



**FARKLI BİTİM VE SUNİ YAŞLANDIRMA İŞLEMLERİNİN  
MONOLİTİK ZİRKONYUM RESTORASYONLARIN  
DEĞİŞİK ÖZELLİKLERİ ÜZERİNE ETKİSİ**

**Dt. Işıl ÖZTÜRK**  
**Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı**

**Tez Danışmanı**  
**Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ**

**Uzmanlık Tezi – 2019**

**T.C.  
RECEP TAYYIP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**FARKLI BİTİM VE SUNİ YAŞLANDIRMA İŞLEMLERİNİN  
MONOLİTİK ZİRKONYUM RESTORASYONLARIN  
DEĞİŞİK ÖZELLİKLERİ ÜZERİNE ETKİSİ**

**Dt. Işıl ÖZTÜRK**

**Protetik Diş Tedavisi Programı  
Uzmanlık Tezi**

**Tez Danışmanı  
Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ**

**RİZE  
2019**

**T.C.**  
**RECEP TAYYIP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ**  
**DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**  
**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ UZMANLIK EĞİTİM PROGRAMI**

**FARKLI BİTİM VE SUNİ YAŞLANDIRMA İŞLEMLERİNİN**  
**MONOLİTİK ZİRKONYUM RESTORASYONLARIN**  
**DEĞİŞİK ÖZELLİKLERİ ÜZERİNE ETKİSİ**

**Dt. IŞıl ÖZTÜRK**

**Tez Savunma Tarihi** : 18.06.2019  
**Tez Danışmanı** : Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ  
(Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi)  
**İkinci Tez Danışmanı** : Doç. Dr. İpek ÇAĞLAR  
(Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi)  
**Jüri Üyesi** : Prof. Dr. Funda BAYINDIR  
(Atatürk Üniversitesi)  
**Jüri Üyesi** : Doç. Dr. Sabit Melih ATEŞ  
(Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi)  
**Jüri Üyesi** : Dr. Öğr. Üyesi Murat ALKURT  
(Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi)

**Onay**

Bu çalışma yukarıdaki jüri tarafından **Uzmanlık Tezi** olarak kabul edilmiştir.

**Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ**  
Fakülte Dekanı

**Uzmanlık Tezi**  
**RİZE – 2019**

# İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	V
ÖZET.....	VI
ABSTRACT.....	VIII
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	X
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	XIII
TABLolar DİZİNİ.....	XV
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Zirkonyumun Tarihçesi.....	3
2.2. Zirkonyumun Mikro Yapısı.....	5
2.2.1. Stabil Olmayan Saf Zirkonyum.....	5
2.2.2. Parsiyel Stabilize Zirkonyum (PSZ).....	5
2.2.3. Tam Stabilize Zirkonyum .....	8
2.3. Diş Hekimliğinde Kullanılan Zirkonyum Çeşitleri.....	8
2.3.1. Zirkonyum ile Sertleştirilmiş Alümina.....	8
2.3.2. Magnezyum Katyonlu Zirkonyum Polikristali.....	8
2.3.3. İtiryum-Tetragonal Zirkonyum Polikristalleri.....	9
2.4. Y-TZP' nin Mekanik Özelliklerini Etkileyen Faktörler.....	9
2.4.1. Stabilize Edici Oksidin Miktarı.....	9
2.4.2. Tanecik Boyutu ve Şekli.....	10
2.4.3. Sıcaklık ve Nem.....	11
2.4.4. Zaman.....	12
2.4.5. Materyale Uygulanan İşlemler.....	13
2.5. Zirkonyumun Üretim Şekilleri.....	14

2.5.1.	Yeşil Zirkonyum Bloklar.....	14
2.5.2.	Pre-sinterize (non-HIP) Zirkonyum Bloklar.....	15
2.5.3.	Sinterize (Hot Isostatic Pressing=HIP) Zirkonyum Bloklar.....	15
2.6.	Zirkonyum Restorasyonların Üretimi.....	15
2.6.1.	CAD/CAM Sistemleri.....	15
2.6.2.	MAD/MAM Sistemleri.....	18
2.7.	Tam Zirkonyum Seramikler (Monolitik Zirkonyum).....	18
2.7.1.	Endikasyonları.....	20
2.7.2.	Avantajları.....	20
2.7.3.	Dezavantajları.....	21
2.8.	Yüze Uygulanan Bitim İşlemleri.....	21
2.8.1.	Aşındırma.....	21
2.8.1.1.	Aşındırıcıların Sınıflandırılması.....	23
2.8.2.	Glaze.....	24
2.8.2.1.	Otoglaze (Natural Glaze).....	25
2.8.2.2.	Overglaze.....	26
2.8.3.	Polisaj.....	26
2.9.	Bitim İşlemlerine Etki Eden Faktörler.....	28
2.10.	Suni Yaşlandırma.....	29
2.11.	Materyallerin Fiziksel ve Mekanik Özelliklerinin Değerlendirilmesi....	30
2.11.1.	Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçümü.....	30
2.11.1.1.	Konvansiyonel Profilometre.....	31
2.11.1.2	Lazer Uçlu Profilometre.....	32
2.11.1.3	Taramalı Elektron Mikroskobu İncelemeleri.....	32
2.11.2.	Enerji Dağılımlı X-Ray Spektroskopisi .....	33

2.11.3.	X-Ray Diffraksiyon Tekniği.....	33
2.11.4.	Bükölme Dayanımı Testleri.....	34
2.11.4.1.	Tek Eksenli Bükölme Testleri.....	34
2.11.4.2.	İki Eksenli Bükölme Testleri.....	35
<b>3.</b>	<b>MATERYAL VE METOT.....</b>	<b>37</b>
3.1.	Örneklerin Hazırlanması.....	37
3.2.	Deney Gruplarının Oluşturulması.....	41
3.2.1.	Kontrol Grubu (Grup K).....	41
3.2.2.	Aşındırma Grubu (Grup A).....	41
3.2.3.	Aşındırma ve Polisaj Grubu (Grup AP).....	42
3.2.4.	Aşındırma ve Glaze Grubu (Grup AG).....	43
3.2.5.	Aşındırma, Polisaj ve Glaze Grubu (Grup APG).....	43
3.3.	Alt Gruplara Suni Yaşlandırma Uygulanması.....	43
3.4.	Örneklerin Yüzey Pürüzlülüğünün Profilometre ile Ölçölmesi.....	44
3.5.	Örneklerin Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizi.....	45
3.6.	Örneklerin Enerji Dağılımlı X-Ray Spektroskopisi (EDS) Analizi.....	46
3.7.	X-Ray Difraktometre Analizi.....	46
3.8.	Bükölme Dayanımı Testi Ölçölmleri.....	47
3.9.	İstatistiksel Analiz.....	49
<b>4.</b>	<b>BULGULAR.....</b>	<b>50</b>
4.1.	Yüzey Pürüzlülüğünün Değerlendirilmesi.....	50
4.2.	Taramalı Elektron Mikroskobu Görüntölmleri.....	53
4.3.	Monolitik Zirkonyum Örneklerin Elementel Analizi.....	55
4.4.	X-Ray Difraktometre Analizi.....	58
4.5.	İki Eksenli Bükölme Dayanım Testinin Değerlendirilmesi.....	66

4.6.	Gruplar Arası İlişkinin Analizi.....	68
5.	<b>TARTIŞMA.....</b>	<b>70</b>
6.	<b>SONUÇ VE ÖNERİLER.....</b>	<b>83</b>
	<b>KAYNAKLAR.....</b>	<b>84</b>
	<b>EKLER.....</b>	<b>99</b>
	<b>EK-1. ÖZGEÇMİŞ.....</b>	<b>99</b>



## TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince gösterdiği anlayış ve her türlü yardımlarından dolayı sayın hocam ve tez danışmanım Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ'a,

Uzmanlık eğitimim ve tezimin hazırlanma sürecindeki desteği ve değerli katkılarından dolayı Dr. Öğr. Üyesi İpek ÇAĞLAR'a,

Sayın Dr. Öğr. Üyesi Murat ALKURT ve Dr. Öğr. Üyesi Sabit Melih ATEŞ'e,

Bu çalışmayı TDH-2018-933 BAP proje numarası ile destekleyen Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğüne,

Çalışmamın istatistik sonuçlarını değerlendirmedeki katkılarından dolayı Doç. Dr. İlhan YANDI'ya,

Fakülte yıllarımın ilk gününden itibaren yanımda olan ve varlıklarıyla hayatımı güzelleştiren dostlarım Dr. Öğr. Üyesi Dilara Nil TOMRUKÇU ve Arş. Gör. Erdiñç SULUKAN'a,

Uzmanlık eğitimim boyunca yardımlarını esirgemeyen Uzm. Dt. Tugay ŞİŞCİ ve birlikte olmaktan mutluluk duyduğum çalışma arkadaşlarıma,

Hayatımın her anında hiçbir fedakarlıktan kaçınmayan, varlıklarından onur ve gurur duyduğum canım aileme,

Hayatımda var olduğu ilk günden itibaren bana hep güç veren eşim Kadir Öztürk'e teşekkürlerimi sunarım.

Işıl Öztürk



## ÖZET

### Farklı Bitim ve Suni Yaşlandırma İşlemlerinin Monolitik Zirkonyum

#### Restorasyonlarının Değişik Özellikleri Üzerine Etkisi

**Amaç:** Bu çalışmanın amacı, monolitik zirkonyum restorasyonlara uygulanan bitim ve suni yaşlandırma işlemlerinin yüzey pürüzlülüğü, topografik özellikler, faz değişimi ve bükülme dayanımına etkisinin incelenmesidir.

**Materyal ve Metot:** Disk şeklinde 100 adet monolitik zirkonyum örnek, presinterize monolitik zirkonyum bloklardan (Ceramill; Amann Girrbach GmbH) sinterleme büzülmesini karşılayacak şekilde hazırlandı. Üretici firmanın talimatları doğrultusunda, 1450 °C’de 7 saat sinterlenme işlemine tabi tutulduktan sonra 15 mm çapında ve 1.2 mm kalınlığında örnekler elde edildi. Örnekler, glaze işlemi uygulandıktan sonra rastgele beş gruba (kontrol, A, AP, AG, APG grupları) ayrıldı. Kontrol grubundaki 20 adet örneğe herhangi bir işlem uygulanmadı. Grup A’daki 20 adet örneğe glaze işleminden sonra mavi bantlı elmas frezlerle aşındırma işlemi, Grup AP’deki örnekler grup A prosedürü sonrası zirkonyum polisaj seti ile polisaj işlemi yapıldı. AG grubundaki 20 adet örneğe aşındırma işlemi yapıldıktan sonra tekrar glaze işlemi uygulandı. Geriye kalan 20 adet örneğe (Grup APG) Grup AP prosedürü sonrası glaze işlemi uygulandı. Tüm gruplar iki alt gruba (n=10) ayrıldı. Bir gruptaki örnekler distile suda bekletilirken diğer alt gruptaki örnekler 5 ile 55 °C sıcaklık aralığında 5000 suni yaşlandırma ile hızlandırılmış yaşlandırma işlemi uygulandı. Tüm örnekler profilometre ile incelendi. Topografik değişimleri değerlendirmek için her gruptan birer adet örneğin Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ile görüntüleri alındı ve Enerji Dağılımlı X Işını Spektroskopisi (EDS) testi yapıldı. Örneklerin faz değişim analizleri X-Ray Difraktometre (XRD) ile değerlendirildi. Örneklerin bükülme dayanımının değerlendirilmesi için Universal Test Cihazında üç top

üzerinde bükülme dayanım testi uygulandı. Elde edilen veriler varyans analizi ve Tukey çoklu karşılaştırma testi ile istatistiksel olarak değerlendirildi ( $p<0.05$ ).

**Bulgular:** Aşındırma işlemi uygulanan örneklerin yüzey pürüzlülük ve bükülme dayanımının diğer gruplardan anlamlı derecede yüksek ( $p<0.05$ ) olduğu, polisaj ve glaze grupları arasındaki farkın anlamlı olmadığı ( $p>0.05$ ) saptandı. XRD analizinde; uygulanan yüzey ve ısıl işlemlerin göreceli monoklinik faz miktarına etkisinin olduğu ancak elde edilen farkların istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görüldü ( $p>0.05$ ).

**Sonuç:** Bu çalışmada polisaj işlemleri uygulanan örneklerin glaze işlemleri uygulanan örneklerden daha iyi mekanik özellikler sergilediği tespit edildiğinden, monolitik zirkonyum restorasyonların bitim işlemlerinde yeterli bir şekilde polisaj uygulanmasının glaze işlemi yerine tercih edilebileceği kanaatine varıldı.

**Anahtar Kelimeler:** Monolitik zirkonyum, Farklı bitim işlemleri, Suni yaşlandırma, Yüzey pürüzlülüğü, Topografik analiz, Faz değişimi, Bükülme dayanımı

## ABSTRACT

### **The Effect of Different Finishing Techniques and Thermocycling of Monolithic Zirconium Restorations on Different Properties**

**Aim :** The aim of this study was to evaluate the effect of different finishing procedures and artificial aging of monolithic zirconium restorations on the surface roughness, topographic properties, phase transformation and flexural strength.

**Material and Methods:** 100 disc-shaped monolithic zirconium specimens were cut from presintered zirconium blanks (Ceramill; Amann Girrbach GmbH) which were oversized to compensate for sintering shrinkage. After sintering for 7 hours at 1450 °C according to the manufacturer's instruction, specimens of 15 mm diameter and 1.2 mm thickness were obtained. Glaze was applied to all specimens and randomly divided into 5 groups (control, A, AP, AG, APG groups). In the control group, no other procedure was applied to the 20 specimens. 20 specimens surfaces in the group A were ground with blue band diamond rotary instruments after glaze treatment. In the group AP, specimens were polished with zirconium polishing kit after group A. 20 specimens in the group AG were glazed again after group A procedures. The remaining 20 specimens (group APG) were treated with glaze after Group AP procedure. All groups were divided into 2 subgroups (n = 10). Specimens in one group were kept in distilled water while the specimens in the other subgroup were thermocycled for 5000 cycles, with a temperature range of 5 to 55 °C. To evaluate the topographic changes, one specimen of each group was subjected to scanning electron microscopy (SEM) and energy dispersive spectrometry (EDS) test. Additionally, all specimens were measured with profilometer. Phase changes were assessed with X-ray diffraction (XRD). The biaxial flexural strength was determined by using a piston-on-3-balls technique in a Universal Testing Machine. Statistical analysis was performed by using variance analysis and Tukey multiple comparison test ( $p < 0.05$ ).

**Results:** It was found that surface roughness and flexural strength were significantly higher in grinding group than other groups ( $p < 0.05$ ) and no significant difference was found between polished and glazed groups ( $p > 0.05$ ). In XRD analysis; it was observed that the applied surface and heat treatments had an effect on the relative monoclinical phase amount but the differences were not statistically significant ( $p > 0.05$ ).

**Conclusions:** In our study, it was determined that the polished specimens exhibited better mechanical properties than glazed specimens. For this reason, we think that an adequate polishing application can be preferred instead of glaze treatment in monolithic zirconium restorations.

**Keywords:** Monolithic zirconium, Different finishing techniques, Artificial aging, Surface roughness, Topographic analysis, Phase transformation, Flexural strength

## SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

$Al_2O_3$	Alüminyum oksit
CAD/CAM	Bilgisayar destekli tasarım/ Bilgisayar destekli üretim
$^{\circ}C$	Derece santigrat
$cm^3$	Santimetre küp
CSD	Bilgisayarlı yüzey taraması
Dk	Dakika
DRI	Elmaslı döner cihazlar
EDS	Enerji dağılımlı x ışını spektroskopisi
g	Gram
GPa	Gigapascal
ISO	International Organization for Standardization
$K^{-1}$	Isısal genleşme katsayısı
LR	Profil uzunluğu oranı X
LTD	Low temperature degradation/Düşük ısı bozunması
MAD/MAM	Manuel destekli tasarım/ Manuel destekli üretim
Mg-PSZ	Magnezyum katyonlu zirkonyum polikristali
MPa	Megapascal
mm	Milimetre
$\mu m$	Mikrometre
nm	Nanometre
MZ	Monolitik zirkonyum
N	Newton
$O^{2-}$	Oksijen
$OH^{-}$	Hidroksit

PSZ	Parsiyel stabilize zirkonyum
p	Anlamlılık
r <sub>1</sub>	Destek çemberinin yarıçapı
r <sub>2</sub>	Yüklenen alanın yarıçapı
r <sub>3</sub>	Numunenin yarıçapı
Ra	Yüzeyin ortalama pürüzlülüğü
Rpm	Devir/Dakika
Rz	Yüzeyden en yüksek uçların ortalamaları
SEM	Taramalı Elektron Mikroskobu
SiC	Silikon karbit
sn	Saniye
SPSS	Statistical Package for the Social Sciences
SS	Standart sapma
t-m	Tetragonal- monoklinik
TSZ	Tam stabilize zirkonyum
TZP	Tetragonal zirkonyum polikristali
Y-TZP	İtriyum-stabilize tetragonal zirkonyum
Y <sub>2</sub> O	İtriyum oksit
Zr	Zirkonyum
ZrSiO <sub>4</sub>	Zirkonyum silikat
ZrO <sub>2</sub>	Zirkonyum oksit
ZrO <sub>2</sub> -CaO	Zirkonyum oksit-Kalsiyum oksit
ZrO <sub>2</sub> -CeO <sub>2</sub>	Zirkonyum oksit-Seryum oksit
ZrO <sub>2</sub> -MgO	Zirkonyum oksit-Magnezyum oksit
ZrO <sub>2</sub> -Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Zirkonyum oksit-İtriyum oksit

ZTA	Zirkonyum ile sertleştirilmiş alümina
XRD	X-Ray Diffraksiyon
%	Yüzde
$\nu$	Poisson oranı
$\sigma$	Çift eksenli bükülme dayanımı
$\rho$	Spearman'in rho katsayısı



## ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
Şekil 2.1. Zirkonyumun periyodik tablodaki yeri.....	3
Şekil 2.2. Baddeleyit ( $ZrO_2$ ) ve Zirkon ( $ZrSiO_4$ ) bileşikleri.....	4
Şekil 2.3. Saf zirkonyumun fazları.....	5
Şekil 2.4. Dönüşüm doygunluğu mekanizması.....	7
Şekil 2.5. $Y_2O_3$ yoğunluğu ve üretim sıcaklıklarının faz dönüşümüne etkisi.....	10
Şekil 2.6. $Y_2O_3$ yoğunluğunun tanecik boyutuna etkisi.....	11
Şekil 2.7. Enine kesitte meydana gelen yaşlanma sürecinin şeması.....	12
Şekil 2.8. Polisaj işleminin basamakları.....	26
Şekil 2.9. Üç top üzerinde piston yöntemi şematik görünümü.....	36
Şekil 3.1. Çalışmada kullanılan monolitik zirkonyum blok.....	38
Şekil 3.2. Çalışmada kullanılan monolitik zirkonyum örnekler.....	38
Şekil 3.3. Çalışmada kullanılan CAD/ CAM sistemi.....	39
Şekil 3.4. Monolitik zirkonyum blokların kazınma işlemi.....	39
Şekil 3.5. KaVo Everest Therm sinterizasyon fırını.....	40
Şekil 3.6. Örnek kalınlıklarının dijital kumpasla ölçümü.....	40
Şekil 3.7. Ivoclar Vivadent Programat P300 fırını.....	41
Şekil 3.8. Çalışmada kullanılan polisaj kiti.....	42
Şekil 3.9. Ultrasonik banyo.....	43
Şekil 3.10. Çalışmada kullanılan glaze materyali (GC Initial).....	43
Şekil 3.11. Suni yaşlandırma cihazı.....	44
Şekil 3.12. Altın kaplama cihazı.....	45
Şekil 3.13. SEM cihazı.....	46



<b>Şekil 3.14.</b> XRD cihazı.....	47
<b>Şekil 3.15.</b> Instron universal test cihazı.....	48
<b>Şekil 4.1.</b> Ortalama yüzey pürüzlülüğü ( $\mu\text{m}$ ).....	52
<b>Şekil 4.2.</b> a) K grubuna ait SEM görüntüleri, .....	53
b) KSy grubuna ait SEM görüntüleri (2000 $\times$ ) .....	53
<b>Şekil 4.3.</b> a) A grubuna ait SEM görüntüleri, .....	53
b) ASy grubuna ait SEM görüntüleri (2000 $\times$ ).....	53
<b>Şekil 4.4.</b> a) AP grubuna ait SEM görüntüleri, .....	53
b) APSy grubuna ait SEM görüntüleri (2000 $\times$ ).....	53
<b>Şekil 4.5.</b> a) AG grubuna ait SEM görüntüleri, .....	54
b) AGSy grubuna ait SEM görüntüleri (2000 $\times$ ).....	54
<b>Şekil 4.6.</b> a) APG grubuna ait SEM görüntüleri, .....	54
b) APGSy grubuna ait SEM görüntüleri (2000 $\times$ ).....	54
<b>Şekil 4.7.</b> Farklı bitim ve suni yaşlandırma işlemleri sonrasında örnek yüzeyinde oluşan elementel dağılım.....	58
<b>Şekil 4.8.</b> X-Ray difraktometre analizi ile tespit edilen $X_M$ değerler .....	60
<b>Şekil 4.9.</b> Monolitik zirkonyum örneklerin X-ray difraksiyon şekilleri.....	65
<b>Şekil 4.10.</b> Bükülme dayanıklılık değerleri (MPa).....	68

## TABLolar DİZİNİ

<u>Tablo No</u>	<u>Sayfa No</u>
<b>Tablo 2.1.</b> Monolitik zirkonyum bloklar ve üretici firmaları.....	20
<b>Tablo 3.1.</b> Çalışmada kullanılan monolitik zirkonyum materyalinin kimyasal içeriği ve özellikleri.....	37
<b>Tablo 4.1.</b> Yüzey pürüzlülük değerlerinin varyans analiz tablosu.....	50
<b>Tablo 4.2.</b> Yüzey pürüzlülük değerlerinin ortalama, standart sapma ve çoklu karşılaştırma testi sonuçları .....	51
<b>Tablo 4.3.</b> Yüzey pürüzlülüğü bağımsız örneklem testi (student t-testi) sonuçları .....	52
<b>Tablo 4.4.</b> $X_M$ değerlerinin varyans analiz sonuçları.....	59
<b>Tablo 4.5.</b> Göreceli monoklinik faz miktarlarının ortalama, standart sapma ve çoklu karşılaştırma testi sonuçları .....	59
<b>Tablo 4.6.</b> $X_M$ değerlerinin bağımsız örneklem testi (student t-testi) sonuçları.....	60
<b>Tablo 4.7.</b> Bükülme dayanımı değerlerinin varyans analiz tablosu.....	66
<b>Tablo 4.8.</b> Bükülme dayanımının ortalama, standart sapma ve çoklu karşılaştırma testi sonuçları.....	67
<b>Tablo 4.9.</b> Bükülme dayanımı değerlerinin bağımsız örneklem testi (student t-testi) sonuçları .....	68
<b>Tablo 4.10.</b> İki eksenli bükülme testi ile göreceli monoklinik faz miktarı arasındaki korelasyon katsayıları (r).....	69

# 1. GİRİŞ

Sabit protetik tedavilerde sıklıkla tercih edilen metal destekli porselen restorasyonlar ile estetik ve biyolojik beklentiler tam olarak karşılanamadığından tam seramik restorasyonlar kullanılmaya başlanmıştır.<sup>1,2</sup> Tam seramik restorasyonların estetik ve biyouyumlu olmalarına karşın kırılğan yapıları nedeni ile kullanım alanları ön bölgelerle sınırlı kalmıştır. Son yıllarda ise mekanik ve estetik özellikleri nedeniyle zirkonyum restorasyonların popülaritesi artmıştır.<sup>1</sup> Zirkonyumun uygun dental materyal olarak gelecekte de kullanılabilir olması, yaşlanma sürecinin ve uzun dönem mekanik özelliklerinin anlaşılabilmesine bağlıdır.<sup>3</sup>

Zirkonyum, sabit protetik tedavilerde alt yapı (core) materyali olarak ve monolitik (anatomik) zirkonyum şeklinde kullanılmaktadır. Zirkonyum alt yapıların estetik özellikli porselen ile kaplanması gerekmektedir. Monolitik zirkonyum sistemlerinde ise üst yapı porselenine gerek duyulmaz. Monolitik zirkonyumun üretilmesi ile zirkonyum restorasyonlarda en sık karşılaşılan problem olan porselen bağlantı başarısızlıkları elimine edilmiştir.<sup>4</sup>

CAD/CAM sistemlerinin geliştirilmesi ile zirkonyumun diş hekimliğindeki önemi artmıştır.<sup>5</sup> Ancak, zirkonyumun yapısal olarak üç fazlı olması nedeni ile materyale uygulanan mekanik veya ısıl işlemler, fazlar arası dönüşümü uyandırabilir. Bu tür değişiklikler zirkonyum restorasyonların bükülme dayanımı, sertlik ve elastik modül gibi mekanik özelliklerini olumlu ya da olumsuz yönde etkileyebilir.<sup>6</sup> Fazlar arası değişimin yüksek olması transformasyon doygunluğunu ters yönde etkiler ve çatlak yayılımına karşı direnci dolayısıyla mekanik özellikleri azaltır.<sup>5</sup>

Monolitik zirkonyum restorasyonların CAD/CAM sistemleri ile hassas bir şekilde hazırlanmaları ağız içine yerleştirilmeleri sırasında oklüzal uyumlama yapılması gereksinimini ortadan kaldırmaz. Oklüzal uyumlama sonrasında yüzeylerin etkin bir

şekilde parlatılması gerekmektedir.<sup>2,7</sup> Uygun yüzey bitim işleminin uygulanması restorasyonun başarısı için önemlidir. Bitim işlemi, yüzey aşındırmasıyla oluşan kusurları ortadan kaldırarak restorasyonların ömrünü uzatır ve estetiği artırır.<sup>8</sup>

Bu çalışmanın hipotezi, bitim ve suni yaşlandırma işlemlerinin monolitik zirkonyumun yüzey pürüzlülüğünü ve mekanik özelliklerini etkileyeceği ayrıca faz değişiminin gerçekleşeceği şeklindedir.

Bu *in-vitro* tez çalışmasının amacı; monolitik zirkonyuma uygulanan farklı bitim işlemlerinin ve suni yaşlandırmanın yüzey pürüzlülüğüne, topografik özelliklerine, faz değişimine ve bükülme dayanımına etkisinin araştırılmasıdır.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Zirkonyumun Tarihçesi

Değerli taş olarak bilinen zirkon, Arapça altın renginde anlamına gelen ‘zargon’ kelimesinden gelmektedir. Zargon kelimesi ise Farsça bir kelime olan ‘Zar’ (altın) ve ‘Gun’ (renk) kelimelerinin birleşmesinden oluşmuştur.<sup>9</sup> Sembölü ‘Zr’ olan zirkonyum periyodik cetvelin 5. periyodunda 4b grubunda yer alan, oda koşullarında grimsi renkli katı bir kimyasal elementtir (Şekil 2.1.). Atom numarası 40, atomik ağırlığı 91.22 g/mol, değerleri ise +2, +3 veya +4’tür.<sup>9,10</sup> Materyalin yoğunluğu 6.49 g/cm<sup>3</sup>, erime derecesi 1852 °C ve kaynama derecesi 4377 °C’dir.<sup>9</sup>

The image shows a standard periodic table of elements. The element Zirconium (Zr) is highlighted in a yellow box. It is located in the 5th period and the 4b group. The table includes element symbols, names, and atomic weights. The periodic table is color-coded by groups: 1 (blue), 2 (orange), 3-10 (yellow), 11-12 (green), 13-18 (purple), and the lanthanide and actinide series (grey).

Şekil 2.1. Zirkonyumun periyodik tablodaki yeri

Zirkonyum doğada saf halde bulunmaz. Zirkonyum silikat ( $ZrSiO_4$ ) ve zirkonyum oksit ( $ZrO_2$ ) gibi birçok farklı bileşik halinde bulunur. Zirkonyum silikatın diğer adı ‘zirkon’dur. Zirkonyum oksidin diğer adları ise ‘zirkonyum ve baddeleyit’ tir (Şekil 2.2.).<sup>5,9,11</sup>



**Şekil 2.2.** Baddeleyit ( $ZrO_2$ ) ve Zirkon ( $ZrSiO_4$ ) bileşikleri<sup>5</sup>

Alman kimyager Martin Heinrich Klaproth tarafından 1789 yılında keşfedilen saf zirkonyum 1914 yılına kadar kullanılmamış, uzun bir süre ise seramiklerde pigment maddesi olarak tercih edilmiştir.<sup>9</sup> Biyomateryal olarak ilk defa kalça eklem protezlerinde eklem başı olarak kullanılmış ve başarılı sonuçlar elde edilmiştir.<sup>12</sup>

Biyomateryal olarak kullanılacak saf zirkonyum tozunu elde etmek amacıyla; materyalin, karmaşık ve zaman alıcı bir arıtma işlemine tabi tutulması gerekmektedir.<sup>9</sup> Biyomateryal olarak  $ZrO_2$ -MgO (zirkonyum oksit-magnezyum oksit),  $ZrO_2$ -CaO (zirkonyum oksit-kalsiyum oksit),  $ZrO_2$ -CeO<sub>2</sub> (zirkonyum oksit-seryum oksit) ve  $ZrO_2$ -Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (zirkonyum oksit-itriyum oksit) şeklinde karışımlar denenmiş, ancak sadece  $ZrO_2$ -Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> seramiklerin uygun olduğu görülmüştür.<sup>13</sup> Saf zirkonyuma oda sıcaklığında Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ilave edilerek diş hekimliğinde de kullanılan “İtriyum ile Stabilize Tetragonal Zirkonyum Polikristali” (Y-TZP) elde edilmiştir.<sup>14</sup>

Küçük gren çapı, yüksek mekanik direnci ve sertlik gibi özellikleri nedeniyle diş hekimliğinde 1990’lı yılların başından itibaren ortodontik braketlerde, post-core sistemlerinde, implantlarda ve implant dayanaklarında,<sup>15</sup> 2004 yılında ise kuron ve köprü<sup>12</sup> yapımında zirkonyumun kullanımına başlanılmıştır. Zirkonyumun opak beyaz renkte olması nedeniyle, estetik bir üst yapı porseleni ile kaplanması gerekmektedir. Üst yapı porseleninde meydana gelen çatlak veya ayrılmalar, alt ve üst yapı arasındaki bağlantı başarısızlıkları zirkonyum restorasyonların başarı oranını azaltmaktadır.<sup>4</sup> Bu başarısızlıkları elimine etmek ve daha dirençli malzemeler geliştirmek için CAD/CAM

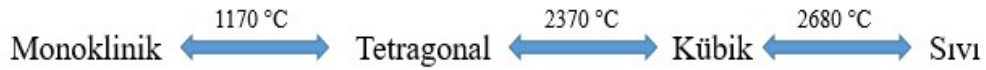
sistemleri ile üretilen, veneer porselenine ihtiyaç duyulmayan, tek yapıdan elde edilen monolitik zirkonyum üretilmiştir. Gelişmiş mekanik özelliklerinden dolayı monolitik zirkonyum restorasyonların klinik uygulama alanları son zamanlarda gittikçe artmaktadır.<sup>16</sup>

## 2.2. Zirkonyumun Mikro Yapısı

### 2.2.1. Stabil Olmayan Saf Zirkonyum

Polimorf bir malzeme olan zirkonyum; aşağıda belirtilen üç farklı fazda bulunabilir (Şekil 2.3.):<sup>17,18</sup>

- 1) Monoklinik faz (m): Zirkonyum oda sıcaklığında bu fazdadır, 1170 °C 'ye kadar stabil kalır.
- 2) Tetragonal faz (t): 1170 °C ve 2370 °C arasında zirkonyum tetragonal fazda kalır.
- 3) Kübik faz (k): Zirkonyum 2370 °C ile 2680 °C arasında kübik fazda kalır.



Şekil 2.3. Saf zirkonyumun fazları

Sinterleme işleminden sonra soğumakta olan zirkonyum oksitte 100 ile 1070 °C arasında tetragonal-monoklinik (t-m) transformasyon gerçekleşir. Kontrolsüz gerçekleşen bu faz değişimi ile birlikte yüksek iç streslere ve çatlak oluşmasına neden olabilen % 3-5'lik bir hacim artışı meydana gelir. Bu olay, saf zirkonyumun oda sıcaklığına kadar soğutulduğunda küçük parçalara ayrılmasına sebep olduğu için istenmeyen bir durumdur.<sup>19</sup>

### 2.2.2. Parsiyel Stabilize Zirkonyum

Faz dönüşümleri sırasında oluşan stresler çatlak oluşumuna neden olduğundan saf zirkonyumun oda sıcaklığında faz dönüşümünü önlemek amacıyla stabilize edici oksitler (CaO, MgO, Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) eklenmektedir. Stabilizatörlerin ilavesi ile zirkonyumun tetragonal

faz geçişi 1000 °C'nin üzerine çıkarken, oda sıcaklığında soğutulduğunda saf zirkonyumdan farklı olarak kübik ile tetragonal fazın karışım şekli olan yarı stabil zirkonyuma dönüşür. Bu yarı stabil yapıya 'Parsiyel Stabilize Edilmiş Zirkonyum' (PSZ) adı verilir. PSZ; oda sıcaklığında yoğun kübik faz içerine az miktarda monoklinik ve tetragonal fazın çökmesi ile oluşan multifaz bir materyaldir.<sup>19</sup>

### *Dönüşüm Doygunluğu*

Doygunluk, çatlak ilerlemesi sırasında absorbe edilen enerjinin ölçüsü olarak tanımlanır.<sup>20</sup> Dönüşüm doygunluğu ise; materyalin çatlak mevcudiyetinde, gelen yüklere karşı koyabilme kapasitesi olarak tanımlanmıştır.<sup>21</sup> Metastabil t fazı, saf zirkonyuma CaO, MgO, Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> veya CeO<sub>2</sub> gibi oksitlerin eklenmesiyle stabilize edilir. Genellikle, dental uygulamalar için kullanılan Y-TZP, % 3 mol Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> içerir.<sup>9</sup>

Dış etkenler sonucunda zirkonyumun yüzeyinde gerilim stresleri oluşabilir. Gerilim streslerinin varlığında tetragonal partiküllerin matriks basıncı düşer ve tetragonal fazdan monoklinik faza geçiş dönüşümü başlar. Bu dönüşüm sırasında oluşan hacim artışı, dış yüzeydeki gerilim streslerine karşı baskı streslerine sebep olarak çatlak ilerleyişini etkili bir şekilde önler ve böylece yüksek sertlik elde edilir. Bu mekanizma, dönüşüm doygunluğudur ve çok yüksek dayanımı olan zirkonyum materyalinin temeli olarak kabul edilir.<sup>9,22</sup>

Zirkonyum kristallerinin tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşmesi, mekanik gücünün yüksek olmasını sağlar.<sup>20</sup> Aksine dönüşüm doygunluğunu aşan streslere maruz kalan zirkonyum materyalinin mekanik özelliklerinin olumsuz etkilenebileceği ile ilgili çalışmalar mevcuttur.<sup>3,23,24</sup> Aşındırma, kumlama gibi işlemler yüksek lokalize stresler yaratacağından, kristallerin monoklinik faza dönüşümünü tetikleyebilir.<sup>8,20,25</sup> Dışarıdan gelen streslerin malzemenin dayanımını etkileyebilmesi dönüşüm doygunluğunda oluşan stresi aşması ile ilişkilidir.<sup>7,20</sup> Ancak, ağız ortamında stres, sıcaklık, asitler, nem ve tükürük

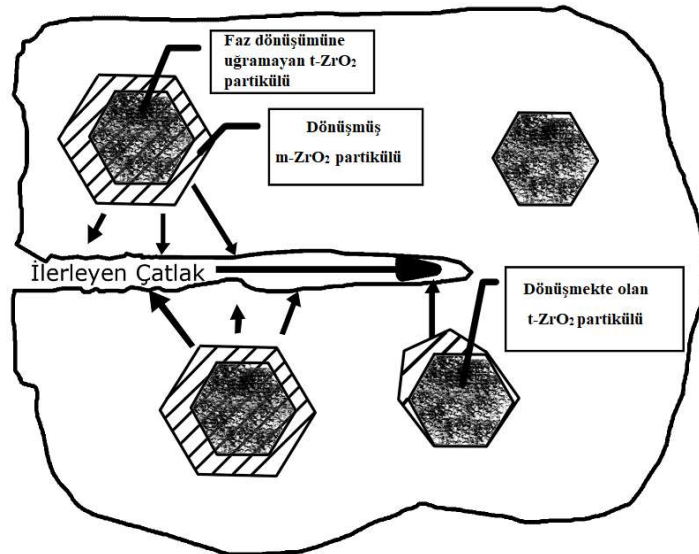


gibi etkenlerin birleşiminin dönüşüm oranını nasıl etkilediği henüz anlaşılammıştır.<sup>3,9,21,25</sup>

Dönüşüm doygunluğunun mekanik özellikleri güçlendirmesi iki mekanizma ile ilişkilidir:<sup>9</sup>

1. Oda sıcaklığında tetragonal fazda yarı stabil olan zirkonyum iç yapısında monoklinik faza geçmek için iç enerji barındırır. Baskı kuvvetleri karşısında ise kübik matriks içindeki düzenli yayılmış olan tetragonal faz daha hacimli olan monoklinik faza geçiş yapar. Tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümü (t-m), çatlakların açılmasını engelleyici baskı stresleri oluşturur ve dış streslerin nötralize edilmesini sağlar. Yapılan bir çalışmada, diğer polikristalin seramiklerde bulunmayan bu özellik ile zirkonyum örneklerin 900-1200 MPa arasında bükülme dayanımı ve 9-10 MPa/m<sup>2</sup>'lik kırılma dayanımı sergilediği belirtilmiştir.<sup>9</sup>

2. Zirkonyumun tetragonal ve kübik fazları arasında termal genişleme katsayısı farkı mevcuttur. Tetragonal fazın termal genişleme katsayısı  $6.5 \cdot 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$ , kübik fazın termal genişleme katsayısı  $10.5 \cdot 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$  'dir. Bu farktan kaynaklanan mikro çatlaklar, yapıda internal basınç oluşturur. Bu basınç, daha büyük çatlakların ilerlemesine engel olur (Şekil 2.4.).<sup>9</sup>



Şekil 2.4. Dönüşüm doygunluğu mekanizması <sup>9</sup>

### **2.2.3. Tam Stabilize Zirkonyum**

Tam stabilize zirkonyum (TSZ), saf zirkonyuma % 7.9 CaO, % 5.86 MgO, %13.75 Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> gibi toprak alkali metal oksitlerin ilavesiyle oluşturulur. Oda sıcaklığında sadece iri kübik fazı içeren tam stabilize zirkonyumdan, 2500 °C 'ye kadar faz dönüşümü gözlenmemektedir. TSZ seramiklerin darbe direnci, dayanıklılığı ve ısıl değişim dayanımı düşüktür. Sinterleme sıcaklığı, kübik faz içeriğinden dolayı yüksektir.<sup>5,9</sup>

## **2.3. Diş Hekimliğinde Kullanılan Zirkonyum Çeşitleri**

### **2.3.1. Zirkonyum ile Sertleştirilmiş Alümina**

Zirkonyumun alümina matriksi ile birleştirilmesi, stresle tetiklenen dönüşüm kapasitesini avantajlı bir şekilde kullanmak için uygulanan bir yöntemdir. In-Ceram Zirkonyum bu materyale örnek olarak verilebilir. Hem split cast yöntemiyle hem de Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim (Computer Aided Design-Computer Aided Manufacturing; CAD/CAM) yöntemiyle elde edilebilir. CAD/CAM yöntemi ile hazırlanıklarında, split cast yöntemine göre daha iyi mekanik özellikler gösterirler.<sup>26</sup>

### **2.3.2. Magnezyum Katyonlu Zirkonyum Polikristali**

Magnezyum Katyonlu Zirkonyum Polikristalinin (Mg-PSZ) biyomedikal kullanımı ile ilgili çok sayıda çalışma yapılmış olmasına karşın tam olarak başarı sağlanamamıştır. Bu durum, büyük gren boyutu (30-40 µ) ve poroz yapısı gibi, karşıt yapıda aşınmaya ve düşük mekanik özelliklere sebep olma gibi bazı nedenlere bağlanmıştır.<sup>26</sup> Mg-PSZ'nin mikro yapısı, kübik zirkonyum matriks ve içerisinde bulunan tetragonal çökeltilerden oluşur. Bileşimdeki MgO yoğunluğu % 8-10 arasında değişir.<sup>26</sup> Denzir-M, Mg-PSZ'ye örnek olarak gösterilebilir.<sup>4</sup>

### 2.3.3 İttriyum-Tetragonal Zirkonyum Polikristalleri

Oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize edici oksit olarak, saf zirkonyumun ağırlığının % 2-3 oranında  $Y_2O_3$  içermesiyle oluşan yapıya 'İttriyum- Tetragonal Zirkonyum Polikristali (Y-TZP) adı verilir.<sup>14,27</sup> Bu kristalin yapı, camsı faz içermez ve yoğun şekilde sinterlendiği için en az çatlak ve kusur barındırır.<sup>28</sup> Y-TZP, daha az kararlı fakat daha kompakt tetragonal fazda stabilize edilir, ancak, termal veya mekanik uyarım, monoklinik kristal faza dönüşüme neden olur. Bu faz dönüşümü, Y-TZP'ye dayanıklılık verir.<sup>29</sup> Oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize Y-TZP elde etmek için, tanecik büyüklüğünün 0.8 mm'den küçük ve stabilizör miktarının % 3 molden az olması gerekir.<sup>5</sup>

Y-TZP yüksek bükülme dayanımı, kırılma direnci, sertlik, aşınma direnci, elektrik yalıtımı, düşük ısı iletkenliği, asit ve alkalilere karşı korozyon direnci, çeliğe benzer olan esneklik modülü gibi olağanüstü temel özellikler sergiler. Bu özellikleri ile klinik uygulamalarda istenen ISO 13356 kriterlerini karşılamaktadır.<sup>5</sup>

Y-TZP, biyouyumluluk açısından *in vitro* ve *in vivo* çalışmalarla araştırılmış ve bu materyal ile ilgili lokal ve sistemik hiçbir yan etki bildirilmemiştir. Fibroblastlar ve kan hücreleri üzerinde sitotoksik, onkojenik ve mutajenik etkiler gözlenmemiştir.<sup>13,26</sup>

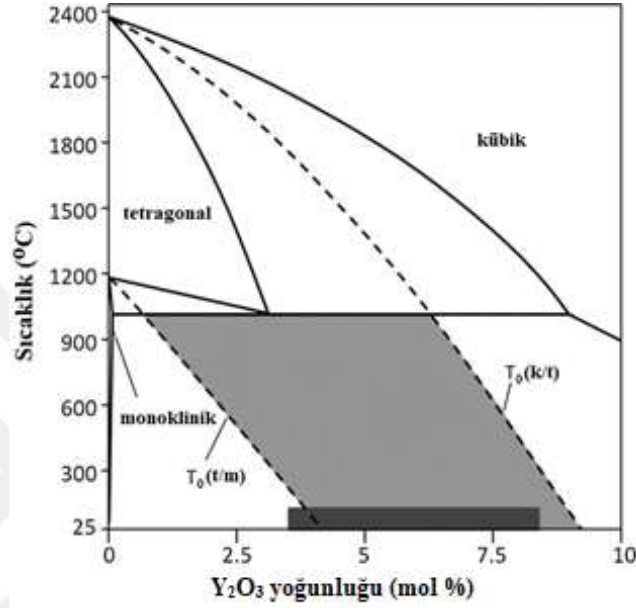
Y-TZP, diş hekimliğinde yaygın bir şekilde diğer materyallere alternatif olarak, iki tabakalı kuronlarda ve köprülerde, anatomik konturlu monolitik zirkonyum kuron ve köprülerde, implant abutment ve vida retansiyonlu implant altyapı komponentleri gibi dental uygulamalarda kullanım alanı bulmaktadır.<sup>5,30</sup>

## 2.4. Y-TZP' nin Mekanik Özelliklerini Etkileyen Faktörler

### 2.4.1. Stabilize Edici Oksidin Miktarı

Stabilize edici oksidin miktarı ve gren büyüklüğünün artışı, faz dönüşümünü hızlandıran faktörlerden biridir. Oksidin  $ZrO_2$  içinde homojen bir şekilde dağılımı önemlidir. En iyi mekanik özellikler, yapının içerisine % 2-3 oranında  $Y_2O_3$  ilave

edildiğinde gözlenmektedir. İtiryum oksit oranı arttıkça; tetragonal fazın oranı azalır, gren büyüklüğü artar ve yapının kararlılığı bozulur.<sup>9,21,31</sup> İlaveten bu durum, sinterleme ısını düşürerek yapı içerisinde porozite oranının artmasına neden olur. % 8 molden fazla  $Y_2O_3$  ilave edildiğinde ise, faz değişimi durur ve materyal tamamıyla stabilize olur (Şekil 2.5.).<sup>21</sup>



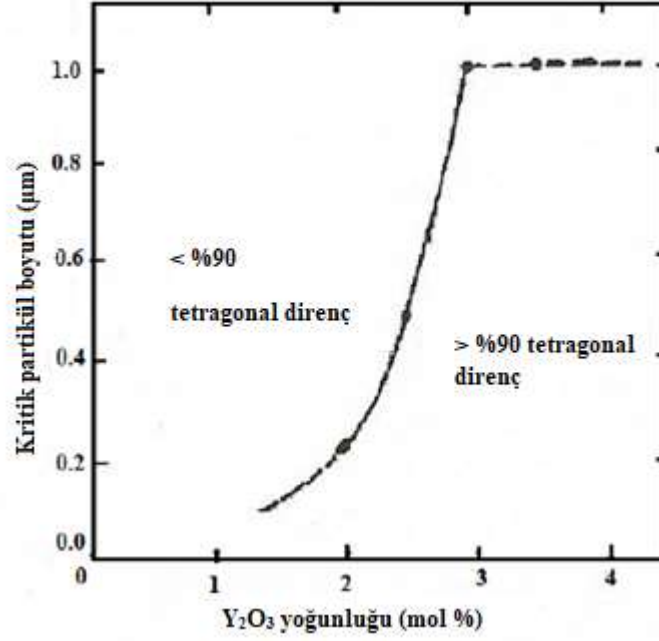
Şekil 2.5.  $Y_2O_3$  yoğunluğu ve üretim sıcaklıklarının faz dönüşümüne etkisi<sup>21</sup>

#### 2.4.2. Tanecik Boyutu ve Şekli

Tanecik boyutunun artması, Y-TZP'nin tetragonal fazının daha kararsız ve bozunmaya daha duyarlı hale gelmesine neden olur.<sup>14</sup> Y-TZP yapıların içindeki yayılan taneciklerin ince grenli ve homojen olması, zirkonyumun mekanik özellikleri açısından önemlidir.<sup>9</sup> Tanecik boyutunun  $0.2 \mu m$ 'dan küçük olması faz dönüşümünü engelleyerek malzemenin kırılma sertliğini azaltırken, tanecik boyutunun artması spontan faz dönüşümünü tetikler. Maksimum kırılma dayanımı değerini elde edebilmek için, %2 oranında  $Y_2O_3$  ile  $0.3 \mu m$  gren hacmi gereklidir.  $Y_2O_3$  % 3 oranında ilave edildiğinde gren büyüklüğü  $1 \mu m$ 'ye yükselirken, mekanik özellikleri ise azalır.<sup>32</sup>

Materyalde bulunan porozite mekanik özelliklere etki eden diğer bir faktördür.<sup>33</sup> Porozite miktarının az olması, mekanik özellikleri olumlu yönde etkiler. Ayrıca porozite

ile çatlağın ilerleyişi arasında bir ilişki vardır.<sup>15</sup> Porozite artışı, çatlağın küçük tanecikler arasından intergranuler şekilde ilerlemesine neden olur. Bu ilerleme, mekanik direncin düşük olduğunu gösterir.<sup>33,34</sup> Materyalin yoğunluğu; şekillendirme ve sinterleme gibi üretim aşamalarından etkilenir (Şekil 2.6.).<sup>9</sup>



Şekil 2.6. Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> yoğunluğunun tanecik boyutuna etkisi<sup>9</sup>

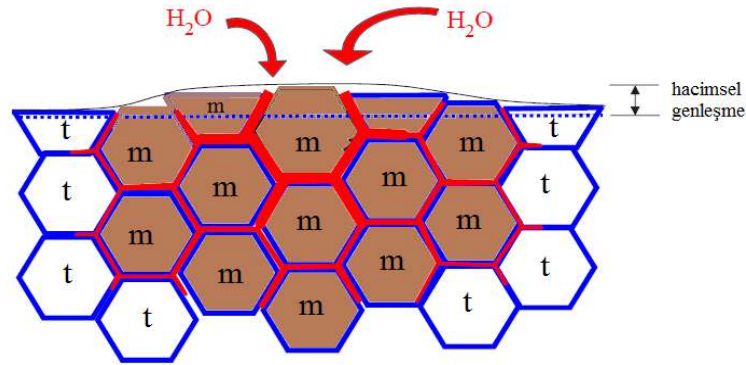
### 2.4.3. Sıcaklık ve Nem

Zirkonyum nem varlığında yaşlanmaya eğilim gösterir.<sup>13</sup> Yapılan çalışmalar sonucunda, tetragonal stabilize ZrO<sub>2</sub>'nin, nemli ortamda 100-400 °C sıcaklık aralığında spontan olarak tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüme uğradığı bildirilmiştir.<sup>32,35</sup> Düşük sıcaklıklarda zaman içinde meydana gelen bu spontan t-m dönüşümü, LTD (Düşük Isı Bozunması) olarak tanımlanır. Bu olay, ilerlemiş bir çatlağın oluşturduğu lokal stresin, t-m dönüşümünü başlatmadığı durumlarda meydana gelir.<sup>20,29</sup> Yapılan çalışmalara göre, düşük ısı bozulmasının zirkonyuma uygulanan yüzey işlemlerinden, zirkonyumun mikro yapısı ve poroz yapısından, kullanılan katkı maddelerinden etkilendiği gösterilmiştir.<sup>3</sup> Su

moleküllerinin faz dönüşümünü oluşturma mekanizması henüz tam olarak açıklanmamış olsa da,<sup>21</sup> aşağıda belirtilen bazı aşamaların olduğu ileri sürülmüştür:<sup>36</sup>

- 1) ZrO<sub>2</sub> yüzeylerinde H<sub>2</sub>O'nun kimyasal adsorpsiyonu,
- 2) Zr-O-Zr kimyasal bağının bozularak Zr-OH bağının oluşumu,
- 3) Taneciklerin sınırlarından difüzyon ile iç kısma OH<sup>-</sup> ve / veya O<sup>2-</sup> girmesi,
- 4) Oksijen boşluklarının OH<sup>-</sup> ve / veya O<sub>2</sub><sup>-</sup> ile doldurulması,
- 5) Tetragonal fazın dengesini bozan oksijen boşluklarının azaltılması.

Spontan tetragonal monoklinik faz dönüşümü; yüzey pürüzlülüğü, partikül ayrılması ve ciddi yüzey çatlakları sebebiyle Y-TZP'nin mekanik özelliklerini önemli ölçüde azaltabilir.<sup>3,24,32</sup> Yüzeyde belirli bir tanecik üzerinde başlayan dönüşüm, komşu taneciklerde mikro çatlaklara ve strese yol açar. t-m dönüşümü; gerçekleşmiş olan bölgenin hacimsel genişlemesine, mikro çatlaklara ve yüzey pürüzlülüğünün yayılmasına neden olur (Şekil 2.7.).<sup>13</sup>



Şekil 2.7. Enine kesitte meydana gelen yaşlanma sürecinin şeması<sup>13</sup>

#### 2.4.4. Zaman

Seramiklerde, zamana bağlı olarak gelişen stresler nedeniyle başarısızlık görülebilir.<sup>28</sup> Seramiğin camsı yapısı ağız içinde tükürükle reaksiyona girerek camsı yapının bozulmasına ve çatlak oluşumuna neden olur. Y-TZP cam matrisi içermeyen polikristalin bir malzeme olduğundan faz dönüşüm mekanizması ile çatlak oluşumu engellenir ve yapısal olarak dayanım kazanır. Dolayısıyla geleneksel seramiklerde

görülen yorgunluk özelliği zirkonyumun 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.<sup>32</sup> Yaşlanma sonucunda, zirkonyumun yarı kararlı yapısını kaybeder ve mekanik özellikleri bozulur.<sup>21</sup>

Y-TZP'nin yaşlanmasının temel aşamaları aşağıdaki şekilde özetlenebilir:

1. En hassas sıcaklık aralığı 200-300 °C 'dir.
2. Yaşlanma, dalga boyu, dayanıklılık ve yoğunlukta azalma ve monoklinik faz içeriğinde bir artışa neden olur.
3. Mekanik özelliklerin bozulmasından dolayı malzemede mikro ve makro çatlaklar meydana gelir.
4. t-m faz dönüşümü yüzeyde başlar ve yapının merkezine doğru ilerler.
5. Tanecik boyutunun azalması ve/veya stabilize edici oksit konsantrasyonunun artması, faz dönüşüm oranını düşürür.
6. Su veya buhar varlığı t-m dönüşümünü artırır.<sup>9</sup>

Y-TZP'nin yapısındaki itriyum yoğunluğunun değişmesi ve işleme tabi tutulduğu ısı miktarı materyal içindeki tetragonal faz oranını belirler. Uygulanan zirkonyumun ağız ortamındaki sıvı ve neme karşı dayanım sağlayabilmesi için yapı içindeki monoklinik faz oranının en az % 10 olması gerekir.<sup>13</sup>

#### **2.4.5. Materyale Uygulanan İşlemler**

Y-TZP seramik restorasyonlar, uyumlandırma ve bağlantı artırmak amacıyla çeşitli işlemlere maruz kalırlar. Bu işlemlerin seramiğin mekanik özelliklerini olumlu ya da olumsuz şekilde etkilediği düşünülmektedir.<sup>25</sup> Aşındırma ve polisaj gibi yüzey işlemleri, istenmeyen t-m dönüşümünü tetikleyerek materyalin mekanik stabilitesinin azalmasına yol açabilir.<sup>3,37</sup> Bunun yanı sıra, kumlama, lazerle pürüzlendirme, asit

uygulama, frezlerle aşındırma gibi diğer yüzey pürüzlendirme işlemleri de mekanik özellikleri etkilemektedir.<sup>25</sup> Materyale uygulanan sinterleme işlemlerindeki değişikliklerin de mekanik özellikleri etkileyebileceği düşünülmektedir.<sup>37</sup>

Restorasyonun bitim aşamasından önce yüzeylerinin pürüzsüzlüğünün sağlanması için farklı işlemler uygulanır. Materyale uygulanan polisaj ve glaze (cila) gibi bitim işlemleri, pürüzsüz yüzeyler elde etmek amacıyla sıklıkla tercih edilen yöntemlerdir.<sup>38</sup> Monolitik zirkonyum restorasyonlarda uygun yüzey polisajının yapılması, uzun vadeli başarı için önemlidir. Polisaj işleminde, parlak ve düzgün yüzey özelliklerinin elde edilebilmesi için polisaj lastikleri, elmas grenli polisaj patları ve pomza gibi malzemeler kullanılır. Polisaj işlemi, yüzey aşındırması ile oluşan kusurları ortadan kaldırarak restorasyonların ömrünü uzatır ve estetiği artırır.<sup>8,18</sup> Ayrıca plak akumulasyonunu ve dolayısıyla periodontal hastalık riskini azaltır. Glaze işlemi pürüzlü yüzey içeren restorasyonun pürüzsüzleştirilmesi için yaygın olarak kullanılan bir metottür. Glaze işlemi ile yüzeydeki poroziteler ve mikroçatlakların doldurulmasının yanı sıra, soğuma sırasında zirkonyumun güçlenmesi sağlanmış olur.<sup>39</sup> Restorasyonların üretiminde son basamak olan bitim protokollerinin farklı şekilde yapılması, monolitik zirkonyum restorasyonların mekanik özelliklerini etkileyebilmektedir.<sup>2,8,28</sup>

## **2.5. Zirkonyumun Üretim Şekilleri**

### **2.5.1. Yeşil Zirkonyum Bloklar**

Kuru ortamda elmas ve tungsten karbid frezler yardımıyla şekillendirilmesi kolay olan bu yumuşak bloklar, seramik partikülleri ve özel bağlayıcı ajanlar kullanılarak preslenme yoluyla hazırlanmaktadır. Bu yöntemde ısı kullanılmaz.<sup>40,41</sup> Stabilitesi düşüktür ve poröz bir yapıya sahiptir. Tam sinterlendiğinde % 25 hacim kaybı gösterir. Günümüzde CAD/CAM teknolojisinde yeşil fazda bloklar kullanılmamaktadır.<sup>41</sup>



### **2.5.2. Pre-sinterize (non-HIP) Zirkonyum Bloklar**

Sinterlenmemiş ya da yarı sinterlenmiş zirkonyum olarak da bilinirler.<sup>37</sup> Pre-sinterize zirkonyum bloklar, yeşil zirkonyumun, 500 °C 'de yaklaşık olarak 30 dakika fırınlanması ile elde edilirler.<sup>40</sup> Restorasyonlarda, yaklaşık % 20-30 oranında bir sinterleme büzülmesi olduğundan tam yoğunluk elde etmek için materyalin daha hacimli hazırlanması gerekmektedir. Bu aşamada ısı, malzemenin yüzeyine iletilir ve bu ısı iletimi zirkonyumu sinterlenmemiş durumdan sinterlenmiş veya tamamen sinterlenmiş durumuna getirir.<sup>37,41</sup>

### **2.5.3. Sinterize (Hot Isostatic Pressing=HIP) Zirkonyum Bloklar**

1300 °C 'de ön sinterleme yapılan bu blokların isostatik ortamda yüksek basınç altında 1400-1500 °C'lik ısıyla tanecik yoğunluğu artırılır. Beyaz bir renk alabilmesi için son ısıtma işlemi uygulandıktan sonra sinterizasyonu tamamlanmış olur ve direkt olarak kazıma işlemi uygulanır. Bu blokların, yeşil zirkonyum bloklara göre daha poroz ve yoğun bir yapısının olmasının yanında, direnci de % 20 oranında daha fazladır. Diğer taraftan şekillendirme sırasında daha fazla zaman harcanması ve kullanılan elmas frezlerin aşınması gibi dezavantajları bulunmaktadır. Bu bloklardan hazırlanan restorasyonlar gerçek boyutlarında şekillendirilirler ve sinterleme büzülmesi göstermezler.<sup>9,41</sup>

## **2.6. Zirkonyum Restorasyonların Üretimi**

### **2.6.1. Bilgisayar Destekli Tasarım/ Bilgisayar Destekli Üretim Sistemleri**

CAD/CAM uygulamalarının diş hekimliğine girişi 1980'lerde başlamış olup 1984'de Fransa'dan Francois Duret, Duret sistemini geliştirmiş ve tek üye restorasyonların üretimini sağlamıştır. Üretim maliyeti ve uygulanabilirliği açısından ilk dental CAD/CAM uygulamasını ise Cerec sistemi ile İsviçre'den Werner Mörmann ile Marco Brandestini 1988'de gerçekleştirmişlerdir.<sup>42</sup>

Çok sayıda fırınlama işlemi gerektiren konvansiyonel porselenlerin aksine, CAD/CAM sistemleri ile daha hızlı üretim sağlanır ve elde edilen yapı daha homojen olur.<sup>43</sup>

Özel yazılımlar sayesinde CAD/CAM sistemleri ile, kuron ve sabit bölümlü protezlerin alt yapıları, tam anatomik kuron, bölümlü kuron, inley, onley ve teleskop primer kuron<sup>44</sup> gibi restorasyonların tasarımları ve üretimi yapılabilmektedir. Bunların yanı sıra hareketli bölümlü protezlerin iskelet yapılarında,<sup>45</sup> implant cerrahisinde kullanılan stentlerin tasarımı ve üretilmesinde,<sup>46</sup> maksillo fasiyal protezlerin hazırlanmasında da bu sistemler kullanılmaktadır.<sup>47</sup> Yazılımlar, üretici firmalar tarafından sürekli geliştirilmektedir.

Restorasyonların üretiminde eksiltme (milleme ya da aşındırma) ve çoğaltma (hızlı prototipleme ya da 3D yazıcı) olmak üzere iki temel yöntem kullanılır. Milleme yönteminde, büyük katı bloklardan küçültülerek istenilen restorasyon hazırlanmaktadır.<sup>48</sup> Zirkonyum restorasyonlar, CAD/CAM tekniğine göre iki farklı şekilde üretilmektedir. Yumuşak frezleme tekniğinde pre-sinterize bloklar, sert frezleme tekniğinde ise sinterlenmiş bloklar şekillendirilebilmektedir.<sup>22</sup> Yumuşak frezleme tekniği, pre-sinterize restorasyonun belirlenmiş tasarım için aşındırılması ve sonrasında yüksek sıcaklıkta sinterlenmesi temeline dayanır. Ancak sinterleme prosedürü, yaklaşık % 25 oranında büzülme ile sonuçlanır. Sert frezleme tekniği ise, sonrasında herhangi bir işlem gerektirmeyen tamamen yoğun zirkonyum bloklarının aşındırılmasına dayanan bir işlemdir.<sup>49</sup>

Diş hekimliğinde, komponentlerin konumuna bağlı olarak CAD/CAM sistemlerinin; hasta başında üretim, laboratuvarında üretim, bir merkezde yapılan üretim olmak üzere üç farklı üretim şekli bulunmaktadır.<sup>41</sup>

Klinikte kullanılan CAD/CAM sistemleri:

1. Cerec
2. Evolution 4D

Laboratuvarda kullanılan CAD/CAM sistemleri:

1. Cerec Inlab
2. DCS Precifit
3. Cercon
4. Everest

Üretim merkezli CAD/CAM sistemleri:

1. Procera
2. Lava
3. TurboDent olarak sıralanabilir.<sup>50</sup>

Tüm CAD/CAM sistemleri; bilgisayarlı yüzey taraması (Computer surface digitization-CSD) ve ağız ortamından verilerin elde edilip kaydedilmesi (diş preparasyonu, mevcut dişin geometrisinin belirlenmesi), alt yapının tasarımı (CAD), alt yapının üretimi (CAM) olmak üzere üç fonksiyonel unsur içerir.<sup>42</sup>

Tarayıcı, çene ve diş yapılarını üç boyutlu olarak ölçerek dijital bilgi setleri oluşturan CAD/CAM bileşenidir. Mekanik ve optik tarayıcı olarak ikiye ayrılır. Mekanik tarayıcı, iğne ucu veya pin ile, optik tarayıcı, renkli veya beyaz ışık aracılığıyla tarama yapar.

Programlama donanımları, kullanılacak materyalin özelliklerine göre ıslak ya da kuru aşındırma olarak ikiye ayrılırken; millenme doğrultularının sayısına göre, yeni geliştirilen tarayıcılar ise üç, dört ya da beş akslı cihazlar olarak birbirinden ayrılırlar.<sup>41,48</sup> Modelin pozisyonu aks üzerinde değiştirilerek istenilen bölgenin tam olarak taranması sağlanabilmektedir.<sup>51</sup> Dört ve beş akslı üniteler birbirine benzer şekilde doğrusal olarak

yukarı ve aşağı hareket ederler; ancak hareketlerin eksenleri farklıdır (X,Y,Z). Üç, dört ve beş akslı cihazlarda materyalin X ekseninde rotasyon yapması benzerdir. Beş akslı cihazlarda ek olarak, milin Y ekseninde rotasyon yapması ile üç ve dört akslı cihazlardan ayrılır.<sup>52</sup>

### **2.6.2. Manuel Destekli Tasarım/Manuel Destekli Üretim Sistemleri**

Manuel Destekli Tasarım/Manuel Destekli Üretim (Manual Aided Design-Manual Aided Manufacturing; MAD/MAM) sistemlerinde, sinterlenme öncesi frez ile aşındırmaya müsait yumuşak zirkonyum kütlenin, üç boyutlu sensörler yardımıyla bilgisayar ortamına aktarılması ve makine ile şekillendirilmesi sonucu üretim sağlanır. Bu işlem hızlı, kolay ve güvenilirdir.<sup>53</sup> Diğer milleden cihazlarına (milling machine) göre maliyeti daha düşüktür.<sup>40</sup> Şekillendirme sonrası tüm kitle sinterlenir ve homojen bir büzülme oluşur. Sistemin işleyişi, restorasyonun tasarımı aşamasında CAD/CAM tekniğinden farklılık gösterir. Prepare edilen dişin day örneği üzerinde yapılacak restorasyonun alt yapısının rezin esaslı bir materyal ile modelajı yapılmaktadır. Model cihaza taşandıktan sonra mekanik bir sensör veya lazer ile tüm yüzeyleri taranmaktadır.<sup>54</sup>

Bu sistemlere örnek olarak; Zirkozahn (Zirkozahn GmbH, Bruneck, İtalya) ve Ceramill (Amann Girrbach GmbH, Österreich, Avusturya) verilebilir.<sup>54</sup>

### **2.7. Tam Zirkonyum Seramikler (Monolitik Zirkonyum)**

Zirkonyum esaslı restorasyonlar diş hekimliğinde, alt yapı materyali olarak biyouyumlulukları ve üstün mekanik özellikleri nedeniyle yıllardır başarıyla kullanılmaktadırlar. Zirkonyum restorasyonların, opak beyaz rengini kapatmak ve daha estetik sonuçlar elde etmek için feldspatik porselenlerle veneere edilmeleri gerekmektedir. İki katmanlı restorasyonlarda oluşabilen adeziv ve koheziv kırılmalar ve “chipping” adı verilen ufalanmalar, restorasyonları daha zayıf hale getirmektedir.<sup>55,56</sup> Son yıllarda, diş hekimliğinde bu problemi çözmek için CAD/CAM sistemleriyle üretilen ve

porselenle veneerlenmeye ihtiyaç duyulmadan, yalnızca tek yapıdan oluşan tam zirkonyum seramik restorasyonlar keşfedilmiştir.<sup>55-57</sup> Kırılmaların elimine edilmesinin yanında, oklüzal mesafe gereksiniminin azalmış olması, monolitik zirkonyum restorasyonlarının açık bir avantajı olarak görülmektedir. Ağız içinde, dayanım özelliklerinin çok iyi olması nedeniyle 0.5 mm gibi sınırlı oklüzal mesafe varlığında bile kullanımı önerilmiştir. Yapılan *in vitro* çalışmalarda da, monolitik zirkonyumun posterior bölgelerde oklüzal mesafenin yetersiz olduğu alanlarda dahi güvenle kullanılabilceği vurgulanmıştır.<sup>22,55,58</sup>

Monolitik zirkonyum, kısmi olarak itriyum ile stabilize edildiğinden bu durum materyale; yüksek bükülme direnci (1570 MPa), yüksek ısıya dayanma gücü (2600 °C 'ye kadar) ve yüksek boyutsal stabilite sağlamaktadır.<sup>59</sup> Yapılan bir çalışmada, aşınma dirençlerinin doğal dişe çok yakın olduğu, bu yüzden karşıt dişte abrazyona neden olmadığı belirtilmiştir.<sup>60</sup>

Monolitik zirkonyumun geçirgenliğini ve estetiğini arttırmak için, Y-TZP'ye sinterleme sıcaklığı ve üretim aşamalarının değişmesi ve renklendirici sıvıların ilave edilmesi gibi bazı modifikasyonlar uygulanmıştır.<sup>55,61</sup> Örneğin, daha küçük kristaller translusensi artırır. Y-TZP' yi geliştirmenin başka bir yolu da kübik faz yoğunluğunu arttırmaktır. Daha yüksek sinterleme sıcaklığı ve itriyum içeriği ile elde edilen kübik kristal yapı, translusens özelliği artırır.<sup>61</sup> Bu modifikasyonlar, zirkonyumun mekanik özelliklerini etkileyebilir ve düşük ısı bozunmasına (LTD) neden olabilir.<sup>55</sup> Monolitik zirkonyum, opak ve translusent zirkonyum olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. Opak zirkonyumun posterior bölgelerde belirgin derecede daha fazla bükülme dayanımı, translusent zirkonyumun ise daha estetik özellikler gösterdiği bildirilmiştir (Tablo 2.1.).<sup>22</sup>

**Tablo 2.1.** Monolitik zirkonyum bloklar ve üretici firmaları

<b>Monolitik Zirkonyum Blok</b>	<b>Üretici Firma</b>
Prettau Zirconia	Zirkonzahn/ İTALYA
Ceramill Zolid	Amann Girrbach/ AVUSTURYA
inCoris TZI	Sirona/ ALMANYA
Plus High Translucency Zirconia	3M ESPE/ ABD
Bruxzir Solid Zirconia	Glidewell/ABD
Initial Zirconia Disc High Translucent	GC/ JAPONYA
Katana High Translucent Block	Noritake/ JAPONYA
Rainbow Trans	Genoss/ KORE

### 2.7.1. Endikasyonları

- ✓ Uzun gövdeli sabit protezlerde,
- ✓ Tüm ark sabit protezlerde,
- ✓ İnteroklüzal mesafenin yetersiz olduğu vakalarda,
- ✓ Post kor restorasyonlarda,
- ✓ İnley ve onley kuronlarda,
- ✓ İmplant üstü kuronlarda uygulanabilmektedirler.<sup>62</sup>

### 2.7.2. Avantajları

- ✓ Yüksek translusenslik değeri nedeniyle estetik olması,
- ✓ Porselen tabakalamaya ihtiyaç duyulmadığından zirkonyum ile porselen arasında oluşan ‘chipping’ adı verilen kırılmaların olmaması,
- ✓ Dişlerde minimal preparasyon gerektirmesi,

- ✓ Yüksek bükülme direnci,
- ✓ Yüksek ısıya dayanması monolitik zirkonyumun avantajları olarak sayılabilir.<sup>59</sup>

### **2.7.3. Dezavantajları**

- ✓ Monolitik zirkonyum restorasyonlar, geleneksel restorasyonlara göre daha pahalıdır,
- ✓ Ağızda uyumlama gerektiren durumlarda, veneer porselene göre uyumlama işlemleri daha zordur,
- ✓ Boyanabilme özellikleri olmasına karşın tabakalama ile işlenmiş bir veneer porselene göre diş benzeri görünüm elde edilmesi zordur,
- ✓ Tamir edilmesi mümkün olmayabilir.<sup>63</sup>

## **2.8. Yüze Uygulanan Bitim İşlemleri**

### **2.8.1. Aşındırma**

Y-TZP seramik restorasyonlar üretimleri sırasında sistemlerine ait frezeleme cihazlarında frezelenerek hazırlanırlar. Frezeleme işlemi sonrasında laboratuvar ortamında el aletleri ile farklı aşındırma işlemlerine maruz kalırlar.<sup>64</sup> Blokların aşındırılması (machining) sırasında, frezlerin dönüş yönü ve keskinliği, aktif gren sayısı materyalin yüzey özelliklerini etkileyen önemli parametrelerdir.<sup>5</sup>

Optimal oklüzal ve proksimal kontaklar için monolitik zirkonyum restorasyonların elmas döner cihazlarla (DRI) aşındırılması ve intraoral olarak ayarlanması gerekebilir.<sup>65</sup> Aşındırıcı enstrümanlar her biri materyal yüzeyi boyunca ilerleyen ve aşınmayı sağlayan keskin birkaç noktaya sahip, rasgele düzenlenmiş abraziv partiküller içerirler.<sup>66</sup> Bu sayede, yüzeyden her geçişinde onlarca mikron materyal kaldırırlar.<sup>25</sup> Partiküller düzensiz yerleştiğinden, materyal yüzeyinde tek yönlü çizikler meydana gelir. Kalın grenli bir elmas frez, materyali daha çabuk aşındırırken, daha pürüzlü bir yüzey bırakır.<sup>66</sup>

Aşındırma işleminin Y-TZP'nin mekanik özelliklerini etkilediği çok sayıda çalışma ile ortaya koyulmuştur.<sup>25,56,65,67-71</sup> Elmas frezlerle aşındırma yapıldığında, yüzey pürüzlülüğünün artmasına rağmen, zirkonyum malzemelerin LTD duyarlılığının azaldığı gösterilmiştir.<sup>71</sup> Aşındırma işleminin yüzeyde yarattığı en önemli etkiler; yüzey pürüzlülüğü, plastik deformasyon, hasar ve residüel streslerdir.<sup>66</sup> Yüzey pürüzlülüğü ise karşıt dişte ya da restorasyonda aşınmaya neden olur. Ek olarak, restorasyonların yüzey enerjisini artırarak ağız içi ortamda yaşlanmaya daha savunmasız hale gelmesine yol açar. Plak birikimine elverişli hale getirerek hasta memnuniyetini azaltır.<sup>72</sup>

Aşındırmanın seramikler üzerinde aşağıda belirtilen iki farklı etkisi vardır:<sup>66</sup>

1. Yüzeyde sıkıştırıcı stres tabakasının oluşumu: Aşındırma işlemi ile materyalin yüzeyindeki taneciklerin hareketi sonucunda, yüzeyde sıkıştırıcı tabaka oluşmaya başlar. Bu durum, zirkonyum seramiklerin ortalama bükülme dayanımını önemli ölçüde arttırabilen baskı stresleri oluşturur. Aşındırma işlemi sonucu zirkonyumun dayanıklılığındaki artış, faz değiştirmiş zirkonyumun hacmi ve sıkıştırıcı tabakanın derinliği ile orantılıdır. Bu tabakanın derinliğinin ise, zirkonyumun meta-stabilitesine ve aşındırma koşullarına bağlı olduğu gözlemlenmiştir.<sup>66</sup>

2. Yüzey çatlaklarının oluşumu: Aşındırma işlemi, derin yüzey kusurlarını ortaya çıkarır.<sup>9,66</sup> Yüzey işlemlerinin sebep olduğu yüzey çatlakları, stres birikimine sebep olarak dayanıklılığı azaltıcı yönde etki gösterebilmektedir.<sup>9</sup>

Aşındırma işlemi yapılırken, çatlak boyutunu etkileyebilen bazı parametreler göz önünde bulundurulmalıdır. Bunlardan bir tanesi, gren boyutudur.<sup>25</sup> Yapılan bir çalışmada, 25 µm ve 150 µm olan iki ayrı gren boyutunda frez kullanılarak aşındırma işlemi uygulanmış, gren boyutu 25 µm olan frezin transformasyon doygunluğunu arttırdığı ve yapıyı daha kuvvetli hale getirdiği, tanecik çapı 150 µm olan frezin ise materyali zayıflattığı saptanmıştır.<sup>73</sup>



Aşındırma parametrelerinden biri de aşındırmanın hızı ve uygulanan kuvvettir. Aşındırma işlemi su soğutması ile yapılsa dahi, aşındırma hızının ve kuvvetinin artması materyalde dayanıklılığı azaltıcı etki gösterecektir.<sup>25,67</sup> Aşındırmanın modu (devamlı ya da periyodik olması) ve dönen aletlerin hızı faz dönüşümünü dolayısıyla materyalin dayanıklılığını etkileyen faktörler arasında yer alırlar.<sup>56,74</sup>

### 2.8.1.1. Aşındırıcıların Sınıflandırılması

#### Gren Çapına Göre Aşındırıcılar

Aşındırıcı taneciklerin boyutu gren olarak tanımlanır. Aşındırıcıların gren boyutlarının elde edilmesinde farklı işlemler uygulanır.<sup>12</sup>

#### Kaplama Şekline Göre Aşındırıcılar

**Kaplanmış (Coated):** Aşındırıcı partiküllerin yapıştırıcı bir ajan kullanılarak esnek bir destekle (kağıt, metal ya da bant) sağlamlaştırılmasıyla üretilirler. Disk ve bitirme diski şeklinde olan bu aşındırıcılar, kalın, ince ve çok ince olmak üzere değişik çaplarda bulunurlar. Partikül boyutları kalın disklerde 55-100 µm, ince ve çok ince bitirme disklerinde ise 7-8 µm arasındadır. Öncelikli amacı, konturlama, uyumlandırma ve yüzeyi pürüzsüzleştirmektir.<sup>12,75,76</sup> Bu disklerde bulunan ince aşındırıcı tabaka sınırlı klinik kullanım için etkili olur, tek kullanımlık ve atılabilir hale gelebilir. Özellikle düz ve dışbükey yüzeylerde yararlıdır. Bu aşındırıcılar insizal kenarlarda, anterior restorasyonlarda ve posterior kompozitlerde kullanılabilir.<sup>76</sup>

**Bağlı (Bonded):** Partiküller; sinterleme, cam ya da seramik bağlama (vitröz bağlama), rezinsel bağlama (fenolik rezin), lastik bağlama (lateks, silikon içeren lastikler) olmak üzere dört yöntemle bağlanır. Vitröz bağlı aşındırıcılar camsı materyal ile karışır, şeklini almak için soğuk preslenir, bağlayıcıya yapışması için sıcak preslenir. Resin bağlı aşındırıcılar soğuk ya da sıcak preslenip rezinle bağlanması için ısıtılır. Lastik bağlı aşındırıcıların üretimi de resin bağlı aşındırıcılara benzer şekildedir.<sup>76</sup> Aşındırıcı

partiküllerin üst üste birikmesinden dolayı, sinterlenmiş aşındırıcılar en güçlü materyallerdir. Bu araçlar, sıklıkla orta aşamadaki bitim ve başlangıç polisaj aşamasında tercih edilirler ve nokta, disk gibi farklı tipleri mevcuttur. Özellikle kompozit restorasyonların bitiminde kullanılan mermi şeklinde ya da sivri uçlu beyaz taş örnek olarak verilebilir.<sup>75</sup>

**Gevşek Bağlı (Loose):** Gevşek bağlı polisaj patları endüstriyel ve bilimsel uygulamalarda yoğun olarak kullanılırken yıllardır diş hekimliğinde de bitirme ve polisaj işlemleri için uygulanmaktadırlar.<sup>76</sup> Genellikle son polisaj işleminde kullanılan aşındırıcı tipidir. Lastik keçe gibi yardımcı materyallerle birlikte uygulanmaları gerekir. Örnek olarak, Alüminyum oksit patlar kompozit polisajında kullanılırken, elmas patlar ise porselen polisajında sık uygulanan aşındırıcılardır.<sup>12,75</sup> Alüminyum oksit polisaj patları genellikle gliserin esaslıdırlar. 1 µm veya daha az partikül boyutlarına sahiptirler. Elmas polisaj patlarında da gliserin esaslıdırlar. 1-10 µm arasında değişen daha büyük partikül boyutlarına sahiptirler.<sup>76</sup>

### 2.8.2. Glaze

Protez terimleri sözlüğünde glaze (glazürleme), “porselenin yüzeyinin son fırınlama ile camlaştırılması ve böylelikle poröz olmayan, yarı camı bir yüzey elde edilmesi” şeklinde tanımlanmıştır.<sup>77</sup> Glaze işlemi için materyal yüzeyine uygulanabilen renklendirilmemiş cam partikülleri kullanılır.<sup>12</sup> Glazeli yüzey, doğal dişin parlaklığını ve yapısını taklit edebilirken bu sayede plak birikimini en aza indirebilir.<sup>39</sup> Glaze işlemi ile yüzeydeki poroziteler ve mikroçatlakların doldurulmasının yanı sıra, soğuma sırasında da materyallerin güçlenmesi sağlanmış olur.<sup>39</sup>

Yapılan çalışmalarda, glaze tabakasının kısa sürede yıpranabildiği bildirilmiştir.<sup>56,78</sup> Bu durum, materyalin pürüzlü yüzeyinin ağız ortamına açılmasına neden olur. Pürüzlü zirkonyum yüzeyi, karşıt minede aşınmayı arttırırken yüzeyin nemli

ağız ortamına doğrudan açılması LTD'yi de tetiklemektedir.<sup>12</sup> Bu bozulma maruz kalınan süreyle ilgili olup, % 4 oranında hacim artışı oluşur. Bu nedenle monoklinik tanecikler etrafında stres oluşumu ve taneciklerde yüzeyden ayrılma gözlenirken yüzeyde mikro çatlaklarla birlikte pürüzlülük artışı meydana gelmektedir.<sup>23</sup>

Glaze işlemi sırasında, zirkonyumun, fırınlamaya ve neme maruz kalmasının bükülme dayanımını etkilediği ve düşük sıcaklıkta bozulmaya duyarlı hale getirdiği belirtilmiştir.<sup>56</sup>

Seramik restorasyonlarda, glaze işleminden sonra da bazı ayarlamalar yapılması gerekebilir. Bu uyumlandırmalar, genellikle glaze tabakasını kırarak, restorasyonun yüzey pürüzlülüğünü artırır. Bu durumda tekrar glaze yapılması (reglaze) gerekebilir.<sup>79</sup> Reglaze işleminin bir fırın ile bir diş laboratuvarında yapılması gerektiğinden, fazla bir seansa ihtiyaç duyulur. Tekrarlanan fırınlama işlemlerinin seramik yüzeyleri üzerinde yıkıcı bir etkisi olabilir ve faz dönüşümü oluşabilir.<sup>56</sup>

Dental restorasyonlarda glaze uygulaması için genellikle, otoglaze ve overglaze olmak üzere iki teknik kullanılır.<sup>80</sup>

#### **2.8.2.1. Otolglaze (Natural Glaze)**

Seramik yüzeyinin yüzey parlaklığını oluşturmak için herhangi bir parlatici materyali kullanılmadan, ısıyı artırılarak cilalı bir yüzey üretilmesidir.<sup>12</sup> Materyalin olgunlaşma süresi bir miktar (1-5 dk.) uzatılarak otoglaze (kendi kendine parlama) sağlanabilir.<sup>81</sup> Başlangıçta materyale düşük ısı uygulanır, istenen glaze sağlanamazsa ısı artırılır. Ancak, restorasyon fırında fazla kalırsa, yüzeyinde yığılma oluşur ve yüzey şekli bozulur. Bu durumda, restorasyonun yeniden şekillendirilmesi ve reglaze işlemi yapılması gerekir. Otolglaze yönteminde glaze ısı ve süresi, doyumluk derecesine ve dental porselenin akışkanlığına ve materyale bağlı olarak değişiklik gösterir.<sup>82</sup>

### 2.8.2.2. Overglaze

Seramik yüzeyinin pişirildikten sonra renklendirilmemiş cam partiküllerinin yüzeye ince katman şeklinde uygulanmasını takiben, glaze tabakasının elde edilmesi için daha düşük bir sıcaklıkta (yaklaşık 650-700 °C) tekrar fırınlanmasıyla oluşan bitim işlemidir.<sup>80,83</sup> Overglaze tekniğinde yüzey boya ları kullanılarak, uygun renk değişikliği estetik şekilde yansıtılır.<sup>84</sup>

Monolitik zirkonyum örnek lere aşındırma, polisaj ve overglaze işlemlerinin uygulandığı bir çalışmada, yüzey pürüzlülüğü açısından overglaze ve polisaj grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır. Ancak en düşük bükülme dayanımı overglazeli örneklerde gözlenmiştir.<sup>56</sup>

### 2.8.3. Polisaj

Polisaj, parlak ve pürüzsüz bir yüzey oluşturmak amacıyla, sıklıkla küçük grenli aşındırıcılar kullanılarak gerçekleştirilen bir bitim işlemidir. Bu işlem ayrıca, piyasada bulunan birçok materyalin özelliğine göre polisaj kiti ile yapılır. Polisaj kitlerinde, içinde farklı gren boyutuna sahip farklı işlemler için hazırlanmış polisaj aletleri bulunur.<sup>79</sup> Polisaj uygulanan aletlere, elmas ve karbit frezler, lastik diskler, silikon diskler, keçeler, aşındırıcı taşlar, alüminyum oksit diskler ve elmas pastalar örnek olarak verilebilir (Şekil 2.8.).<sup>76</sup>



Dental restoratif materyallerin bitim ve polisaj işlemleri, hacimsel olarak küçültme ve şekillendirmeden son polisaj uygulamasına kadar olan işlemlerin bütünüdür.

Üçgen gösterim, aşamaların her birinde harcanan zaman ve enerjinin miktarını yansıtır. Son zamanlarda estetik ve yüzey pürüzsüzlüğü arasında ilişkiye dikkat çekilmiştir. Bu durum, son polisaj işlemine daha fazla dikkat ve zaman verilmesinin önemini artırır.<sup>76</sup>

Polisajın avantajları, restorasyonun tamamlanması için ilave seans ve tekrar tekrar fırınlama işlemi gerektirmemesi olarak sayılabilirken, dezavantajları ise hasta başında zaman harcamayı gerektirmesi ve çok parlak bir yüzey elde etmenin zaman alıcı olması olarak sıralanabilir.<sup>79</sup>

Polisaj işlemi sırasında, materyalde residual streslere neden olan yüzey çizikleri oluşur. Stresin tipine ve miktarına bağlı olarak bu durum, yüzeyde yaşlanma direncini arttıran sıkıştırıcı streslerin gelişmesine yardımcı olur. Yapılan bir çalışmada polisaj işleminin bükülme dayanımını arttırdığı belirtilmiştir.<sup>5</sup>

Yüksek kırılma dayanımına sahip zirkonyum restorasyonların, karşıt dişi ya da restorasyonu aşındırma riskinin olması, bu restorasyonların kullanımını kısıtlayan sorunlardan biridir. Bundan dolayı, Y-TZP restorasyonların polisajı, karşıt oklüzyonun hızlı aşınmasını önlemek ya da en aza indirmek açısından büyük önem taşımaktadır. Ayrıca, yüzeyde yapılan uyumlandırma işlemlerinin ve aşındırmaların oluşturduğu olumsuzlukları ortadan kaldırarak restorasyonların ömrünü uzatır ve estetiğin devamlılığını sağlar.<sup>56</sup>

Her bir polisaj sistemi, bir birincil aşındırıcı, destekleyici aşındırıcı ve bir aşındırıcı sabitleyici maddeden oluşur. Bunlardan, birincil aşındırıcı polisaj etkisini belirler.<sup>76</sup>

Zirkonyum, Mohs sertlik ölçeğinde dokuz değerine sahip olduğundan, birincil aşındırıcı elmas, SiC, Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, ya da zirkonyum olmalıdır. Zirkonyum materyali yüksek sertlikle karakterize homojen polikristalin yapı gösterdiğinden, konvansiyonel polisaj

sistemleri ile memnun edici polisaj elde edilemeyebilir. Bu yüzden, elmas gibi yüksek sertlikte parçacıklar içeren zirkonyum polisaj sistemleri geliştirilmiştir.<sup>7</sup>

Klinisyenlerin restorasyonlara uygun şekilde bitim ve polisaj işlemlerini uygulanma açısından zaman ve çaba göstermeleri için klinik ve bilimsel aşağıda belirtilen gerekçeler sunulmuştur:

1. Restorasyonların marjinal kısımlarındaki fazlalık giderilir ve marjinler düzgünleştirilir.
2. Pürüzlü bir yüzey daha fazla kırılmaya yatkınlık gösterdiği için bu işlemler kırılma riskini azaltır.
3. Yüzey kusurlarını, bozulmaları ve korozyon riskini azaltır.
4. Gıda retansiyonunu, dolayısıyla plak birikimi olasılığı azalır.
5. Oral hijyen prosedürlerinin uygulanmasını tüm yüzeylerde, marjinal ve interproksimal alanlarda kolaylaştırır.
6. Karşıt ve komşu dişlerle düzgün restorasyon temasları sağlar.
7. Daha estetik ve doğal ışık yansıtan restorasyonlar hazırlanır.<sup>76</sup>

## **2.9. Bitim İşlemlerine Etki Eden Faktörler**

**1. Sertlik Farkı:** Kullanılan aşındırıcı ve materyal yüzeyi arasındaki sertlik farkı arttıkça, daha verimli aşındırma yapılır.<sup>85</sup>

**2. Aşındırıcının Gren Büyüklüğü:** Grenler, aşındırıcının ortalama boyutuna göre ince (0-10 µm), orta (10- 100 µm) ve kaba (100- 500 µm) olmak üzere üç gruba ayrılır. Daha büyük grenli aşındırıcılar, daha küçük olanlara göre daha hızlı bir şekilde yüzeyi aşındıracaklardır. Ancak, daha ince grenle oluşturulan yüzeye göre daha kalın çizikler bırakacaklardır.<sup>29</sup>

**3. Gren Şekli:** Keskin ve düzensiz şekilli grenler, yuvarlatılmış grenlerle karşılaştırıldığında, daha keskin bir kesme açısına sahip olduklarından, yüzeyi daha hızlı

bir şekilde aşındırırlar. Ayrıca, ilk uygulama, ikincisinden daha derin çizikler üretecektir. Bir aşındırıcının aşındırma oranı kullanım sırasında azalır.

**4. Aşındırıcının Hızı:** Aşındırıcının hızı arttıkça, aşınma miktarı da artacaktır. Bununla birlikte, yüksek hızlarda daha büyük oranda aşınma sürtünmeden dolayı, materyalin yüzeyinde yüksek sıcaklık oluşturacaktır.

**5. Uygulanan Basınç:** Basınç ne kadar fazla olursa, orantılı olarak aşınma o kadar hızlı olacaktır. Daha büyük basınç derin ve geniş çizikler ve daha yüksek sıcaklık oluşturacaktır.

**6. Yağlama Maddeleri:** Silikon yağı, su spreyi, gliserol gibi lubrikant maddeler, ısı birikimini azaltmak ve aşındırıcı aletin tıkanmasını önlemek için birikintileri yıkamak amacıyla kullanılırlar. Çok fazla yağlama sürtünme oranını azaltabilir ve bazı aşındırıcıların restorasyon yüzeyi ile temasını engelleyebilir.<sup>85</sup>

## 2.10. Suni Yaşlandırma

Ağız ortamı, rutin olarak yeme, içme ve nefes alma sırasında önemli sıcaklık değişikliklerine maruz kalır. Örneğin; sıcak içeceklerin 85°C'ye ulaşan sıcaklıklarda, dondurma gibi gıdaların -12 °C'de tüketilebildiği belirtilmiştir.<sup>86</sup> Solunum esnasındaki hava sıcaklığı, nem ve hava hızı, dinlenme gibi faktörler de ağız sıcaklığını etkileyebilmektedirler. Yeme ve içme döngüsünün çok düzensiz olması ve ağızdaki yerlerinin farklı olmasından dolayı, bu döngüler hakkında kesin bilgi edinmek çok zordur.<sup>87</sup>

Tekrarlayan sıcaklık değişimleri, diş ya da restorasyonun yapısında termal streslere neden olmaktadır.<sup>86</sup> Termal stresler, iki yolla patojenik olabilir. Birincisi, çatlak ilerlemesini uyararak mekanik streslere neden olur. İkincisi, ağız sıvılarının restorasyondaki boşluklara dolup çıkmasıyla boşluk hacminin değişmesine neden olarak etki gösterir.<sup>87</sup>

Klinik araştırmalar maliyetli ve zaman alıcı olduğundan, bunun yerine genellikle klinik olayların laboratuvar ortamında simülasyonları yapılır. Termal döngü, genellikle bu simülasyonlarda temsil edilen bir işlemdir. Dental araştırmalarda, 1950’li yıllardan beri kullanılmaktadır.<sup>86</sup> Bu yöntemde cihaz; iki banyo tankı ve test örneklerini bu banyo tanklarına sırayla daldırabilen taşıyıcı bir kol ve bir kontrol panelinden oluşur. Banyo tankları içeriği değişebilen sıvıların istenilen sıcaklıkta kalmasını sağlar. Test edilecek örnekler, taşıma koluna bağlı sepete yerleştirilir. Bir tanktan diğerine taşınan örneklerin transfer süresi ve her bir tankta bekletme süresi kontrol panelinden ayarlanabilmektedir.

Alınan gıdalara ve sıvılara bağlı intraoral sıcaklık değişimleri 0 ile 70 °C arasında değişmektedir.<sup>87</sup> Ancak sıklıkla değişimi 5-55°C arasında geręekleřmektedir. Bundan dolayı, suni yaşlandırma işlemi genellikle 5-55 °C arasında döngüler olacak şekilde uygulanır.<sup>86</sup> Bu döngülerin, ağız içerisinde günlük 20-50 defa geręekleřtiđi ve 10000 siklusun bir yıllık intraoral değişime karşılık geldiği düşünölmektedir.<sup>87</sup>

Intraoral sıcaklık değişimleri, kullanılan materyallerin mekanik ve fiziksel özelliklerini değiştirebilmektedir. Oral ortamda tekrarlanan suni yaşlandırma, materyalin yüzey kusurlarını şiddetlendirebilir ve daha az okluzal kuvvetlerde bile materyalde kırıklara neden olabilir. Bu koşullar, zirkonyumun spontan t-m dönüşümü göstermesine, mikroçatlağın yayılmasına ve dayanımın bozulmasına neden olur.<sup>56</sup>

## **2.11. Materyallerin Fiziksel ve Mekanik Özelliklerinin Değerlendirilmesi**

### **2.11.1. Yüzey Pürüzlölüğünün Ölçümü**

Yüzey pürüzlölüğü, herhangi bir yüzey dokusunun ölçümüdür. Bir yüzeyin yüksek frekanslı, kısa dalga boyu bileşeni olarak kabul edilir. Bir materyalin çevresi ile gireceği etkileşimi belirlemede önemli rol oynar. Geręek bir yüzeyin dikey sapmalarının kantitatif olarak ölçümü yapılır. Sapma fazlaysa, yüzey pürüzlüdür; sapma küçükse yüzey pürüzsüzdür. Pürüzlü yüzeyler genellikle daha hızlı aşınır ve pürüzsüz yüzeylerden daha



yüksek sürtünme katsayısına sahiptir.<sup>18</sup> Ölçümler, iki ve üç boyutlu olarak yapılabilmektedir. İki boyutlu yüzey analizlerinde her kesit ayrı ayrı hesaplanır, daha sonra tüm kesitlerin ortalaması alınır. Üç boyutlu analizlerde ise, kesitlerin yerine yüzeyin bir alanı taranır. Son zamanlarda üç boyutlu yüzey analizlerine olan ihtiyaç artmıştır.<sup>88</sup>

Pürüzlülük genellikle materyallerin mekanik etkilerinin incelenmesinde iyi bir göstergedir, çünkü yüzeydeki düzensizlikler korozyon için çekirdeklenme bölgeleri oluşturabilir.<sup>18</sup>

Milleme tekniği, Y-TZP'nin yüzey pürüzlülüğünü etkileyen parametrelerden biridir. CAD/CAM yöntemiyle üretilen seramik restorasyonlarda üretimin esası makinenin seramik blokları aşındırmasına dayanmaktadır. Aşındırma işlemi, yüzeyi şekillendirirken aynı zamanda yüzey çatlakları oluşturmaktadır. Uygulanan yüzey işlemleri ve bitim işlemleri de Y-TZP'nin yüzey pürüzlülüğünü etkileyen parametrelere örnek olarak verilebilir.<sup>56,89,90</sup> Yüzey pürüzlülüğünün artması, stres yoğunlaşmasına neden olacağından, bu durum restorasyonun dayanıklılığını azaltmaktadır.<sup>28</sup>

#### **2.11.1.1. Konvansiyonel Profilometre**

Profilometre cihazında, elmas tarayıcı bir uç, örnek yüzeyinde gezinirken elde edilen yüzey pürüzlülüğü bulguları dijital olarak hesaplanır.<sup>91</sup> Yüzeylerin profilometre ile incelenmesinde birçok parametre seçilir. En çok kullanılan parametreler Ra, Rz, Rpm ve Rz:Rpm oranıdır. Ra parametresi bir yüzeyin ortalama pürüzlülüğü olarak tanımlanır ve profilde tüm pürüzlülük mesafesinin merkez çizgiye göre mesafesi ölçülerek aritmetik ortalamanın alınmasıyla belirlenir.<sup>92</sup> Bu parametrenin tanımlanması ve ölçümü kolaydır ve yükseklik değişimlerinin genel bir tanımını verir. Ancak küçük değişikliklere hassas değildir. Ard arda oluşan beş parçada, ortalama tepe-vadi yüksekliği Rz yüzey parametresi olarak tanımlanır. Ra parametresine göre küçük değişikliklere daha hassastır. Rpm yüzey parametresi ard arda gelen beş örnek parçasındaki ana derinlik seviyesi olarak

tanımlanır. İstisnai profil tepeleri bir dereceye kadar dikkate alınır. Ra ve Rz parametreleriyle karşıtlık gösterdiğinden Rpm nispeten profil şekli hakkında bilgi verir.<sup>88</sup>

Küçük Rpm değeri geniş tepeli ve dar vadili yüzeyleri, büyük Rpm değerleri ise keskin kenarlı profili gösterir. Rpm:Rz oranı önemlidir, çünkü profil şekli hakkında mühim bilgi verir. Bu oran 0.5'den daha yüksek ise keskin kenarlı profili, 0.5'den daha küçük ise yuvarlak kenarlı profili gösterir.<sup>92</sup>

Yüzey pürüzlülüğünün ölçümü karmaşık ve zor olmaktadır. Bu yüzden, yüzey analizlerinin tanımlanmasında birden fazla parametrenin kullanılmasının daha güvenilir bilgi vereceği belirtilmiştir.<sup>2</sup>

#### **2.11.1.2. Lazer Uçlu Profilometre**

İncelenecek olan yüzeyler lazerle paralel olarak otomatik olarak taranır. Yüzeyler, ortalama yüzey pürüzlülüğü (Ra) ve profil uzunluk oranı (LR) parametreleri ile incelenir. LR bu nedenle boyutsuz bir parametredir; İdeal pürüzsüz bir yüzey, bir LR = 1 verir.<sup>93</sup>

#### **2.11.1.3. Taramalı Elektron Mikroskobu İncelemeleri**

Seramik yüzeylere uygulanan yüzey ve ısıl işlemler sonrasında yaygın olarak kullanılan SEM analizi; ayırım gücü, odak derinliği, görüntü ve analizi birleştirme özelliği gösterir. Yüksek enerjili elektronların küçük bir alana odaklanması ve yüzeyin taranması prensibi ile çalışmaktadır. Analiz yapılacak örnek yüzeyi, primer bir elektron demeti ile taranır. Yüzeyin herhangi bir noktasından yayılan ikincil elektronların algılayıcılar tarafından saptanmasıyla yüzeyin yapısı, topografisi ve bileşenleri ile ilgili veriler elde edilebilir. Algılayıcıya ulaşan elektron miktarı arttıkça bölgenin görüntüsü daha parlak, azaldıkça bölgenin görüntüsü daha karanlık alınır.<sup>25,94</sup> Yüzey detaylarının incelenmesine olanak sağlar, yüksek çözünürlükte ve detaylı yüzey bilgisi verir.<sup>95</sup>

SEM; hücrel morfolojilerin ayırt edilerek eş zamanda substratlara adezyonun direkt olarak gözlemlenmesinde kullanılmaktadır. Ancak örneklerin fiksasyonu ve

yüzeyde elektron birikmesini önlemek için iletken bir maddeyle (altın, karbon, altın-paladyum, platin gibi) kaplanarak hazırlanması gereklidir. Bu yüzden in vitro incelemelerde kullanılabilir. <sup>96</sup>

### **2.11.2. Enerji Dağılımlı X-Ray Spektroskopisi**

Enerji dağılımlı X-Ray spektroskopisi (EDS, EDX, veya XEDS), örneklerin elemental veya kimyasal karakteristik analizinin yapıldığı bir yöntemdir. Bu analiz yönteminde örnek yüzeyi çok iyi odaklanmış bir elektron demeti ile uyarılmakta ve incelenmektedir. Örnek tarafından emilen X-Ray enerjisi, enerji dağılımlı spektrometre tarafından ölçülür. Her atomun X-Ray enerji emiliminin farklı seviyelerde olması, örneğin element yoğunluğunun belirlenmesini sağlar. Bu sayede yüzeydeki tanecik içeriğinin elementsel dağılımının nitel ve nicel ölçümleri yapılabilir. <sup>97</sup>

### **2.11.3. X-Ray Diffraksiyon Tekniği**

X-Ray difraksiyon (XRD) tekniği, X ışınları aracılığıyla seramik ve metal gibi kristal yapılu materyallerin moleküllerinin geometri ve şeklini belirlemek amacıyla kullanılmaktadır. Böylece maddenin kristal yapısı, fiziksel ve kimyasal faktörlerin kristal yapı üzerindeki etkisi ve kristal boyutları belirlenebilir. <sup>98</sup>

Difraktometrenin çalışma prensibi; X ışınları üreten tüpten çıkan X ışınlarının, örnek üzerine  $\theta$  açısı ile gelmesi ve örnekten  $2\theta$  açısıyla yansıyan X ışınlarının yoğunluğunu X ışın dedektörü tarafından okunması şeklindedir. <sup>98</sup>

X-Ray difraksiyon (XRD) tekniği her bir kristalin fazın kendine özgü atomik dizilimleriyle bağlantılı olarak, yüksek enerjili ve düşük dalga boylu X ışınlarının karakteristik bir düzen içerisinde farklı yönlere kırması temeline dayanmaktadır. Her bir kristalin faz için bu kırınım kesitleri, o kristali tanımlamaktadır. Difraktometre, materyalde kırınımın açılarını ve miktarını saptayarak kristal yapının geometrisi ve boyutu ile ilgili bilgi vermektedir. <sup>99</sup>

Zirkonyumun kantitatif olarak faz dönüşümünün incelenmesinde XRD tekniği geleneksel olarak kullanılmaktadır. İki fazının yansımalarının yoğunluk oranının XRD ile ölçümünden sonra ortaya çıkan kalibrasyon eğrileri Garvie ve Nicholson<sup>100</sup> ve Toraya ve ark.<sup>101</sup> tarafından açıklanan denklemlerle hesaplanır.

Ancak bu tekniğin, yaşlanmanın ilk aşamalarında (monoklinik faz içeriği özellikle % 5'ten az olduğunda) hassas olmaması ve yaşlanma sürecine ilişkin bölgesel bilgi eksikliği gibi dezavantajları vardır. Ayrıca XRD yönteminde değerlendirme sadece yüzeyle sınırlı kalmaktadır.<sup>102</sup> Yine de, bu teknik basitliği nedeniyle, zirkonyumun yaşlanmaya ve faz dönüşümüne duyarlılığını araştırmak için ilk adım olarak düşünülebilir.<sup>13</sup>

X ışını kırınım analiz yöntemi, analiz sırasında materyale zarar vermez ve çok az miktardaki örneklerin bile (sıvı, toz, kristal ve ince film halindeki) incelemelerinin yapılmasını sağlar.<sup>99</sup>

#### **2.11.4. Bükülme Dayanımı Testleri**

##### **2.11.4.1. Tek Eksenli Bükülme Testleri**

- Üç nokta bükülme
- Dört nokta bükülme

Numune kenarlarındaki çatlaklara ve hazırlanırken yüzeyde meydana gelen vertikal çatlaklara hassas olan tek eksenli bükülme testinde; elde edilen sonuçlar materyalin gerçek dayanımından daha düşük değerler verir. Bu problem örneklerin kenar çatlak ve bozulmalardan etkilenmeyen iki eksenli bükülme dayanımı testi ile çözülebilir.<sup>103,104</sup> Bununla beraber, tek eksenli test örneklerinin boyutları dental restorasyonlardan oldukça farklıdır.<sup>105</sup> Bu sebepler, iki eksenli bükülme testinin, tek eksenli test yöntemine göre daha avantajlı olmasını sağlamaktadır.<sup>103,106</sup>

### 2.11.4.2. İki Eksenli Bükülme Testleri

- Çember üzerinde çember
- Çember üzerinde top
- Üç top üzerinde piston
- Çember üstünde piston
- Top üstünde çember

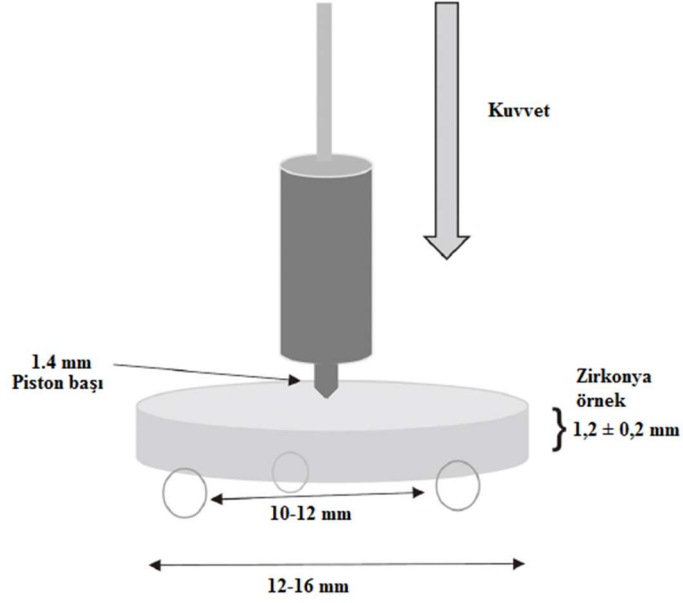
Örneklerin yüzeyinde oluşan çatlaklardan ya da kenar ve köşedeki bozulmalardan daha az etkilenen iki eksenli bükülme testleri, tek eksenli bükülme testlerine göre daha güvenlidir.<sup>104</sup> Bunun yanında, tek ve iki eksenli testlerde aynı örnekten alınan sonuçlar birbirinden farklıdır. Bu durum, örneklerin şekil ve test cihazının tasarım farklılığından kaynaklanır. Bu farklı testler birbiri ile çelişmez, aksine örneğin farklı durumlardaki mekanik özelliğini yansıtır.<sup>107</sup>

ISO 6872 standardında dental seramiklerin bükülme dayanımını ölçmek için üç nokta bükülme testi ile iki eksenli bükülme testlerinden üç top üzerinde piston testi önerilmiştir.<sup>108</sup>

#### *Üç Top Üzerinde Piston Yöntemi:*

Bu test yönteminde örneklerin kalınlığının  $1.2 \pm 0.2$  mm arasında, çapının 12 ile 16 mm arasında ve disk şeklinde olması gerekir.<sup>108</sup>

Örnekler, bir halka veya daire oluşturacak şekilde yerleştirilen toplar üzerine koyulur. Alttaki halka veya topların merkezinde yer alan bir piston tarafından kuvvet uygulanır. Bu pistonun başlık hızı  $1 \pm 0.5$  mm/dk ve uygulayabileceği yük 10 ile 1000 N arasında olmalıdır (Şekil 2.9.).<sup>109</sup>



**Şekil 2.9.** Üç top üzerinde piston yöntemi şematik görünümü<sup>109</sup>

Bu yöntemde, çapları 2.5 ile 6.5 mm arasında olan üç adet çelik top, 10-20 mm arasında çapları değişen çember üzerine yerleştirilerek disk şeklindeki örnekleri destekler. Yaklaşık 1.4 mm çapında olan bir pin şeklindeki piston başı ise, örneklerin merkezinden kuvvet uygular. Kuvvetin uygulandığı sırada, örneğin üzerinde kuvvetin homojen olarak dağılabilmesi için ince, yumuşak film tabakası piston başına monte edilir.<sup>108</sup>

Maksimum yük (N) kaydedilir ve iki eksenli bükülme dayanımı (MPa) aşağıdaki denklemlere göre hesaplanır:

$$\sigma = -0.2387P (X - Y) / d^2$$

Burada  $\sigma$  çift eksenli bükülme dayanımı (MPa), P maksimum yük (N) ve d örnek kalınlığıdır (mm). X ve Y aşağıdaki gibi belirlenir:

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

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

$\nu$  Poisson'un oranıdır (0.25),  $r_1$  destek çemberinin yarıçapıdır (mm),  $r_2$  yüklenen alanın yarıçapıdır (mm) ve  $r_3$  ise numunenin yarıçapıdır (mm).<sup>108</sup>

### 3. MATERYAL VE METOT

Bu çalışma Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı, Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Merkezi Araştırma Laboratuvarı ve Atatürk Üniversitesi Doğu Anadolu Yüksek Teknoloji Uygulama ve Araştırma (DAYTAM) Merkezinde yürütüldü. Kullanılan monolitik zirkonyum örnekler ve laboratuvar giderleri Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenen TDH-2018-933 numaralı projeden sağlandı.

#### 3.1. Örneklerin Hazırlanması

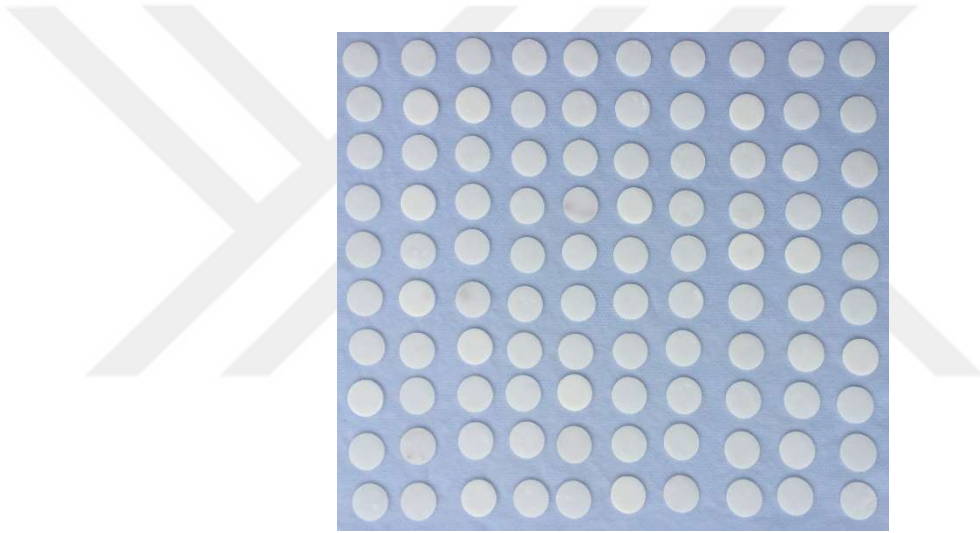
Çalışmada kullanılan monolitik zirkonyum örnekler Tablo 3.1.'de özellikleri gösterilen Amann Girrbach Ceramill Zolid fx White 98x18 N monolitik zirkonyum bloklardan (Şekil 3.1.) özel bir laboratuvarda CAD/CAM sistemi (Yenadent D43, Yenadent Ltd., İstanbul, Türkiye) ile uluslararası standartlara (ISO 6872)<sup>108</sup> uygun olarak son boyutları tam seramik materyallerin dayanıklılık testleri ile ilgili bilimsel çalışmalarda olduğu gibi 15 mm çapında ve 1.2 mm kalınlığında olacak şekilde (Toplam 100 örnek) hazırlandı (Şekil 3.2.).

**Tablo 3.1.** Çalışmada kullanılan monolitik zirkonyum materyalinin kimyasal içeriği ve özellikleri<sup>56,110</sup>

Özellikler	Yarı sinterize (Ceramill;Amann Girrbach GmbH)
ZrO <sub>2</sub> + HfO <sub>2</sub> + Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> içeriği	≥ % 99
Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> içeriği	9.15 ~ 9.55 %
HfO <sub>2</sub> içeriği	≤ 5 %
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> içeriği	≤ 0.5 %
Elastisite modülü	≥ 200 GPa
Bükülme dayanımı	700 ± 150 Mpa
Vickers sertliği	1300 ± 200 HV
Isı genleşme katsayısı	0.5 x 10 <sup>-6</sup> K <sup>-1</sup>



**Şekil 3.1.** Çalışmada kullanılan monolitik zirkonyum blok



**Şekil 3.2.** Çalışmada kullanılan monolitik zirkonyum örnekler

Örnekler hazırlanırken sinterleme işlemi sırasında meydana gelecek büzülme miktarı,  $f$  değerleri göz önüne alınarak hesaplandı. Mum örnekler gerçek boyutlarından yaklaşık % 25 oranında büyük olarak disk şeklinde hazırlandı. CAD/CAM sistemine ait laboratuvar tarayıcısı ile tarandı. Bilgisayar ortamında gerekli düzenlemeler yapıldı ve pre-sinterize örnekler elde edildi (Şekil 3.3, 3.4.).





**Şekil 3.3.** Çalışmada kullanılan CAD/CAM sistemi



**Şekil 3.4.** Monolitik zirkonyum blokların kazınma işlemi

Sinterleme işlemi yapılmadan önce, kuru ortamda 15 saniye süreyle 600-, 800- ve 1200-grenli silikon karbid kağıt zımpara (Struers A/S) ile örnek yüzeyleri tek yönde aşındırıldı.<sup>56</sup>

Hazırlanan örnekler son boyutları 15x1.2 mm olacak şekilde laboratuvarında sinterizasyon fırınında (Everest Therm; KaVo Dental GmbH, Biberach, Almanya) üretici firmanın talimatları doğrultusunda 1450°C’de 7 saat boyunca sinterlendi (Şekil 3.5.).<sup>110</sup> Örnek kalınlıkları dijital kumpas (TorQ 150 x 0.01 mm Digital Caliper, Çin) ile kontrol edildi (Şekil 3.6.).



**Şekil 3.5.** KaVo Everest Therm sinterizasyon fırını



**Şekil 3.6.** Örnek kalınlıklarının dijital kumpasla ölçümü

Monolitik zirkonyum örneklerin, sinterleme işlemlerinin ardından oda sıcaklığında soğuması beklendi. Bitim işlemi uygulanacak örneklerin ölçüm yapılacak yüzeyleri tespit edilip, işaretlendi. Daha sonra glaze tozu ile likiti (GC Initial, USA)

karıştırılarak, üretici firmanın talimatlarına göre ince bir tabaka şeklinde tüm örnekler uygulandı. Örnekler 820 °C'de 2 dakika fırımlandı. Fırınlama işlemi için Ivoclar Vivadent Programat P300 fırını (Ivoclar Vivadent AG, Almanya) kullanıldı (Şekil 3.7.).



Şekil 3.7. Ivoclar Vivadent Programat P300 fırını

### 3.2. Deney Gruplarının Oluşturulması

Örnekler, farklı bitim işlemlerine göre deney gruplarının oluşturulması için aşağıdaki şekilde rastgele beş gruba (N=20) ayrıldı. Gruplar;

- 1-Grup K; kontrol
- 2-Grup A; aşındırma
- 3-Grup AP; grup A + polisaj işlemi
- 4-Grup AG; grup A + glaze işlemi
- 5-Grup APG; grup AP + glaze işlemi şeklinde oluşturuldu.

#### 3.2.1. Kontrol Grubu (Grup K)

Bu gruptaki örnekler herhangi bir işlem uygulanmadı.

#### 3.2.2 Aşındırma Grubu (Grup A)

Bu gruptaki 20 örneğe aşındırma işlemi yapıldı. Aşındırma işlemi; zirkonyum restorasyonlar için önerilen 100 µm elmas partikülleri içeren mavi bantlı frezlerle (881Z4, Meisinger, Neuss, Almanya) aynı kullanıcı tarafından 20 saniye boyunca aerotor (Kavo

Dental GmbH, Biberch, Almanya) kullanılarak su soğutması altında ileri geri süpürme hareketi şeklinde 20000 rpmde uygulandı. Her beş örnekten sonra yeni bir frez kullanıldı.<sup>56</sup>

### 3.2.3 Aşındırma ve Polisaj Grubu (Grup AP)

Örneklere grup A prosedürü sonrası aynı araştırmacı tarafından üç aşamalı uygulanan bir zirkonyum polisaj kiti (EVE Diacera, EVA Ernst Vetter GmbH, Pforzheim, Almanya) (Şekil 3.8.) üretici firmanın talimatları doğrultusunda mikromotor (Ti-Max X600L; NSK, Tochigiken, Japonya) ile uygulandı. İlk olarak 10000 rpm dönme hızında EVE Diacera DYP-W13g frezi (EVE Diacera, EVA Ernst Vetter GmbH, Pforzheim, Almanya) kullanılarak konturların düzeltilmesi, 10000 rpm dönme hızında W16DCmf frezi ile ön polisaj, daha sonra W16DC frezi ile yüksek parlaklıkta polisaj uygulaması yapıldı. Uygulamalar ileri geri süpürme hareketi şeklinde 30 saniye boyunca aynı yönde gerçekleştirildi, daha sonra örnekler 90° döndürülerek önceki aşındırma yönüne dik olacak şekilde 30 saniye devam edildi.<sup>111</sup> Her beş örnekten sonra frez değiştirildi. Polisaj işleminden sonra örnekler, hava-su spreyi ile 15 saniye süreyle durulandı ve sonrasında % 100 distile su içinde 1 dakika boyunca ultrasonik olarak (Bandelin Sonorex, Bandelin Electronic GmbH & Co, Berlin, Almanya) temizlenip havayla kurutuldu (Şekil 3.9.).



Şekil 3.8. Çalışmada kullanılan polisaj kiti



**Şekil 3.9.** Ultrasonik banyo

### 3.2.4 Aşındırma ve Glaze Grubu (Grup AG)

Bu gruptaki 20 örneğe grup A prosedürü sonrası glaze işlemi uygulandı.

### 3.2.5 Aşındırma, Polisaj ve Glaze Grubu (Grup APG)

Bu gruba aşındırma yapıldıktan sonra sırasıyla önce polisaj, ardından glaze işlemi uygulandı (Şekil 3.10.).



**Şekil 3.10.** Çalışmada kullanılan glaze materyali (GC Initial)

### 3.3. Alt Gruplara Suni Yaşlandırma İşlemi Uygulanması

Uygulanan işlemler sonrası her grup iki alt gruba ayrıldı (N=10). Alt gruplardan birindeki örnekler 24 saat distile suda bekletildi, diğer gruptaki örnekler Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarında bulunan suni yaşlandırma cihazına (Gökçeler Makina, Sivas, Türkiye) yerleştirildi ve 5 ile 55°C sıcaklık aralığında 5000 suni yaşlandırma ile hızlandırılmış suni yaşlandırma işlemine tabi tutuldu (Şekil 3.11.). Her sıcaklıkta bekleme süresi 30 saniye, iki sıcaklık arasında

havada bekleme süresi ise 10 saniye olacak şekilde ayarlandı. Suni yaşlandırma uygulanırken, özellikle sıcak su banyosundaki buharlaşmadan kaynaklanan, oluşabilecek su kayıpları için işlem esnasında eksilen su miktarları ilave edildi. Su ilavesi işlem sırasında banyo sıcaklığını etkilemeyecek şekilde yapıldı.



**Şekil 3.11.** Suni yaşlandırma cihazı

### **3.4. Örneklerin Yüzey Pürüzlülüğünün Profilometre ile Ölçülmesi**

Profilometre ile yüzey pürüzlülük ölçümleri için, Atatürk Üniversitesi Doğu Anadolu Yüksek Teknoloji Uygulama ve Araştırma (DAYTAM) Merkezinde bulunan profilometre cihazı (Kla Tencor Stylus Profiler P7) kullanıldı. Her bir grubun ölçümünden önce cihaz kalibre edildi. Örnek yüzeylerinin merkezinden üç defa pürüzlülük ölçümü yapıldıktan sonra, elde edilen değerlerin (Ra) ortalamaları alındı ve yüzey pürüzlülüğü (Ra) hesaplandı.<sup>112</sup>

### 3.5. Örneklerin Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizi

Her bir gruptan ilave bir örnek, yüzey topografisi incelenmek üzere hazırlandı. SEM incelemeleri yapılacak zirkonyum örnekler iletken olmadığından yüzeyleri Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Merkezi Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan altın kaplama cihazında (SC7620, Quorum Technologies, Newhaven, İngiltere) kaplandı (Şekil 3.12.). Seçilen örnekler, taramalı elektron mikroskobu (JSM-6610, Jeol, Peabody, ABD) altında incelendi. Görüntüler 20 kV'da  $\times 200$ ,  $\times 500$  ve  $\times 2000$  kez büyütülerek görüntülendi ve veriler kaydedildi (Şekil 3.13.).



Şekil 3.12. Altın kaplama cihazı



Şekil 3.13. SEM cihazı

### 3.6. Örneklerin Enerji Dağılımlı X Işını Spektroskopisi (EDS) Analizi

Her bir gruptan ilave bir örnek EDS yapılmak üzere ayrıldı ve Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Merkezi Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan altın kaplama cihazında (SC7620, Quorum Technologies, Newhaven, İngiltere) kaplandı. Yüzeylerin elementel analizi enerji dağılımlı X ışını spektroskopisi (X-act, Oxford Instruments, Oxfordshire, İngiltere) yöntemi ile incelendi. Analizler 20 kV'da yapıldı ve veriler kaydedildi.

### 3.7. X-Ray Difraktometre Analizi

Hazırlanan disk şeklindeki numunelerin kristalografik analizleri, monokromatik  $\text{CuK } \alpha$  ışını kullanan bilgisayar kontrollü X ışını difraktometre (XRD, Smartlab201307, Rigaku, Tokyo, Japonya) ile incelendi (Şekil 3.14.). Analizi yapılan örnek, cihazın örnek tutucusuna yerleştirildi. Ölçümler  $0.02^\circ$  adım aralığıyla  $20^\circ$ - $40^\circ$   $\theta$  açıları arasında yapıldı. Her örnekte, yoğunluğun arttığı bölgelerde gözlenen en yüksek değer ve bu değerlerin gözlendiği  $2\theta$  açıları belirlendi. Örneklerin işleme tabi tutulmuş yüzeylerindeki faz değiştirmiş monoklinik zirkonyumun tetragonal faza oranla göreceli miktarı (XM) Garvie-Nicholson<sup>100</sup> yöntemine göre aşağıdaki denklem kullanılarak hesaplandı:



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

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



Şekil 3.14. XRD cihazı

### 3.8. Bükülme Dayanımı Testi Ölçümleri

Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan Universal Test Cihazında (Instron 3340, Wycombe, UK) üç top üzerinde piston tekniği kullanılarak iki eksenli bükülme dayanımı testi örneklerle uygulandı (Şekil 3.15.). Test için; üzerinde birbirine eşit mesafede 3.2 mm çapında üç adet çelik top bulunan, 10 mm çapında metalik bir platform oluşturuldu. Her disk örnek, topların üzerine merkezi olarak yerleştirildi. Örneklerin işlem yapılan yüzeylerine 1.4 mm

apında silindir şeklinde basma ucu ile yikleme hızı dakikada 0.15 mm olacak şekilde gerilim uygulandı. Her bir örneğin kırılma yükü Newton cinsinden kaydedilerek  top üzerinde piston testine göre bükülme dayanımı (MPa) aşağıdaki denklemlere göre hesaplandı:

$$\sigma = -0.2387P (X - Y) / d^2$$

Burada  $\sigma$  çift eksenli bükülme dayanımı (MPa), P maksimum yük (N) ve d örnek kalınlığıdır (mm). X ve Y aşağıdaki gibi belirlenir:

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

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

$\nu$  Poisson'un oranını (0.25),  $r_1$  destek çemberinin yarıçapını (mm),  $r_2$  yüklenen alanın yarıçapını (mm) ve  $r_3$  ise numunenin yarıçapını (mm)<sup>108</sup> gösterir.



Şekil 3.15. Instron universal test cihazı

### 3.9. İstatistiksel Analiz

Elde edilen veriler IBM SPSS Statistics 20 (SPSS v20.0; SPSS Inc., Chicago, IL., ABD) yazılım programı kullanılarak iki yönlü varyans analizi, Tukey çoklu karşılaştırma ve t testi ile değerlendirildi.

Yüzey pürüzlülüğü ve bükülme dayanıklılığı, bükülme dayanıklılığı ve monoklinik faz miktarı, yüzey pürüzlülüğü ve monoklinik faz miktarı arasındaki ilişki Spearman'in rho ( $\rho$ ) katsayısı ile incelendi. Bu analiz yönteminde korelasyon katsayısı -1 ile +1 arasında değişkenlik göstermektedir. Korelasyon katsayısı 0 olduğunda iki değişken arasında doğrusal bir ilişki bulunmaz. Korelasyon katsayısında bulunan negatif değerler özelliklerden birinin artarken diğerinin azaldığını, -1 değerine yaklaşma ilişkinin ters orantılı olarak arttığını, pozitif değerler özelliklerden birinin artarken diğerinin de arttığını ya da birinin azalırken diğerinin de azaldığını, +1 değerine yaklaşma ilişkinin doğru orantılı olarak arttığını belirtmektedir.

## 4. BULGULAR

Bu tez çalışmasında monolitik zirkonyum örneklerine uygulanan bitim ve suni yaşlandırma işlemlerinin materyalin yüzey pürüzlülüğü, topografik görünüm, faz değişimi ve mekanik özellikleri üzerine etkileri incelendi. Örneklerin yüzey pürüzlülüğü profilometre cihazı ile ölçüldü. Yüzeylerin topografik analizi taramalı elektron mikroskopuyla ve elementel analizi enerji dağılımlı X ışını spektroskopisi ile yapıldı. Bitim ve suni yaşlandırma işlemleri sonucunda materyal yapısında oluşan faz değişimleri X-Ray difraktometre ile değerlendirildi. Zirkonyum örneklerin dayanıklılığını ölçmek için iki eksenli bükülme dayanıklılığı testi uygulandı. Elde edilen sonuçlar istatistiksel olarak değerlendirildi.

### 4.1. Yüzey Pürüzlülüğünün Değerlendirilmesi

Yüzey pürüzlülük değerlerinin karşılaştırılması amacıyla kullanılan varyans analizi sonuçları Tablo 4.1' de gösterildi. Uygulanan bitim işlemlerinin yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkisinin anlamlı ( $p < 0.001$ ), suni yaşlandırmanın ve interaksiyonların ise anlamlı olmadığı ( $p > 0.05$ ) istatistiksel olarak saptandı.

**Tablo 4.1.** Yüzey pürüzlülük değerlerinin varyans analiz tablosu

Kaynak	Kareler Toplamı	df	Kareler Ortalaması	F	Sig.
Yüzey İşlemleri (Y)	22.19	4	5.549	32.710	<0.001
Suni Yaşlandırma (SY)	0.000001	1	0.000001	0.0000059	0.998
Y*SY	0.148	4	0.0369	0.218	0.928
Hata	15.267	90	0.170		
Toplam	37.608	99	0.380		

Örneklerin yüzeylerinde profilometre cihazı ile yapılan ölçümler sonucu elde edilen değerlerin ortalama, standart sapma ve çoklu karşılaştırma testi sonuçları Tablo 4.2.'de gösterildi.

**Tablo 4.2.** Yüzey pürüzlülük değerlerinin ortalama, standart sapma ve çoklu karşılaştırma testi (N=20) sonuçları

Yüzey İşlemleri	Suni Yaşlandırma İşlemi			
	Uygulanmayan*		Uygulanan*	
	Ortalama ( $\mu\text{m}$ )	Standart Sapma	Ortalama ( $\mu\text{m}$ )	Standart Sapma
<b>Kontrol</b>	0.17 <sup>a,A</sup>	0.11	0.22 <sup>a,A</sup>	0.15
<b>Aşındırma</b>	1.47 <sup>b,B</sup>	0.84	1.33 <sup>b,B</sup>	0.88
<b>Aşındırma+Polisaj</b>	0.28 <sup>a,A</sup>	0.18	0.26 <sup>a,A</sup>	0.12
<b>Aşındırma+Glaze</b>	0.18 <sup>a,A</sup>	0.12	0.24 <sup>a,A</sup>	0.18
<b>Aşındırma+Polisaj+Glaze</b>	0.19 <sup>a,A</sup>	0.13	0.24 <sup>a,A</sup>	0.19

\*: Dikey anlamlı farklılıklar küçük harfle, yatay anlamlı farklılıklar büyük harfle gösterilmiştir.

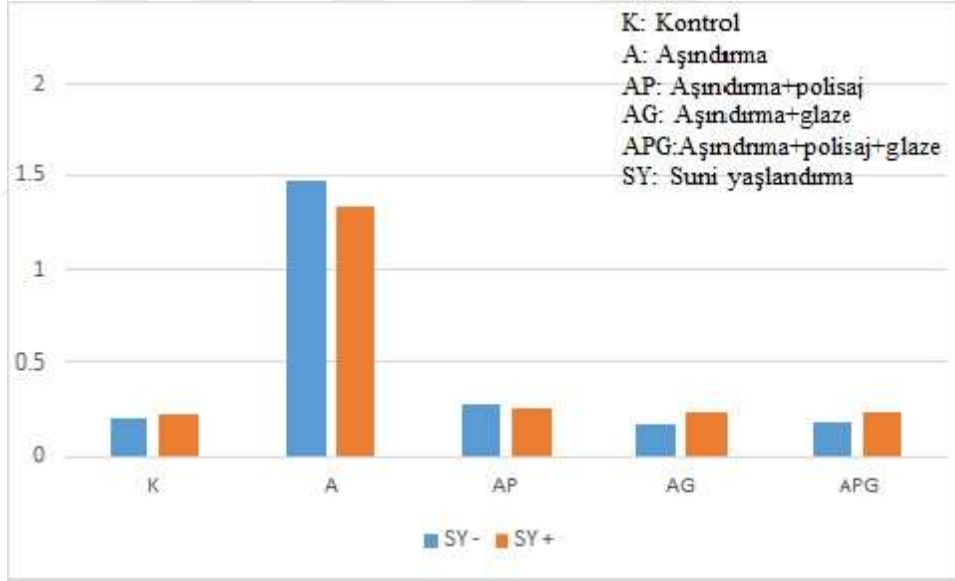
Suni yaşlandırma uygulanmayan örneklerin yüzey pürüzlülük değerleri incelendiğinde; en yüksek aşındırma işlemi uygulanan grupta (1.47  $\mu\text{m}$ ), en düşük kontrol grubunda (0.17  $\mu\text{m}$ ) olduğu görüldü. Suni yaşlandırma uygulanan örneklerde yüzey pürüzlülük değerlerinin en yüksek aşındırma grubunda (1.33  $\mu\text{m}$ ), en düşük kontrol grubunda (0.22  $\mu\text{m}$ ) olduğu saptandı. Suni yaşlandırma uygulanan ve uygulanmayan grupların her ikisinde de en yüksek ve en düşük değerler arasındaki farkların istatistiksel olarak anlamlı ( $p<0.05$ ) olduğu belirlendi.

Kontrol grubuna göre aşındırma işleminin yüzey pürüzlülük değerini anlamlı ( $p<0.05$ ) şekilde yükselttiği, diğer bitim işlemlerinin yüzey pürüzlülük değerlerindeki değişimin ise istatistiksel olarak anlamlı olmadığı ( $p>0.05$ ) tespit edildi.

Uygulanan suni yaşlandırma işleminin yüzey pürüzlülük değerleri üzerindeki etkisi değerlendirildiğinde istatistiksel olarak anlamlı bir sonuç elde edilmedi ( $p>0.05$ ) (Tablo 4.3.) (Şekil 4.1.).

**Tablo 4.3.** Yüzey pürüzlülüğü bağımsız örneklem testi (student t-testi) sonuçları

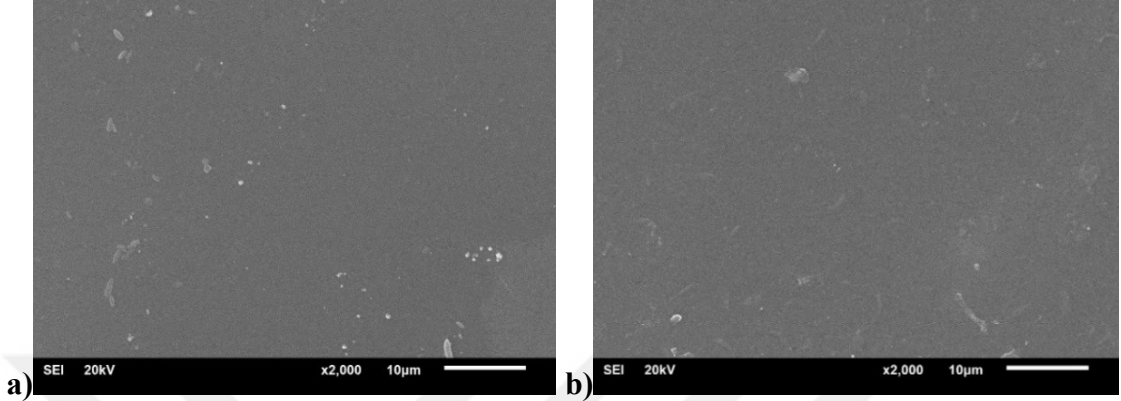
Suni Yaşlandırma	Ortalama	Standart Sapma	p
Uygulanmayan	0.458		
Uygulanan	0.458	0.0582	>0.05



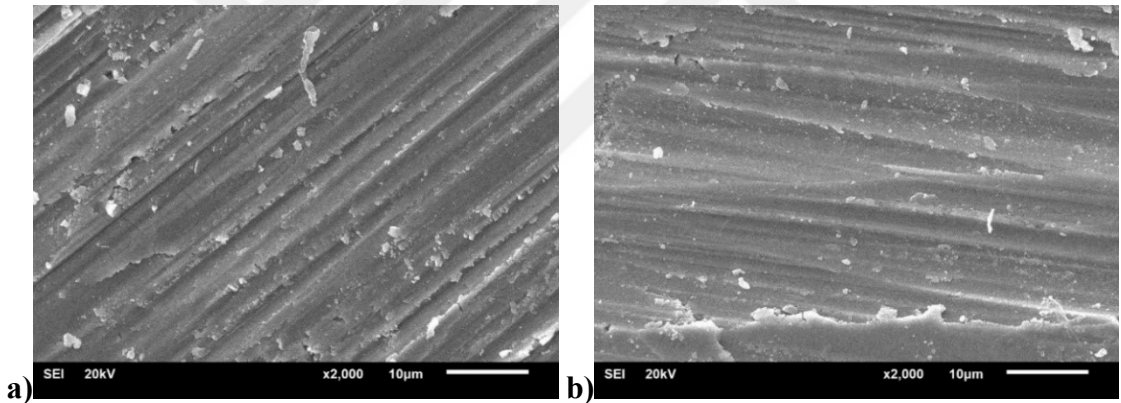
**Şekil 4.1.** Ortalama yüzey pürüzlülüğü (µm)

## 4.2. Taramalı Elektron Mikroskobu Görüntüleri

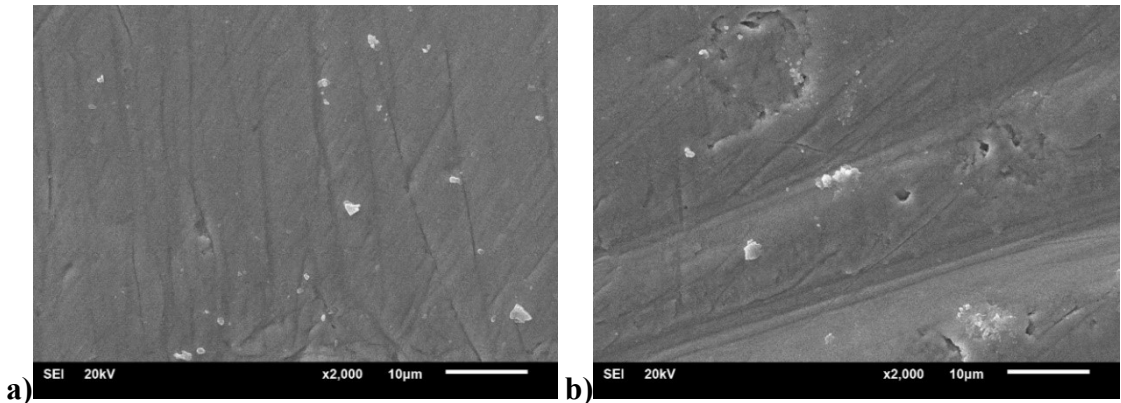
Farklı bitim ve suni yaşlandırma işlemleri uygulanan örneklerden alınan SEM görüntülerinin farklı yüzey morfolojisi gösterdiği gözlemlendi.



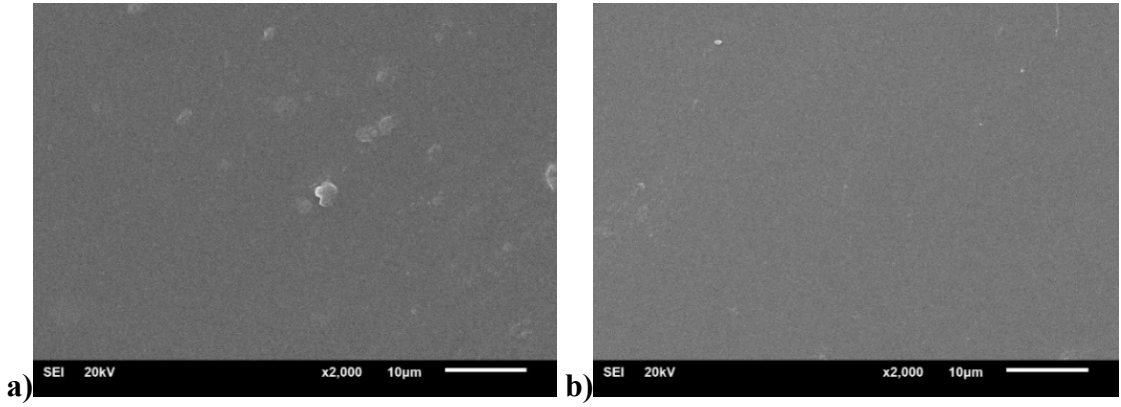
Şekil 4.2. a) K grubuna ait SEM görüntüleri, b) KSy grubuna ait SEM görüntüleri  
(2000×)



Şekil 4.3. a) A grubuna ait SEM görüntüleri, b) ASy grubuna ait SEM görüntüleri  
(2000×)

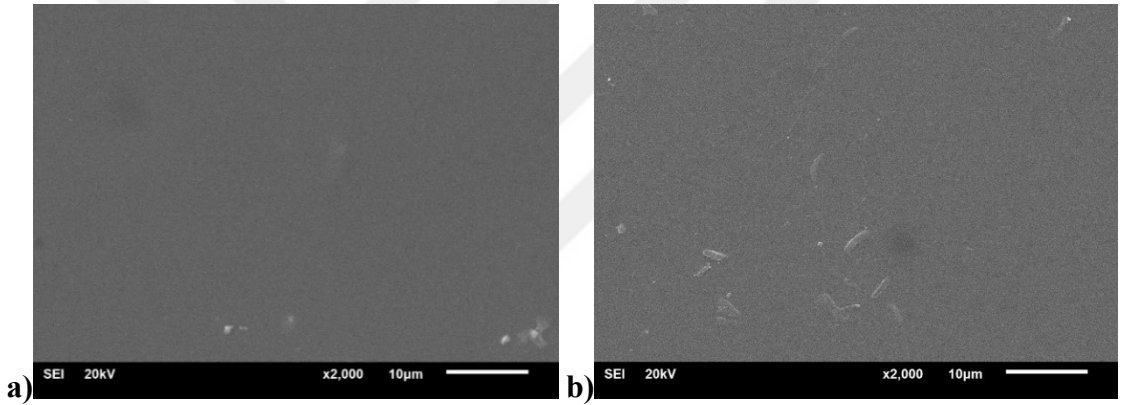


Şekil 4.4. a) AP grubuna ait SEM görüntüleri, b) APSy grubuna ait SEM görüntüleri  
(2000×)



Şekil 4.5. a) AG grubuna ait SEM görüntüleri, b) AGSy grubuna ait SEM görüntüleri

(2000×)



Şekil 4.6. a) APG grubuna ait SEM görüntüleri, b) APGSy grubuna ait SEM görüntüleri

(2000×)

Kontrol grubundaki örneklerin yüzeyinde homojen bir görüntü gözlemlendi (Şekil 4.2.). Aşındırma yapılan grupta kontrol grubundaki homojen yapının bozulduğu ve işlem sırasında kullanılan frezin materyal üzerinde bıraktığı değişiklikler net olarak izlendi (Şekil 4.3.). Aşındırma sonrası polisaj uygulanan gruplarda ise (AP, APSy) aşındırma işlemi sırasında oluşan frez izlerinin aşındırma grubuna göre daha silik olduğu belirlendi (Şekil 4.4.). Aşındırma işleminden sonra glaze uygulanan gruplarda (AG, AGSy) aşındırma sırasında oluşan frez izlerinin ortadan kalktığı görülürken, küçük boşluklar dışında kontrol grubuna benzer düzgün ve net bir yüzey görüntüsünün oluştuğu saptandı



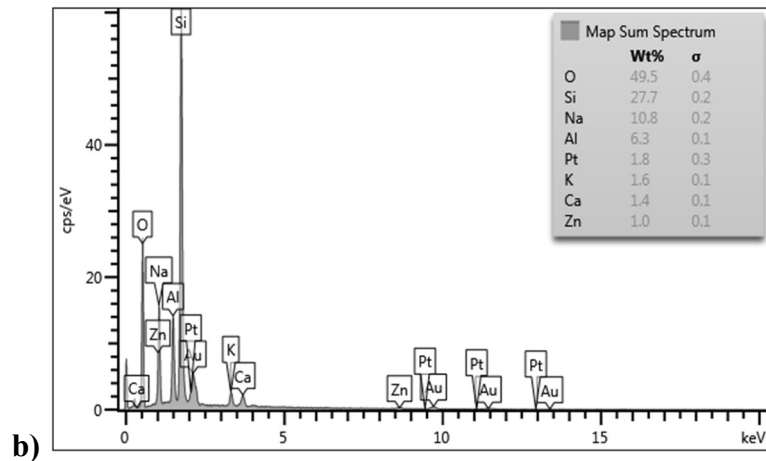
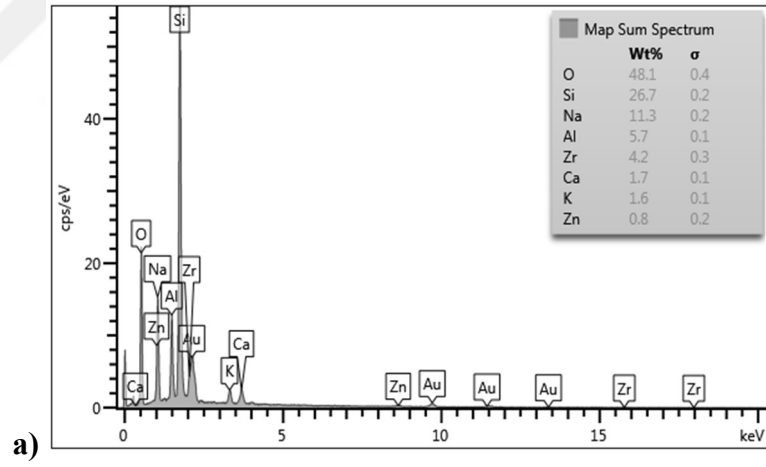
(Şekil 4.5.). Diğer bitim işlemlerinde ise kontrol grubuna yakın yüzey özellikleri tespit edildi (Şekil 4.6.).

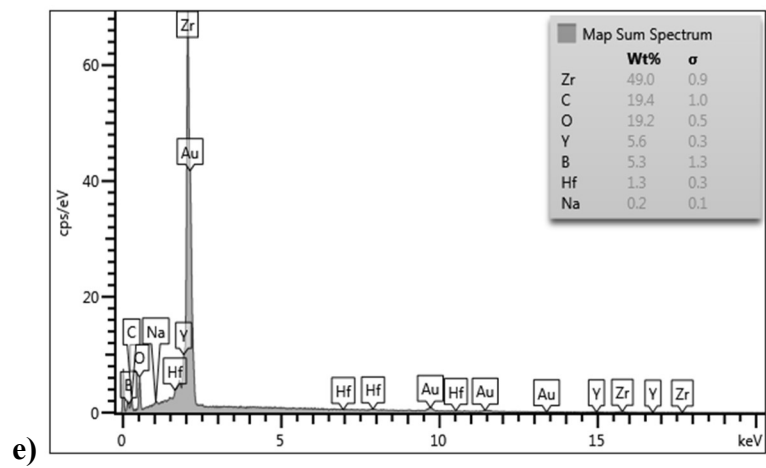
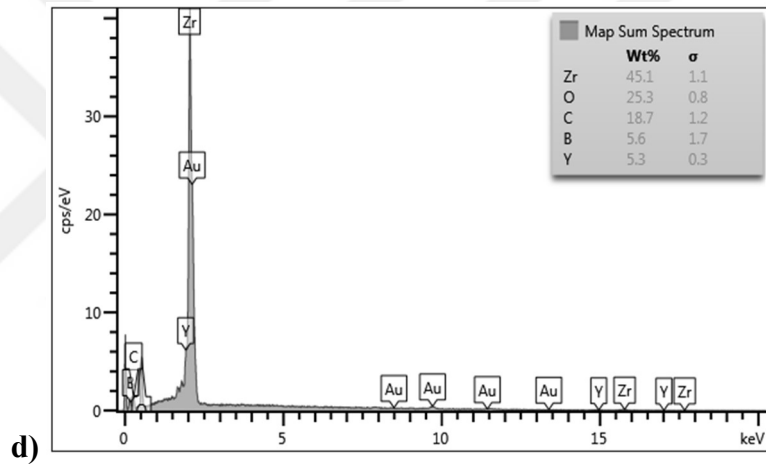
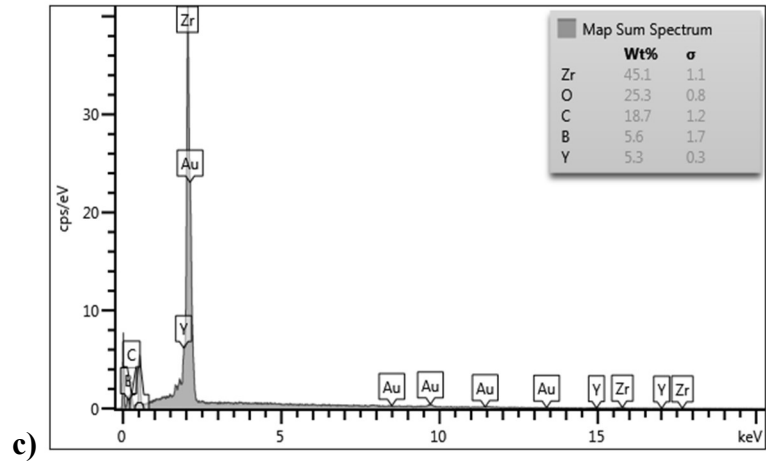
Suni yaşlandırma işleminin tüm gruplarda farklı bir yüzey özelliği oluşturmadığı görüldü.

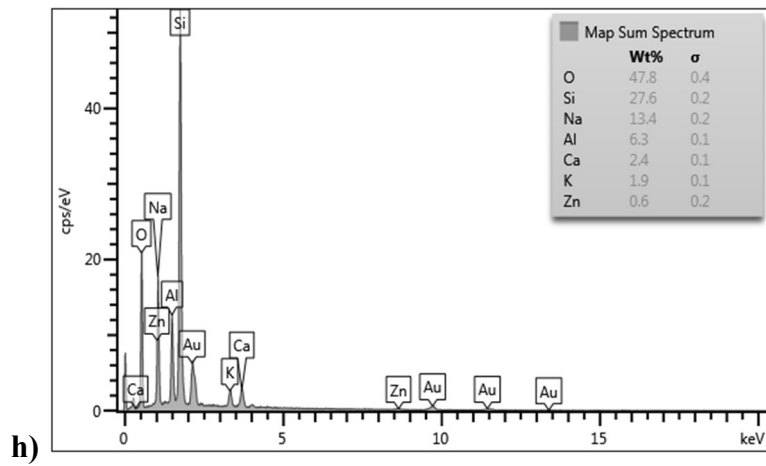
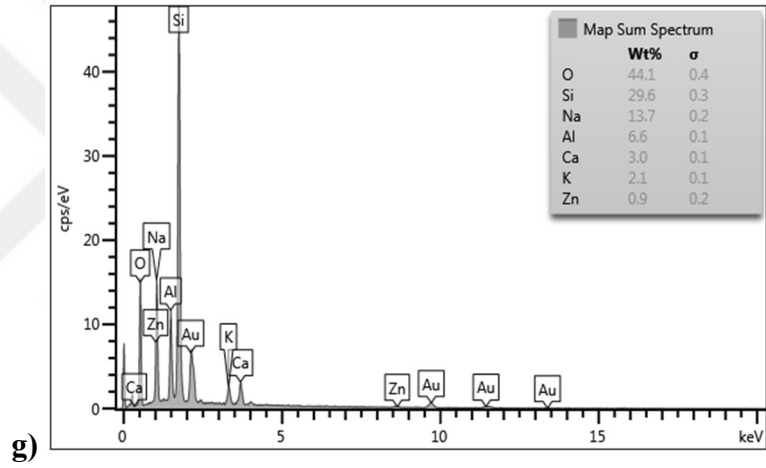
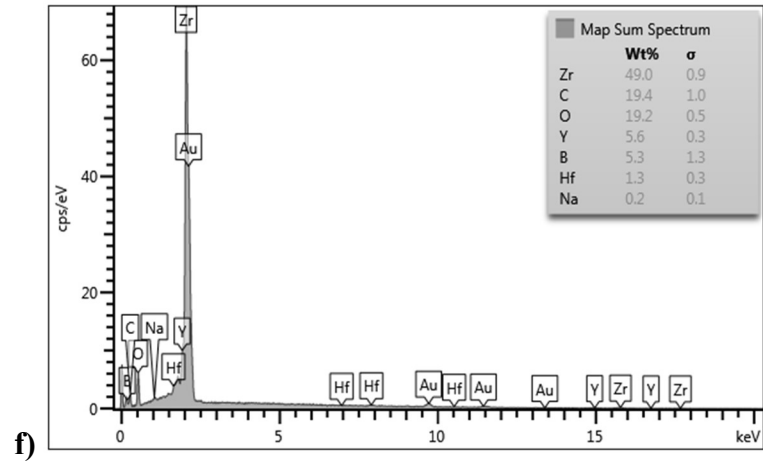
### 4.3. Monolitik Zirkonyum Örneklerin Elementel Analizi

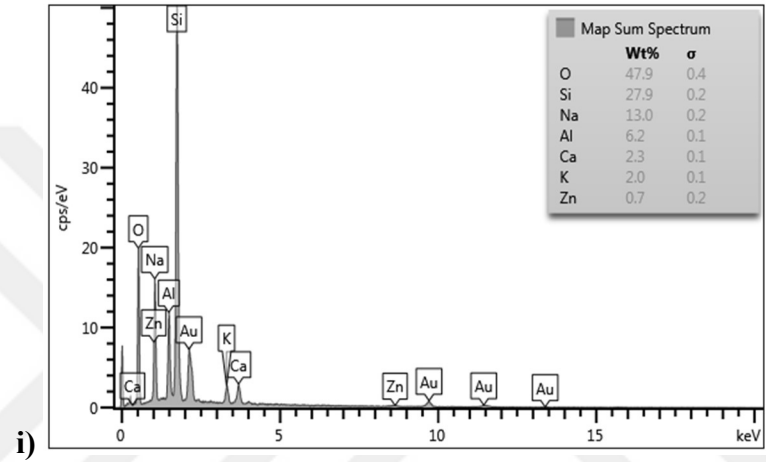
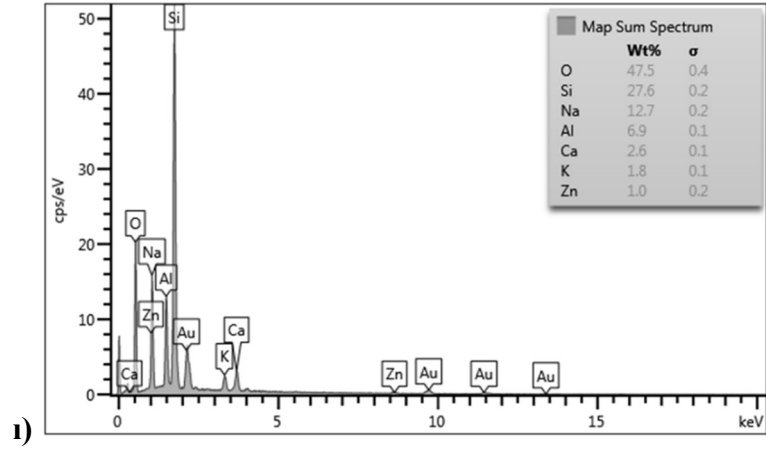
Glaze yapılmış monolitik zirkonyum gruplarında (K, KSy, AG, AGSy, APG, APGSy) yapılan EDS testi sonuçlarına göre örneklerin yüzeylerinde genel olarak oksijen (O), silisyum (Si), sodyum (Na), alüminyum (Al) iyonları, aşındırma ve polisaj işlemleri yapılan grupların örnek yüzeylerinde ise genel olarak zirkonyum (Zr), oksijen (O), itriyum (Y) saptandı. Ayrıca A ve AP grupların örnek yüzeyinde karbon (C) ortaya çıktığı tespit edildi.

Gruplara ait örneklerin EDS analiz grafikleri Şekil 4.7. a-i' de gösterildi.









**Şekil 4.7.** Farklı bitim ve suni yaşlandırma işlemleri sonrasında örnek yüzeylerinde oluşan elementel dağılım (a: K, b:KSy, c: A, d: ASy, e: AP, f: APSy, g: AG, h: AGSy, i: APG, i: APGSy)

#### 4.4. X-Ray Difraktometre Analizi

XRD analizinde tarama işlemi  $2\theta$ ,  $20^\circ$ – $40^\circ$  aralığında yapıldı. Örneklerin işlem görmüş yüzeylerindeki göreceli monoklinik faz miktarı ( $X_M$ ) değerlerinin karşılaştırılması amacıyla kullanılan varyans analiz sonuçları Tablo 4.4.'de gösterildi. Uygulanan bitim işlemlerinin, suni yaşlandırmanın ve interaksiyonların göreceli monoklinik faz miktarı üzerindeki etkisinin istatistiksel olarak anlamlı olmadığı ( $p>0.05$ ) saptandı.

**Tablo 4.4.**  $X_M$  değerlerinin varyans analiz sonuçları

Kaynak	Kareler Toplamı	df	Kareler Ortalaması	F	Sig.
Yüzey İşlemleri (Y)	165.650	4	41.413	0.382	0.821
Suni Yaşlandırma (SY)	29.637	1	29.637	0.273	0.602
Y*SY	3.594	4	0.898	0.00829	1.000
Hata	9759.048	90	108.434		
Toplam	9957.929	99	100.585		

Örneklerin yüzeylerindeki  $X_M$  değerleri sonucunda elde edilen verilerin ortalama, standart sapma ve çoklu karşılaştırma testi sonuçları Tablo 4.5.'de gösterildi.

**Tablo 4.5.** Göreceli monoklinik faz miktarlarının ortalama, standart sapma ve çoklu karşılaştırma testi sonuçları (N=20).

Yüzey İşlemleri	Suni Yaşlandırma			
	Uygulanmayan*		Uygulanan*	
	Ortalama ( $X_M$ )	Standart Sapma	Ortalama ( $X_M$ )	Standart Sapma
Kontrol	25.05 <sup>a, A</sup>	14.21	24.61 <sup>a, A</sup>	12.08
Aşındırma	28.64 <sup>a, A</sup>	10.63	27.67 <sup>a, A</sup>	11.96
Aşındırma+Polisaj	27.26 <sup>a, A</sup>	12.74	26.07 <sup>a, A</sup>	14.41
Aşındırma+Glaze	25.96 <sup>a, A</sup>	8.05	24.37 <sup>a, A</sup>	4.49
Aşındırma+Polisaj+Glaze	25.55 <sup>a, A</sup>	3.57	24.32 <sup>a, A</sup>	3.56

\*: Dikey anlamlı farklılıklar küçük harfle, yatay anlamlı farklılıklar büyük harfle gösterilmiştir.

Suni yaşlandırma uygulanmayan örneklerin göreceli monoklinik faz miktarı ( $X_M$ ) değerlendirildiğinde; en yüksek  $X_M$  değeri aşındırma grubunda (% 28.64), en düşük  $X_M$  değeri ise kontrol grubunda (% 25.05) elde edildi. Suni yaşlandırma uygulanan örneklerin göreceli monoklinik faz miktarı değerlendirildiğinde ise en yüksek  $X_M$  değeri aşındırma

grubunda (% 27.67), en düşük  $X_M$  değeri aşındırma+ polisaj+ glaze grubunda (% 24.32) gözlemlendi. Her iki grup içinde bu farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ( $p>0.05$ ).

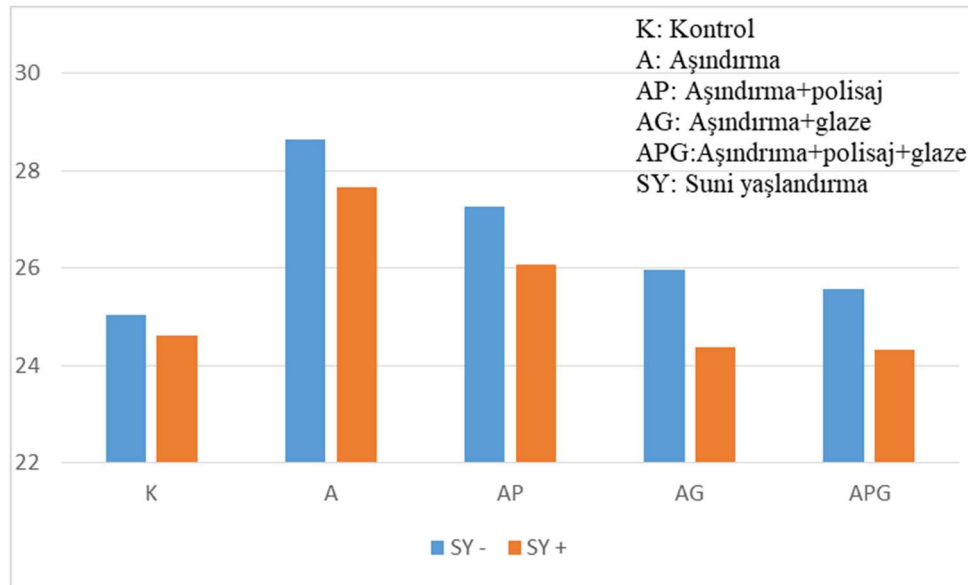
Aşındırma ve aşındırma+polisaj grubunda elde edilen  $X_M$  değerlerinin kontrol grubuna göre daha yüksek olmasına karşın, gruplar arasında istatistiksel olarak bir fark tespit edilmedi ( $p>0.05$ ).

Uygulanan suni yaşlandırma işleminin göreceli monoklinik faz miktarına ( $X_M$ ) etkisi değerlendirildiğinde; suni yaşlandırma sonrası uygulanan tüm bitim işlemlerinin  $X_M$  değerindeki azalma istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ( $p>0.05$ )

(Tablo 4.6.) (Şekil 4.8.).

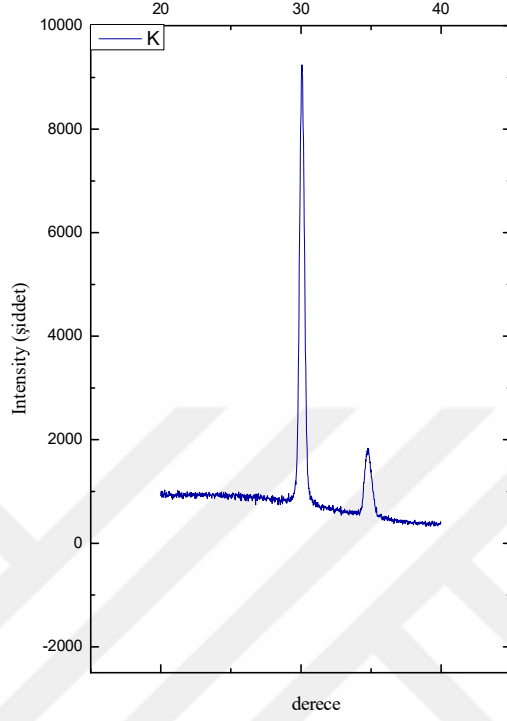
**Tablo 4.6.**  $X_M$  değerlerinin bağımsız örneklem testi (student t-testi) sonuçları

Suni Yaşlandırma	Ortalama	Standart Sapma	p
Uygulanmayan	26.49		
Uygulanan	25.41	1.47	>0.05

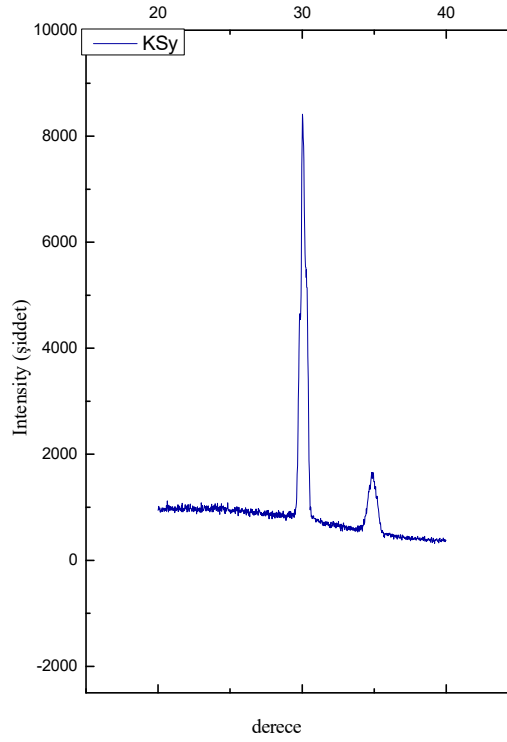


**Şekil 4.8.** X-Ray difraktometre analizi ile tespit edilen  $X_M$  değerleri

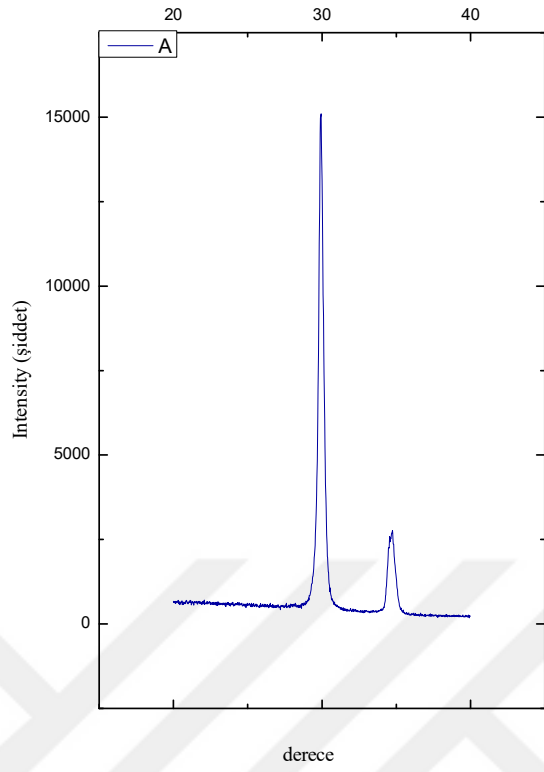
Gruplara ait bazı örneklerin X-Ray difraksiyon analiz sonuçları Şekil 4.9. a-i' de gösterildi.



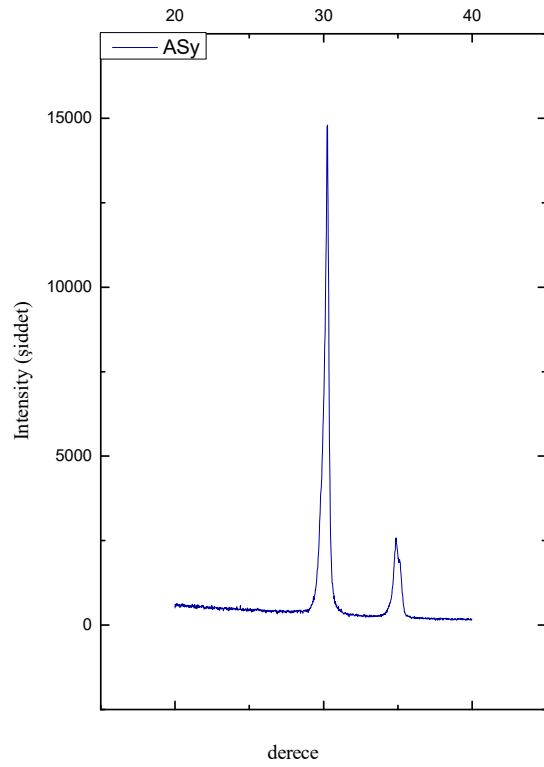
a)



b)

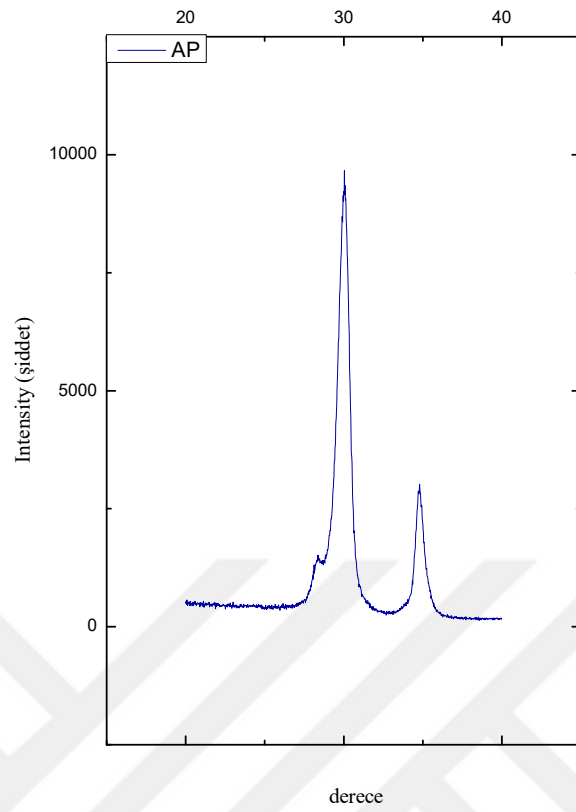


c)

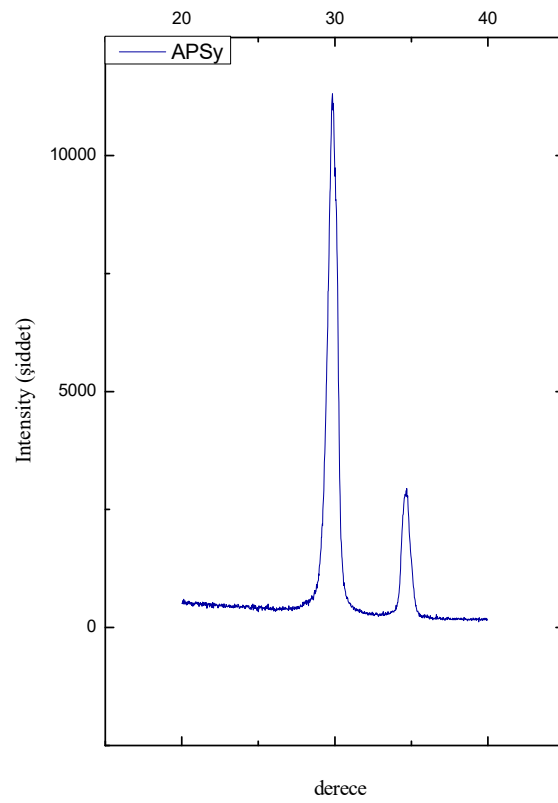


d)

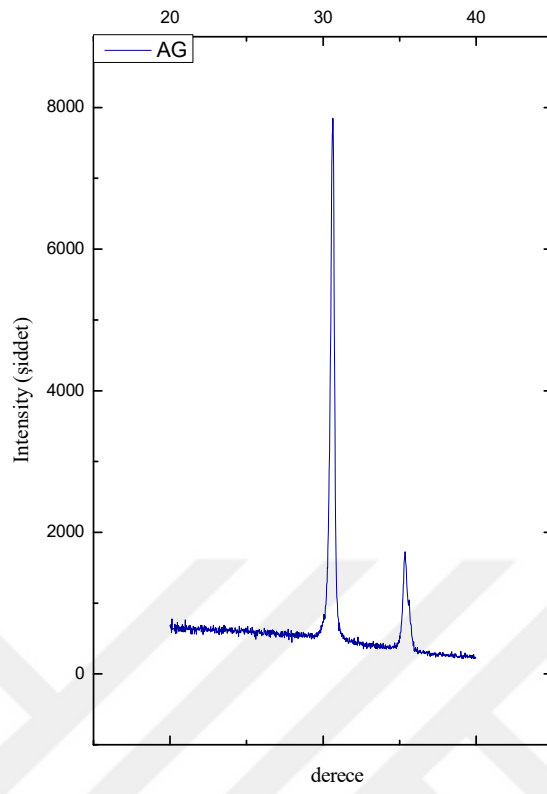




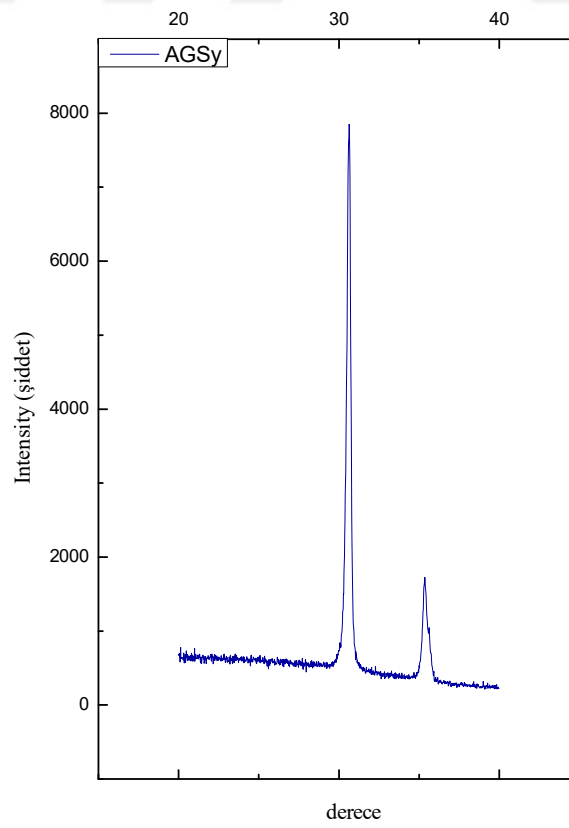
e)



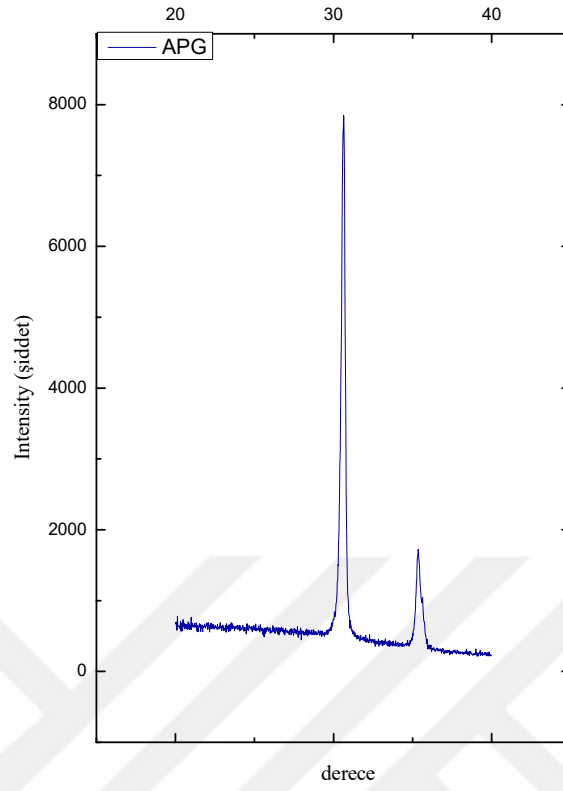
f)



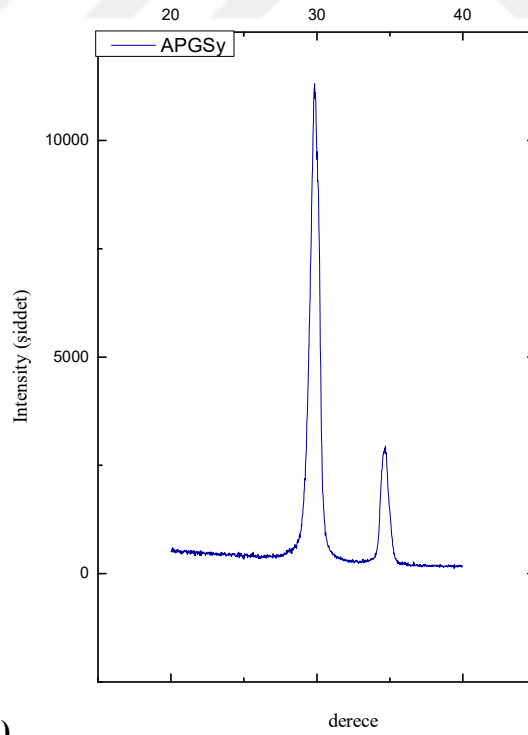
g)



h)



i)



i)

**Şekil 4.9.** Monolitik zirkonyum örneklerin X-ray difraksiyon şekilleri (a) kontrol, b)

kontrol+suni yaşlandırma, c) aşındırma, d) aşındırma+suni yaşlandırma, e)

aşındırma+polisaj, f) aşındırma+polisaj+suni yaşlandırma, g) aşındırma+glaze, h)

aşındırma+glaze+suni yaşlandırma, ı) aşındırma+polisaj+glaze, i)

aşındırma+polisaj+glaze+suni yaşlandırma)

#### 4.5. İki Eksenli Bükülme Dayanım Testinin Değerlendirilmesi

Bitim işlemleri ve suni yaşlandırma uygulanmış örneklerin bükülme dayanım testi sonucunda elde edilen değerlerinin karşılaştırılması amacıyla kullanılan varyans analiz sonuçları Tablo 4.7.' de gösterildi. Uygulanan bitim işlemlerinin bükülme dayanımı üzerindeki etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunurken ( $p < 0.001$ ), suni yaşlandırmanın ve interaksiyonların etkisinin istatistiksel olarak anlamlı ( $p > 0.05$ ) olmadığı saptandı.

**Tablo 4.7.** Bükülme dayanımı değerlerinin varyans analiz tablosu

Kaynak	Kareler Toplamı	df	Kareler Ortalaması	F	Sig.
Yüzey İşlemleri (Y)	1059077.56	4	264769.39	12.808	<0.001
Suni Yaşlandırma (SY)	1764.339	1	1764.34	0.0853	0.771
Y*SY	2284.414	4	571.10	0.0276	0.998
Hata	1860539.49	90	20672.66		
Toplam	2923665.80	99	29531.98		

Örneklerin bükülme dayanımının ortalama, standart sapma ve çoklu karşılaştırma testi sonuçları Tablo 4.8.' de gösterildi.

**Tablo 4.8.** Bükülme dayanımının ortalama, standart sapma ve çoklu karşılaştırma testi sonuçları (N=20)

Yüzey İşlemleri	Suni Yaşlandırma			
	Uygulanmayan*		Uygulanan*	
	Ortalama (MPa)	Standart Sapma	Ortalama (MPa)	Standart Sapma
<b>Kontrol</b>	924 <sup>a, A</sup>	100.66	923 <sup>a, A</sup>	150.29
<b>Aşındırma</b>	1199 <sup>b, B</sup>	185.37	1173 <sup>b, B</sup>	168.69
<b>Aşındırma+Polisaj</b>	1033 <sup>a, A</sup>	198.66	1030 <sup>a, A</sup>	233.72
<b>Aşındırma+Glaze</b>	928 <sup>a, A</sup>	43.86	920 <sup>a, A</sup>	38.25
<b>Aşındırma+Polisaj+Glaze</b>	926 <sup>a, A</sup>	102.35	922 <sup>a, A</sup>	56.86

\*: Dikey anlamlı farklılıklar küçük harfle, yatay anlamlı farklılıklar büyük harfle gösterilmiştir.

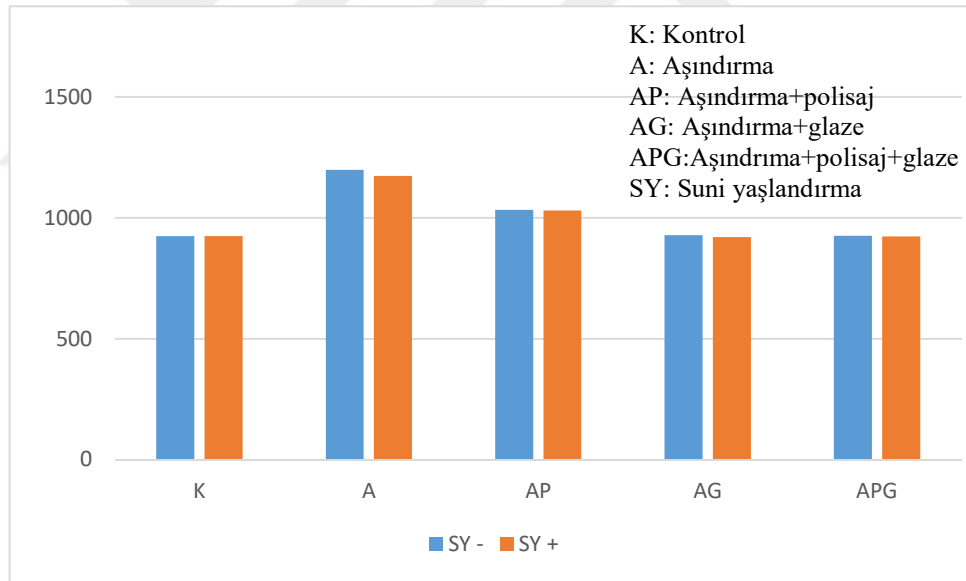
Suni yaşlandırma uygulanmayan örneklerin ortalama bükülme dayanımı değerleri incelendiğinde; en yüksek bükülme dayanım değerinin aşındırma işlemi uygulanan grupta (1199 MPa), en düşük ortalama bükülme dayanım değerinin ise kontrol grubunda (924 MPa) olduğu görüldü. Suni yaşlandırma uygulanan örnekler arasında en yüksek bükülme dayanım değerinin aşındırma grubunda (1173 MPa), en düşük ise aşındırma+glaze grubunda (920 MPa) olduğu saptandı. Suni yaşlandırma uygulanan ve uygulanmayan grupların her ikisinde de en yüksek ve en düşük değerler arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlı bulundu ( $p<0.05$ ).

Suni yaşlandırma uygulanan ve uygulanmayan örneklerin her ikisinde de aşındırma uygulanan grup diğer gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksek bükülme dayanım değerleri ortaya koydu ( $p<0.05$ ) (Tablo 4.8.). Buna rağmen; kontrol, aşındırma+glaze, aşındırma+polisaj ve aşındırma+polisaj+glaze grupları arasında istatistiksel olarak bir fark bulunmadı ( $p>0.05$ ).

Monolitik zirkonyuma uygulanan bitim işlemleri sonrasında uygulanan suni yaşlandırmanın bükülme dayanımına etkisi değerlendirildiğinde suni yaşlandırmanın bükülme dayanımını azalttığı görülse de bu farklılık istatistiksel açıdan anlamlı bulunmadı ( $p>0.05$ ) (Tablo 4.9.) (Şekil 4.10.).

**Tablo 4.9.** Bükülme dayanımı değerlerinin bağımsız örneklem testi (student t-testi) sonuçları

Suni Yaşlandırma	Ortalama	Standart Sapma	p
Uygulanmayan	1002.56		
Uygulanan	994.16	20.334	>0.05



**Şekil 4.10.** Bükülme dayanıklılık değerleri (MPa)

#### 4.6. Gruplar Arası İlişkinin Analizi

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

Bitim işlemleri uygulanmış zirkonyum örneklerde yüzey pürüzlülüğü ile göreceli monoklinik faz miktarı arasındaki korelasyon katsayısı test gruplarının hiç birinde istatistik olarak anlamlı ( $p>0.05$ ) bulunmadı. Yüzey işlemi uygulanan tüm gruplarda  $r$  değerlerinin 0'dan büyük olması monoklinik faz miktarının arttıkça yüzey pürüzlülüğü değerinin arttığını göstermektedir.

Yüzey pürüzlülüğü ile bükülme dayanımı arasındaki korelasyon katsayısı test gruplarının hiç birinde istatistik olarak anlamlı bulunmadı ( $p>0.05$ ).

Bitim işlemleri uygulanmış zirkonyum örneklerin bükülme dayanımı ile göreceli monoklinik faz miktarı arasındaki korelasyon katsayısı, suni yaşlandırma uygulanan kontrol grubundaki örneklerde ( $r = 0.636$ ) istatistik olarak anlamlı bulundu ( $p<0.05$ ). Yüzey ve suni yaşlandırma uygulanan gruplarda  $r$  değerinin 0'dan büyük olması, göreceli monoklinik faz miktarı arttıkça bükülme dayanımının arttığını göstermektedir. Bu sonuç, suni yaşlandırma uygulanan kontrol grubu örneklerde gözlemlendi (Tablo 4.10.).

**Tablo 4.10.** İki eksenli bükülme testi ile göreceli monoklinik faz miktarı arasındaki korelasyon katsayıları ( $r$ )

Suni Yaşlandırma		
Uygulanan İşlemler	Uygulanmayan	Uygulanan
<b>Kontrol</b>	$r= 0.067$ $p=0.855$	$r=0.636^*$ $p=0.048$
<b>Aşındırma</b>	$r=0.212$ $p=0.556$	$r=0.333$ $p=0.347$
<b>Aşındırma+ Polisaj</b>	$r=0.213$ $p=0.558$	$r=-0.091$ $p=0.803$
<b>Aşındırma + Glaze</b>	$r=0.115$ $p=0.751$	$r=0.527$ $p=0.117$
<b>Aşındırma+Polisaj+Glaze</b>	$r=0.079$ $p=0.829$	$r=0.297$ $p=0.405$

\* Korelasyon katsayısı istatistiksel olarak önemlidir ( $p<0.05$ )

## TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında monolitik zirkonyum örnekler üzerine uygulanan farklı bitim ve suni yaşlandırma işlemlerinin yüzey pürüzlülüğü, topografik görünüm, faz değişimi ve mekanik özellikler üzerine etkisi incelenmiştir. Aşındırma, polisaj ve glaze işlemlerinin monolitik zirkonyum restorasyonların yüzey pürüzlülüğünü ve bükülme dayanımını etkilemesi nedeniyle hipotezin bir kısmı kabul edilmiş, bir kısmı ise ret edilmiştir. Çünkü bitim işlemlerinin monolitik zirkonyum restorasyonların faz dönüşümünü etkilemediği ve suni yaşlandırmanın anlamlı olmadığı görülmüştür.

İtiryum stabilize zirkonyum polikristalleri üstün mekanik özellikleri, biyouyumlulukları ve estetik yeterlilikleri nedeniyle ağız içindeki her bölgede güvenle uygulanabilir. Uzun zamandan beri alt yapı materyali olarak tercih edilen zirkonyum, son yıllarda bilgisayar destekli üretimin hızla gelişmesi ile tek tabaka halinde kullanılabilir hale gelmiştir.<sup>68</sup>

CAD/CAM ile üretilen monolitik zirkonyum restorasyonların hassas bir şekilde hazırlanması ağız içinde uyumlama gereksinimini ortadan kaldırmaz. Simantasyon işlemi öncesinde restorasyonun oklüzal ve proksimal alanlarından farklı gren boyutuna sahip elmas frezler ile yapılan aşındırma işlemi ile uyumlandırma yapılmaktadır. Uyumlandırma sonrasında pürüzsüzlüğü kaybolmuş yüzeyin intraoral polisaj sistemi veya glaze işlemi ile tekrar pürüzsüz hale getirilmesi gerekmektedir.<sup>111</sup>

Bu çalışmada, ağız içindeki uyumlandırma sonrasında pürüzlendirilmiş monolitik zirkonyum restorasyonları tekrar pürüzsüz hale getirmek için uygulanan bitim işlemlerinin etkinliklerinin ve birbirlerine karşı üstünlüklerinin saptanarak, yapılan bitim ve suni yaşlandırma işlemlerinin monolitik zirkonyum materyalinin uzun dönem başarısı üzerindeki etkilerinin incelenmesi hedeflenmiştir.



CAD/CAM sistemleri ile üretim sırasında veya sonrasında uygulanan aşındırma işlemleri, karşı ve komşu dişler ile ilişkilerin düzeltilmesi için uygulanan aşındırma ve bitim işlemleri Y-TZP içerikli seramik restorasyonların mekanik özelliklerini etkileyebilecek aşamalardır.<sup>18,25,113</sup>

Araştırmacılar tarafından, aşındırma işleminin monolitik zirkonyumun mekanik özelliklerini etkilediği belirtilmiştir.<sup>25,37,56,68,69,114,115</sup> Kosmac ve ark.<sup>25</sup> yaptıkları çalışmada su soğutması olmadan yapılan aşındırma işlemi sırasında yüksek sıcaklık ve kırılcım oluştuğunu, materyalin mekanik özelliklerinin olumsuz olarak etkilendiğini gözlemlemişlerdir.

Bu çalışmada, aşındırma sırasında oluşabilecek ısının zararlı etkisini elimine etmek için örneklere kalın grenli döner elmas frezle su soğutması altında araştırmacıların önerdiği şekilde<sup>56,116,117</sup> aşındırma işlemi uygulanarak oklüzal aşındırma taklit edilmiştir.

Mohammadi-Bassir ve ark.<sup>56</sup> tarafından monolitik zirkonyuma uygulanan aşındırma işleminin bükülme dayanımını arttırdığı ve materyale zarar vermediği ifade edilmiştir. Kosmac ve ark.<sup>25</sup> ise elmas frezler ile aşındırma işleminin zirkonyumun bükülme dayanımını azalttığını ve materyali mekanik olarak zayıflattığını belirtmişlerdir. Bu iki çalışma arasındaki fark, kullanılan elmas frezlerin gren boyutlarıdır. Kalın grenli frezler monolitik zirkonyumun mekanik özelliklerini negatif yönde etkilerken, gren boyutu azaldıkça mekanik özelliklerin pozitif yönde değiştiği saptanmıştır.<sup>29</sup> Bu araştırmaların sonuçları dikkate alınarak tez çalışmasında aşındırma 100 µm gren boyutuna sahip mavi bantlı silindirik döner elmas frezler ile yapılmıştır.

Oklüzal uyumlama için kullanılacak frezin özellikleri kadar uygulama prosedürü de önemlidir. Ancak yapılan çalışmalarda zirkonyumun aşındırma işlemi için belli bir standardizasyonun olmadığı görülmüştür.<sup>25,56,68,71,112</sup> Aşındırma yapılacak freze uygulanacak basınç, uygulama süresi, uygulama yönü hakkında belli bir görüş birliği

bulunmamaktadır. Bu tez çalışmasında daha önce yapılan benzer çalışmalar örnek alınarak aynı araştırmacı tarafından her beş örneğin ardından frez değiştirilerek, aerator örnek yüzeylerine paralel hareket ettirilerek 30 saniye boyunca aşındırma işlemi uygulanmış ve standardizasyon sağlanmaya çalışılmıştır.<sup>56,58,70</sup>

Restorasyonların simantasyonu öncesinde ağız içinde yapılan oklüzal uyumlamalar sırasında yüzeydeki glaze tabakası kaldırılabilir.<sup>65</sup> Oklüzal uyumlamalar sonrası elde edilen pürüzlü yüzeylerin tekrar pürüzsüz hale getirilmesi için reglaze ya da polisaj işlemlerinin yapılması gerekmektedir.<sup>89,115</sup> Seramik restorasyonlara reglaze uygulanmasının polisaj işlemine göre bazı dezavantajlarının olduğu belirtilmiştir. Bu dezavantajlar, tekrar yüksek ısıya maruz kalması, dolayısıyla daha fazla seans gerektiren bir işlem olması ve restorasyonların yapısında bozulmalara neden olması olarak sıralanabilir.<sup>91</sup>

Polisaj yöntemleri ve sistemleri hakkında çok sayıda çalışma yapılmış olmasına karşın, kullanılan döner alet, aşındırma karakterleri, polisaj sırasında uygulanan kuvvet ve uygulama süresi ile ilgili kesin bir fikir birliği bulunmamaktadır.<sup>7,56,68,111,112</sup>

Bu çalışmada polisaj işlemi, aşındırma işlemine benzer şekilde ileri geri süpürme hareketi şeklinde 30 saniye boyunca aynı yönde yapıldıktan sonra örnekler 90° döndürülerek önceki aşındırma yönüne dik olacak şekilde 30 saniye daha devam edilerek tamamlanmıştır. Her aşama için toplam bir dakika polisaj uygulanmıştır. Üç aşamalı Eve Diacera polisaj sistemi mikromotor ile 10000 rpm'de kullanılmış, standardizasyonu sağlamak amacıyla işlemler aynı araştırmacı tarafından yapılmıştır.<sup>56,112</sup>

Polisaj sistemleri materyallerin sertliğine göre üretilmektedir. Porselen polisaj kitleri, zirkonyumdan daha az sert olan seramik partikülleri içerir. Mohs sertlik ölçeğinde dokuz değerine sahip olan zirkonyum, yüksek sertlikle karakterize homojen polikristalin yapı gösterdiğinden, konvansiyonel polisaj sistemleri ile memnun edici polisaj elde

edilemeyebilir.<sup>7</sup> Porselen polisaj sistemlerinin zirkonyum restorasyonlar üzerinde uygulanma etkinliği konusunda kesin bir görüş bulunmamaktadır.<sup>7,111,112</sup> Park ve ark.<sup>111</sup> bir çalışmada iki farklı zirkonyum polisaj kitinin ve bir porselen polisaj kitinin monolitik zirkonyum restorasyonların mekanik özelliklerine etkisini incelemişlerdir. Zirkonyum polisaj kitlerinin uygulandığı örneklerde porselen polisaj kitlerinin uygulandığı örneklere göre anlamlı derecede daha pürüzsüz yüzeyler elde edildiğini belirtmişlerdir. Benzer şekilde ağlar ve ark.<sup>112</sup> zirkonyum polisaj sistemlerinin porselen polisaj sistemlerine göre daha iyi mekanik özellikler gösterdiğini saptamışlardır. Yapılan diğer çalışmalarda da, oklüzal uyumlandırmayla ortaya çıkan kusurları kontrol etmek amacıyla, monolitik zirkonyum restorasyonların yüzeyinin zirkonyum polisaj sistemleri ile pürüzsüzleştirilmesinin gerektiği vurgulanmıştır.<sup>7,115</sup> Bu tez çalışmasında da monolitik zirkonyum yüzeylerinin pürüzsüzleştirilmesi amacı ile zirkonyum polisaj kiti tercih edilmiştir.

Suni yaşlandırma işlemi, materyalleri yormak ve dental restorasyonları suni olarak yaşlandırmak amacıyla kullanılan bir yöntemdir. Bu işlemdede banyoya bırakılan materyalin yüzeyinde ani sıcaklık değişimleri meydana gelir.<sup>118</sup> Ayrıca, su banyosundaki sıcaklık değişimlerinin yanında bir banyodan diğer banyoya geçiş esnasında materyal hava sıcaklığına maruz kalır. Bu durum materyalde ısı streslerine neden olur.<sup>119</sup> Literatürde, suni yaşlandırma işlemine dair kesin bir fikir birliği bulunmamaktadır. Gale ve Darvell<sup>87</sup> 130 adet suni yaşlandırma çalışmasını derlemiş; soğuk ve sıcak tanklar için sırasıyla 5°C ile 55°C' lik sıcaklık derecelerinin uygun olduğunu belirtmişlerdir.

Literatürde suni yaşlandırma için siklus sayıları bir devirden 100000 devire kadar farklılık göstermektedir. 37°C'de bekletme süresi ise dört saniye gibi kısa bir süre olabileceği gibi 23 saniye gibi daha uzun bir sürede olabilmektedir. Devir süreleri

genellikle isteğe bağı olarak belirlenir ki bu da sonuçların karşılaştırılmasını zorlaştırmaktadır.<sup>87</sup>

Bu tez çalışmasında monolitik zirkonyum örnekler, ağız içinde maruz kalacakları ısıl değişimleri taklit etmesi amacıyla 5-55°C' lik sıcaklık dereceleri arasında 5000 devir suni yaşlandırma işlemine tabi tutulmuştur.

Monolitik zirkonyum seramikler üzerinde farklı yüzey ve ısıl işlemlerin etkilerinin incelendiği çok sayıda çalışma bulunmaktadır.<sup>7,37,56,68,112,114,115</sup> Uygulanan bu yüzey ve ısıl işlemler sonucunda monolitik zirkonyum restorasyonların yüzeyinde oluşan mekanik etkilerden biri yüzey pürüzlülüğüdür.<sup>111</sup> Yüzey pürüzlülüğünün ölçümü diş hekimliğinde ve dental materyal çalışmalarında yaygın olarak kullanılmaktadır.<sup>28,37</sup> Yüzey profilometresi, yüzey pürüzlülüğünün kantitatif olarak değerlendirilmesinde yararlı bir yöntemdir.<sup>116</sup> Ancak, bazı durumlarda pürüzlülük değerleri, seramik yüzeylerin gerçek topografisini tam olarak yansıtamamaktadır. Çünkü profilometre ile yüzeyin yalnızca bazı kısımları taranabilmektedir. Bu nedenle, daha kapsamlı veriler elde etmek için SEM ile değerlendirme yapılması önerilmektedir.<sup>56</sup>

Ağız içi ortamda bulunan sert yüzeylerin pürüzlü olması bakterilerin retansiyona neden olabileceğinden klinik öneme sahiptir. Bakteriyel retansiyonun artması, çürük ve periodontitisin gelişmesini kolaylaştırdığından ağız içindeki restorasyonun yüzey pürüzlülüğünün en az seviyede olması gerekmektedir.<sup>65</sup> Bollen ve ark.<sup>120</sup> ağız içindeki sert yüzeylerin yüzey pürüzlülüğündeki artışın supra ve subgingival plak oluşumu oranı üzerinde önemli bir etkiye sahip olduğunu belirtmişlerdir. Ayrıca 0.2 µm' lik Ra değerinin bir eşik değer olduğunu savunmuşlardır.

Aşındırma işleminin yüzey pürüzlülüğüne etkisinin seramik restorasyonların tipine ve aşındırma koşullarına bağı olduğu belirtilmiştir.<sup>121</sup> Aşındırma işleminin yüzey pürüzlülüğünü arttırdığı çalışmalarda saptanmıştır.<sup>56,58,115</sup>

Aşındırma ve farklı polisaj sistemlerinin monolitik zirkonyum restorasyonların mekanik özelliklerine etkisinin karşılaştırıldığı bir çalışma sonucunda en yüksek pürüzlülük değerinin (1.77  $\mu\text{m}$ ) elmas frez ile yapılan aşındırma grubunda olduğu belirtilmiştir.<sup>112</sup> Bu tez çalışmasında da, önceki çalışmalarda<sup>65,70,71,121,122</sup> olduğu gibi en yüksek pürüzlülük değeri aşındırma yapılan grupta elde edilmiştir.

Aşındırma ile elde edilen yüzey pürüzlülüğünü gidermek için zirkonyumun yüzeyine farklı bitim işlemleri uygulanarak yüzey pürüzlülüğünü azaltmak hedeflenmiştir.<sup>56,111,112</sup> Yapılan bir çalışmada, monolitik zirkonyum restorasyonlara uygulanan polisaj işlemlerinde yüzey pürüzlülük değerlerinin yaklaşık 0.2  $\mu\text{m}$  olduğu, bu değer glaze tabakasında elde edilen pürüzlülüğe benzer ya da daha az olduğu belirtilmiştir.<sup>115</sup> Zirkonyum restorasyonların yetersiz polisajının zaman içinde materyalin yüzey özelliklerinin bozulmasına yol açtığı ifade edilmiştir.<sup>21</sup> Yapılan bir çalışmada EVE polisaj kitinin yüzey pürüzlülük değeri (Ra) 0.15  $\mu\text{m}$  olarak saptanmış ve istenilen eşik değer altında olduğu görülmüştür.<sup>7</sup> Ancak bu tez çalışmasında aynı polisaj kiti uygulanarak yapılan polisaj sonucunda elde edilen yüzey pürüzlülük değeri önceki çalışmaya göre daha yüksek (0.27  $\mu\text{m}$ ) bulunmuştur. Bu farkın polisaj uygulama sürelerinin farklı olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Yapılan bir çalışmada polisaj süresinin artmasıyla yüzeydeki pürüzsüzlüğün arttığı vurgulanmıştır. 120 saniye uygulanan polisaj işleminde materyalde düşük Ra değerleri ile uyumlu olarak, pürüzsüz bir yüzey elde edilmiştir.<sup>7</sup> Bir dakika uygulanan polisaj işlemlerinin derin aşındırma oluklarının tamamını ortadan kaldıramadığı saptanmıştır. Derin aşındırma oluklarının tamamen giderilmesi için çok uzun süre polisaj yapılması gerekebilir.<sup>115</sup> Bu tez çalışmasında, aşındırma sonrası yapılan polisaj işleminden elde edilen SEM görüntülerinde de aşındırma oluklarının silikleştiği ama

tamamen ortadan kalkmadığı görülmüştür. Polisaj süresinin uzaması durumunda bu olukların tamamen ortadan kalkacağını düşünmekteyiz.

Bu çalışmada; polisaj uygulanan örneklerin SEM görüntülerinde silik frez izleri, glaze uygulanan örneklerin SEM görüntülerinde ise pürüzsüz ve homojen yüzeyler saptanmıştır.

Mohammadi-Bassir ve ark.<sup>56</sup> polisajlı ve glazürlü yüzey görüntüsü arasındaki farkın aşındırma yapılmış yüzeylerde var olan derin olukların glaze işlemi sonucunda dolmuş olmasına bağlı olabileceğini belirtmişlerdir.

Polisaj ve glaze işleminin etkinliğinin karşılaştırıldığı bir çalışmada; monolitik zirkonyum yüzeylere uygulanan iki bitim işlemi arasında yüzey pürüzlülüğü açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığı belirtilmiştir.<sup>65</sup> Ancak, bu sonucun desteklenmediği çalışmalar da literatürde bulunmaktadır.<sup>90,123</sup> Heintze ve ark.<sup>123</sup> aşındırma sonrasında yapılan yüzey polisajının glaze yapılmış yüzeye göre daha düşük yüzey pürüzlülük değerleri gösterdiğini tespit etmişlerdir.

Bu tez çalışmasında aşındırma sonrası uygulanan glaze işleminde polisaj işlemine göre daha düşük yüzey pürüzlülük değerleri saptanmasına karşın, bu farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görülmüştür.

Polisaj işleminin pürüzlülüğün giderilmesinde reglaze işlemine alternatif ve uygun bir metot olabileceği belirtilmiştir.<sup>115</sup>

Yapılan bitim işlemleri ile elde edilen yüzey pürüzlülüğünün uzun dönem devam etmesi restorasyonun başarısı için önemli bir kriterdir. Bartolo ve ark.<sup>17</sup> yaptıkları çalışmada polisaj işlemi sonrası yapılan suni yaşlandırma ile daha pürüzsüz yüzeyler elde etmişlerdir. Buna benzer olarak bu tez çalışmasında da polisaj uygulanan gruplarda yaşlandırma sonrasında yüzey pürüzlülük değerlerinin azaldığı fakat bu azalmanın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görülmüştür. Glaze işlemi yapılan gruplarda ise suni

yaşlandırma sonrasında artan yüzey pürüzlülük değerleri saptanmıştır. Bunun nedeni suni yaşlandırma sırasında glaze tabakasının ortadan kalkmış olmasıdır. Suni yaşlandırma yapılan aşındırma gruplarında ise glaze işleminin tersine yüzey pürüzlülük değerlerinin azaldığı tespit edilmiştir. Bu farklılık, neme bağlı olarak aşındırmanın neden olduğu olukların dolmasına bağlanabilir.

EDS analizi yapılmış monolitik zirkonyum restorasyonların incelendiği bir çalışmada, farklı yüzey işlemlerinden sonra zirkonyum yüzeyinin Zr, O, Y, Si, Hf, Al elementel birleşim gösterdiği belirtilmiştir.<sup>115</sup> Yapılan bu çalışmada da, aşındırma ve polisaj işlemlerinden sonra aynı elementel birleşim görülse de, glaze işleminden sonra yapılan EDS analizinde Zr ve Y tespit edilememiştir. Bu durum, EDS analizinde incelenen derinliğin glaze tabakası içerisinde kalmasına bağlanabilir.

Çalışmalarda uygulanan yüzey ve ısıl işlemler sonrasında zirkonyumun faz değişimini değerlendirmek için XRD, Raman spektroskopisi, optik interferometri gibi farklı yöntemler kullanılmıştır.<sup>111,124</sup> Hesaplanan pikler ve hacim yüzdeleri, kullanılan yöntem ile yakından ilişkilidir ve yöntemler arasında direkt olarak karşılaştırmaya izin vermez. Penetrasyon derinliği monoklinik sinyallerin miktarını etkiler. XRD analizinde sinyaller 1-3 µm penetrasyon derinliğinde oluşmaya başlar.<sup>115</sup> XRD yöntemi, kristallografik fazları kalitatif ve kantitatif olarak değerlendirmek için materyale zarar vermeyen bir yöntemdir.<sup>102</sup> Bu nedenle bu tez çalışmasında faz değişimlerini incelemek için XRD yöntemi kullanılmıştır.

Ağız içi ortamda, tekrarlayan mekanik yükler ve termal döngü, aşındırma kaynaklı yüzey kusurlarını şiddetlendirebilir ve düşük oklüzal kuvvetler karşısında dahi materyalde kırılmalar görülebilir. Bu şartlar altında, mikro çatlakların ilerlemesine ve dayanımın bozulmasına neden olan spontan faz dönüşümleri gerçekleşir.<sup>25</sup> Y-TZP

seramik restorasyonlara uygulanan aşındırma, kumlama ve bitim işlemleri gibi çeşitli yüzey işlemleri sonucunda materyalde faz değişimi gözlenebilir.<sup>18,25,64,66,115,121</sup>

Yapılan çalışmalar sonucunda, zirkonyum restorasyonlara uygulanan aşındırma işlemlerinin faz dönüşümü üzerinde önemli bir etkisinin olmadığı saptanmıştır.<sup>7,114,121,122</sup> Ancak yapılan başka bir çalışmada ise bu sonuçların aksine farklı elmas frezlerle aşındırma işleminden sonra zirkonyum örneklerde bir miktar monoklinik faza rastlanmıştır.<sup>69</sup>

Yapılan bu tez çalışmasında aşındırma ve bitim işlemleri uygulanan gruplarda kontrol grubuna göre göreceli monoklinik faz miktarında artış olduğu, ancak bu farklılığın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görülmüştür ( $p>0.05$ ).

Bu çalışmaya benzer olarak polisaj işleminin zirkonyumun monoklinik faz miktarında değişime neden olmadığı araştırılmaktadır.<sup>7,112</sup> Ancak Preis ve ark.<sup>115</sup> monolitik zirkonyum restorasyonlara uygulanan aşındırma ve polisaj işlemleri sonrasında örnek yapısında monoklinik pikler gözlemlenmiştir. Aşındırma ve polisaj işlemlerinin t-m dönüşümünü uyardığını ifade etmişlerdir. Başka bir çalışmada sekiz dakika uygulanan polisaj işlemi sonucunda monoklinik faz oranının arttığı belirtilmiştir.<sup>111</sup> Elde edilen sonuçlar arasındaki farklılıklar uygulama süresine ve yöntemine bağlı olabilir.

Aşındırma, polisaj ve glaze işlemlerinin monolitik zirkonyum restorasyonların mekanik özelliklerine etkisinin karşılaştırıldığı bir çalışmada, polisaj ve aşındırma gruplarının yüksek monoklinik faz değerleri gösterirken, glaze yapılan grubun monoklinik faz değerleri göstermediği görülmüştür.<sup>56</sup> Yine benzer şekilde aşındırma yapılan monolitik zirkonyum örneklerine glaze işlemi uygulanarak mekanik özellikleri karşılaştırıldığında glaze işleminden sonra monoklinik fazın gözlenmediğini belirtmişlerdir.<sup>71</sup>



Bu tez çalışmasında XRD analizi sonucunda, uygulanan polisaj ve aşındırma işlemlerinde zirkonyumun yüzeyinde daha yüksek göreceli monoklinik faz miktarları belirlenirken, suni yaşlandırma işleminin monoklinik faz değerlerini azalttığı tespit edilmiştir. Glaze işlemi yapılan gruplarda diğer gruplara göre daha düşük göreceli monoklinik faz miktarı saptanmıştır. Tekrar fırınlanan gruplardaki göreceli monoklinik faz miktarının düşmesi ısının tersine faz dönüşümünü aktive ettiği fikrini desteklemektedir.

Restorasyonların klinik başarısının değerlendirilmesinde, bükülme dayanımı önemli bir parametredir. Bükülme dayanımı, materyalin kırılmasına neden olan maksimum stres değeridir ve materyalin yüzeyindeki kusur ve defektlerden etkilenir. Seramik restorasyonların dayanımının değerlendirilmesinde üç nokta bükülme testi, dört nokta bükülme testi, iki eksenli bükülme dayanımı testi gibi birçok farklı test yöntemi kullanılmaktadır.<sup>125</sup> Bu çalışmada, bükülme dayanımının incelenmesi amacıyla daha önceki çalışmalarla benzer, ISO 6872 standartlarına uygun olarak iki eksenli bükülme dayanımı testi uygulanmıştır.<sup>56,58,108,121</sup>

Kuron köprü restorasyonlar, simantasyondan itibaren aralıklı olarak oklüzal kuvvetlere maruz kalmaktadırlar.<sup>57</sup> Yapılan bir çalışmada birinci molar bölgesinde oluşan çiğneme kuvvetinin 300-880 N arasında olduğu ve diş sıkma gibi parafonksiyonel alışkanlıklara sahip olduğunda bu değer 6 kat daha fazla olabileceği ifade edilmiştir.<sup>126</sup> Bir başka çalışmada, posterior bölgede uygulanan bir restorasyonun başarılı olabilmesi için 150-665 N oklüzal kuvvetlere dayanabilmesi gerektiği belirtilmiştir.<sup>127</sup>

Zirkonyum materyalinin dayanımını arttıran en önemli mekanizma, stres oluşan alanlarda t-m dönüşümü ile yüzeyde bulunan çatlakların yayılmasının önlenmesidir.<sup>9</sup>

Aşındırma işleminin bükülme dayanımına etkisi çelişkilidir. Aşındırma yapılan zirkonyumun yüzeyinde sıkıştırıcı kuvvetler oluşarak dayanıklılığı artırırken, yüzeyde

oluşan çatlaklar stres birikimine neden olarak dayanıklılığı azaltıcı etki yapabilmektedir.<sup>25,66,113</sup>

Yapılan bir çalışmada aşındırma işleminin ardından polisaj uygulanmış örneklerde, herhangi bir işlem uygulanmamış kontrol grubu örneklerine göre bükülme dayanımı açısından daha yüksek değerler elde edilmesine karşın anlamlı farklılık gözlenmemiştir.<sup>58</sup> Ancak Mohammadi-Bassir ve ark.<sup>56</sup> tarafından yapılan bir çalışmada Y-TZP örneklerine aşındırma, polisaj ve glaze işlemleri yapılmış, aşındırma ve polisaj işlemlerinin bükülme dayanımını arttırdığı saptanmıştır.

Bu çalışmada aşındırma işlemi sonrasında bükülme dayanımının arttığı ve bu artışın istatistiksel olarak anlamlı olduğu görülmüştür. Polisaj işleminden sonra kontrol grubuna göre daha yüksek bükülme dayanımı değerleri elde edilmesine karşın, bu farklılık anlamlı bulunmamıştır. Glaze uygulanan gruplarda ise aşındırma uygulanan örneklerle göre istatistiksel olarak anlamlı bir azalma saptanmıştır. Glaze işlemi boyunca zirkonyum materyalinin ısı ve neme maruz kalmasının bükülme dayanımını etkilediği ve düşük ısı bozulmasına hassas hale geldiği düşünülebilir.<sup>128</sup> Benzer bir çalışmada da aşındırma sonrası yapılan glaze işleminin ortalama bükülme dayanımını önemli derecede düşürdüğü ifade edilmiştir.<sup>56</sup> Yine başka bir çalışmada, glaze işleminin monolitik zirkonyum restorasyonların bükülme dayanımını azalttığı gözlemlenmiştir.<sup>71</sup>

Guazzato ve ark.<sup>18</sup> yaptıkları çalışmada aşındırma ve polisaj gibi çeşitli yüzey işlemlerinden sonra ısı işlemler (930°C' de 1 dakika ve 910°C' de 1 dakika) uygulamışlardır. Polisaj ile artan bükülme dayanım değerlerinin tekrar ısıya maruz kalmasından ve tersine m-t faz dönüşümünden kaynaklanabileceğini ifade etmişlerdir.

Bu çalışmada da Guazzato ve ark.<sup>18</sup> sonuçlarına benzer şekilde glaze uygulanan her grupta bükülme dayanım değerlerinin azaldığı saptanmıştır.

Zirkonyum materyalinin fırınlanma sayısının mekanik özelliklerine etkisinin değerlendirildiği bir çalışmada 0, 1, 3 ve 5 kere fırınlama yapılmış, 1 kere fırınlanan grubun (1211 MPa) bükülme dayanımının fırınlama yapılmayan kontrol grubuna (1503 MPa) göre oldukça düştüğü görülmüştür. İlk fırınlamadan sonra diğer fırınlamaların mekanik özellikleri etkilemediği ifade edilmiştir.<sup>129</sup>

Sıcaklık ile faz dönüşümünün incelendiği başka çalışmalarda da Y-TZP seramiklerin maruz kaldığı ısıdan dolayı ters m-t dönüşümüne uğradıkları belirtilmiştir.<sup>18,58,64</sup> Bu çalışmalar sonucunda dental restorasyonların maruz kaldıkları fırınlamanın, tersine faz dönüşümünü tetikleyerek bükülme dayanımını azaltacağı savunulmuştur. Kosmac ve ark.<sup>64</sup> kumlanmış Y-TZP'nin 900°C ısı işleme bir saat maruz kalmasından sonra zirkonyumun göreceli monoklinik faz miktarının düştüğünü, bu durumun baskı gerilimlerinin serbest kalmasına ve bükülme dayanımının azalmasına neden olduğunu ifade etmişlerdir.

Bu çalışmada da suni yaşlandırma uygulanan ve uygulanmayan grupların her ikisinde de glaze işlemi yapılan örnekler düşük bükülme dayanımı değerleri göstermiştir. Zirkonyumun yapısını güçlendiren en önemli mekanizmanın stres alanlarında tetragonal kristallerin, hacmi 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.

Zirkonyumun bükülmeye ve faz stabilitesine direnci, mekanik ve hidrotermal koşullara hassastır. Bizim çalışmamızla benzer olarak, başka bir çalışmada da yaşlanmanın monoklinik faz oluşumuyla zirkonyumun dayanımını düşürdüğü saptanmıştır.<sup>17</sup> Bu sonuç, neme maruz kalma ve ısı işlemlere atfedilebilir.

Bu çalışmada bükülme dayanımı ile göreceli monoklinik faz miktarı arasında pozitif korelasyon bulunmuştur. Suni yaşlandırma uygulanan kontrol grubundan elde

edilen bükülme dayanımı değerleri ile göreceli monoklinik faz miktarının arasındaki ilişkinin anlamlı olduğu görülmüştür. Zirkonyum esaslı seramiklerde, ısı artışının tetragonal fazdan monoklinik faza geçişi ters yönde etkilediği için yüzeyde oluşan sıkıştırıcı tabakayı zayıflatarak dayanıklılığı azaltılabileceği düşünülmektedir.<sup>129</sup>

Etman ve ark.<sup>78</sup> oklüzal kuvvet altındaki bir restorasyonun ilk altı ay içinde glaze tabakasının yıpranabildiğini bildirmişlerdir. Bu durum karşıt dişte aşınma yaratacağından, yine başka bir çalışmaya göre polisaj uygulanmış zirkonyumun, glaze uygulanmış zirkonyuma tercih edilebileceği ve glaze işleminden önce rutin olarak polisaj işleminin yapılması gerektiği belirtilmiştir. Benzer olarak Mohammadi-Bassir ve ark.<sup>56</sup> hasta başı uyumlandırma işlemlerinden sonra yeterli bir polisaj uygulanmasıyla, yeniden glaze işleminin göz ardı edilebileceğini vurgulamış, zirkonyum restorasyonlar için polisaj işleminin yeterli olabileceğini bildirmişlerdir. Pürüzlü alanların incelenerek kuronların simantasyonundan önce polisajının yapılması önemlidir.<sup>89</sup>

## 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Monolitik zirkonyum restorasyonlara uygulanan farklı bitim ve suni yaşlandırma işlemlerinin yüzey pürüzlülüğü, topografik görünüm, faz dönüşümü ve mekanik özellikler üzerine etkilerinin incelendiği bu çalışmadan elde edilen veriler doğrultusunda;

1. Aşındırma sonrası uygulanan polisaj ve glaze işlemlerinde örneklerin yüzey pürüzlülüğü açısından farklılık görülmezken, polisajın bükülme dayanımını arttırdığı,

2. Glaze işlemi uygulanan örneklerde düşük yüzey pürüzlülük değerleri gözlenirken, dayanımın azaldığı,

3. Suni yaşlandırma işleminin monolitik zirkonyum restorasyonların mekanik özelliklerini etkilemediği,

4. Uygulanan tüm işlemlerin zirkonyumun göreceli monoklinik faz değerini değiştirmedeği sonucuna varılmıştır.

Bu sonuçlar doğrultusunda, monolitik zirkonyum restorasyonlarda ağız içerisinde uyumlama yapıldıktan sonra glaze işlemi yerine yeterli bir polisaj işleminin yapılmasının ve glaze öncesi yüzeylerinin polisajlanmasının materyalin mekanik özelliklerini olumlu yönde etkileyeceği kanaatindeyiz. Bu çalışmanın sınırlamaları kullanılan materyal çeşidinin az olmasıdır.

## KAYNAKLAR

1. Silva N, Bonfante E, Zavanelli R, Thompson V, Ferencz J, Coelho P. Reliability of metaloceramic and zirconia-based ceramic crowns. *Journal of dental research*, 2010, 89: 1051-1056.
2. Tholt B, Miranda-Júnior W, Prioli R, Thompson J, Oda M. Surface roughness in ceramics with different finishing techniques using atomic force microscope and profilometer. *Operative dentistry*, 2006, 31: 442-449.
3. Flinn BD, Raigrodski AJ, Singh A, Mancl LA. Effect of hydrothermal degradation on three types of zirconias for dental application. *Journal of prosthetic dentistry*, 2014, 112: 1377-1384.
4. Triwatana P, Nagaviroj N, Tulapornchai C. Clinical performance and failures of zirconia-based fixed partial dentures: a review literature. *The journal of advanced prosthodontics*, 2012, 4: 76-83.
5. Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR. Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *European journal of esthetic dentistry*, 2009, 4: 130-151.
6. Lorente MC, Scherrer SS, Richard J, Demellayer R, Amez-Droz M, Wiskott HA. Surface roughness and EDS characterization of a Y-TZP dental ceramic treated with the CoJet™ Sand. *Dental materials*, 2010, 26: 1035-1042.
7. Huh Y-H, Park C-J, Cho L-R. Evaluation of various polishing systems and the phase transformation of monolithic zirconia. *Journal of prosthetic dentistry*, 2016, 116: 440-449.
8. Williamson RT, Kovarik RE, Mitchell RJ. Effects of grinding, polishing, and overglazing on the flexure strength of a high-leucite feldspathic porcelain. *International journal of prosthodontics*, 1996, 9: 30-37.

9. Piconi C, Maccauro G. *Zirconia as a ceramic biomaterial*. *Biomaterials*, 1999, 20: 1-25.
10. Tosun T. *Kuron Köprü Protezlerinde Zirkonyum*, 22. baskı. Dentalife, 2007.
11. Berthelsen CL, Stilley KR. Automated personal health inventory for dentistry: a pilot study. *The journal of the american dental association*, 2000, 131: 59-66.
12. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' Science of Dental Materials*, 12. Baskı. Elsevier Health Sciences, 2013.
13. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials*, 2006, 27: 535-543.
14. Chevalier J, Deville S, Münch E, Jullian R, Lair F. Critical effect of cubic phase on aging in 3 mol% yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. *Biomaterials*, 2004, 25: 5539-5545.
15. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dental materials*, 1998, 14: 64-71.
16. Marchack BW, Sato S, Marchack CB, White SN. Complete and partial contour zirconia designs for crowns and fixed dental prostheses: a clinical report. *Journal of prosthetic dentistry*, 2011, 106: 145-152.
17. Bartolo D, Cassar G, Husain NA-H, Özcan M, Camilleri J. Effect of polishing procedures and hydrothermal aging on wear characteristics and phase transformation of zirconium dioxide. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2017, 117: 545-551.
18. Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *Journal of dentistry*, 2005, 33: 9-18.

19. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre J, Peille C. Mechanical properties and short-term in vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *Journal of biomedical materials research*, 1989, 23: 45-61.
20. Sundh A, Sjögren G. A study of the bending resistance of implant-supported reinforced alumina and machined zirconia abutments and copes. *Dental materials*, 2008, 24: 611-617.
21. Lughì V, Sergo V. Low temperature degradation-aging-of zirconia: a critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dental materials*, 2010, 26: 807-820.
22. Özkurt-Kayahan Z. Monolithic zirconia: a review of the literature. *Biomedical research*, 2016, 27: 1427-1436.
23. Chevalier J, Cales B, Drouin JM. Low-temperature aging of Y-TZP ceramics. *Journal of the american ceramic society*, 1999, 82: 2150-2154.
24. Flinn BD, Mancl LA, Raigrodski AJ. Accelerated aging characteristics of three yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystalline dental materials. *Journal of prosthetic dentistry*, 2012, 108: 223-230.
25. Kosmač T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dental materials*, 1999, 15: 426-433.
26. El-Ghany OSA, Sherief AH. Zirconia based ceramics, some clinical and biological aspects. *Future dental journal*, 2016, 2: 55-64.
27. Tan PLB, Dunne JT. An esthetic comparison of a metal ceramic crown and cast metal abutment with an all-ceramic crown and zirconia abutment: a clinical report. *Journal of prosthetic dentistry*, 2004, 91: 215-218.
28. Papanagiotou HP, Morgano SM, Giordano RA, Pober R. In vitro evaluation of low-temperature aging effects and finishing procedures on the flexural strength and



structural stability of Y-TZP dental ceramics. *Journal of prosthetic dentistry*, 2006, 96: 154-164.

29. Lucas TJ, Lawson NC, Janowski GM, Burgess JO. Effect of grain size on the monoclinic transformation, hardness, roughness, and modulus of aged partially stabilized zirconia. *Dental materials*, 2015, 31: 1487-1492.

30. Harada K, Shinya A, Gomi H, Hatano Y, Shinya A, Raigrodski AJ. Effect of accelerated aging on the fracture toughness of zirconias. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2016, 115: 215-223.

31. Saygili G, Şahmali S. Effect of ceramic surface treatment on the shear bond strengths of two resin luting agents to all-ceramic materials. *Journal of oral rehabilitation*, 2003, 30: 758-764.

32. Muñoz-Saldaña J, Balmori-Ramírez H, Jaramillo-Vigueras D, Iga T, Schneider G. Mechanical properties and low-temperature aging of tetragonal zirconia polycrystals processed by hot isostatic pressing. *Journal of materials research*, 2003, 18: 2415-2426.

33. Richerson DW. *Modern Ceramic Engineering: Properties, Processing and Use In Design*. 3. Baskı. CRC Press, 2005.

34. Matinlinna JP, Lassila LV, Özcan M, Yli-Urpo A, Vallittu PK. An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry. *International journal of prosthodontics*, 2004, 17: 155-164.

35. Guo X. Hydrothermal degradation mechanism of tetragonal zirconia. *Journal of materials science*, 2001, 36: 3737-3744.

36. Chevalier J, Gremillard L, Virkar AV, Clarke DR. The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: lessons learned and future trends. *Journal of the american ceramic society*, 2009, 92: 1901-1920.

37. Ebeid K, Wille S, Salah T, Wahsh M, Zohdy M, Kern M. Evaluation of surface treatments of monolithic zirconia in different sintering stages. *Journal of prosthodontic research*, 2017, 62: 210-217.
38. Mitov G, Heintze SD, Walz S, Woll K, Muecklich F, Pospiech P. Wear behavior of dental Y-TZP ceramic against natural enamel after different finishing procedures. *Dental materials*, 2012, 28: 909-918.
39. Yener ES, Özcan M, Kazazoğlu E. The effect of glazing on the biaxial flexural strength of different zirconia core materials. *Acta Odontológica Latinoamericana*, 2011, 24: 133-140.
40. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dental clinics of north america*, 2004, 48: 531-544.
41. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British dental journal*, 2008, 204: 505-511.
42. Karaalioğlu A, Duymuş ZY. Diş hekimliğinde uygulanan CAD/CAM sistemleri. *Atatürk üniversitesi diş hekimliği fakültesi dergisi*, 2008, 18: 25-32.
43. Homaei E, Farhangdoost K, Tsoi JKH, Matinlinna JP, Pow EHN. Static and fatigue mechanical behavior of three dental CAD/CAM ceramics. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 2016, 59: 304-313.
44. Reiss B. Cerec standard 3-d occlusal contouring in comparison with the new biogeneric occlusal morphing: a case report. *International journal of computerized dentistry*, 2007, 10: 69-75.
45. Denissen HW, Van der Zel JM, Van Waas MA. Measurement of the margins of partial-coverage tooth preparations for CAD/CAM. *International journal of prosthodontics*, 1999, 12: 395-400.

46. Williams R, Bibb R, Rafik T. A technique for fabricating patterns for removable partial denture frameworks using digitized casts and electronic surveying. *The journal of prosthetic dentistry*, 2004, 91: 85-88.
47. Marchack CB. CAD/CAM-guided implant surgery and fabrication of an immediately loaded prosthesis for a partially edentulous patient. *The journal of prosthetic dentistry*, 2007, 97: 389-394.
48. Dhandapani N, Thangarasu V, Sureshkannan G. Investigation on effect of material hardness in high speed CNC end milling process. *The scientific world journal*, 2015, 1-6.
49. Abduo J, Lyons K, Swain M. Fit of zirconia fixed partial denture: a systematic review. *Journal of oral rehabilitation*, 2010, 37: 866-876.
50. Çetindağ MT, Ayşef M. Diş hekimliğinde kullanılan cad/cam (bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim) sistemleri ve materyaller. *Atatürk üniversitesi diş hekimliği fakültesi dergisi*, 2016, 26: 524-533.
51. Ersu B, Yüzügüllü B, Canay Ş. Sabit restorasyonlarda CAD/CAM uygulamaları. *Hacettepe üniversitesi diş hekimliği fakültesi dergisi*, 2008, 32: 58-72.
52. Abduo J, Lyons K, Bennamoun M. Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics: a review of the available streams. *International journal of dentistry*, 2014.
53. Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam porselen sistemleri II. *Acta odontologica turcica*, 2005, 22: 49-60.
54. Yalim BB, Türker ŞB. Klinikte tam seramik sistemler. *Atatürk üniversitesi diş hekimliği fakültesi dergisi*, 2012, 22: 76-90.
55. Malkondu Ö, Tinastepe N, Akan E, Kazazoğlu E. An overview of monolithic zirconia in dentistry. *Biotechnology & biotechnological equipment*, 2016, 30: 644-652.

56. Mohammadi-Bassir M, Babasafari M, Rezvani MB, Jamshidian M. Effect of coarse grinding, overglazing, and 2 polishing systems on the flexural strength, surface roughness, and phase transformation of yttrium-stabilized tetragonal zirconia. *The journal of prosthetic dentistry*, 2017, 118: 658-665.
57. Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, Coelho PG, Ferencz JL, Silva NR. All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dental clinics*, 2011, 55: 333-352.
58. Ozer F, Naden A, Turp V, Mante F, Sen D, Blatz MB. Effect of thickness and surface modifications on flexural strength of monolithic zirconia. *The journal of prosthetic dentistry*, 2018, 119: 987-993.
59. Zhang Y, Lee JJ-W, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dental materials*, 2013, 29: 1201-1208.
60. Batson ER, Cooper LF, Duqum I, Mendonça G. Clinical outcomes of three different crown systems with CAD/CAM technology. *Journal of prosthetic dentistry*, 2014, 112: 770-777.
61. Schriwer C, Skjold A, Gjerdet NR, Øilo M. Monolithic zirconia dental crowns. Internal fit, margin quality, fracture mode and load at fracture. *Dental materials*, 2017, 33: 1012-1020.
62. Moscovitch M. Consecutive case series of monolithic and minimally veneered zirconia restorations on teeth and implants: up to 68 months. *International journal of periodontics & restorative dentistry*, 2015, 35: 315-323.
63. Ilie N, Stawarczyk B. Quantification of the amount of light passing through zirconia: the effect of material shade, thickness, and curing conditions. *Journal of dentistry*, 2014, 42: 684-690.

64. Kosmač T, Oblak Č, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics. *Journal of biomedical materials research*, 2000, 53: 304-313.
65. Hmaidouch R, Müller WD, Lauer HC, Weigl P. Surface roughness of zirconia for full-contour crowns after clinically simulated grinding and polishing. *International journal of oral science*, 2014, 6: 241-246.
66. Luthardt RG, Holzhüter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dental materials*, 2004, 20: 655-662.
67. Huang H. Machining characteristics and surface integrity of yttria stabilized tetragonal zirconia in high speed deep grinding. *Materials science and engineering*, 2003, 345: 155-163.
68. Pereira G, Silvestri T, Camargo R, Rippe M, Amaral M, Kleverlaan C, Valandro L. Mechanical behavior of a Y-TZP ceramic for monolithic restorations: effect of grinding and low-temperature aging. *Materials science and engineering*, 2016, 63: 70-77.
69. Lee KR, Choe HC, Heo YR, Lee JJ, Son MK. Effect of different grinding burs on the physical properties of zirconia. *The journal of advanced prosthodontics*, 2016, 8: 137-143.
70. Khayat W, Chebib N, Finkelman M, Khayat S, Ali A. Effect of grinding and polishing on roughness and strength of zirconia. *The journal of prosthetic dentistry*, 2018, 119: 626-631.
71. Lai X, Si W, Jiang D, Sun T, Shao L, Deng B. Effects of small-grit grinding and glazing on mechanical behaviors and ageing resistance of a super-translucent dental zirconia. *Journal of dentistry*, 2017, 66: 23-31.

72. Huh Y-H, Yang E-C, Park C-J, Cho L-R. In vitro evaluation of the polishing effect and optical properties of monolithic zirconia. *The journal of prosthetic dentistry*, 2018, 119: 994-999.
73. Dong J, Luthy H, Wohlwend A, Schärer P. Heat-pressed ceramics: technology and strength. *International journal of prosthodontics*, 1992, 5: 9-16.
74. İşeri U, Özkurt Z, Yalnız A, Kazazoğlu E. Comparison of different grinding procedures on the flexural strength of zirconia. *The journal of prosthetic dentistry*, 2012, 107: 309-315.
75. Jefferies SR. Abrasive finishing and polishing in restorative dentistry: a state-of-the-art review. *Dental clinics*, 2007, 51: 379-397.
76. Freedman GA. *Contemporary Esthetic Dentistry*. 1. Baskı. Elsevier Health Sciences, 2011.
77. Yavuzylmaz H, Ulusoy M, Kedici P, Kansu G. *Protetik Diş Tedavisi Terimleri Sözlüğü*. Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği Ankara Şubesi Derneği Yayınları, Ankara, 2003.
78. Etman MK, Woolford M, Dunne S. Quantitative measurement of tooth and ceramic wear: in vivo study. *International journal of prosthodontics*, 2008, 21: 245-252.
79. Sasahara R, Ribeiro FdC, Cesar P, Yoshimura H. Influence of the finishing technique on surface roughness of dental porcelains with different microstructures. *Operative dentistry*, 2006, 31: 577-583.
80. Aksoy G, Polat H, Polat M, Coskun G. Effect of various treatment and glazing (coating) techniques on the roughness and wettability of ceramic dental restorative surfaces. *Colloids and surfaces b: biointerfaces*, 2006, 53: 254-259.

81. Martínez-Gomis J, Bizar J, Anglada JM, Samsó J, Peraire M. Comparative evaluation of four finishing systems on one ceramic surface. *International journal of prosthodontics*, 2003, 16: 74-77.
82. Naylor WP, King AH. *Introduction To Metal-Ceramic Technology*. 2. Baskı. Quintessence Publishing Company, 2009.
83. Yavuzyilmaz H, Turhaw B, Kurt E, Bavbek B. All ceramic systems I, *Gazi üniversitesi diş hekimliği fakültesi dergisi*, 2005, 22: 49-60.
84. Sakaguchi R, Powers J. *Craig's Restorative Dental Materials*. 13. Baskı. Elsevier Health Sciences, 2011.
85. O'Brien WJ. *Dental Materials And Their Selection*. 3. Baskı. Quintessence Publishing Company, 2002.
86. Ernst C-P, Canbek K, Euler T, Willershausen B. In vivo validation of the historical in vitro thermocycling temperature range for Dental materials testing. *Clinical oral investigations*, 2004, 8: 130-138.
87. Gale M, Darvell B. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of dentistry*, 1999, 27: 89-99.
88. Gadelmawla E, Koura M, Maksoud T, Elewa I, Soliman H. Roughness parameters. *Journal of materials processing technology*, 2002, 123: 133-145.
89. Janyavula S, Lawson N, Cakir D, Beck P, Ramp LC, Burgess JO. The wear of polished and glazed zirconia against enamel. *Journal of prosthetic dentistry*, 2013, 109: 22-29.
90. Sabrah AH, Cook NB, Luangruangrong P, Hara AT, Bottino MC. Full-contour Y-TZP ceramic surface roughness effect on synthetic hydroxyapatite wear. *Dental materials*, 2013, 29: 666-673.

91. Jefferies SR. The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. *Dental clinics of north america*, 1998, 42: 613-627.
92. Whitehead S, Shearer A, Watts D, Wilson N. Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. *Journal of oral rehabilitation*, 1995, 22: 421-427.
93. Jung M. Finishing and polishing of a hybrid composite and a heat-pressed glass ceramic. *Operative dentistry*, 2002, 27: 175-183.
94. Noda M, Okuda Y, Tsuruki J, Minesaki Y, Takenouchi Y, Ban S. Surface damages of zirconia by Nd: YAG dental laser irradiation. *Dental materials*, 2010, 29: 536-541.
95. Jeffree CE, Read ND. Ambient-and low-temperature scanning electron microscopy. *Electron microscopy of plant cells*, 1991: 313-414.
96. Reimer L. *Scanning Electron Microscopy: Physics Of Image Formation And Microanalysis*. 1. Baskı. Springer, 1998.
97. Goldstein JI, Newbury DE, Michael JR, Ritchie NW, Scott JHJ, Joy DC. *Scanning Electron Microscopy And X-Ray Microanalysis*. 3. Baskı. Springer, 2003.
98. Cullity BD. *Elements of X-ray Diffraction*. 3. Baskı. Upper Saddle River, 2001.
99. Samuel R, Chandrasekar S, Farris TN, Licht RH. Effect of residual stresses on the fracture of ground ceramics. *Journal of the american ceramic society*, 1989, 72: 1960-1966.
100. Garvie RC, Nicholson PS. Phase analysis in zirconia systems. *Journal of the american ceramic society*, 1972, 55: 303-305.
101. Toraya H, Yoshimura M, Somiya S. Calibration curve for quantitative analysis of the monoclinic-tetragonal ZrO<sub>2</sub> system by X-ray diffraction. *Journal of the american ceramic society*, 1984, 67: 119- 121.



102. Almeida PJ, Silva CL, Alves JL, Silva FS, Martins RC, Sampaio-Fernandes J. Analysis of the stability of 3Y-TZP zirconia abutments after thermocycling and mechanical loading. *Revista portuguesa de estomatologia*, 2016, 57: 197-206.
103. Ohyama T, Yoshinari M, Oda Y. Effects of cyclic loading on the strength of all-ceramic materials. *International journal of prosthodontics*, 1999, 12: 28-37.
104. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *Journal of prosthetic dentistry*, 2003, 89: 374-380.
105. Kelly JR. Perspectives on strength. *Dental materials*, 1995, 11: 103-110.
106. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *International journal of prosthodontics*, 2002, 15: 339-346.
107. Chai J, Chu F, Chow TW, Liang BM. Chemical solubility and flexural strength of zirconia-based ceramics. *International journal of prosthodontics*, 2007, 20: 587-595.
108. ISO I. 6872: Dentistry-ceramic materials. *Switzerland: International Organization for Standardization*, 2008.
109. Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Donovan TE, Vallittu PK, Närhi TO, Lassila LV. The effect of staining and vacuum sintering on optical and mechanical properties of partially and fully stabilized monolithic zirconia. *Dental materials*, 2015, 34: 605-610.
110. Ilie N, Stawarczyk B. Quantification of the amount of blue light passing through monolithic zirconia with respect to thickness and polymerization conditions. *The journal of prosthetic dentistry*, 2015, 113: 114-121.
111. Park C, Vang M-S, Park S-W, Lim H-P. Effect of various polishing systems on the surface roughness and phase transformation of zirconia and the durability of the polishing systems. *The journal of prosthetic dentistry*, 2017, 117: 430-437.

112. Caglar I, Ates SM, Yesil Duymus Z. The effect of various polishing systems on surface roughness and phase transformation of monolithic zirconia. *The journal of advanced prosthodontics*, 2018, 10: 132-137.
113. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Effect of sandblasting, grinding, polishing and glazing on the flexural strength of two pressable all-ceramic dental materials. *Journal of dentistry*, 2004, 32: 91-99.
114. Chun EP, Anami LC, Bonfante EA, Bottino MA. Microstructural analysis and reliability of monolithic zirconia after simulated adjustment protocols. *Dental materials*, 2017, 33: 934-943.
115. Preis V, Schmalzbauer M, Bougeard D, Schneider-Feyrer S, Rosentritt M. Surface properties of monolithic zirconia after dental adjustment treatments and in vitro wear simulation. *Journal of dentistry*, 2015, 43: 133-139.
116. Steiner R, Beier US, Heiss-Kisielewsky I, Engelmeier R, Dumfahrt H, Dhima M. Adjusting dental ceramics: an in vitro evaluation of the ability of various ceramic polishing kits to mimic glazed dental ceramic surface. *The journal of prosthetic dentistry*, 2015, 113: 616-622.
117. Flury S, Lussi A, Zimmerli B. Performance of different polishing techniques for direct CAD/CAM ceramic restorations. *Operative dentistry*, 2010, 35: 470-481.
118. Von Steyern PV, Ebbesson S, Holmgren J, Haag P, Nilner K. Fracture strength of two oxide ceramic crown systems after cyclic pre-loading and thermocycling. *Journal of oral rehabilitation*, 2006, 33: 682-689.
119. Addison O, Fleming GJ, Marquis PM. The effect of thermocycling on the strength of porcelain laminate veneer (PLV) materials. *Dental materials*, 2003, 19: 291-297.

120. Bollenl CM, Lambrechts P, Quirynen M. Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. *Dental materials*, 1997, 13: 258-269.
121. Karakoca S, Yilmaz H. Influence of surface treatments on surface roughness, phase transformation, and biaxial flexural strength of Y-TZP ceramics. *Journal of biomedical materials research*, 2009, 91: 930-937.
122. Husain NA-H, Camilleri J, Özcan M. Effect of polishing instruments and polishing regimens on surface topography and phase transformation of monolithic zirconia: an evaluation with XPS and XRD analysis. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 2016, 64: 104-112.
123. Heintze S, Cavalleri A, Forjanic M, Zellweger G, Rousson V. Wear of ceramic and antagonist—a systematic evaluation of influencing factors in vitro. *Dental materials*, 2008, 24: 433-449.
124. Perry C, Liu DW, INGEL RP. Phase characterization of partially stabilized zirconia by Raman spectroscopy. *Journal of the american ceramic society*, 1985, 68: 184-187.
125. Subaşı MG, Demir N, Kara Ö, Ozturk AN, Özel F. Mechanical properties of zirconia after different surface treatments and repeated firings. *The journal of advanced prosthodontics*, 2014, 6: 462-467.
126. Şahin S, Cehreli MC, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses—a review. *Journal of dentistry*, 2002, 30: 271-282.
127. Ferrario VF, Sforza C, Zanotti G, Tartaglia GM. Maximal bite forces in healthy young adults as predicted by surface electromyography. *Journal of dentistry*, 2004, 32: 451-457.

128. Flinn BD, Raigrodski AJ, Mancl LA, Toivola R, Kuykendall T. Influence of aging on flexural strength of translucent zirconia for monolithic restorations. *The journal of prosthetic dentistry*, 2017, 117: 303-309.
129. Øilo M, Gjerdet NR, Tvinnereim HM. The firing procedure influences properties of a zirconia core ceramic. *Dental materials*, 2008, 24: 471-475.



## EKLER

### EK-1. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler	
Adı Soyadı	: Işıl ÖZTÜRK
Doğum Tarihi	: 24.02.1991
Doğum Yeri	: RİZE
Uyruğu	: TC
Adres	: Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, 53100, Rize
Tel	: 0464 222 00 00
E-mail	: isil_tepe@windowslive.com
Eğitim	
Lisans	: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi (2009-2014)
Uzmanlık	: Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Yabancı Dil Bilgisi	
İngilizce	