

T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

FARKLI SOLÜSYONLARDA SAKLANAN ÇEŞİTLİ
MONOLİTİK ZİRKONYUM MATERYALLERİNE PARLATMA
SİSTEMLERİ UYGULAMASI SONRASI YÜZEY
ÖZELLİKLERİ, FAZ DEĞİŞİMLERİ VE RENK
STABİLİTELERİNİN İNCELENMESİ

Dt. Okan KARALAR

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Uzmanlık Tezi

Tez Danışmanı
Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU

ERZURUM
2019

T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

FARKLI SOLÜSYONLARDA SAKLANAN ÇEŞİTLİ
MONOLİTİK ZİRKONYUM MATERYALLERİNE
PARLATMA SİSTEMLERİ UYGULAMASI SONRASI YÜZEY
ÖZELLİKLERİ, FAZ DEĞİŞİMLERİ VE RENK
STABİLİTELERİNİN İNCELENMESİ

Dt. Okan KARALAR

Tez Savunma Tarihi : 09.10.2019

Tez Danışmanı : Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU (Atatürk Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU (Atatürk Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYSUŞ (Atatürk Üniversitesi)

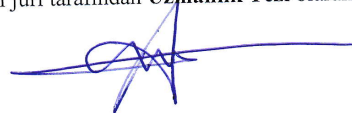
Jüri Üyesi : Prof. Dr. Funda BAYINDIR (Atatürk Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Musa Şamil AKYIL (Aydın Adnan Menderes Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Dr. Öğr. Üyesi Mustafa GÜNDOĞDU (Atatürk Üniversitesi)

Onay

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


Dış Hekimliği Fakültesi Dekanı
Prof. Dr. Abdulvahit ERDEM

Uzmanlık Tezi
ERZURUM - 2019

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	VI
ÖZET.....	VII
ABSTRACT	VIII
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	IX
ŞEKİLLER DİZİNİ	XI
TABLolar DİZİNİ	XIII
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1. Dental Seramikler	4
2.1.1. Dental Seramiklerin Tarihsel Gelişimi.....	4
2.1.2. Dental Seramiklerin Yapısı.....	5
2.1.3. Dental Seramiklerin Özellikleri	6
2.1.4. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması.....	7
2.1.4.1. İçeriklerine Göre	7
2.1.4.2. Erime Isılarına Göre	8
2.1.4.3. Şekillendirme Türlerine Göre	8
2.1.4.4. Kullanım Alanlarına Göre	8
2.1.4.5. Yapım Tekniklerine Göre.....	8
2.2. Tam Seramik Restorasyonlar.....	9
2.2.1. Tam Seramik Sistemlerin Sınıflandırılması.....	9
2.2.1.1. Cam Seramikler.....	9
2.2.1.2. Alumina Esaslı Seramikler(Alüminyum Oksit).....	10
2.2.1.3. Zirkonyum Esaslı Seramikler (Yttrium tetragonal zirkonyum polikristalleri) ..	10
2.3. Zirkonyum Esaslı Seramikler	10

2.3.1. Zirkonyumun Tarihçesi	10
2.3.2. Zirkonyum Dioksitin Mikro Yapısı	11
2.3.2.1. Stabil Olmayan Zirkonyum Dioksit (ZrO_2)	11
2.3.2.2. Parsiyel Olarak Stabilize Edilmiş Zirkonyum Dioksit	12
2.3.2.3. Y-TZP (Yittrium İle Stabilize Zirkonyum)	13
2.3.3. Konvansiyonel Zirkonyumun Mekanik Özellikleri	14
2.3.4. Transformasyon Güçlenmesi	15
2.3.5. Zirkonyumun Biyolojik Özellikleri.....	15
2.3.6. Zirkonyumun Toksikite Derecesi	16
2.3.7. Zirkonyumun Radyoaktivitesi	16
2.3.8. Zirkonyumun Estetik Özellikleri	16
2.3.8.1. Işık Geçirgenliği.....	16
2.3.8.2. Renk.....	17
2.3.9. Zirkonyum Seramiklerin Sinterleme ve Üretim İşlemleri.....	17
2.3.9.1 Green Zirkonyum	17
2.3.9.2. Sinterleme	18
2.3.9.3. Presinterize Zirkonyum	19
2.3.9.4. Sinterize Zirkonyum.....	19
2.3.10. Diş Hekimliğinde Kullanılan Zirkonyum Bloklar	20
2.3.10.1. Konvansiyonel Y-TZP Bloklar	20
2.3.10.2. Monolitik Yeni Nesil Y-TZP Bloklar.....	20
2.4. Monolitik Zirkonyum Restorasyonlar	22
2.4.1. Monolitik Zirkonyum Restorasyonların Avantajları ^{104, 113-115}	22
2.4.2. Monolitik Zirkonyum Restorasyonların Dezavantajları ¹¹⁶	23
2.4.3. Monolitik Zirkonyum Restorasyonların Fiziksel Özellikleri	23

2.4.4. Monolitik Zirkonyum restorasyonlarda ve antagonist diş yzeylerinde aşınma ..	24
2.5. Zirkonyum Esaslı Seramiklere Uygulanan Yzey İşlemleri	24
2.5.1. Yzey pürüzlülüğü	24
2.5.2. Yzey Uygulamaları	25
2.6. Ağız İçi Parlatma Sistemleri	26
2.7. Optik Özellikler	27
2.7.1. Renk Sistemleri	27
2.7.1.1. Munsell Renk Sistemi	27
2.7.1.2. CIE Lab Renk Sistemi	29
2.7.1.3. RGB Renk Sistemi	30
2.7.2. Renk Seçimini Etkileyen Faktörler	31
2.8. Diş Hekimliğinde Renk Analiz Yöntemleri	32
2.8.1. Görsel renk eşleştirmesi	32
2.8.2. Renk ölçüm cihazları	34
2.8.2.1. Kolorimetre	34
2.8.2.2. Spektoradyometre	34
2.8.2.3. Spektrofotometre	35
2.9. Materyallerin Yzey Özelliklerinin İncelenmesi	36
2.9.1. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)	36
2.9.1.2. Taramalı Elektron Mikroskobu Çalışma Prensibi	36
2.9.2. ESEM (Çevresel Taramalı Elektron Mikroskobu)	38
2.9.3. Konvansiyonel Profilometreler	39
2.9.4. Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM)	39
2.9.5. X -Işını Kırınımı (Xrd) Analizi	40
3. MATERYAL VE METOT	41

3.2. Örneklerin zımparalanması.....	44
3.3. Sinterleme.....	44
3.4. Glaze Uygulaması.....	45
3.5. Glaze Tabakasının Aşındırılması.....	46
3.6. Örneklerle Cila İşlemi Yapılması.....	47
3.6.1. OptraFine Kit ve Patı ile Polisaj.....	47
3.6.2. Shofu Ceramiste Kit ile Polisaj.....	49
3.7 Yüzey Analizlerinin Yapılması.....	49
3.7.1. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ile Yüzey Analizi.....	49
3.7.2. X-ray difraktometre cihazı (XRD) ile Faz Değişimi Analizi.....	50
3.7.3. Monolitik Zirkonyum Örneklerin Renk Ölçümlerinin Yapılması.....	52
3.8. Örneklerin Solüsyonda Bekletilmesi.....	53
3.9. Renk Farkının (ΔE) Hesaplanması.....	53
3.10. İstatistiksel Analiz.....	54
4. BULGULAR.....	55
4.1. Örnek Yüzeylerinin SEM Görüntüleri.....	55
4.1.1. Katana Örneklerine ait Görüntülerin İncelenmesi.....	55
4.1.2. GC Initial Zirkon Örneklerine ait Görüntülerin İncelenmesi.....	57
4.2. X-Ray Difraktometre Analizi.....	58
4.2.1. Solüsyonda Bekletmeden Önceki Faz Değişimi Analizi.....	58
4.2.2. Solüsyonda Bekletildikten Sonraki Faz Değişimi Analizi.....	59
4.3. Spektrofotometre ile Renk Değişiminin (Stabilitesinin) Hesaplanması.....	68
5. TARTIŞMA.....	70
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	89
KAYNAKÇA.....	91

EKLER.....	122
EK-1. ÖZGEÇMİŞ	122
EK-2. ETİK KURUL ONAY FORMU	123



TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tezimin hazırlanma sürecindeki desteği, sevgisi ve değerli katkılarından dolayı sayın anabilim dalı başkanım ve tez danışmanım **Prof. Dr. Nuran DİNÇKAL YANIKOĞLU**'na,

Eğitim sürecim boyunca bilgilerini ve yardımlarını esirgemeyen bölümümüzün değerli öğretim üyeleri; **Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ**, **Prof. Dr. Funda BAYINDIR**, **Dr. Öğrt. Hatice ÖZDEMİR**, **Dr. Öğrt. Üyesi Mustafa GÜNDOĞDU**, **Dr. Öğrt. Üyesi Esra KUL**, **Dr. Öğrt. Üyesi Alper ÖZDOĞAN**, **Dr. Öğrt. Üyesi Nurdan POLAT SAĞSÖZ** ve **Dr. Öğrt. Üyesi Ersoy SAKARYA**'ya

Çalışmanın istatistik sonuçlarını değerlendirmedeki katkılarından dolayı ve uzmanlık eğitimim boyunca arkadaşlığı ve anlayışıyla bana destek olan sayın **Dr. Öğrt. Üyesi Alper ÖZDOĞAN**'a,

Renk ölçüm aşamasında bana destek olan, sayın **Doç. Dr. Pınar GÜL** ve **Dt. Merve Nur Yılmaz**'a,

Varlıkları ve yardımlarıyla uzmanlık sürecimi güzelleştiren değerli arkadaşlarım **Dt. Yakup KAPTI**, **Dt. Mehmet Fatih Özmen**, **Dt. Furkan CANTÜRK**, **Dt. Kübra CANTÜRK** ve **CDT. Ferhat ARDAHANLI**'ya

Birlikte olmaktan büyük mutluluk duyduğum ve özlemle anacağım çalışma arkadaşlarıma, çalışma hayatımda katkıları ve emekleri olan hemşire, teknisyen ve personelimize,

Uzmanlık ve tez sürecimde sabrıyla, neşesiyle ve desteğiyle yanımda olan sevgili eşim ve meslektaşım **Buket KARALAR**'a

Hayatımın her döneminde evlatları olmaktan gurur duyduğum annem **Gülfikar KARALAR** ve babam **Erkan KARALAR**'a ve sevgili kardeşim **Onur KARALAR**'a

Hayatımı anlamlandıran, beni bütünleyen, canım, **Aras**'a tüm kalbimle teşekkür ediyorum.

Okan KARALAR

ÖZET

Farklı Solüsyonlarda Saklanan Çeşitli Monolitik Zirkonyum Materyallerine Parlatma Sistemleri Uygulaması Sonrası Yüzey Özellikleri, Faz Değişimleri ve Renk Stabilitelerinin incelenmesi

Monolitik zirkonyum restorasyonlar özellikle çiğneme kuvvetlerinin fazla olduğu posterior bölgede, yüksek kırılma dayanımları, karşıt dişte doğal diş benzeri aşındırma davranışları ve estetik özellikleri ile metal destekli ve zirkonyum altyapılı restorasyonlara iyi bir alternatiftir. Bu çalışmanın amacı, farklı solüsyonlarda saklanan çeşitli monolitik zirkonyum materyallerine uygulanan parlatma sistemleri sonrasında, materyallerin yüzey özelliklerini, faz değişimlerini ve renk stabilitelerini incelemektir.

Bu çalışmada, iki farklı monolitik zirkonyum (Katana, GC Initial Zirkon) materyali kullanıldı. 60 adet disk şeklindeki örnekler (15 mm çap; $1,2\pm 0,01$ mm kalınlık) zirkonyum bloklardan CAD/CAM ile üretildi, sinterlendi ve glazürlendi. Örnekler Kontrol grubu sadece glaze yapılan (Grup I), aşındırma sonrası OptraFine (Grup II) ve Shofu (Grup III) cila kitleri uygulanan olmak üzere 3 gruba ayrıldı. 24 saat distile suda bekletildikten sonra renk analizleri, her gruptan birer örneğin Taramalı Elektron Mikroskopu (SEM) ile yüzeyinin topografik analizi, X-Ray Difraktometre (XRD) ile faz değişim analizi yapıldı ve tüm örnekler 28 gün solüsyonda (kahve ve kola) bekletildi. Sonra analizler tekrar edildi. Faz değişimi verilerinin dağılımı Kolmogorov-Smirnov testi ile değerlendirildi. SEM analizinde; en pürüzsüz yüzeyler Katana için OptraFine cila kiti uygulanan örneklerde, GC Initial Zirkon için kontrol grubu örneklerinde elde edildi. XRD analizinde; en büyük X_M değeri Katana kontrol grubunda (% 16,44), en düşük X_M değeri ise GC Initial OptraFine cila kiti uygulanan grupta (% 7,94) gözlemlendi. Her iki materyalde işlem yapılan grupların göreceli monoklinik faz oranlarının değişimi kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı bulundu. ($p < 0,05$) ΔE değerleri açısından cila gruplarına göre farklılıklar değerlendirildiğinde; en yüksek ΔE değeri OptraFine ($1,05\pm 1,02$) grubunda tespit edilirken, kontrol grubunda ($0,94\pm 0,69$) ve parlatma sistemlerinden Shofu grubunun ($0,76\pm 0,66$) bunu takip ettiği görüldü.

Anahtar Kelimeler: Faz Değişimi, Monolitik Zirkonyum, Polisaj Sistemi, Renk stabilitesi, Yüzey Analizi

ABSTRACT

Investigation of Surface Properties, Phase Changes and Color Stability After Application of Polishing Systems to Various Monolithic Zirconium Materials Stored in Different Solutions

Monolithic zirconium restorations are a good alternative to metal-supported and zirconium-based restorations, especially in the posterior region where the chewing forces are high, with high fracture strengths, natural tooth-like abrasion behavior in the opposite tooth and aesthetic properties. The aim of this study is to investigate the surface properties, phase changes and color stability of the materials after polishing systems applied to various monolithic zirconium materials stored in different solutions.

In this study, two different monolithic zirconium (Katana, GC Initial Zircon) materials were used. 60 disc shaped specimens (15 mm diameter; 1.2 ± 0.01 mm thickness) were produced from zirconium blocks by CAD/CAM, sintered and glazed. Samples were divided into three groups: The control group (Group I), OptraFine polishing kit (Group II) and Shofu polishing kit (Group III) after abrasion. The samples were stored in distilled water for 24 hours. After the polishing process, color analysis was performed and one sample from each group was subjected to topographic analysis of the surface with Scanning Electron Microscope (SEM) and phase change analysis with X-Ray Diffractometer (XRD). All samples were kept in solution (coffee and cola) for 28 days. Then these analysis were performed again. The distribution of phase change data was evaluated by Kolmogorov-Smirnov test. In SEM analysis; the most smooth surfaces were obtained in the samples applied to the OptraFine polishing kit for Katana and in the control group samples for GC Initial Zircon. In XRD analysis; the highest XM value was observed in the Katana control group (% 16,44) and the lowest XM value was observed in the GC Initial OptraFine polishing kit group (% 7,94). The changes in the relative monoclinic phase ratios of the groups treated with both materials were statistically significant compared to the control group. ($p < 0,05$) When the differences in terms of ΔE values according to polishing groups were evaluated; the highest ΔE value was found in the OptraFine group ($1,05\pm 1,02$), then in the control group ($0,94\pm 0,69$), and then in the Shofu group ($0,76\pm 0,66$).

Keywords: Color stability, Monolithic Zirconium, Phase Change, Polishing System, Surface Analysis

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

AFM	: Atomik Kuvvet Mikroskobu
Al_2O_3	: Alüminyum oksit
$Al_2O_3-2SiO_2-2H_2O$: Kaolin
CAD/CAM	: Bilgisayar destekli tasarım/ Bilgisayar destekli üretim
HIP	: Sıcak izostatik presleme
SiO_2-LiO_2	: Lityum disilikat
$^{\circ}C$: Derece santigrat
dk	: Dakika
K^{-1}	: Isısal genleşme katsayısı
K_2CO_3	: Potasyum karbonat
K_2O	: Potasyum oksit
$K_2O-Al_2O_3-6SiO_2$: Feldspar
$K_2Mg_5Si_8O_{20}F_4$: Tetrasilisik fluormika
MAD/MAM	: Manuel destekli tasarım/ Manuel destekli üretim
MPa	: Megapascal
mm	: Milimetre
μm	: Mikrometre
MZ	: Monolitik zirkonyum
N	: newton
Ra	: Yüzeyin ortalama pürüzlülüğü
rpm	: Devir/dakika
Rz	: Yüzeyden en yüksek uçların ortalamaları
SEM	: Taramalı Elektron Mikroskobu (Scanning Electron Microscope)

Si^{4+}	: Silisyum
SiC	: Silikon karbit
SiO_2	: Silika, kuartz
SiO_4	: Silisyum tetraoksit
SS	: Standart sapma
TZP	: Tetragonal zirkonya polikristali
Y-TZP	: Yttrium-stabilize tetragonal zirkonya
Y_2O	: Yttrium oksit
yy	: Yüzyıl
Zr_2O_3	: Zirkonyum oksit
X_M	: Göreceli Monolitik Zirkonya Oranı
XRD	: X-Ray Difraktometre
%	: Yüzde

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Zirkonyumun sıcaklığa bağlı faz diyagramı.....	12
Şekil 2.2. a, b: Munsell Renk Sistemi.....	29
Şekil 2.3. CIE lab Renk Sistemi.....	30
Şekil 2.4. RGB Renk Sistemi.....	31
Şekil 2.5. Spektrofotometre.....	35
Şekil 2.6. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) çalışma şeması.....	37
Şekil 3.1. GC Initial Zirconia Disk High Translucency ve Katana High Translucency Zirconia Block.....	42
Şekil 3.2. Örneklerin bilgisayar ortamında dizayn edilmesi.....	44
Şekil 3.3. Pre-sinterize örnekler (n=60).....	44
Şekil 3.4. Tegra Speed Sinterizasyon fırını ölçümü.....	45
Şekil 3.5. Dijital kumpas ile örnek.....	45
Şekil 3.6. Vacumat 6000 MP porselen fırını.....	46
Şekil 3.7. Ortalama parmak basıncı ile aşındırma işlemi.....	46
Şekil 3.8. OptraFine polisaj kiti.....	48
Şekil 3.9. OptraFine polisaj patı.....	48
Şekil 3.10. Shofu Ceramiste Polisaj Kiti.....	49
Şekil 3.11. Altın kaplama cihazı ve Altın kaplanmış örnekler.....	50
Şekil 3.12. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM).....	50
Şekil 3.13. X-ray difraktometre cihazı.....	51
Şekil 3.14. Spektrofotometre cihazının kalibrasyonunun yapılması.....	52
Şekil 3.15. Beyaz arka plan üzerinde örneklerin ilk renk ölçümü.....	53
Şekil 4.1. Glaze uygulanan Katana zirkon Örneklerin SEM görüntüleri (a:500×, b:5000×).....	56

Şekil 4.2. Shofu Parlatma Kiti Uygulanan Katana Örneklerin SEM görüntüleri (a:500×, b:5000×)	56
Şekil 4.3. OptraFine Parlatma Kiti Uygulanan Katana Örneklerin SEM görüntüleri (a:500×, b:5000×)	56
Şekil 4.4. Glaze uygulanan GC Initial zirkon örneklerin SEM görüntüleri (a:500×, b:5000×)	57
Şekil 4.5. Shofu Parlatma Kiti Uygulanan GC Initial zirkon örneklerin SEM görüntüleri (a:500×, b:5000×)	57
Şekil 4.6. Optrafine Parlatma Kiti Uygulanan GC Initial zirkon örneklerin SEM görüntüleri (a:500×, b:5000×)	58
Şekil 4.7. Katana örneklerinin X-Ray difraksiyon grafikleri, Glaze grubu, OptraFine grubu, Shofu grubu	64
Şekil 4.8. GC Initial Zirkon örneklerinin X-Ray difraksiyon grafikleri, Glaze grubu, OptraFine grubu, Shofu grubu.....	67

TABLULAR DİZİNİ

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan monolitik zirkonyumlar ve içerikleri	42
Tablo 3.2. Çalışma grupları ve uygulanan yüzey işlemleri	47
Tablo 4.1. Örneklerin solüsyonda bekletilmeden önceki minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (n=10) (X_M)	58
Tablo 4.2. Varyans Analiz Tablosu.....	60
Tablo 4.3. Örneklerin solüsyonda bekletildikten sonra Materyallere göre minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (n=18) (X_M)	60
Tablo 4.4. Örneklerin solüsyonda bekletildikten sonra cila sistemlerine göre minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (n=18) (X_M)	60
Tablo 4.5. Örneklerin solüsyonda bekletildikten sonra solüsyonlara göre minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (n=18) (X_M)	61
Tablo 4.6. Örneklerin solüsyonda bekletildikten sonra Materyallere göre ΔE değerlerinin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (n=30)	68
Tablo 4.7. Örneklerin solüsyonda bekletildikten sonra kullanılan Polisaj sistemlerine göre ΔE değerlerinin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (n=20)	69
Tablo 4.8. Örneklerin solüsyonda bekletildikten sonra kullanılan solüsyonlara göre ΔE değerlerinin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (n=30)	69

1. GİRİŞ

Protetik diş tedavisi uygulamalarında amaç, kaybedilen fonksiyon, fonasyon ve estetiğin iade edilmesidir. Günümüzdeki hem teknolojik hem de materyaldeki gelişmeler ile hastaların artan estetik beklentileri protetik uygulamalarda estetiğin önem kazanmasına neden olmuştur. ¹

Metal destekli seramik restorasyonlar kırılmaya dirençleri ve dayanıklılıkları sayesinde uzun yıllar başarıyla kullanılmışlardır. ^{2,3} Ancak estetik açıdan üstün olan tam seramiklerin geliştirilmesiyle çalışmalar bu sistemler üzerinde yoğunlaşmıştır. ^{3,4} Dental seramikler; kimyasal stabiliteleri, düşük ısı iletkenlikleri, biyouyumlulukları, renk stabiliteleri ve estetik başarılarından dolayı diş hekimliğinde uzun yıllardan beri kullanılmaktadır. ⁵⁻⁷ özellikle estetiğin ön planda olduğu anterior bölgelerdeki restorasyonların yapımında, metal destekli seramiklere alternatif olabilecek pek çok tam seramik sistemi geliştirilmiş ve bu konudaki araştırmalar doğal dişle benzer optik özellikler taşıyacak materyallerin üzerine odaklanmıştır. ⁸⁻¹²

Dental seramikler, estetik özellikleri ve biyouyumlulukları sayesinde hem metal destekli restorasyonlarda hem de tam seramik restorasyonlarda yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Ancak tam seramiklerin gerilme kuvvetlerine karşı dayanıksız ve kırılğan olmaları, seramik yapının güçlendirilmesi veya güçlü bir altyapı ile desteklenmesi gerekliliğini doğurmuştur. Bu sebeple son yıllarda, seramik ve silika bazlı materyallere göre daha fazla kırılma dayanımına sahip olan zirkonyum esaslı seramik materyaller geliştirilmiştir. Sinterlenmiş zirkonyum seramikler, estetik görünümleri ve 1000 MPa'yı açan kırılma dayanımları ile metal alaşımlara alternatif olmuştur. ^{13,14}

Zirkonyum seramiklerde kumlama, aşındırma, okluzal kuvvetler gibi diş stresler ile termal yaşlandırma, tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüme sebep olmakta ve bu dönüşüm %3-5'lik bir hacim artışı ile sonuçlanmaktadır. Hacim artışı, oluşan çatlağın

başlangıç kısmında sıkıştırıcı stresler ortaya çıkarmakta ve bu durum da dış streslerin nötralize edilmesini sağlamaktadır. Böylelikle başlangıç aşamasında olan çatlağın ilerlemesi durdurulmaktadır. Y-TZP'nin diğer polikristalin seramiklerde bulunmayan strese bağlı faz dönüşümü özelliği, çatlağın yayılmasına karşı direnci arttıran dönüşüm-sertleşme mekanizmasını açıklamaktadır.¹⁵⁻¹⁸

Zirkonyumun nem ve ısı varlığındaki düşük ısı bozulması bilinmekte olan bir sorundur. Düşük ısı bozulması materyalin dayanımını azaltmakta, çigneme kuvvetlerine bağlı döngüsel stresler de bu durumu daha kötü hale getirebilmektedir. Y-TZP'de, su veya vücut sıvıları ile temasta olduğu zaman yüzey hasarına yol açan yavaş bir tetragonal-monoklinik (t-m) faz dönüşümü meydana gelmektedir. Materyalin yarı kararlılığı yaşlanma duyarlılığını arttırmaktadır. Bu yaşlanma sürecinin sonucunda gren çözümlenmesine bağlı olarak yüzey bozulması ve mikroçatlak oluşumu gözlenmektedir. Zirkonyum restorasyonlar nemli ortamda tekrarlayan yüklemelere maruz kaldıklarından başarısı için yorgunluk, yaşlanma ve dayanımlarının değerlendirilmesi gereklidir.¹⁹

Son zamanlarda *in-vivo* ve *in-vitro* koşullar altında çeşitli yüzey işlemleri incelenmiş olmasına rağmen, zirkonyum için hangi yüzey işleminin en uygun olduğu halen tartışmalıdır. Y-TZP restorasyonların üretimi sırasında sıklıkla aşındırma yolu ile final uyumlaması ve yapıştırıcı simanla adezyonu artırmak amacı ile kumlama işlemine ihtiyaç duyulmaktadır. Bununla beraber seramiklerde yüzey modifikasyonu oluşturulması için çeşitli lazer uygulamaları önerilmesine rağmen, bu uygulamaları etkinlikleri hala belirsizdir. Genel olarak, yapılan yüzey işlemleri materyalin ortalama yüzey pürüzlülüğünü değiştirebilmektedir. Ayrıca bu işlemlere bağlı olarak yüzey hasarı da meydana gelebilmektedir. Yüzeydeki çatlaklar mikroskobik boyutlarda olsalar bile stres toplama alanları olarak rol oynamakta ve çatlağın yayılmasında potansiyel alanlar haline gelebilmektedir.^{20, 21}

X-ışını kırınımı (XRD) analizi, Y-TZP materyallerin faz dönüşüm miktarının değerlendirilmesi amacı ile sıklıkla kullanılan ve yıkıcı olmayan bir yöntemdir. Yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesinde ise profilometre, taramalı elektron mikroskobu (SEM) ve üç boyutlu detaylı bir topografik görüntü elde eden atomik kuvvet mikroskobu (AFM) kullanılmaktadır.²²

Çeşitli nedenlerle yüzeyi bozulan seramiğin yeniden parlatılması gerektiğinde, ya tekrar glaze (re-glaze) yapılır ya da değişik ağız içi veya ağız dışı parlatma setleriyle parlatılır. Tekrar glaze sayesinde hasta başında geçen zaman kısalmış ama laboratuvarında ek bir işlem yapılması gerekir. Bu durum seans sayısını artırır. Ağız içi mekanik parlatma setleri sayesinde ilave bir seansa gerek duyulmadan hasta başında, düzeltilmiş seramik yüzeyi tekrar parlatılır.²³⁻²⁶

Bir restorasyondaki en önemli başarı kriterlerinden biri de renk uyumunun sağlanması ve bu uyumun uzun süreli olarak korunmasıdır. Ancak doğal diş ile renk uyumunun birebir sağlanması oldukça zor bir işlemdir. Özellikle günlük hayatta sıkça tüketilen çay, kahve, kola, meyve suyu gibi içeceklerin dental materyallerdeki renk değişimini arttırdıkları gösterilmiştir.²⁷ Ayrıca bu içeceklerin hatta suyun bile, estetik materyallerin, mikro sertlik, yüzey pürüzlülüğü, geçirgenlik ve renk gibi özelliklerini etkileyebildiği ve buna bağlı olarak da restorasyonun kalitesini düşürdüğü bildirilmiştir.²⁸

Bu tez çalışmasının amacı; farklı solüsyonlarda saklanan 2 farklı CAD/CAM monolitik zirkonyum materyallerinin glaze ve polisaj sistemlerinin uygulanması sonrasında yüzey özellikleri, faz değişimi ve renk stabilitesinin incelenmesidir.

Çalışmanın birinci hipotezi; aşındırma, glaze ve cila işlemlerinin göreceli monoklinik faz oranını arttıracak ve yüzey özelliklerini olumlu etkileyeceği yönündedir. İkinci hipotezi ise, solüsyonlarda beklenen monolitik zirkonyum materyallerinin renk stabilitesinin değişmeyeceği yönündedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Seramikler

Seramik, Yunancada "topraktan yapılmış" anlamına gelen "keramikos" tan türemiştir. Bir veya daha fazla metal ya da yarı metalin oksijen gibi metal olmayan bir element ile kimyasal bağlar ile bağlanmasıyla meydana gelen seramik; inorganik, silika yapısında camsı fazda kristalin materyaldir.²⁹

2.1.1. Dental Seramiklerin Tarihsel Gelişimi

Seramik MÖ 50 yıllarında Çin'de bulunmuş olup Mezopotamya'da ve Asurlular tarafından yapı malzemesi olarak kullanılmıştır. 16. yüzyılda ise Portekizli denizciler tarafından Avrupa'ya getirilmiştir.²⁹

1723'te "Lechirurgien Dentiste" isimli kitabıyla Pierre Fauchard, seramiğin diş hekimliğinde kullanılmasıyla ilgili araştırmaların başlamasına öncülük etmiştir.^{30, 31} 1774'te Alexis Duchateau isimli eczacı ile Nicholas Dubois de Chemant isimli diş hekimi, hareketli protezlerde kullanılmak üzere ilk porselen dişleri üretmiş ve patentini almışlardır.^{29, 32-34} 1808'de Giuseppangelo Fonzi isimli diş hekimi, kişiye özel hazırlanan ve arkasına yerleştirilen platin pinler sayesinde metal bir dayanağa lehimlenebilen porselen dişleri üretmiştir.^{29, 34, 35}

1873 yılında Beers tarafından seramik sabit protezlerde tam kuron olarak kullanılmaya başlanmıştır.³⁴ Metal destekli dental seramik restorasyonların kullanımı ilk defa 1962'de Weinstein ve arkadaşları tarafından altın alaşımları üstünde potasyum oksit içeren seramik tozlarının uygulanmasıyla başlanmıştır.³⁴⁻³⁶

McLean ve Hugues 1965 yılında feldspatik porselene alüminyum oksit (Al_2O_3) ekleyerek yüksek dirence sahip metal desteksiz seramiklerin geliştirilmesine yol açmışlardır.³⁷ 1984 yılında Adair ve Grossman camın kontrollü kristalizasyonunun sağlandığı dökülebilir ilk ticari seramik olan Dicor sistemini geliştirmiştir.^{33, 34} Aynı

dönemde Brugges ısıya dayanıklı day metoduyla üretilen Hi-Ceram sistemini geliştirmiştir. 1989 yılında alüminyum oksit içeriği %90'a çıkarılarak dayanıklılığı artırılmış, slip-casting yöntemi ile elde edilen In-Ceram sistemi piyasaya sunulmuştur. ³⁸

1990 ların başında lösit kristalleri ile güçlendirilmiş ısı ve basınçla şekillendirilen ilk cam seramik sistemi olan IPS Empress kullanıma sunulmuştur. Bu sistemin tek dış restorasyonları dışında yeterli dayanıklılık göstermemesi nedeniyle IPS Empress 2 üretilmiştir. IPS Empress 2 %70 oranında lityum disilikat içerir. 2005 yılında fiziksel ve optik özellikleri IPS Empress 2'ye göre daha da geliştirilen IPS e.max Press cam seramik sistemi piyasaya sunulmuştur. ^{31, 37, 39, 40}

Yüksek bükülme dayanımı ve kırılma direnci nedeniyle zirkonyumun tam seramik restorasyonların güçlendirilmesi amacıyla kullanılması gündeme gelmiştir. Zirkonyumun cam infiltre alümina yapısına katılmasıyla In-Ceram Zirkonya elde edilmiştir. CAD-CAM teknolojisinin geliştirilmesiyle itriyumla stabilize zirkonyumun diş hekimliğinde kullanımı yaygınlaşmıştır. ³⁹

Yüksek dirençli zirkonyum, diş hekimliğinde sıklıkla alt yapı materyali olarak kullanılmaktadır. Ancak veneer seramiği-zirkonyum arasındaki bağlantının zayıf olması restorasyonlarda kopma ve kırılmaya sebep olmaktadır. Bu yüzden estetik özellikleri geliştirilmiş monolitik zirkonyum restorasyonlar klinik kullanıma girmiştir. ^{41, 42}

2.1.2. Dental Seramiklerin Yapısı

Seramik bir ya da birden fazla metalin, metal olmayan bir element ile genellikle de oksijenle yaptığı kombinasyondur. Büyük oksijen atomları matris görevi yaparak daha küçük metal atomlarını ve yarı metal silikon atomlarını iyonik ya da kovalent karakterdeki bağlarla sarar ve silisyum oksit tetrahedra yapısını oluşturur. Bu güçlü bağlar seramiğe stabilite, sertlik, sığa ve kimyasal maddelere direnç gibi özellikler kazandırır. Ancak bu yapı seramikte düşük ısı ve elektrik iletkenliği ile kırılma gibi istenmeyen

özelliklere de sebep olmaktadır. Dental seramiklerin yapısal komponentleri refraktör kristalin yapı ve camdır. Seramik temelde feldspar, kuartz ve kaolinden oluşmaktadır. ⁴³

Feldspar; ana yapıyı oluşturur. Potasyum alüminyum silikat ($K_2O.Al_2O_2.6SiO_2$) ve albit karışımından oluşur. Birleştirici özelliği sayesinde fırınlama sırasında eriyerek kuartz ve kaolini sararak kitlesel bütünlüğü sağlar. Ayrıca seramiğe doğal bir translusensi verir. ⁴⁴

Kuartz; yapı olarak silika (SiO_2) formundadır. Matriks içinde doldurucu görevi yapar. Fırınlama işlemi sonucunda meydana gelebilecek büzölmeleri önleyerek stabilite sağlar. Erime ısısı çok yüksektir. Bu nedenle yüksek sıcaklıklarda bile restorasyonun şeklinin korunmasına yardım eder. ⁴⁵

Kaolin; bir alüminyum hidrat silikatıdır ($Al_2O_3.SiO_2.2H_2O$). Isıya oldukça dayanıklıdır. Opak olduğu için çok az miktarda kullanılır. Adeziv özelliğinden dolayı kuartz ve feldspar için bağlayıcı olarak görev yapar. Ayrıca seramik hamuruna elastikiyet verir ve elde işlenebilmesini kolaylaştırır. ⁴⁶

Bu üç ana madde dışında seramiğin yapısında akışkanlar veya cam modifiye ediciler (fluks), ara oksitler, çeşitli renk pigmentleri, opaklaştırıcı veya flouresans özelliğini geliştiren çeşitli ajanlar da bulunabilmektedir. Fluks adı verilen oksitler (sodyum oksit, potasyum oksit ve kalsiyum oksit) cam yapıcı elementlerle oksijen arasındaki çapraz bağlanma miktarını azaltarak camın erime ısısını düşürmektedir. ⁴⁷

2.1.3. Dental Seramiklerin Özellikleri

Dental seramikler kimyasal olarak oldukça stabildir. Uzun zaman içerisinde bozulmadan kalarak mükemmel estetik sağlarlar. Isı iletkenliği ve ısıl genleşme katsayıları mine ve dentinle benzer özellik gösterir. Bu sayede marjinal sızdırma ve hassasiyet riski azalmaktadır. ⁴⁸ Metal alaşımlarda gözlenen toksik etkiler seramiklerde görülmemektedir. ⁴⁹

Dental seramiklerin baskı dayanıklılığı 350-550 MPa, çekme dayanıklılığı ise 20-60 MPa arasındadır. Bir camın direnebileceği maksimum gerilme % 0,1'den daha azdır. Camlar yüzey mikroçatlaklarına oldukça hassastır. Bu durum temel olarak camdan oluşan dental seramiklerin kullanımında büyük bir dezavantajdır. ⁵⁰

2.1.4. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Dental seramiklerin sınıflandırılması teknoloji ve materyaldeki gelişmelere bağlı olarak değişikliğe uğramaktadır. Araştırmacılar, dental seramiklerin değişik özelliklerini göz önünde bulundurarak sınıflandırma yapmasına rağmen, günümüzde en geçerli sınıflandırma O'Brien'in seramiğin içeriklerine göre yaptığı sınıflamasıdır. ⁵¹

2.1.4.1. İçeriklerine Göre ^{51, 52}

1. Metal destekli sistemler
2. Tam seramikler
 - a. Kuvvetlendirilmiş altyapı seramikleri
 - i. Alumina
 - ii. Spinel enjeksiyon dökümü
 - iii. Magnesia
 - iv. Zirconia
 - b. Feldspatik porselen
 - i. Lösit oranı düşük
 - ii. Lösit oranı yüksek
 - c. Dökülebilir cam seramikler
 - i. Mika içeren
 - ii. Lösit içeren
 - iii. Lityum disilikat içeren

2.1.4.2. Erime Isılarına Göre ^{29, 53, 54}

1. Yüksek ısı porselenleri (1315 °C-1370 °C)
2. Orta ısı porselenleri (1090 °C-1260 °C)
3. Düşük ısı porselenleri (870 °C-1065 °C)
4. Ultra-düşük ısı porselenleri (650 °C-850 °C)

2.1.4.3. Şekillendirme Türlerine Göre ^{54, 55}

1. Fırınlanan porselenler
2. Dökülebilir porselenler

2.1.4.4. Kullanım Alanlarına Göre ^{54, 56}

1. Metal kuron ve köprü protezlerinde kullanılan porselenler
2. Tam porselen kuronlar, inleyler, onleyler ve estetiğin öncelikli olduğu veneerlerde kullanılan porselenler
3. Hareketli protezlerdeki yapay dişlerin üretiminde kullanılan porselenler

2.1.4.5. Yapım Tekniklerine Göre ^{51, 52}

1. Geleneksel metal destekli seramik restorasyonlar
2. Döküm metal üzerine hazırlanan restorasyonlar
3. Metal folyo üzerine hazırlanan restorasyonlar
4. Elektroliz yöntemiyle metal altyapı üzerine hazırlanan restorasyonlar
5. Tam seramik restorasyonlar
6. Geleneksel toz-likit karışımı ile yapılan seramikler
7. Dökülebilir seramikler
8. Presleme ile hazırlanan seramikler
9. İnfiltrasyon seramikler
10. Frezleme ile üretilen seramikler

2.2. Tam Seramik Restorasyonlar

Metal destekli seramik restorasyonlar, halen geniş bir kullanım alanına sahiptir. Ancak metal altyapının ışık geçirgenliğini azaltması, marjinal kısımlarda metalin görünmesi, allerjik ve toksik etkilerinin olması gibi dezavantajları da vardır. Metal destekli seramik restorasyonlarda görülen dezavantajları ortadan kaldırmak için günümüzde sıklıkla tam seramik restorasyonların kullanımı tercih edilmektedir. Tam seramik restorasyonlar sahip oldukları estetik özellikleri ve yüksek biyouyumluluklarının yanı sıra kırılma bir özellik göstermektedirler. Seramiğin yüzeyinde meydana gelen gerilme stresini belli bir sınırdan tutmak için daha kuvvetli bir altyapı kullanılabilir veya seramiğin tüm yapısı kuvvetlendirilir.⁵³

2.2.1. Tam Seramik Sistemlerin Sınıflandırılması

Tam seramik sistemlerin içeriklerine göre sınıflandırılması:⁵⁷

2.2.1.1. Cam Seramikler

a. Lösitle güçlendirilmiş seramikler

- IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- Optec OPC (Jeneric Pentron, Kusterdingen, Almanya)
- IPS ProCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

b. Lityum disilikatla güçlendirilmiş seramikler

- IPS Empress II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

c. Feldspatik seramikler

- Vitablocks Mark I (Vita, Bad Sackingen, Almanya)
- Vitablocks Mark II (Vita, Bad Sackingen, Almanya)
- Vita Triluxe Block (Vita, Bad Sackingen, Almanya)

2.2.1.2. Alumina Esaslı Seramikler(Alüminyum Oksit)

- a. In-Ceram Alumina (Vita, Bad Sackingen, Almanya)
- b. In-Ceram Spinell (Vita, Bad Sackingen, Almanya)
- c. In-Ceram Zirconia (Vita, Bad Sackingen, Almanya)
- d. Procera All-Ceram (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç)
- e. Turkom-Cera (Turkom-Ceramic, Malaysia)
- f. Synthoceram (Cicero, Horn, Hollanda)

2.2.1.3. Zirkonyum Esaslı Seramikler (Yttrium tetragonal zirkonyum polikristalleri)

- a. Cerec, Cerec II, Cerec III (Sirona, Bensheim, Almanya)
- b. Evolution D4D (D4D Technologies)
- c. Vita In-Ceram Zirconia (VITA Zahnfabrik)
- d. DC-Zirkon (DCS Dental AG, Allschwill, İsviçre)
- e. Procera (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç)
- f. Lava (3M Espe Dental AG, Seefeld, Almanya)
- g. Kavo Everest (Kavo Dental, Biberach, Almanya)
- h. Zeno Tec (Wieland, Pforzheim, Almanya)
- i. Cercon (DeguDent, Hanau, Almanya)
- j. Zirkonzahn (Steger, Ahrntal, İtalya)
- k. Celay (Vita, Bad Sackingen, Almanya)

2.3. Zirkonyum Esaslı Seramikler

2.3.1. Zirkonyumun Tarihçesi

Zirkonyum (Zr) metalik yapıda bir element olup atom numarası 40 tır. 1789 yılında Martin Heinrich Klaproth tarafından, birtakım değerli taşların ısıtılması sonucu reaksiyon ürünü olarak bulunmuştur. Yıllar boyunca seramiğin yapısına katılan bir

pigment olarak kullanılmıştır. ⁵⁸ Zirkonyum dioksit ilk olarak 1969'da ortopedide titanyum ya da alüminyuma alternatif olarak kalça protezlerinde kullanılmak için tanıtılmıştır. ⁵⁸ Zirkonyum bazlı seramikler mühendislikte, gaz sensörlerinde, fabrikalarda ve opaklaştırıcı ajan olarak kullanılmaktadır. ⁵⁹ Zirkonyum dioksit 1990'ların başından bu yana diş hekimliğinde kuron ve köprü protezlerinde alt ve üst yapı materyali olarak, ortodontik braketlerde, post-core sistemlerde, implant dayanaklarında, implantlarda kullanılmaktadır. ^{60,61}

20. yüzyılda hem estetiğe karşı artan ilgi hem de toksisite ve alerjik reaksiyonlardan kaçınmak amacıyla metal içermeyen diş renginde restorasyonlar popülerlik kazanmıştır. Bu doğrultuda geliştirilen dental seramikler hem daha az kırılğan ve esnek hem de daha dayanıklıdır. ⁶²

Zirkonyum doğada saf halde bulunmaz. Dental zirkonyum $6,49 \text{ g/cm}^3$ yoğunluğundadır. Heksagonal kristal bir yapıya sahip olup grimsi renktedir. Erime noktası $1852 \text{ }^\circ\text{C}$, kaynama noktası ise $4409 \text{ }^\circ\text{C}$ 'dir. Zirkonyumun temel iki kaynağı zirkonat ve baddeleyittir. Doğada silikat oksit ile birlikte bulunduğu $\text{ZrO}_2 + \text{SiO}_2$ zirkon, eğer sadece oksit olarak bulunuyorsa baddeleyit isimli mineral olarak bulunur. ⁵⁸ Bu mineraller direkt olarak kullanılamaz çünkü hem rengi etkileyen pek çok metal elementi hem de uranyum ve toryum gibi doğal kararsız radyonüklidler içerirler. Bu da onları radyoaktif yapar. ⁶³ Kompleks ve zaman alıcı işlemler sonucu bu materyaller ayrılır ve saf zirkonyum tozları elde edilir. Saflaştırma sonrasında materyal seramik biyomateryali olarak kullanılabilir. ^{64,65}

2.3.2. Zirkonyum Dioksitin Mikro Yapısı

2.3.2.1. Stabil Olmayan Zirkonyum Dioksit (ZrO_2)

ZrO_2 polimorfik bir materyaldir ve üç formda bulunabilir (Şekil 1):

1. Monoklinik (m); oda sıcaklığı ile $1170 \text{ }^\circ\text{C}$ arasında

2. Tetragonal (t); 1170 C°-2370 C° arasında
3. Kübik (k); 2370-2680 C° arasında. ^{18,66}



Şekil 2.1. Zirkonyumun sıcaklığa bağlı faz diyagramı ^{18,66}

Zirkonyum dioksit faz stabilitesi olan bir materyal olmadığından fırınlama ve benzeri ısı uygulamaları sonucu kolaylıkla faz değiştirebilir. ⁶⁷ Zirkonyum dioksit ısıtıldığında monoklinik fazdan tetragonal faza geçerken %5 oranında hacimsel düşüş gerçekleşir. Soğutmada ise %3-4 oranında hacimsel artış olmaktadır. ⁶⁸ Bu esnada tetragonal monoklinik faz dönüşümü (t→m) gerçekleşir. Bu dönüşüm geriye dönebilen bir durumdur. Bu hacim artışı, yapı içerisinde var olan çatlakların uç kısımlarında baskı gerilimleri meydana getirerek çatlakların materyal içerisinde ilerlemesine engel olur ve direnç artar. ⁶⁹ Bundan dolayı zirkonyum dioksitin oda sıcaklığında tetragonal fazda bulunması gereklidir. CaO, MgO, Y₂O₃ veya CeO₂ gibi metal oksitlerin ilavesi ile tetragonal yapıyı oda sıcaklığında stabilize etmek mümkündür. Bu durum faz dönüşümü sırasında meydana gelen stres oluşumunu kontrol altına alarak, çatlak yayılımının etkin bir şekilde durdurulmasını ve yüksek sertliğin elde edilmesini mümkün kılar. ⁷⁰

2.3.2.2. Parsiyel Olarak Stabilize Edilmiş Zirkonyum Dioksit

Saf zirkonyuma ilk olarak 1929 yılında Ruff ve arkadaşları⁷¹ tarafından, ısı işlemler sonucu elde edilen kübik fazın idamesini sağlamak için bir miktar CaO ilavesi yapılmıştır. Daha sonraları CaO yerini MgO, Y₂O₃ ve CeO₂'e bırakmıştır.⁷² Günümüzde ise seramiklerin stabilizasyonunu geliştirmek için mikrodalga sinterleme tekniği

kullanılarak içerisinde % 8 CaO ilavesi yapılmaktadır. Böylece özellikle implantolojide kullanılan seramiklerin Vickers sertlikleri ve kırılma dirençleri uygun hale getirilmiştir. Bu konuda yapılan araştırmalar halen sürmektedir. ⁷³

MgO ile parsiyel olarak stabilize edilmiş zirkonyum (Mg-PSZ) büyük tanecik boyutuna (30-60 µm) ve poröz bir yapıya sahiptir. Bu durum, materyalin aşınma direncinin yetersiz oluşu ile sonuçlanmaktadır. ⁵⁸ Mg-PSZ, kübik stabilize zirkonyum matrisi içinde tetragonal yapı bulundurmaktadır. Materyaldeki MgO oranı %8-10' dur. Yüksek sinterleme ısısına (1680-1800 C°) bağlı olarak soğuma siklusunun tam olarak kontrol edilmesi çok önemlidir. Çünkü t→m faz değişimi bu aşamada meydana gelmekte ve materyalin kırılma dayanımının kontrol edilebilmesinde kritik bir faktör olan hacimsel artış bu aşamada oluşmaktadır. Mg-PSZ' nin yapısında silisyum oksit eksik olduğu için magnezyum silikatlar düşük Mg içeren grenler ile şekillenir ve t→m faz dönüşümü gerçekleşir. Bu durum materyalin daha az kararlı yapıda olması ile sonuçlanarak mekanik özelliklerini de zayıflatmaktadır. ⁷⁴

2.3.2.3. Y-TZP (Yttrium İle Stabilize Zirkonyum)

Günümüzde yttrium oksit (Y₂O₃), diğer metal oksitlere göre daha üstün mekanik özelliklere sahip olması sebebiyle stabilizatör oksit olarak kullanılmaktadır. Saf zirkonyuma üç mol Y₂O₃ ilavesiyle tetragonal zirkonyum oksit polikristali (Y-TZP) elde edilir. Y-TZP oda sıcaklığında tetragonal fazda olup çok ince tanecik yapısına sahiptir ve zirkonyumun diş hekimliğinde kullanılmakta olan formudur. ⁷³ Y⁺³ ve Zr⁺⁴ katyonları yapı içine rastgele dağılmış olup, oksijen anyonları ile elektriksel nötralizasyonu sağlayarak zirkonyumu stabilize etmektedir. ⁷⁵

Y- TZP seramiklerin avantajları; ³⁹

1. Kırılmaya karşı yüksek dayanıklılık
2. Biyouyumluluk

3. Titanyuma göre daha az bakteri birikimine sahip olma
4. Radyopak olduğu için restorasyonun radyolojik değerlendirilmesine imkân tanıma
5. Adeziv simantasyonun yanında konvansiyonel simantasyona da olanak sağlama
6. Isısal iletkenliklerinin az olması nedeniyle pulpal irritasyonları önleme

Y-TZP seramiklerin dezavantajları;³⁹

1. Görünümlerinin ISO standartlarına göre opak olması,
2. Yüzey işlemlerinin materyalin mekanik özellikleri üzerindeki olumsuz etkisi,
3. Restorasyonun yeterli dayanıklılığa sahip olması için birleşim alanında oklüzogingival yönde en az 4 mm ve bukkal-lingual yönde 3 mm mesafe olacak şekilde hazırlanması gereksinimi

Y-TZP seramiklerin bükme direnci 900-1200 MPa, elastiklik katsayısı ise yaklaşık 200 GPa'dır. Bu özellikleri sayesinde tam seramik restorasyonlarda başarılı bir şekilde kullanılmaktadır.³⁹

2.3.3. Konvansiyonel Zirkonyumun Mekanik Özellikleri

Zirkonyumun mekanik özellikleri paslanmaz çelik ile benzerlik gösterir. Çekme kuvvetlerine karşı direnci 900-1200 MPa'a kadar çıkabilirken, baskı kuvvetlerine karşı direnci 2000 MPa civarındadır. Yükleme stresleri de bu materyal tarafından kolaylıkla tolere edilebilir.⁵⁸ Feldspatik seramiğe oranla mekanik özellikleri yaklaşık altı kat daha güçlüdür.⁷⁶

Kırılgan materyallerin performanslarını tahmin edebilmek adına esneme kuvvetleri ve kırılma dayanımları önemli verilerdir. Esneme kapasitesi, kırılmaya neden olacak son kuvvet miktarı olarak da tanımlanabilir. Konvansiyonel zirkonyumun esneme kapasitesinin 900-1200 MPa arasında değiştiği in vitro çalışmalarda gösterilmiştir.^{48, 77}

Zirkonyum esaslı seramiklerin kırılma dayanımları ise 9-10 MPa kadardır. Bu değer lityum disilikat içerikli cam seramik alternatiflerinin yaklaşık üç katıdır. Zirkonyumun kırılma dayanımının bu kadar fazla olması polikristal yapıda olmasının yanında sadece kendisine özgü bir özelliği olan transformasyon güçlenmesine bağlıdır. ⁴⁸

2.3.4. Transformasyon Güçlenmesi

Zirkonyumun t→m faz değişimine uğramasının materyalin mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkilediği bilinmektedir. Bununla beraber bu değişim transformasyon güçlenmesi adı verilen zirkonyuma özgü özelliği ortaya çıkarmaktadır. Materyal mekanik stres ile karşılaştığında t-m faz değişimi gerçekleşir. Transformasyona bağlı olarak tanecik hacimlerinde artış meydana gelir. Bu hacimsel artış mikro çatlakların etrafında sıkıştırıcı kuvvetlerin oluşmasını sağlar ve çatlak ilerleyişini durdurucu etki gösterir. Zirkonyumun yüksek kırılma dayanımını transformasyon güçlenmesi denilen bu özelliğine borçlu olduğu düşünülmektedir. ^{58,67}

Zirkonyumun üstün mekanik özelliklerini belirleyen temel faktör yapıca bulundurduğu majör fazdır. Bilindiği üzere zirkonyum kristalleri tetragonal fazda iken maksimum mekanik özellikler sergilemektedirler ve t-m faz değişimi bu özellikleri olumsuz etkilemektedir. Tetragonal monoklinik faz değişimine sebep olabilecek başlıca faktörler; nem varlığında düşük ısı bozunması (LTD), stabilizatör miktarı, tanecik boyutu, yoğunluk, üretim teknikleri ve yüzey uygulamalarıdır. ^{18,78}

2.3.5. Zirkonyumun Biyolojik Özellikleri

Zirkonyumun biyoyumluluğu pek çok kez değerlendirilmiştir. ^{79,80} *In vitro* ve *in vivo* çalışmalar radyoaktif içeriğinden tamamen arındırılmış zirkonyum ile elde edilen Y-TZP'nin yüksek derece biyoyumlu ve osteokondüktif olduğunu göstermiştir. Materyale karşı ne sistemik ne de lokal bir cevap geliştiği gösterilmemiştir. ⁸¹

Yeni çalışmalar Y-TZP üzerine titanyuma kıyas ile daha az oranda bakteri akümülyasyonu olduğunu göstermiştir. Zirkonyum bazlı restorasyonların etrafındaki yumuşak ve sert dokularda herhangi bir değişikliğe rastlanmamıştır. Bu sonuçlar zirkonyum dioksitin hem implant hem de abutment malzemesi olarak kullanılabilceğini göstermektedir, çünkü daha az bakteri kolonizasyonuna izin vermektedir. Ayrıca titanyum implantların nadir de olsa allerjiye neden olabildikleri rapor edilmiştir. ^{82, 83}

2.3.6. Zirkonyumun Toksikite Derecesi

In vitro testler zirkonyumun titanyum oksite oranla daha az, alumina ile ise benzer toksisiteye sahip olduğunu göstermiştir. Zirkonyumun sitotoksisiteye, karsinogenetik, mutojenik ya da kromozomal değişikliklere sebep olmadığı, fibroblastları ve kan hücrelerini etkilemediği bilinmektedir. ⁸⁴

2.3.7. Zirkonyumun Radyoaktivitesi

Zirkonyum, toryum ve uranyum gibi uzun yarılanma ömürlü radyoaktif elementler ihtiva eder. Bu elementleri ayırmak maliyetli ve pahalıdır. Zirkonyum ile alakalı iki tip ışımaya vardır. Alfa ve gama. Özellikle zirkonyum implantlarda belirgin miktarlarda alfa ışımaya rastlanmıştır. Bu implantlar yüksek iyonizasyon değerleri gösterir ve alfa partiküllerinin sert ve yumuşak doku hücrelerini yok ettikleri bilinmektedir. Gama ışımaya seviyesi bakımından ise zirkonyumun endişe verici bir yanı yoktur. Zirkonyumu saf halinde tıp alanlarında kullanmak mümkün değildir mutlaka çeşitli işlemlerden geçirilerek radyoaktif özelliklerinden arındırılmalıdır. ⁸⁴

2.3.8. Zirkonyumun Estetik Özellikleri

2.3.8.1. Işık Geçirgenliği

Zirkonyum yüksek kırıcılık indeksine, düşük absorpsiyon katsayısına ve görünen ışıktaki yüksek opasitesine bağlı olarak ışık geçirgenliği düşük bir materyal olarak

bilinmektedir. ⁸⁵ İlk üretilen zirkonyum opasitesinin metal seramik kuronlar ile aynı ya da daha fazla olduğu bilinmektedir. ⁸⁶

Günümüzde zirkonyum restorasyonların önemli dezavantajlarından biri olan optik özellikleri teknolojiye meydana gelen ilerlemelerin de etkisi ile büyük oranda geliştirilmiştir. Toz işleme teknikleri ile daha saf ve ince tanecikli tozların elde edilmesi, sinterleme işlemleri ve tekniklerindeki yenilikler ile daha kısa sürede daha az porözite içeren homojen materyallerin elde edilmesi ve materyal içerisindeki alümina oranının azaltılması (<0,01) sayesinde estetik ve mekanik özellikleri iyileştirilmiştir. Günümüzde özellikle ışık geçirgenliği arttırılan bu tip zirkonyumlara yüksek translusensi gösteren zirkonyumlar denilmektedir. ⁸⁷

2.3.8.2. Renk

Zirkonyum dioksit polikristalin mikroyapıya sahiptir. Opak beyaz renkte olduğundan restorasyonun rengini olumsuz yönde etkileyeceği düşünülmektedir. Bu nedenle zirkonyum alt yapının renklendirilmesi için çeşitli yöntemler geliştirilmiştir. ⁸⁸ Zirkonyum dioksit altyapının renklendirilmesinde üç yöntem kullanılmaktadır.

- 1) Tek renk (beyaz) zirkonyum oksit blok üretilir ve altyapısında liner (astar) materyalleri kullanılır.
- 2) Tek renk (beyaz) zirkonyum oksit blok üretilir ve altyapısında renklendirici solüsyonlar kullanılır.
- 3) Üretim aşamasında farklı renklere sahip zirkonyum oksit bloklar üretilir. ⁸⁸

2.3.9. Zirkonyum Seramiklerin Sinterleme ve Üretim İşlemleri

2.3.9.1 Green Zirkonyum

Green zirkonyum bloklar en kolay işlenen bloklar olup elmas ve tungsten frezlerle kuru ortamda kazınarak elde edilirler. Sinterleme işleminden sonra sinterlenmemiş poröz

zirkonyum, yaklaşık %20-30 büzülmeye uğrayarak daha yoğun ve dayanıklı hale gelir. Bu nedenle oluşabilecek büzülmeyi kompanse edebilmek için %20-25 oranında büyük hazırlanırlar. ³⁹

2.3.9.2. Sinterleme

Sinterleme, yüksek erime sıcaklığına sahip malzemelerin üretiminde uygulanan bir ısıtma işlemidir. Seramik üretim teknolojisinde sıklıkla kullanılır. Sinterleme materyalin yoğunlaştırılmasını, mekanik, fiziksel ve ısısal özelliklerinin geliştirilmesini sağlar. Daha hızlı ve homojen ısınan malzeme elde etmek için farklı sinterleme yöntemleri geliştirilmiştir. Bu yöntemlerden en sık kullanılanları;

Fırında sinterleme

İndüksiyonla sinterleme

Mikrodalga ile sinterleme

Plazma sinterleme

Lazer sinterleme

Deşarj sinterlemedir. ⁸⁹

Zirkonyumun sinterlenmesinde ise sinterleme fırınları ile konvansiyonel sinterleme metotları (sıcak presleme, sıcak izostatik presleme) ya da nonkonvansiyonel metotlar (mikrodalga sinterleme-spark plazma sinterleme) kullanılabilir. ⁹⁰

Zirkonyum oksit bloklar farklı sinterleme yöntemleri ile elde edilebilir. Yapılan çalışmalar zirkonyum oksitin farklı sıcaklıklarda, farklı sürelerde ve farklı yollarla sinterlenmesinin materyalin estetik ve mekanik özellikleri üzerinde etkili olduğunu bildirmiştir. ^{91, 92}

Günümüzde yeni nesil monolitik zirkonyum blokları, konvansiyonel fırınlarda 1350- 1550 C°'de 1-2 saat aralığında sinterlenmektedir. ^{93, 94} Daha düşük sıcaklık ve sinterleme süresi ile daha küçük nano tanecik boyutuna sahip monolitik zirkonyum elde

edilmesi için konvansiyonel sinterleme yerine mikrodalga sinterleme metodunun denenmesi fayda sağlamıştır; ancak bu metotla elde edilen monolitik zirkonyumların optik ve mekanik özellikleri henüz yeterince araştırılmamıştır. ⁹⁴

2.3.9.3. Presinterize Zirkonyum

Presinterize zirkonyum bloklar, green zirkonyumun 500 C°'de 30 dakika boyunca fırınlanmasıyla üretilir. Zirkonyum oksit tozunun preslenerek blok haline getirilebilmesi için yapı içerisinde bağlayıcı madde bulunmaktadır. Bağlayıcı madde ön sinterleme işlemi sırasında elimine olmaktadır. ⁹⁵ Zirkonyum tozunun basınçsız bir şekilde preslenerek hazırlandığı sinterlenmemiş bloklar, CAD/CAM sistemi kullanılarak ham şekillendirme işlemine tabi tutulurlar. Normalden büyük boyutta hazırlanan alt yapı aşındırma sonrasında basınçsız olarak 1350 C° – 1500 C° sıcaklıktaki fırında sinterlenir. Böylece sinterlenmemiş poröz zirkonyum yaklaşık % 20'lik bir büzölmeye uğrayarak daha yoğun ve dayanıklı hale gelir. Bu tip zirkonyum bloklara non-HIP zirkonyum da denir. ⁹⁶ HIP (Hot Isostatic Pressing/Sıcak izostatik presleme) bloklara göre daha az zaman ve maliyetle şekillendirilebilmeleri, renklendirici solüsyonlarla renklendirilebilmeleri bu blokların avantajlarıdır. ⁹⁷

2.3.9.4. Sinterize Zirkonyum

Yüksek yoğunluğa sahip sinterlenmesi tamamlanmış prefabrike zirkonyum bloktan restorasyonun esas boyutunda şekillendirilmektedir. Bu bloklar elde edilirken materyal yaklaşık 1300 C°'de sinterlenir. Ardından tanecik yoğunluğunu arttırmak için 1400 °C – 1500 °C arasında 1000 barın üzerinde bir basınçla izostatik bir ortamda argon gazı kullanılarak ısıtılır. Beyazlaşmaya kadar açık havada ısıtmaya devam edilir. Çünkü sinterlenip basınca maruz kalan Y-TZP'nin rengi gri-siyah olur. Oksitlenip beyaz rengi kazanması için de bu son ısıtma safhasının yapılması gerekir. Bu tip zirkonyum bloklara HIP zirkonyum da denir. ⁹⁸ Blokların işlenmelerinin zor olması materyalin mekanik

özelliklerini olumsuz yönde etkilemektedir. Sinterleme büzülmesinin olmaması ise materyalin avantajıdır.⁷⁹

2.3.10. Diş Hekimliğinde Kullanılan Zirkonyum Bloklar

Günümüzde CAD/CAM sistemlerinin gösterdiği gelişmeler sayesinde çoğu materyalin hasta başında direkt olarak üretilebilen blokları bulunmaktadır. Bu sayede tedavi süresi kısaltmakta ve sunulan tedavinin kalitesinde artış sağlanmaktadır. Diş hekimliğinde kullanılan zirkonyum bloklar da CAD/CAM sistemleri ile uyumludur ve esas olarak iki tiptir.

2.3.10.1. Konvansiyonel Y-TZP Bloklar

Tüm konvansiyonel zirkonyum blokların yapısı benzerlik göstermekle birlikte ağırlıkça %87-95 oranında ZrO₂ ve %4-6 oranında Y₂O₃ ve diğer oksitleri içermektedir. Esneme kuvvetleri 900-1200 MPa, elastik modülüsleri ise yaklaşık 210 GPa'dır. Günümüzde çoğu firmanın konvansiyonel zirkonyum bloğu değişen ebatlarda bulunmaktadır.⁹⁹

2.3.10.2. Monolitik Yeni Nesil Y-TZP Bloklar

Günümüzde monolitik zirkonyum blokların yapısı kimyasal olarak konvansiyonel zirkonyum bloklara benzer olmak ile birlikte teknolojinin ilerlemesi ve toz işleme tekniklerinde kaydedilen gelişmeler sonucunda yapıca bazı farklılıklar göstermektedir.¹⁰⁰ Tanecik çapında meydana gelen küçülme ve homojenitenin artması materyalin ışık geçirgenliğini artırıp kırılma dayanımını güçlendirmiş, düşük ısı bozunmasına karşı zirkonyumun direnç kazanmasını sağlamıştır.¹⁰¹ Toz işleme tekniklerindeki ilerlemelerle daha saf zirkonyum tozlarının elde edilmesi, içyapıda karşılaşılan çatlak ve defektleri en aza indirmiştir.¹⁰⁰ Konvansiyonel zirkonyumların ortalama tanecik boyutu 1 µm ve üzerinde iken, yeni nesil monolitik zirkonyum blokların ise ortalama tanecik boyutu 0,2-0,8 µm arasında değişmektedir.¹⁰² Yeni nesil monolitik zirkonyum bloklarda, materyal

yoğunluğu yüksek tutulup monoklinik faz oranı konvansiyonel zirkonyum bloklara kıyasla düşürülmüştür. ISO 2008 standartlarına göre yaşlandırmanın ardından zirkonyumun %25'ten daha az monoklinik faz bulundurması gerekmektedir. Yeni nesil monolitik zirkonyum bloklarda ise bu oran %10'un altına inmektedir. Bu da materyalin uzun dönem klinik başarısı üzerine doğrudan etkilidir. Konvansiyonel zirkonyum bloklarda materyal yapısına, dayanıklılığı arttırmak ve yaşlandırma işlemine direnç kazandırmak için eklenen alümina (%1-5) ışık geçirgenliğine olan olumsuz etkisi sebebiyle yeni nesil monolitik zirkonyumlarda ciddi oranda azaltılmış (%0,1) ancak materyalin yaşlandırmaya karşı zirkonyuma kattığı direnç alümina dağılımının geliştirilmesi ile korunmuştur.^{87, 103} Konvansiyonel zirkonyum blokların içerisinde mekanik özellikleri geliştiren fakat ışık geçirgenliği üzerine olumsuz etkili organik bağlayıcılar bulunurken, yeni nesil monolitik zirkonyum bloklarda yapı içerisindeki atomlar herhangi bir bağlayıcıdan destek almaksızın birbirlerinin içerisine geçmektedir. Bu tip bloklarda renklendirme seçeneklerinin de artmış olması estetiği arttırmıştır. Işık geçirgenlikleri arttırılmış yeni nesil monolitik zirkonyum bloklar esas olarak ikiye ayrılmaktadırlar.¹⁰⁴

a) HT Zirkonyum Bloklar (High Translucent)

Yapıca konvansiyonel zirkonyum bloklar gibi %87-95 oranında ZrO₂ ve %4-6 oranında üç mol Y₂O₃ ile diğer oksitleri içermektedir. Öte yandan yeni nesil zirkonyum blokların tüm özelliklerini içerirler. Tanecik boyutları 0,2-0,8 µm aralığında yoğunlukları en az 6 g/cm³'tür. %10'un altında monoklinik faz içermekle birlikte yapılarındaki alümina oranı %0,1'in altındadır. Işık geçirgenlikleri konvansiyonel zirkonyum bloklara kıyas ile çok daha homojen yapıda olmaları sebebi ile üstündür fakat lityum disilikatlar seviyesinde değildir¹⁰⁵. Öte yandan kırılma dayanımları konvansiyonel zirkonyum bloklar kadar yüksektir.¹⁰⁶

b) Kübik Zirkonyum Bloklar

Son yıllarda üretilen bu tip zirkonyum blokların yapısı konvansiyonel ve HT bloklardan farklıdır. Ticari isimleri ultra translucent (UT) olarak ta geçebilen bu bloklar yapılarında kübik-tetragonal faz karışımı bulundurulur. Monoklinik faz değişimi oldukça az gösterirler. Kübik zirkonyum bloklar beş mol Y_2O_3 içerdikleri için 5Y-TZP olarak ta isimlendirilebilmektedirler. Piyasada bulunan bu tip blokların esneme dayanımları 500-750 MPa aralığında değişmektedir yani mekanik özellikleri konvansiyonel ve HT bloklar seviyesinde değildir. Öte yandan en önemli alternatifleri olan lityum disilikatlardan (400 MPa) daha yüksek esneme dayanımına sahiplerdir. Tüm zirkonyum bloklar arasında en fazla ışık geçirgenliği gösteren bloklardır ve endikasyonları arasında anterior lamina restorasyonları da bulunmaktadır.^{107, 108}

2.4. Monolitik Zirkonyum Restorasyonlar

Yüksek dayanımlı oksit seramik restorasyonlarda porselen tabakalama tekniği diş-benzeri görünüm elde edilmesini sağlarken, tabakalanan porselenin alt yapıdan ayrılması (chipping) hala güncel bir sorun olarak karşımıza çıkmaktadır.¹⁰⁹⁻¹¹¹ Bu nedenle, günümüzde tabakalamaya gerek duyulmayan monolitik restorasyonlar ön plana çıkmaktadır. Diğer materyallere göre üstün fiziksel özellikleri bulunan zirkonyum seramiklerin monolitik kullanımı ile ilgili çalışmalar halen devam etmektedir. Böyle restorasyonlar için “monoblok” terimi de yaygın olarak kullanılmaktadır.

Zirkonyumun içeriğindeki alümina miktarı arttıkça yoğunluğu artar, translusensi özelliği düşer.¹¹² Monolitik zirkonyumun üretilmesindeki amaç; yeni geliştirilen zirkonyum bloklarının içeriklerindeki alümina miktarını düşürerek daha translucent yapıda olan restorasyonlar elde etmektir.

2.4.1. Monolitik Zirkonyum Restorasyonların Avantajları^{104, 113-115}

- Biyouyumlulukları yüksektir.

- Yüksek translusensi özellikleri nedeniyle estetikler ve özel boyama solüsyonları ile boyanabilirler.
- Yüksek bükülme direnci (1570 MPa) ve yüksek ısı dayanımına (2600 derece) sahiptirler.
- Aşınma dirençleri doğal dişe benzerlik gösterir.
- İnterokluzal mesafenin yetersiz olduğu durumları tolere edebilirler.
- İnley ve onley restorasyonlarda uygulanabilirler.
- Diğer restorasyon tiplerine göre uygulanacak dişte daha az preparasyon gerektirirler.

2.4.2. Monolitik Zirkonyum Restorasyonların Dezavantajları ¹¹⁶

1. Bilgisayar destekli üretim aşamasında kullanılan cihazlar, kazıma blokları ve frezlerin maliyeti düşünüldüğünde geleneksel restorasyonlara göre daha pahalıdır.
2. Ağızda uyumlama gerektiren durumlarda, uyumlama işlemleri veneer seramiğe göre daha zordur.
3. Boyanabilme özellikleri olmasına rağmen tabakalama tekniğiyle işlenmiş bir veneer seramiğe göre diş benzeri görünüm elde etmek oldukça zordur.
4. Kırıldığında tamir edilmesi mümkün olmayabilir.

2.4.3. Monolitik Zirkonyum Restorasyonların Fiziksel Özellikleri

Günümüzde monolitik zirkonya blokların yapısı kimyasal olarak konvansiyonel zirkonya bloklara benzer olmak ile birlikte teknolojinin ilerlemesi ve toz işleme tekniklerinde kaydedilen gelişmeler sonucunda yapıca bazı farklılıklar göstermektedir.

¹⁰⁰ Tanecik çapında meydana gelen küçülme ve homojenitenin artması materyalin ışık geçirgenliğini artırıp kırılma dayanımını güçlendirmiş, düşük ısı bozunmasına karşı zirkonyanın direnç kazanmasını sağlamıştır. ¹⁰¹ Toz işleme tekniklerindeki ilerlemelerle

daha saf zirkonya tozlarının elde edilmesi, içyapıda karşılaşılan çatlak ve defektleri en aza indirmiştir. ¹⁰⁰ Konvansiyonel zirkonyaların ortalama tanecik boyutu 1 µm ve üzerinde iken, yeni nesil monolitik zirkonya blokların ise ortalama tanecik boyutu 0,2-0,8 µm arasında değişmektedir. ¹⁰²

2.4.4. Monolitik Zirkonyum restorasyonlarda ve antagonist diş yüzeylerinde aşınma

Yüksek kırılma dayanımları, karşıt dişte doğal-diş benzeri aşındırma davranışları ve estetik özellikleri göz önüne alındığında, çiğneme kuvvetlerinin nispeten daha fazla olduğu posterior dişlerde monolitik zirkonyum restorasyonlar metal-destekli seramik restorasyonlara göre iyi bir alternatiftir. Materyalin üretim ve bitim aşamasında yapılan değişiklikler, fiziksel özelliklerini de etkileyebilmektedir. Materyalin fiziksel özellikleri sabit protetik tedavilerde restorasyonun dayanıklılığını etkileyen faktörlerden biridir. Ayrıca restorasyonun uyumu, oluşabilecek biyolojik ve mekanik komplikasyonların önlenmesinde kritik öneme sahiptir. ¹¹⁷⁻¹¹⁹

2.5. Zirkonyum Esaslı Seramiklere Uygulanan Yüzey İşlemleri

ZrO₂ güçlü bir adeziv siman ile dişe ya da diğer materyallere bağlanır. Bağlantının başarısı ise seramik yüzeyi ile adeziv rezin siman arasında oluşan mikromekanik ve kimyasal bağlanmaya bağlıdır. ¹²⁰

2.5.1. Yüzey pürüzlülüğü

Yüzey pürüzlülüğü, materyal özelliklerine ya da materyalin üretim yöntemine bağlı olarak yüzey dokusundaki çok ince düzensizlikleri tanımlamaktadır. Seramik yüzeyinin pürüzlü olması, plak birikiminin artmasına, dişeti iltihabı ve yumuşak doku reaksiyonlarına, karşıt dişlerde aşınmaya neden olmaktadır. ^{121, 122} Dental materyallerin estetik görünümünün uzun bir süre boyunca korunması için parlak ve düzgün yüzeylere sahip olmaları gerekmektedir. ^{22, 123}

Bu tez çalışmasında; restorasyon yüzeyinde yapılan bitirme işlemleri, yüzey pürüzlülüğünü ve aynı zamanda karşıt doğal dişte oluşan aşınma miktarını etkileyebilir. İyi polisaj yapılmış bir zirkonyum yüzeyi ile glaze işlemi uygulanmış zirkonyum yüzeyleri pürüzlülük açısından değerlendirmiş ve polisaj yapılmış zirkonyum yüzeylerde pürüzlülüğün daha az olduğu sonucuna varılmıştır. Ancak bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildir.

Aşındırma ve polisaj işlemlerinden sonra monolitik zirkonyumun yüzey pürüzlülüğü, içerik ve faz dönüşümünün incelendiği bir çalışmada, aşındırmanın sinterlenmiş zirkonyumda pürüzlülüğü arttırdığı, polisaj işleminin ise pürüzlülüğü azalttığı bildirilmiştir. Uygulanan işlemler zirkonyumun faz dönüşümüne etki etmemiştir.

124

2.5.2. Yüzey Uygulamaları

Zirkonyum aşındırma ve kumlama gibi işlemlerden etkilenen bir materyaldir. Bu işlemlerin zirkonyum yüzeyinde t→m faz dönüşümüne neden olabileceği bilinmektedir.

¹²⁵ Polisaj işlemi ise faz değişikliğine neden olmaz. Yapılan çalışmalarda polisaj esnasında oluşan ısının faz değişikliğine neden olabilecek seviyede olmadığı gösterilmiştir. ¹²⁶

Tam kontur tek tabaka ve monokromatik restorasyonlar oldukları için monolitik zirkonyum restorasyonların renk uyumunun sağlanması üretildikleri ilk dönemlerde oldukça zorlu bir laboratuvar süreci gerektirmekteydi. C Fischer'in Cercon HT (DeguDent, Dentsply, USA) için özel olarak geliştirdiği multi-colouring kavramı sayesinde daha doğal sonuçlara ulaşmak mümkün olmuştur. Yumuşak ton geçişlerinin sağlanabildiği bu yöntem ile çeşitli yoğunluklar elde edilerek doğal dişe benzer restorasyonlar elde edilmeye başlanmıştır. Renklendirmeye servikal bölümden başlandıktan sonra dentin ve insizal kenarın karakterizasyonu ile devam edilebilmektedir.

Daha fazla bireyselleştirmenin gerekli olduğu vakalarda presinterize bloklar üzerinden elle boyama yöntemi ile farklı tonlara ulaşılabilmektedir.¹²⁷ Renklendirme alanında meydana gelen bu yenilikler ile birlikte VİTA renk skalasında bulunan 16 farklı ton elde edilebilmektedir. Son yıllarda renk uyumunun sağlanmasını basitleştirmek için multi-coloured bloklar üretilmeye başlanmıştır. Bu blokların dört farklı tabakasının da farklı ışık geçirgenliği değerleri gösterdiği bildirilmiştir.¹²⁸

2.6. Ağız İçi Parlatma Sistemleri

Dental seramikler bir protetik materyalden beklenen gereksinimleri hemen hemen karşılamalarına rağmen, önemli bir dezavantaja sahiptir. Bu materyaller bazı ortamlarda, karşıt diş yapısı üzerinde aşırı aşınmaya sebep olabilirler. En fazla zarar oklüzal kuvvetler altındayken pürüzlü yüzeylerin temasıyla oluşur. Milleme işlemi yalnızca aproksimal kenarlarda gerçekleştiğinden, CAD-CAM seramik restorasyonlarının oklüzal yüzeylerini simantasyondan sonra parlatmak gerekir.^{129, 130}

Çeşitli nedenlerle yüzeyi bozulan seramiğin yeniden parlatılması gerektiğinde, ya tekrar glaze (re-glaze) yapılır ya da değişik ağız içi veya ağız dışı parlatma setleriyle parlatılır. Tekrar glaze sayesinde hasta başında geçen zaman kısalmış, ama laboratuvarında ek bir işlem yapılması gerekir ve böylelikle seans sayısı artar. Ağız içi mekanik parlatma sayesinde ek bir seansa gerek duymadan hasta başında, düzeltilmiş seramik yüzeyi tekrar parlatılır ve parlatabilirlik seviyesi daha iyi kontrol altında tutulabilir. Bu amaçla genellikle esnek diskler, silikon parlaticılar, elmas parlatma patları ve bitirme amacıyla elmas frezler kullanılmıştır.^{26, 131-135}

Setlerin kullanım şekilleri:

- 1) Esnek elmas diskler, elmas frezler, polimer taşlar ve yeşil taşlar (silikon karbid) konturların düzeltilmesinde
- 2) Beyaz taşlar, lastik diskler ile şapka ve koni şekilli lastikler bitirmede,

3) Şapka ve koni şekilli, ince lastikler ile fırça ve keçeler, elmas patlar parlatmada kullanılır.

2.7. Optik Özellikler

Bir cismin optik görünümü, üzerine gelen ışığın geri yansınması ve absorbe ettiği toplam ışık miktarıyla belirlenir. İnsan gözü ortalama sadece 400 nm ile 700 nm arasında olan dalga boylarını algılayabildiğinden, sadece bu dalga boyları arasında yer alan ve restorasyonlardan gözümüze yansıyan ışık restorasyonun görüntüsünü oluşturmaktadır.¹³⁶

Optik özellikler, görünür ışığın bize yansınmasını herhangi bir biçimde etkileyen faktörlerin tümüdür. Bunlar içerisinde; renk, en belirgin optik özelliktir. Restorasyonun optik görünümünü etkileyen faktörler; ışığın yansınma ve kırılması, materyalin ışık geçirgenlik seviyesi (transparantlığı-translulentliği), ışıldama özelliği (floresans-fosforesans), opalesansı, parlaklığı ve metamerizmdir.¹³⁷

2.7.1. Renk Sistemleri

2.7.1.1. Munsell Renk Sistemi

Munsell renk sistemi, esneklik, tutarlılık, kullanım kolaylığı gibi sebeplerle diş hekimliğinde renk seçimi için tercih edilen ve dünya çapında bilinen bir sistemdir. Bu sisteme göre renkler; “hue”, “chroma” ve “value” terimleriyle açıklanmaktadır.¹³⁸

Ton (Hue)

Kırmızı, mavi ve yeşil gibi değişik renk gruplarının ayrımını sağlar. Bir dişin gözlemci tarafından algılanan rengi, dentin ve minenin absorbe ettiği farklı ışınların toplamının bir sonucudur. Gözlemci ancak bunun sonucunda dişin belirli bir tonu olduğunu algılar (ör: pembemsi sarı, mavimsi sarı, gri-sarı gibi). Eğer klinisyen dişleri belirli tonlarda grup oluşturmayı başarabilirse renk seçimi çok daha kolaylaşmaktadır.

Seramik üreticileri de, bu düşünce ile dişlerin gruplandırılmasında belirli tonları tespit etmişlerdir.¹³⁹

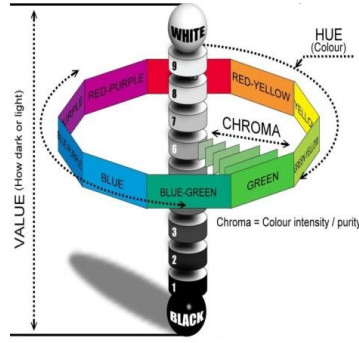
Doygunluk (Chroma)

Farklı renk tonlarının birbirinden bağımsız olarak oluşturduğu doyum rengin yoğunluğudur. Aynı renk tonuna sahip iki dişten biri daha yoğun ve saf görünebilir. İki örnek benzer renk tonuna sahip olmasına rağmen, örneklerden birinin kalınlığı azaldığında bu örneğin renginin yoğunluğu ve saflığı da kalın örneğe oranla azalacaktır. Dişin renk yoğunluğu minenin şeffaflığına, kalınlığına ve alttaki dentin tabakasının kalsifikasyonuna bağlıdır. Eğer diş hekimi mine tabakasının kalınlığını ve bunun renge olan etkisini doğru bir şekilde tespit edemezse, teknisyen yaptığı restorasyonda mine tabakasını oluşturmakta büyük güçlük yaşayacaktır. İdeal olarak dental seramikte renk yoğunluğu 0,5-1 mm arasındaki bir kalınlık ile sağlanabilir.¹³⁹

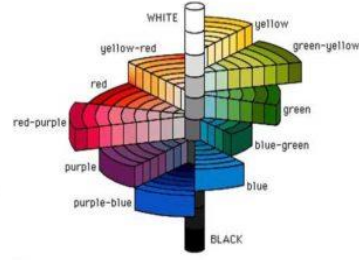
Parlaklık (Value)

Parlaklık tonun açıklık veya koyuluğudur. Bir cismin parlaklığı, yansıttığı ya da ilettiği ışık enerjisinin direkt bir sonucudur. Burada ışık kaynağı ile cisim arasındaki mesafe çok önemlidir. Cisim ışık kaynağına yaklaştıkça daha parlak görünüm kazanır. Doğal dişler 5,5-8,5 arasında değişen parlaklık değeri göstermektedirler.¹⁴⁰

Hue boyutu; merkez eksen çevresinde sıralanmış on renk ile belirtilirken, chroma tekerlek parmağında yer alır. Renkler periferde en safken, merkeze yaklaştıkça soluklaşır. Value rengin açıklık-koyuluğunu belirler ve dokuz value değeri, renk ağacındaki dokuz tekerlek ile sembolize edilir. En koyu renkler en alttaki tekerlekte iken; en açık renkler en üstteki tekerlekte yer alır. Noktalar ise, sarı ve mor- mavi hue değerlerini yansıtmak için silindirdeki değişimi gösterir.¹⁴¹



Şekil 2a



Şekil 2b

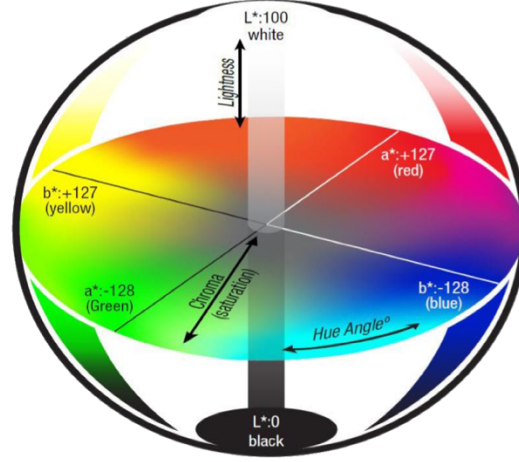
Şekil 2.2. a, b: Munsell Renk Sistemi. ¹³⁸

2.7.1.2. CIE Lab Renk Sistemi

CIE, renk ölçümlerinde uluslararası bir standart olarak kabul edilmektedir. Bu renk sistemine göre; tüm renkler, başlıca üç rengin karışımı ile (kırmızı (X), yeşil (Y) ve mavi (Z)) elde edilir.

Sistemin avantajı, görsel renk algılaması esasına göre renk aralıklarının aynı mesafede, düzenli bir biçimde sıralanmış olmasıdır. ¹⁴² Bu üç boyutlu renk sisteminin üç eksenini L^* , a^* ve b^* 'dir. L^* eksenini, rengin açıklık ve koyuluk koordinatlarını belirler. Tam siyah rengin L^* değeri 0, tam beyaz rengin L^* değeri ise 100'dür. ¹⁴³ Cismin parlaklığını tanımlayan L^* değeri, Munsell sistemindeki value değerine benzerdir. a^* eksenini; kırmızılık (pozitif a^*) veya yeşillik (negatif a^*), b^* eksenini ise sarılık (pozitif b^*) veya mavilik (negatif b^*) olarak rengin yoğunluk (chroma) koordinatlarını belirler a^* ve b^* değerleri, renk algısının yoğunluk kısmının belirleyicileri olsalar da Munsell sistemindeki hue ve chroma ile tam tamına örtüşmezler. ¹⁴⁴

Bir limonun sarı rengi, mat renkli bir muzdan daha canlıdır. Bu, renk yoğunluğu ile orantılıdır. Chroma, rengin belirli bir hue değerindeki doygunluk derecesidir. Value, dikey ekseninde değişirken, chroma merkezden ışınal olarak değişim gösterir. Merkezdeki renkler mattır. Chroma arttıkça renk yoğunlaşır. Ancak chroma kendi başına bir değere sahip değildir, hue ve value ile ilgilidir. ¹⁴⁵



Şekil 2.3. CIE lab Renk Sistemi. ¹⁴⁶

CIE Lab sisteminde ΔE değeri, iki cisim arasındaki algılanan renk farklılığının miktarını gösteren sayısal bir değerdir. Bu değer, aşağıdaki formül ile hesaplanır. ^{137, 142}

$$\Delta E = \sqrt{[(L1 - L0)^2 + (a1 - a0)^2 + (b1 - b0)^2]}$$

ΔE formülünde yer alan $L0$, $a0$ ve $b0$ ilk ölçüm değerleri iken $L1$, $a1$ ve $b1$ ise ikinci ölçüm değerleridir.

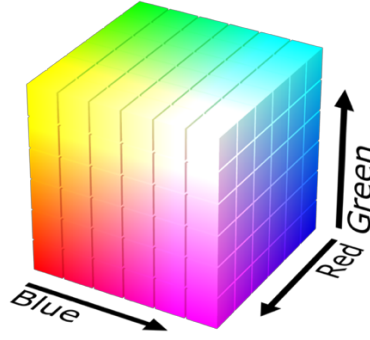
ΔE , dikkate değer renk farklılığını göstererek bir eşik değeri olma özelliği taşır. ¹³⁷

Renk Farklılığı (ΔE) Klinik renk uyumu;

0 Mükemmel, 0.5 - 1 Çok iyi, 1 - 2 İyi, 2 - 3.5 Kabul edilebilir.

2.7.1.3. RGB Renk Sistemi

RGB modeli (Red, Green, Blue) doğada bulunan bütün renkleri elde etmek için kırmızı, mavi ve yeşil renklerini karıştıran bir sistemdir. Her renk %100 oranında karıştırıldığında beyaz, %0 oranında karıştırıldığında ise siyah renk elde edilir. Sistem, genelde bilgisayar ekranlarından doğrudan emilim ile çalışan cihazlarda kullanılır. ¹⁴⁷



Şekil 2.4. RGB Renk Sistemi. ¹⁴⁸

2.7.2. Renk Seçimini Etkileyen Faktörler

Renk analizi için görsel ve aletli renk analizi olmak üzere iki yöntem kullanılmaktadır. ^{149, 150}

Görsel renk analizi, bir objenin renginin renk standartlarına bakılarak karşılaştırılmasıdır. Renk tespiti skala kullanılarak görsel olarak yapılmaktadır. Üç dezavantajı bulunmaktadır. ^{105, 151}

1. Renk skalalarındaki mevcut renkler yetersiz olabilir.
2. Hekimler arasında ve aynı bireyde günün değişik saatlerinde seçilmiş olan renkte farklılık olmakta, standardizasyon sağlanamamaktadır.
3. Sonuçları CIE renk sisteminde gösterme imkânı yoktur.

Renk tespiti göreceli olduğundan her zaman tutarlı sonuçlar elde etmek zordur. Işık kaynağı, hastanın kıyafeti, dişin yüzey özellikleri, renk seçiminin yapılacağı odanın rengi gibi faktörler renk seçimine etki eder. ¹⁵² Öğleden sonra 12.00-15.00 arası renk tespiti için en iyi zamanlardır. ¹⁵³

Aydınlatma ve renk seçimi için her zaman güneş ışığı ideal değildir. Günün farklı saatlerinde değişkenlik gösterdiği için yapay bir aydınlatma gerekebilir. En yaygın ışık kaynakları akkor flamanlı ve floresan lambalardır. Floresan ışık kaynağında baskın olan renk mavi, akkor ışık kaynağında ise sarı-kırmızıdır. ¹⁴⁹ Metamerizmi önlemek amacıyla

laboratuvar ve muayenehanede aynı ışık kaynakları kullanılmasına özen gösterilmelidir.¹⁵¹

Seramik restorasyonun üzerine düşen ışığın saçılma, geçirgenlik, emilim, yansıma ve kırılma gibi fiziksel özellikleri de restorasyonun rengini etkilemektedir.^{47, 154}

Seramik restorasyonlarda yüzey yapısı çok önemlidir. Çok düz olan bir yüzey ışığın düzgün yansımaya neden olarak restorasyona camsı görünüm kazandırırken, düzensiz bir yüzey ışığın yaygın yansımaya sebep olur ve restorasyona daha doğal bir görünüm kazandırır.¹⁵⁵

2.8. Diş Hekimliğinde Renk Analiz Yöntemleri

Estetik diş hekimliği, esas olarak diş hekimi ve diş teknisyenlerinin sanatsal yeteneğine bağlı olmakla beraber konuyla ilgili bilimsel ilkelerin bilinmesi ve uygulanması son derece önemlidir. Diş hekimliğindeki materyallerin renk uyumu, yapılan restorasyonun estetik açıdan başarılı olabilmesinde önemli bir yere sahiptir. Buna bağlı olarak öncelikle, dental restorasyonun uygulanacağı kişilerin diş renklerinin doğru bir şekilde belirlenmesi gerekmektedir.¹⁵⁶ Diş hekimliğinde renk eşleştirmesi, birbirlerini tamamlayan görsel ve/veya aletsel yöntemlerin kullanımıyla gerçekleştirilmektedir.¹⁴²

2.8.1. Görsel renk eşleştirmesi

Doğal dişler ile estetik restoratif materyallerin görsel olarak renk eşleştirmesi, doğal dişlerin restoratif malzemeleri üreten ticari firmalar tarafından üretilmiş renk rehberleriyle karşılaştırılması durumuna dayanır ve en sık kullanılan yöntemdir.¹⁵⁷ Görsel renk analizi, gözlemcinin radyant enerji uyarılarına karşı oluşan fizyolojik ve psikolojik cevabına bağlıdır.^{158, 159} Renk farklılıklarını tespit etmekte çıplak gözle yapılan incelemeler hassas değildir ve gözlem sonuçları bireyden bireye ve gözlem koşullarına bağlı olarak değişkendir. Görsel renk eşleştirmesi, diş renklerinin ticari renk rehberlerini standart kabul etmekte ve bu eşleşme, sübjektif bir değerlendirmeye dayanmaktadır.¹⁶⁰

Renk eşleştirmesiyle alakalı çalışmalar tekrarlanabilirlik ve güvenilirlik üzerine kurulmuştur. ¹⁶¹ Renk eşleştirmesinde tekrarlanabilirlik çalışmaları, uygulanan yöntemin aynı şartlar sağlanarak belli bir zaman dilimi sonrasında tekrarlanan eşleştirmelerin karşılaştırılması şeklindedir. Güvenirlik çalışmaları ise, taklit edilmesi istenilen doğal diş ile bu iş için eşleştirilen rengin örtüşüp örtüşmediği esasına dayanmaktadır. Görsel değerlendirmelerde Munsell Renk Sistemi kullanılmaktadır. Renk, mevcut renk rehberleriyle karşılaştırılarak tespit edilir. ^{162, 163}

- a) Eşleştirme yapılacak dişin merkezi ve kenarları arasındaki renk, şekil, yapı farklılıkları ve parlama gibi sebeplerle gözlemciler tarafından farklı yorumlanabilmeleri¹⁶⁰
- b) Görsel yöntemde renk rehberlerinin yeterli renk aralığına sahip olmamaları ve düzensiz dağılım göstermesi ¹⁴³
- c) Renk rehberlerinin yapısını oluşturan katmanların doğal dişlerin yapısından farklılık göstermesi ¹⁶⁴
- d) Mevcut renk rehberlerindeki yeterli çeşitlilik olmaması ¹⁶⁵
- e) Renk rehberlerinin firmadan firmaya değişebilmeleri ¹⁶⁶
- f) Aynı üretici tarafından piyasaya sürülen farklı renk rehberleri arasında bile küçük de olsa farklılıkların olması gibi pek çok dezavantajı vardır. ¹⁶⁷

Görsel renk tespitinde sıklıkla kullanılan renk rehberlerinin, doğal diş renkleriyle ve piyasada bulunan diğer renk rehberleri ile birebir uyumunun olmaması ve renk aralıklarının belli sistematik içersinde bulunmaması diş hekimleri ve diş teknisyenlerini zor duruma sokmaktadır. ¹⁶⁸ Tüm bu dezavantajlarına rağmen, kullanımının kolay olması ve oldukça ekonomik olması gibi nedenlerle çok yaygın olarak kullanılmaktadır. ¹⁶⁹ Renk rehberleri çekilmiş dişlerle karşılaştırıldıklarında daha parlaktır. Ayrıca doygunlukları genellikle doğal dişlerin doygunluklarından daha azdır. Buna göre renk rehberleri, doğal

dişlerle mantıklı bir renk ilişkisi kurabilmek için çok uygun değildir. Ancak yine de diş hekimlerinin vazgeçemediği gereçlerdendir.

2.8.2. Renk ölçüm cihazları

Görsel renk ölçümü ile kıyaslandığında, renk ölçüm cihazları kullanılarak yapılan renk ölçümünün objektif ve hassas olması, sayılarla ifade edilebilmesi ve ölçümlerin daha hızlı elde edilebilmesi gibi avantajları bulunmaktadır.¹⁵⁴

Spektrofotometreler, spektrometreler, kolorimetreler, dijital kameralar ve görüntü sistemleri en yaygın kullanılan renk ölçüm cihazlarıdır. Spektrometreler; diş yüzeylerinin düz olmaması ve dişlerin translusent yapıları nedeniyle renk ölçümünde diğer cihazlara göre tercih nedenidir.¹⁷⁰

2.8.2.1. Kolorimetre

Kolorimetre, rengi sabit bir ışık kaynağı ve görme açısı altında sadece tristimulus değerleri olarak ölçmektedir. Renk kalitesini kontrol etmek amacıyla cisimler arasındaki renk farkının belirlenmesinde faydalı bir cihazdır. Genel olarak kolorimetrelerin avantajları, kullanımlarının kolay olması ve diğer renk ölçüm cihazlarına göre fiyatlarının daha uygun olmasıdır. Bununla birlikte, dedektörlerin kısa sürede eskimesi nedeniyle cihazın doğru ölçüm yapması ve ölçümlerin tekrarlanabilirliği zayıftır.^{156, 171}

2.8.2.2. Spektrometre

Spektrometreler, parlaklık ve ışınım gibi radyometrik değerlerin ölçümü için geliştirilmiştir. Avantajı, materyale temas etmeden renk ölçümü yapmasıdır, böylece insan gözünün görme koşulları sağlanarak ölçüm yapılmaktadır. Ancak, ölçüm pozisyonunda meydana gelebilecek ufak bir değişiklik bulgularda farklılık yaratacağından, ölçümler büyük bir dikkatle yapılmalıdır.^{156, 171}

2.8.2.3. Spektrofotometre

Spektrofotometrelerin en geniş kullanım alanı, yüzey renklerinin ölçülmesidir. İçerisinde bir monokromatör, dedektör ve ışık kaynağı bulunmaktadır. Çoklu sensör prensibi ile çalışan spektrofotometreler, birçok dalga boyunda ölçüm yapabilen sensörlerle donatılmışlardır.¹⁷²

Spektrofotometrik ölçümler; adeziv amaçla kullanılan simanların, total protez dişlerinin, renk anahtarlarının, seramik restorasyonların, dental materyallerin renklerinin sayısal ifadelerini belirlemek ve renkli iki cismin arasındaki renk farkını değerlendirmek için kullanılmaktadır. İnsan dişlerinin renk analizinde, görsel ölçüm ve spektrofotometrik renk analizi kullanılarak yapılmış bir çalışmada, cihaz kullanımının daha doğru ve uygulanabilir bir renk analizi yöntemi olduğu belirtilmiştir.^{138, 173}

Spektrofotometrelerin spektrometrelerden farkı, sabit bir ışık kaynağı içermeleridir.¹⁶² Kolorimetrelerden farklı olarak ise, metamerizmi de değerlendirebilmektedirler.^{156, 171} Spektrofotometrelerin bir kısmı ışık kaynağını görüntülemekte, diğer kısmı ise dişe giren ve iç kısmında yayılan ışık miktarını iki farklı noktadan ölçmektedir. Bu iki farklı noktadan yapılan ölçüm değeri yayılma, translusensi ve materyalin kalınlığı da göz önüne alınarak hesaplanmaktadır.^{162, 171}



Şekil 2.5. Spektrofotometre.¹⁷⁴

2.9. Materyallerin Yüzey Özelliklerinin İncelenmesi

Materyal yüzeyini incelemek için görsel değerlendirme, Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM), profilometre, lazer aynasal yansıtma (laser specular reflectance) ya da Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM) cihazları kullanılabilir. Dental restorasyonların yüzeyini inceleyerek bitirme ve parlatma yöntemlerinin etkinliğini saptamada en sık kullanılan yöntemler ise görsel değerlendirme, SEM ve profilometre cihazı analizleridir.^{121, 129, 175, 176}

Profilometre, SEM ve görsel değerlendirme oldukça hassas yöntemlerdir. Tek bir yöntemle baş vurmak yanıltıcı sonuçlar verebilir. Bu nedenle, bir metodu diğer metotlarla kıyaslamak gerekir. Görsel yöntemler, örneğin büyüklüğü, içeriği ve yapısına bağlı olarak hataya yatkındır. SEM incelemesi, yüzey topografisini gözlemleyecek yeterli kontrastta yapılmalıdır.¹⁷⁷

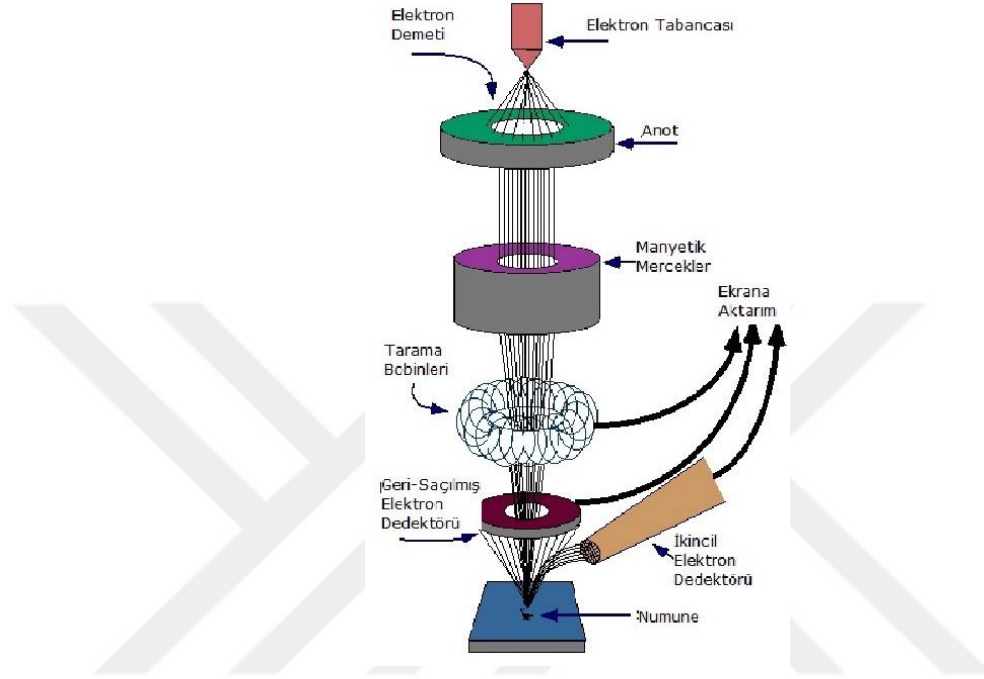
2.9.1. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

Diş hekimliğinde Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) 1962'den beri kullanılmaktadır.¹⁷⁸ SEM'de görüntü, yüksek voltaj ile hızlandırılmış elektronların örnek üzerine odaklanması, bu elektron demetinin örnek yüzeyini taraması sırasında elektron ve örneğin atomları arasında oluşan çeşitli girişimler sonucunda meydana gelen etkilerin uygun dedektörlerde (algılayıcı) toplanması ve sinyal güçlendiricilerden geçtikten sonra bir katot ışınları tüpünün ekranına aktarılmasıyla elde edilmektedir.¹⁷⁹ SEM, görüntülerde mükemmel alan derinliği sağlar ve örneğin morfolojisi ve yüzey özelliklerinin tanımlanması için uygun bir yöntemdir.¹⁸⁰

2.9.1.2. Taramalı Elektron Mikroskobu Çalışma Prensibi

Taramalı elektron mikroskobu; optik kolon, örnek hücresi ve görüntüleme sistemi olmak üzere 3 ana kısımdan meydana gelmektedir. Optik kolon kısmı; elektron demetinin kaynağı olan elektron tabancası, elektronları örneğe doğru hızlandırmak için kullanılan

yüksek gerilimin uygulandığı anot plakası, ince elektron demeti elde etmek amacıyla kullanılan yoğunlaştırıcı mercekler, demeti örnek üzerinde odaklamak için kullanılan objektif merceği, bu merceğe bağlı parçalar ve elektron demetinin örnek yüzeyini taraması amacıyla kullanılan tarama bobinlerinden oluşmaktadır. (Şekil 10)



Şekil 2.6. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) çalışma şeması. ¹⁸¹

SEM ile bir maddenin yüzey özelliklerini, morfolojisini, maddeyi oluşturan element ve bileşikleri, maddenin atom dizilişini incelemek mümkündür. SEM, Işık Mikroskobu (IM) ile kıyaslandığında 300 kat daha fazla odaklama derinliğine ve 20 ila 100,000 kat arasında daha fazla net görme oranına sahiptir. ^{182, 183}

SEM’ de elektron ışını örneğin yüzeyini tarayarak farklı sinyaller oluşturur. Bu sinyaller bir dedektör (sekonder elektron veya geri saçılmış) tarafından toplanmaktadır. ¹⁸⁴ Bu teknikle ışık kullanılmamakta olup örneğin rengi görüntüyü etkilememektedir. Bu özellik diş hekimliği için oldukça önemlidir. ¹⁸⁵

Diş dokuları ve diş hekimliğinde kullanılan materyaller genellikle beyaz veya açık renklere sahip olduğundan optik mikroskopların bu alandaki kullanımı oldukça sınırlıdır.

SEM cihazında tarayıcı olarak ışık kullanılmadığından örneğin rengi görüntüyü etkilememektedir. Bu özellik diş hekimliği açısından oldukça önemlidir. ¹⁸⁶

SEM cihazında örneğin doğru bir biçimde incelenebilmesi için kurutulması gerekmektedir. Kurutma iki şekilde gerçekleştirilmektedir;

a) Hava ile kurutma: Kurumaya bırakılan örneğin yüzeyinde bulunan su tabakası ile hava arasında yüksek gerilim kuvvetlerine sahip bir ara yüz oluşmaktadır. Bu durumda eğer örnek canlı ise bazı yapılar zarar görebilir ve örnekte büzülme meydana gelebilir. Bu dezavantajlardan dolayı hava ile kurutma yöntemi daha çok sert dokuların kurutulmasında tercih edilmektedir. ¹⁸²

b) Kritik noktada kurutma (kimyasal ile kurutma): Örnek içindeki etanol, aseton vb. maddelerin sıvı karbondioksit veya freon ile yer değiştirmesidir. Bu yöntem sayesinde örneği deforme etmeden kurutmak mümkündür. ^{182, 183} Ayrıca örnek topografisi iyi bir şekilde korunabilmektedir. ¹⁸¹

Diş ve dental materyaller (kompozit rezin, seramik, siman vb.) iletken olmadığından örnek yüzeylerinin görüntüleme öncesinde elektronları yansıtacak bir madde ile kaplanması gerekmektedir. Bu amaçla örnekler ince bir tabaka altın (Au), platin (Pt), altın-paladyum (Au/Pd) alaşımı ile veya bazı durumlarda karbon (C) ile kaplanarak iletken hale getirilmektedir. ¹⁸⁶

2.9.2. ESEM (Çevresel Taramalı Elektron Mikroskobu)

Bu cihaz, örneklerin metal ile kaplama ihtiyacı duyulmadan elektron mikroskobu görüntülerinin elde edilmesini sağlamaktadır. ESEM, geleneksel SEM ile doğrudan bağlantılıdır, ancak; aynı zamanda numune hazırlığı yapılmadan ıslak ve izole edilmiş numunelerin görüntülenmesine de izin verir. Numunenin etrafına düşük gaz basıncı yerleştirilerek bu gaz su olduğunda sulu örnekler kendi yapılarını muhafaza edebilmektedirler. Gazın su ya da başka bir gaz olmasına bakılmaksızın numuneden çıkan

elektronlar ve gaz halindeki moleküller arasında çarpışmalar yoluyla oluşan iyonlar elektrik akımını azaltmaya yardımcı olan numune yüzeyinde birikir. Bu mekanizma yalıtkan numunelerin iletken bir yüzey kaplamasına tabi tutulmasını ortadan kaldırır.¹⁸⁷

2.9.3. Konvansiyonel Profilometreler

Profilometre cihazı yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek amacıyla kullanılır. Cihazda, elmas tarayıcı bir uç örnek yüzeyinde gezinirken elde edilen yüzey pürüzlülüğü bulguları dijital olarak hesaplanır ve kaydedilir.¹²¹ Yüzeylerin profilometre ile incelenmesinde birçok parametre seçilir. Sıklıkla kullanılan parametreler Ra, Rz, Rpm ve Rz:Rpm oranıdır.¹²⁹ Ra parametresi bir yüzeyin ortalama pürüzlülüğü olarak tanımlanır ve profilde tüm pürüzlülük mesafesinin merkez çizgiye göre uzaklığı ölçülerek aritmetik ortalamasının alınmasıyla saptanır.¹⁷⁷

2.9.4. Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM)

Atomik Kuvvet Mikroskobu (Atomic Force Microscope = AFM), 1986'da Gird Binnig, Calvin F. Quate ve Christopher Herber tarafından icat edilmiştir. AFM, sıvı veya katı maddelerin yüzeyini analiz etmek için elektroniği, iletişimi, biyolojiyi, kimyayı, otomotivi, uzay bilimini ve enerji endüstrisini içeren teknolojilerde yaygın olarak kullanılır. Nanometre (nm) seviyesinde, topografik bir yüzey görüntüsü elde etmede ve moleküller arası kuvvetleri (nN, pN) ölçmede kullanılan bir sistemdir.¹⁸⁸

AFM cihazıyla yapılan çalışmalarda ise böyle bir ön hazırlığa gerek duyulmadan, doğrudan yüzey görüntüleri elde edilebilir. AFM, 3 boyutlu bir yüzey görüntüsü üzerinde incelemeye olanak sağlamakla birlikte, yüzey pürüzlülüğü parametrelerini rakamsal olarak da verebilir. Ancak, tarama yapılan saha, diğer yöntemlere göre küçük olduğundan, tekrarlanan ölçümlerde aynı sahayı yeniden bulmak zordur.^{189, 190}

2.9.5. X -Işımı Kırınımı (Xrd) Analizi

X-ışımı kırınımı (X-ray difraksiyon/XRD) tekniği, X ışınlarını kullanarak seramik ve metal gibi kristal yapılı materyallerin moleküllerinin geometri ve şeklini belirlemek için kullanılmaktadır. Böylece materyalin kristal yapısı, fiziksel ve kimyasal faktörlerin kristal yapı üzerindeki etkisi ve kristal boyutları tespit edilebilmektedir. ¹⁹¹

XRD tekniği zirkonyumun dönüşüm kinetiği değerlendirmeleri için yıkıcı olmayan konvansiyonel bir tekniktir. ¹⁹² Y-TZP polikristalin yapıda bir materyaldir. Kristal yapısının faz değiştirmesi zirkonyum esaslı materyallerin önemli bir özelliğidir. XRD tekniği ile zirkonyum esaslı örneğin yüzey işlemi sonrası yapısında meydana gelen faz değişimleri gözlenebilmektedir. ZrO₂'nin difraksiyon grafiğinde, yüzey işlemi öncesi ve sonrası tetragonal fazın yaptığı tepe noktası (pik) farklı şekillerde gösterilmiştir. ¹⁹³

3. MATERYAL VE METOT

Bu tez çalışması, Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı 20.03.2019 tarihli ve 04/2019 nolu etik kurul raporuyla onaylanmıştır.

Çalışmada, monolitik zirkonyum esaslı örnekler aşındırma işlemi yapıldıktan sonra farklı cila sistemleri uygulandı. Kullanılan iki çeşit monolitik zirkonyum sisteminin faz değişimi ve yüzey özellikleri incelendi. Daha sonrasında kahve ve kola solüsyonlarında bekletilen örneklerden renk ölçümü (SpectroShade; MHT Optic Research AG, Milan, İtalya), yapılarak ΔE değerlerine göre renk stabilitesine ve yeniden faz değişimine bakıldı.

Bu amaçla planlanan ve hazırlanan çalışmada örneklerin tasarımı ve üretimi “Özel Diş Protez Laboratuvarında (BY Dental)”, ölçüm ve değerlendirme işlemleri “Doğu Anadolu Yüksek Teknoloji Araştırma Merkezi’nde (DAYTAM)” yapıldı. Çalışmanın diğer tüm aşamaları Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı’nda gerçekleştirildi.

Çalışmanın aşamaları şu şekildedir:

1. Monolitik zirkonyum örneklerin tasarlanması ve hazırlanması
2. Örneklerin zımparalanması
3. Örneklerin sinterlemesi
4. Glaze uygulaması
5. Glaze tabakasının aşındırılması
6. Cila sistemlerinin kullanılması
7. Yüzey Analizlerinin Yapılması
8. Örneklerin solüsyonda bekletilmesi
9. Renk Farkının (ΔE) Hesaplanması
10. İstatiksel analiz

1. Monolitik Zirkonyum Örneklerin Tasarlanması ve Hazırlanması

Çalışmada kullanılan zirkonyum örnekler, Katana High Translucent (Kuraray) ve Initial Zirkonya Disk High Translucent (GC) bloklardan, CAD/CAM sistemi ile elde edildi. **Şekil 3.1** Çalışmada kullanılan monolitik zirkonyuma ait bilgiler **Tablo 3.1**'de gösterilmektedir.

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan monolitik zirkonyumlar ve içerikleri

Ürün Adı	Üretici Firma	İçerik
Katana High Translucency Zirkonia Block	Kuraray Noritake Dental Inc., Miyoshi, Japan	(ZrO ₂ + HfO ₂ + Y ₂ O ₃) >99 %, (Y ₂ O ₃) >4.5-≤6 %, (HfO ₂) ≤5 %, diğer oksitler ≤1 %
GC Initial Zirconia Disk High Translucency	© GC EUROPE N.V. Leuven, Belgium	Y ₂ O ₃ 4-6 %, Al ₂ O ₃ 0-1 %, SiO ₂ 0.02 %, Fe ₂ O ₃ 0.01 %, Na ₂ O 0.04 %



Şekil 3.1. GC Initial Zirconia Disk High Translucency ve Katana High Translucency Zirkonia Block

İki farklı monolitik zirkonyumun her birinden 30 adet olmak üzere toplam 60 örnek uluslararası standartlara (ISO 6872) uygun olarak 15 mm çapında ve 1.2 mm kalınlığında, disk şeklinde CAD/CAM sistemi ile hazırlandı. Bütün örneklerde aynı yüzeyleri oluşturmak amacıyla yüzeyler zımparalandı, klinik restorasyonları simüle etmek için sinterlendi ve glazürlendi. Sonra kontrol grubu ve 2 farklı cila sistemi

uygulanması için 3 gruba ayrıldı. Ayrıca tüm örnekler saklama ortamında (kola ve kahve) bekletildi (n=5).

Kontrol Grubu: Glaze sonrası aşındırma ve cila yapılmadı. Renk ölçümü ve yüzey analizleri yapıp kola ve kahve solüsyonunda 28 gün bekletildi sonra tekrar renk ölçümü ve faz değişimi için XRD analizleri yapıldı.

Kalan tüm örneklere glaze sonrası aşındırma yapıldı. Daha sonra bu örnekler parlatma işlemi için 2 gruba ayrıldı;

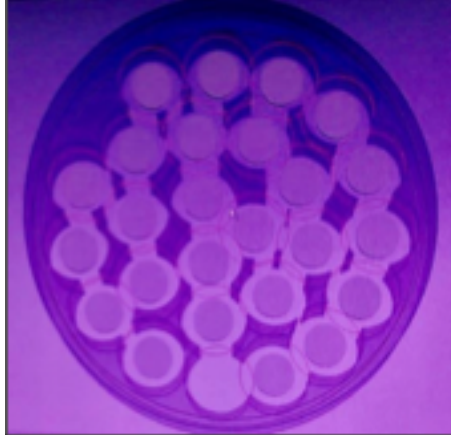
OptraFine Grubu: Glaze sonrası aşındırma yapıp OptraFine polisaj kiti ve patı ile cila işlemi yapıldı. Kola ve kahve solüsyonunda bekletme öncesi renk ve yüzey analizleri (SEM, XRD) için ölçümler yapıldı ve sonrasında renk ölçümü işlemi yapıldı.

Shofu Ceramiste Grubu: Glaze sonrası aşındırma yapıp Shofu Ceramiste polisaj kiti ile cila işlemi yapıldı Kola ve kahve solüsyonunda bekletme öncesi renk ve yüzey analizleri (SEM, XRD) için ölçümler yapıldı ve sonrasında renk ölçümü işlemi yapıldı.

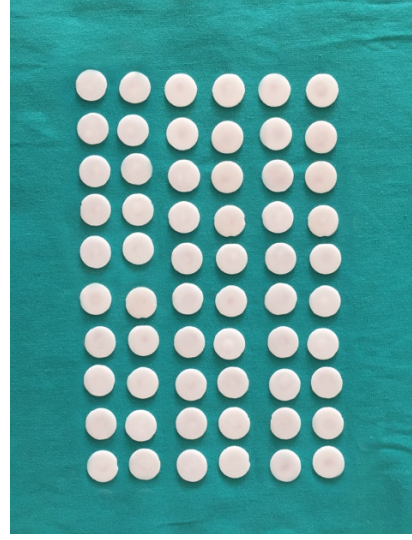
Örneklerin hazırlanması;

Sinterleme işlemi sırasında meydana gelecek büzülme miktarı, f değerleri göz önüne alınarak hesaplandı ve mum örnekler gerçek boyutlarından (15 mm çapında ve 1.2 mm kalınlığında) yaklaşık %25 oranında büyük olacak şekilde hazırlandı. Disk şeklinde hazırlanan mum örnekler CAD/CAM sistemine ait laboratuvar tarayıcısı ile tarandı, bilgisayar ortamında gerekli düzenlemeler yapıldı ve presinterize örnekler hazırlandı.

(Şekil 3.2 ve Şekil 3.3)



Şekil 3.2. Örneklerin bilgisayar ortamında dizayn edilmesi



Şekil 3.3. Pre-sinterize örnekler (n=60)

3.2. Örneklerin zımparalanması

Sinterleme işlemi yapılmadan önce, kuru ortamda ortalama parmak basıncı olan 10 N ile, 15 saniye süreyle 600-, 800- ve 1200-grit silikon karbid zımparalar (Struers A / S)¹⁹⁴ ile yüzey tek yönde aşındırıldı. Böylece örneklerin hepsinde aynı yüzey özellikleri oluşturularak standardizasyon sağlandı.

3.3. Sinterleme

Katana High Translucent Zirkonyum bloklar, Tegra Speed (Teknik Dental, Bayrampaşa/İstanbul) fırınında sinterleme talimatlarına uygun olarak sinterlendi. Örnekler 1515 °C sıcaklıkta 90 dakika bekletilip, 800 °C uzaklaştırma sıcaklığında sinterleme işlemi tamamlandı.

GC Initial Zirkon Disk örnekler, Tegra Speed (Teknik Dental, Bayrampaşa/İstanbul) fırınında sinterleme talimatlarına uygun olarak sinterlendi. (**Şekil 3.4**) Sırasıyla 1000 °C'ye 2 saat de, 1450 °C'ye 4,5 saat de çıkarak, 1450 °C de iki saat bekletilip ve 1000 °C uzaklaştırma sıcaklığında sinterleme işlemi tamamlandı.

İşlem sonrası dijital mikrometre ile örnek boyutları ölçülerek kontrol edildi (**Şekil 3.5**).



Şekil 3.4. Tegra Speed Sinterizasyon fırını ölçümü



Şekil 3.5. Dijital kumpas ile örnek

3.4. Glaze Uygulaması

Üretici firma talimatlarına göre monolitik zirkonyum örneklerin sadece bir yüzeyine ince bir sır tabakası (IPS Ivocolor Glaze Paste, Ivoclar Vivadent) uygulandı. Vacumat 6000 MP fırınında (Vita Zahnfabrik; kurutma sıcaklığı 403 °C, fırın kapanma süresi 6 dakika) glaze işlemi yapıldı. (Şekil 3.6) Minimum ısıtma hızı 45 °C/dakika, son sıcaklık 710 °C olacak şekilde ayarlandı, vakumda 450 °C'de bekletildi.



Şekil 3.6. Vacumat 6000 MP porselen fırını

3.5. Glaze Tabakasının Aşındırılması

Kontrol grubu dışındaki örneklere ağız içindeki aşındırmayı simüle edecek şekilde; 100 µm gren boyutunda, 5 mm çapında ve 11 mm uzunluğunda elmas frezler (komet Z877K) ile aşındırma yapıldı. Frez, laboratuvar piyasemenine monte edildi. Motorun dönme hızı 10000 min⁻¹ olarak ayarlanarak sabitlendi. Örneklerin yüzeyindeki glaze tabakası, parmak basıncı uygulanarak kaldırıldı (**Şekil 3.7**).

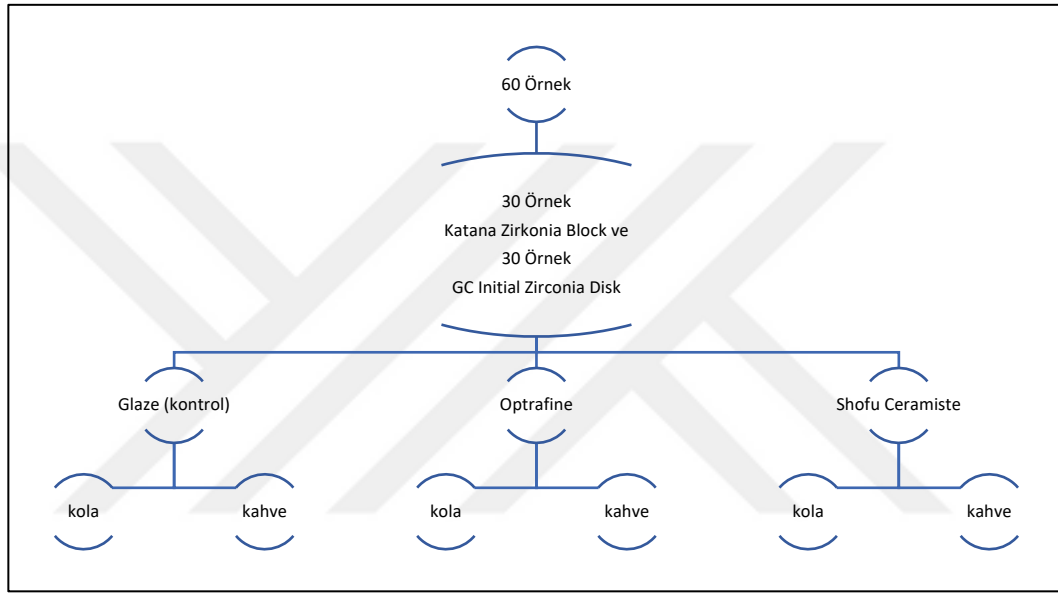


Şekil 3.7. Ortalama parmak basıncı ile aşındırma işlemi

3.6. Örneklere Cila İşlemi Yapılması

Her bir monolitik zirkonyum materyali için hazırlanan 30' ar örnek, kontrol grubu ve uygulanacak yüzey parlatma sistemleri (OptraFine ve Ceramiste Shofu) için 3 gruba ayrıldı. Örneklerin sadece bir yüzeyine işlem yapıldı. Çalışma grupları ve bu gruplara uygulanan yüzey işlemleri Tablo 3.2'de gösterildi.

Tablo 3.2. Çalışma grupları ve uygulanan yüzey işlemleri



Polisaj, iki tip (OptraFine kit + patı ve Shofu Ceramiste kit) intraoral seramik parlatma sistemi ile yapıldı.

3.6.1. OptraFine Kit ve Patı ile Polisaj

OptraFine (Ivoclar Vivadent) klinik uygulamalarda dental seramiklerin parlatma işleminde kullanılan, elmas partikül içerikli, 3 basamaklı bir cila sistemidir.

OptraFine aşağıdaki dört bileşenden oluşur:

- Açık mavi renkte, alev, kadeh ve disk şekillerinde elmas bitirme birimleri (F)
- Koyu mavi renkte, alev, kadeh ve disk şekillerinde elmas cila birimleri (P)
- Yüksek parlaklık amaçlı elmas cila pastası ve onunla birlikte kullanılan naylon fırçalar (HP)(Şekil 3.8 ve 3.9).



Şekil 3.8. OptraFine polisaj kiti



Şekil 3.9. OptraFine polisaj patı

Bitirme ve cila birimleri yapay kauçuktan, elmas granüllerinden ve titanyum dioksitten oluşmaktadır. Şaftlar paslanmaz çeliktedir. Elmas polisaj pastası ise gliserin, sodyum lauril sülfat ve propilen glikoldan oluşan bir emülsiyon içerisinde 2 - 4 µm parçacık büyüklüğünde elmas tozu içerir.

Üretici firma elmas bitirme ve cila aletleri için dakikada 10000-15000 devir aralığı önermektedir. Ayrıca bu aletlerin hafif rotasyonel hareketlerle, 2 N civarında baskı gücüyle ve su tatbikiyle (>50ml/dk), kullanılması önerilmiştir. Polisaj patı ve fırçasının kullanımı için önerilen ise dakikada 7000-10000 devir sayısıdır. Polisaj patı kullanılır iken ise susuz çalışılması önerilmiştir.

Çalışmada, önce su spreyi eşliğinde OptraFine (F) bitirme aletleriyle 30'ar saniye süreyle monolitik zirkonyum yüzeylerin bitirme ve düzeltme işlemleri yapıldı. Ardından yine su eşliğinde cila aletiyle (P) cilalama uygulandı. Son olarak, elmas patı ve naylon fırça (HP) ile su spreyi kullanılmadan 60 saniye süreyle yüksek parlaklık cilası yapıldı. Oluşan artıklar hava-su spreyi ile kurutuldu.

3.6.2. Shofu Ceramiste Kit ile Polisaj

Kullanıcıya “Ceramiste Standard”, “Ceramiste Ultra” ve “Ceramiste Ultra II” kodları ile bitirme, cila ve yüksek parlaklık amacıyla 3 basamaklı bir parlatma olanağı tanıyan dental seramikler için kullanılan silikon karbit içerikli bir parlatma kitidir. Çalışmamızda üretici firma talimatları doğrultusunda 10000 dev/dk hızla su spreyi ile beaber her bir cila aleti örnek yüzeyine 30 saniye süre ile uygulandı. Hafif rotasyonel ve lineer hareketler uygulanarak 2 N parmak basıncıyla parlatma işlemi yapıldı. Her iki cila setinde de tüm aşamalar tek bir araştırmacı tarafından uygulanarak standardizasyon sağlandı (Şekil 3.10).



Şekil 3.10. Shofu Ceramiste Polisaj Kiti

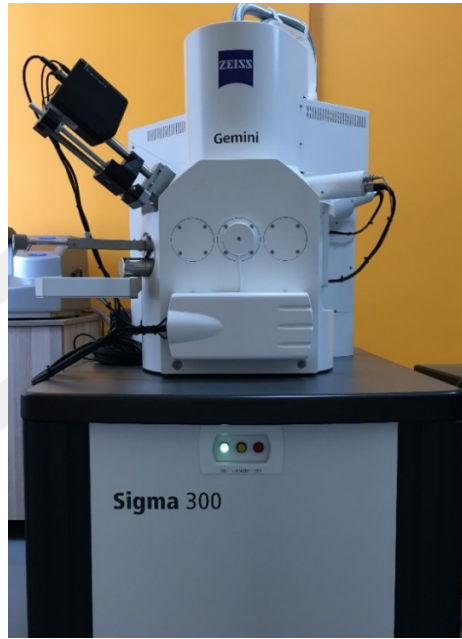
3.7 Yüzey Analizlerinin Yapılması

3.7.1. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ile Yüzey Analizi

İlk olarak, grup başına iki numune ultrasonik banyoda (1440 D Odontobras, Ribeirao Preto, Brezilya) 5 dakika boyunca %78 izopropil alkol ile temizlendi. Altın kaplama cihazında (SEM) (Zeiss Sigma300, Carl Zeiss Microscopy GmbH, Jena, Almanya) kaplama işlemi yapıldıktan sonra görüntüler elde edildi (Şekil 3.11). Görüntüler x500 ve x5000 büyütme ile bakılarak kaydedildi. Bu işlem cila kitleri uygulaması öncesi ve sonrasında olmak üzere yapıldı ve elde edilen görüntüler karşılaştırılma olarak incelendi (Şekil 3.12).



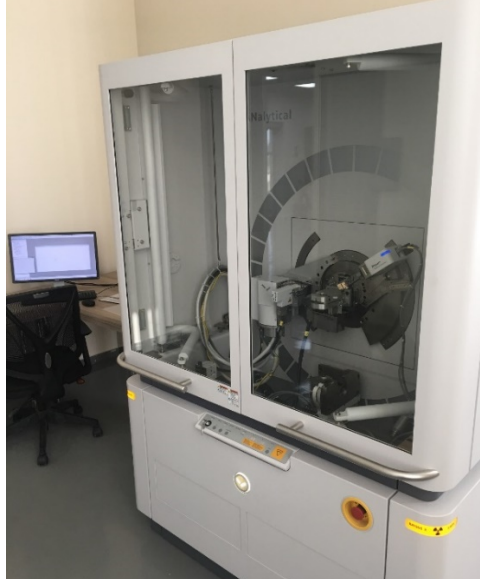
Şekil 3.11. Altın kaplama cihazı ve Altın kaplanmış örnekler



Şekil 3.12. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

3.7.2. X-ray difraktometre cihazı (XRD) ile Faz Değişimi Analizi

Örneklerin kristal yapı analizleri, monokromatik $\text{CuK } \alpha$ ışını kullanan X-ray difraktometre cihazı (X'Pert PRO MPD; PANalytical) ile yapıldı (Şekil 3.13).



Şekil 3.13. X-ray difraktometre cihazı

Cila işlemi yapılan örnekler 24 saat distile suda bekletildikten sonra ilk ölçümleri yapıldı. Daha sonra solüsyonlarda bekletilen örneklerin ise tekrar ölçümleri yapıldı. Analizi yapılan örnek, cihazın örnek tutucusuna yerleştirildi. Örnek yüzeyinde 0,010 adım aralığıyla, 20° - 40° θ açıları arasında tarama işlemi yapıldı. X-ray difraksiyonu sonucu bulunan yoğunluk değerleri kaydedildi. Her gruptan 3 örneğin XRD sonuçları alındı. Yoğunluğun arttığı zirve noktalarındaki 2θ açıları için şiddet değerleri elde edildi. Örneklerin işleme tabi tutulmuş yüzeylerindeki faz değiştirmiş monoklinik zirkonyumun tetragonal faza oranla göreceli miktarı (X_M) Garvie ve Nicholson¹⁹⁵ formülü kullanılarak hesaplandı ve her bir örnek için 3 farklı X_M değeri elde edildi.

$$X_M = [I_M(-111) + I_M(111)] / [I_M(-111) + I_M(111) + I_T(101)]$$

X_M = Monoklinik fazın tamamlı şiddet oranı.

I = Faz yoğunluğunun en yüksek değeri

$I_M(-111)$ = 28.2° de monoklinik zirve noktasının şiddeti.

$I_M(111)$ = 31.5° de monoklinik zirve noktasının şiddeti.

$I_T(101)$ = 30.2° de tetragonal zirve noktasının şiddeti.

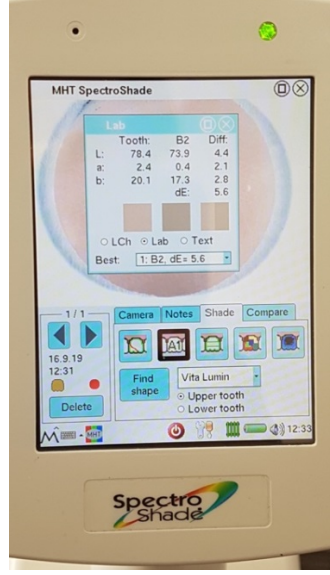
3.7.3. Monolitik Zirkonyum Örneklerin Renk Ölçümlerinin Yapılması

Spektrofotometre cihazı (SpectroShade; MHT Optic Research AG, Milan, İtalya), her ölçüm öncesinde üreticinin talimatları doğrultusunda kalibre edildi. (Şekil 3.14)



Şekil 3.14. Spektrofotometre cihazının kalibrasyonunun yapılması

24 saat distile suda bekletilen ve renk ölçümüne hazır hale getirilen 60 adet örnek numaralandırıldıktan sonra spektrofotometre ile bu örneklerin CIE L*a*b* değerleri ölçüldü. 28 gün kola ve kahve solüsyonlarında bekletilen örnekler tekrar aynı işlemlere tabi tutuldu. Her örnek için üç farklı noktadan alınan ölçümlerin ortalama değeri kaydedildi. Renk ölçümleri, aynı şartlar altında ve nötral beyaz arka plan üzerinde yapıldı (Şekil 3.15).



Şekil 3.15. Beyaz arka plan üzerinde örneklerin ilk renk ölçümü

3.8. Örneklerin Solüsyonda Bekletilmesi

Örnekler 37 °C' lik distile su içerisinde 24 saat bekletildi. ilk ölçümleri tamamlanan (XRD ve renk ölçümü) örneklerin yarısı kahve yarısı kolada bekletildi. Kahve (Nescafe Classic, Nestle, Bursa, Türkiye) kullanma talimatına uygun olarak 200 ml 100 °C su içerisine eklenerek 0. ve 5. dk'larda karıştırıldı. Sonrasında örneklerin üzerine eklendi. Kahve ve kola (Coca-Cola, İstanbul, Türkiye) ile hazırlanan ve gruplandırılan solüsyonlarda örnekler 20 ml'lik küçük kaplarda 28 gün boyunca bekletildi. Solüsyonlar günlük olarak değiştirildi ve buharlaşmanın engellenmesi için kapalı kaplarda muhafaza edildi. İkinci renk ölçümleri öncesinde tüm örnekler solüsyonlardan çıkarıldı ve distile suda 5 dakika boyunca yıkandı. Daha sonra yumuşak bir peçete ile kurulandı.

3.9. Renk Farkının (ΔE) Hesaplanması

Aşağıdaki ΔE formülü kullanılarak farklı örneklerin farklı solüsyonlardaki boyanma miktarı değerlendirildi:

$$\Delta E = [(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2]^{1/2} \quad 137, 142$$

$$\Delta E = [(L1^* - L0^*)^2 + (a1^* - a0^*)^2 + (b1^* - b0^*)^2]^{1/2}$$

ΔE formülünde yer alan $L0^*$, $a0^*$ ve $b0^*$ ilk ölçüm değerleri iken $L1^*$, $a1^*$ ve $b1^*$ ise ikinci ölçüm değerleridir. ΔE , dikkate değer renk farklılığını göstererek bir eşik değeri olma özelliği taşır. ¹³⁷

3.10. İstatistiksel Analiz

Bu çalışmanın verilerinin istatistiksel analizleri, IBM SPSS 20.0 (Chicago, Illinois, ABD) paket programıyla yapıldı. Faz değişimi verilerinin dağılımı, Kolmogorov-Smirnov testi ile değerlendirildi. Veriler normal dağılım gösterdiğinden ($p>0,05$) parametrik testler kullanıldı. Kaydedilen veriler varyans analizi (ANOVA) ile, gruplar arasındaki farklılıklar ise Duncan testi kullanılarak analiz edildi. Sonuçlar aritmetik ortalama \pm standart sapma olarak sunuldu. Anlamlılık düzeyi $p<0,05$ olarak alındı.

Renk ve solüsyonlara ait alt grupların karşılaştırılması amacıyla Kolmogorov-Smirnov testi kullanıldı. Veriler normal dağılım göstermediğinden ($p=0,001$) non-parametrik testler kullanıldı. Verilerin değerlendirilmesinde Kruskal-wallis testi ile çoklu karşılaştırma amacıyla Tamhane's T2 testinden faydalanıldı.

4. BULGULAR

4.1. Örnek Yüzeylerinin SEM Görüntüleri

Katana ve GC Initial monolitik zirkonya materyallerine uygulanan aşındırma ve cila işlemlerinden sonra örnek yüzeylerinde meydana gelen değişimlerin değerlendirilmesi için; her gruptan rastgele bir örneğin topografik görüntüsü SEM cihazında elde edildi. Zirkonya materyali iletken olmadığından her bir örnek yüzeyi altın kaplama cihazında 0,01 mikron kalınlığında altın ile kaplandı ve inceleme yapıldı. Görüntüler x500 ve x5000 kez büyütme ile görüntülendi ve kaydedildi.

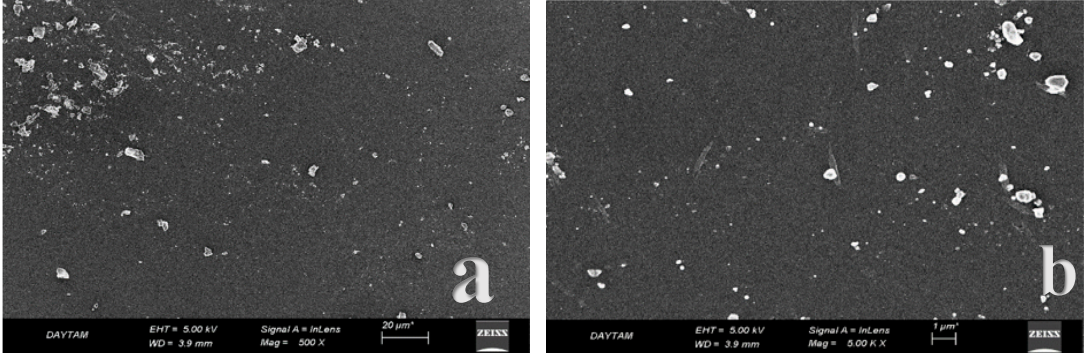
Her bir gruptan elde edilen SEM görüntüleri incelendiğinde; kontrol, Shofu ve OptraFine parlatma kitleri uygulanan örnek yüzeylerinin birbirinden belirgin derecede farklı yüzey görüntülerine sahip oldukları saptandı.

GC Initial Zirkon grubunun SEM görüntülerinde, Katana örneklerine göre daha düzgün yüzeyler ve daha az çizgilenmeler gözlemlendi. Optra-fine Cila kiti uygulanan örneklerin SEM görüntülerinin, Shofu cila kiti uygulanan örneklere göre daha düzgün ve pürüzsüz yüzeyler içerdiği gözlemlendi.

4.1.1. Katana Örneklerine ait Görüntülerin İncelenmesi

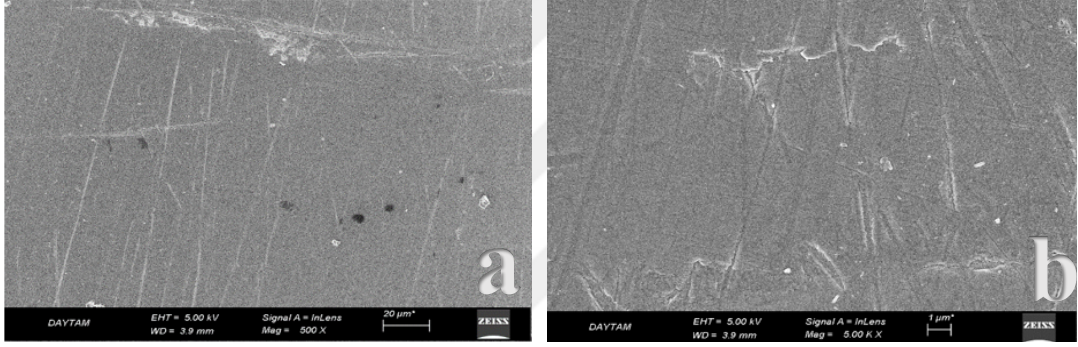
Katana grubuna ait Glaze, Shofu ve Optra-fine parlatma kiti uygulanan gruplarından elde edilen SEM görüntüleri Şekil 4.1, 4.2, 4.3'te verildi.

Katana grubunun SEM görüntüleri incelendiğinde; herhangi bir işlem uygulanmayan (kontrol grubu) örneğin yüzeyinde glaze porseleni uygulamasından kaynaklanan dalgalı yapıların ile beraber retantif kalıntılara rastlanmıştır ancak çizilmelerin olmadığı gözlemlendi (**Şekil 4.1**).



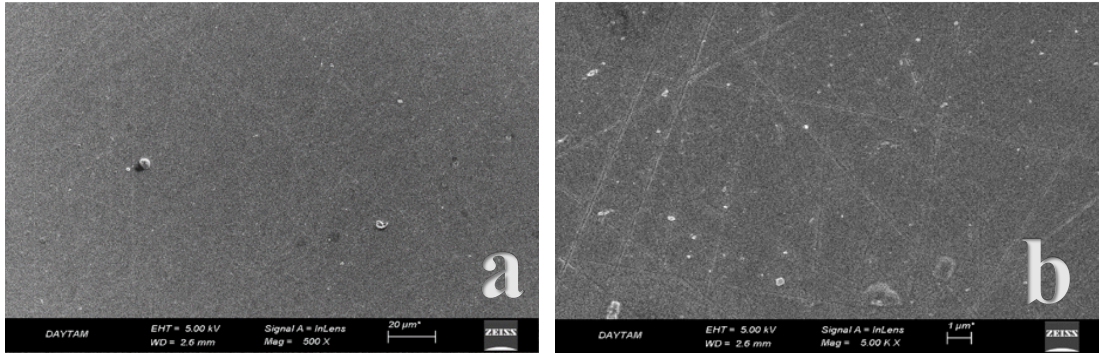
Şekil 4.1. Glaze uygulanan Katana zirkon Örneklerin SEM görüntüleri (a:500×, b:5000×)

Shofu cila sistemi uygulanan örneklerde pürüzlü alanlar bulunmakla beraber küçük, ince çizilmelerin de mevcut olduğu gözlenmiştir (Şekil 4.2).



Şekil 4.2. Shofu Parlatma Kiti Uygulanan Katana Örneklerin SEM görüntüleri (a:500×, b:5000×)

OptraFine cila sistemi uygulanan örneklerde, Shofu grubuna göre yüzeyde daha düzgün alanlar izlenmiş ve çizilmelerin çok daha az olduğu görülmüştür (Şekil 4.3)

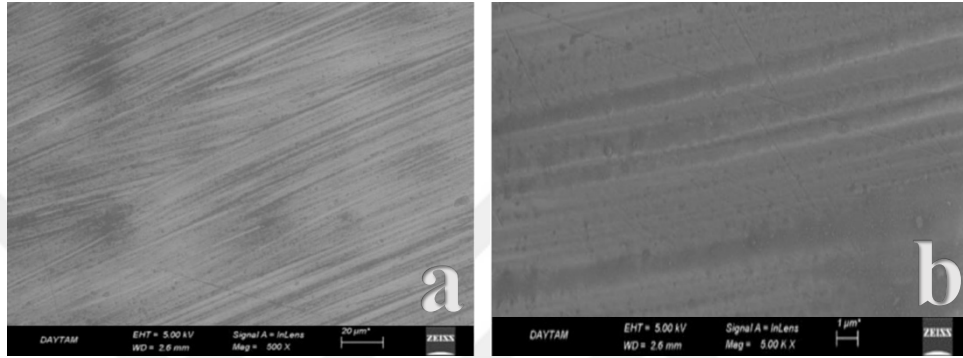


Şekil 4.3. OptraFine Parlatma Kiti Uygulanan Katana Örneklerin SEM görüntüleri (a:500×, b:5000×)

4.1.2. GC Initial Zirkon Örneklerine ait Görüntülerin İncelenmesi

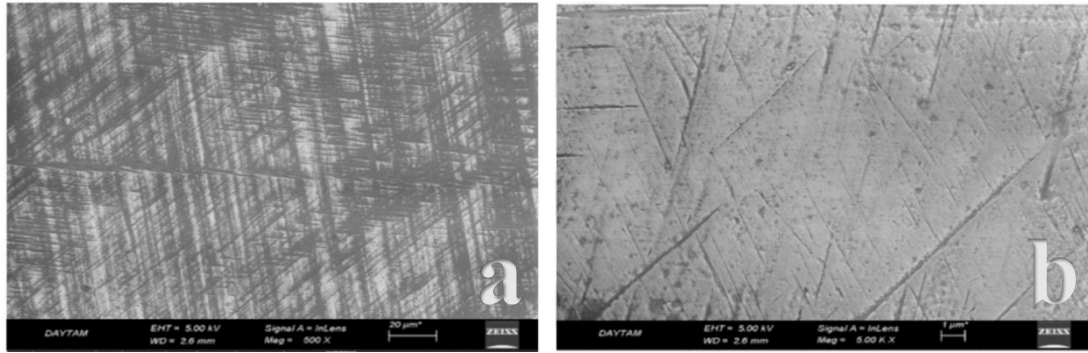
GC Initial Zirkon grubuna ait Glaze, Shofu ve Opra-fine parlatma kiti uygulanan gruplarından elde edilen SEM görüntüleri Şekil 4.4, 4.5, 4.6'te verilmiştir.

GC Initial Zirkon grubunun SEM görüntüleri incelendiğinde; herhangi bir işlem uygulanmayan (kontrol grubunda) örneklerin yüzeyinin yoğun, düzgün ve pürüzsüz alanlar içerdiği gözlenmiştir (Şekil 4.4).



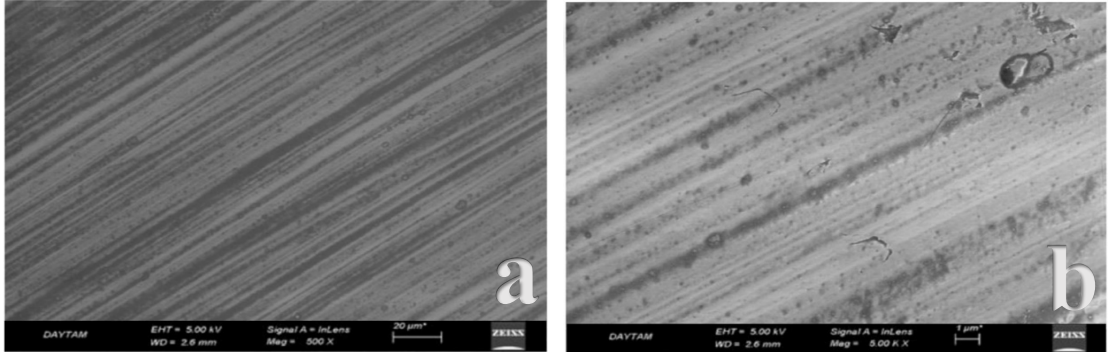
Şekil 4.4. Glaze uygulanan GC Initial zirkon örneklerin SEM görüntüleri (a:500×, b:5000×)

Shofu cila sistemi uygulanan örneklerin SEM görüntülerinde yüzeyde retantif alanlar, dalgalanmalar ve frez izleri gözlenmiştir (Şekil 4.5).



Şekil 4.5. Shofu Parlatma Kiti Uygulanan GC Initial zirkon örneklerin SEM görüntüleri (a:500×, b:5000×)

Opra-fine cila sistemi uygulanan örneklerin SEM görüntülerin de ise, Shofu cila sistemine göre daha düzgün, pürüzsüz alanlar izlenmiş, yüzeydeki frez izlerinin Shofu cila sistemi uygulanan örneklere göre daha küçük ve az olduğu tespit edilmiştir (Şekil 4.6).



Şekil 4.6. Optrafine Parlatma Kiti Uygulanan GC Initial zirkon örneklerin SEM görüntüleri (a:500×, b:5000×)

4.2. X-Ray Difraktometre Analizi

4.2.1. Solüsyonda Bekletmeden Önceki Faz Değişimi Analizi

XRD analizinde 2 θ difraksiyon açısında 20° – 40° aralığında tarama işlemi yapıldı. Tepelerin şiddetleri yüzeylerindeki tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm büyüklüğü ile değişmektedir¹⁹⁶ Örneklerin işlem görmüş yüzeylerindeki faz değiştirmiş monoklinik fazın tetragonal faza oranla göreceli miktarlarının (X_M) sonucu **Tablo 4.1**'de gösterildi.

Tablo 4.1. Örneklerin solüsyonda bekletilmeden önceki minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (n=10) (X_M)

Materyal	Yüzey İşlemi	Ortalama	Minimum	Maksimum	SD
KATANA	Kontrol (Glazür)	16,44	14,83	21,16	2,15
	Shofu	14,33	11,06	17,35	2,05
	OprtaFine	13,01	8,79	17,14	2,81
	Total	22,01	8,79	47,04	13,31
GC INITIAL	Kontrol (Glazür)	15,05	10,58	19,45	2,77
	Shofu	9,76	7,92	12,74	2,98
	OprtaFine	7,94	6,56	10,07	3,35
	Total	16,19	6,56	36,59	12,01

Katana monolitik zirkonya materyalinde, göreceli monoklinik oranı (X_M) en yüksek kontrol grubunda ($16,44 \pm 2,15$) en düşük ise Optra-fine grubunda ($13,01 \pm 2,81$) elde edilmiştir.

GC Initial monolitik zirkonya materyalinde, göreceli monoklinik oranı (X_M) en yüksek kontrol grubunda ($15,05 \pm 2,77$), en düşük ise Optra-fine grubunda ($7,94 \pm 3,35$) gözlenmiştir.

Her iki materyalde de, Shofu ve Optra-fine cila kitleri uygulanan gruplarda X_M değerinin azaldığı görülmüştür.

Duncan anlamlılık testine göre; her iki materyalde de kontrol gruplarının diğer gruplara göre X_M değeri istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık göstermiştir ($p < 0,05$). Glaze işleminin de X_M değeri diğer gruplara göre farklıdır ($p < 0,05$). Shofu ve Optra-fine cila kitleri uygulanan gruplar arasında ise faz değişimi yönünden anlamlı bir farklılık görülmemiştir. ($p > 0,05$)

4.2.2. Solüsyonda Bekletildikten Sonraki Faz Değişimi Analizi

Yapılan varyans analizi sonucunda;

1. Materyal-yüzey cila işlemi-bekletilen solüsyon etkileşimi
2. Materyal-yüzey cila işlemi
3. Materyal- bekletilen solüsyon etkileşimi
4. Yüzey cila işlemi- bekletilen solüsyon etkileşimi tek tek değerlendirildiğinde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı görülmüştür. ($p > 0,05$)

Tablo 4.2. Varyans Analiz Tablosu

Varyansın kaynağı	Kareler toplamı	Serbestlik derecesi	Ort. karesi	F	Önemlilik (P)
Materyal	68,173	1	68,173	7,421	,012
Yüzey İşlemi	358,904	2	179,452	19,534	,000
Bekletilen s.	22,689	1	22,689	2,470	,129
Materyal* Yüzey işlemi	50,179	2	25,089	2,731	,085
Materyal * Bekletilen s.	9,651	1	9,651	1,051	,316
Yüzey işlemi * Bekletilen s.	57,298	2	28,649	3,119	,063
Materyal* Yüzey işlemi * Bekletilen s.	21,780	2	10,890	1,185	,323
Hata	220,480	24	9,187		
Toplam	9466,835	36			

Tablo 4.3. Örneklerin solüsyonda bekletildikten sonra Materyallere göre minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (n=18) (X_M)

MATERYALLER	MİNİMUM	MAKSİMUM	ORTAMA	SD
KATANA	14.99	18.77	16.88 ^a	3.80
GC INITIAL	11.44	16.81	14.13 ^b	5.39
TOPLAM	13.88	17.13	15.50	4.80

Tablo 4.4. Örneklerin solüsyonda bekletildikten sonra cila sistemlerine göre minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (n=18) (X_M)

POLİSAJ İŞLEMLERİ	MİNİMUM	MAKSİMUM	ORTALAMA	SD
GLAZE	16.64	22.10	19.37 ^a	4.29
OPTRAFİNE	9.68	13.59	11.64 ^b	3.07
SHOFU	13.21	17.79	15.50 ^c	3.60
TOPLAM	13.88	17.13	15.50	4.80

Tablo 4.5. Örneklerin solüsyonda bekletildikten sonra solüsyonlara göre minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (n=18) (X_M)

BEKLETME SOLUSYONLARI	MİNİMUM	MAKSİMUM	ORTALAMA	SD
KOLA	13.66	18.94	16.30	5.30
KAHVE	12.59	16.82	14.71	4.25
TOPLAM	13.88	17.13	15.50	4.80

Örnekler 28 gün solüsyonda bekletildikten sonra sadece materyal grupları arasında (Katana ve GC) anlamlı bir fark olduğu bulunmuştur. ($p < 0.05$) Katana, GC' ye göre daha yüksek X_M değerlerine sahiptir.

Kahve ve kola solüsyonları kendi arasında kıyaslandığında kola kahveye göre daha yüksek X_M değerlerine sahip olmasına rağmen solüsyonlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. ($p > 0.05$)

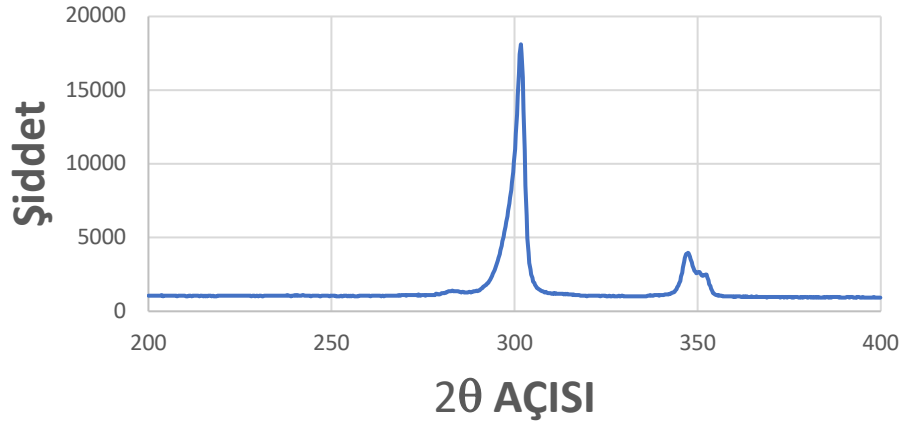
Yüzey cila işlemleri kendi arasında değerlendirildiğinde Glaze, OptraFine ve Shofu grupları arasında istatistiksel olarak önemli bir fark olduğu tespit edilmiştir. ($p = 0.001$)

Duncan testinin sonuçlarına göre, her 3 yüzey cila işleminin de istatistiksel olarak anlamlı farklılık gösterdiği, en yüksek X_M değerlerinin kontrol (glaze), sonra Shofu, en son OptraFine da olduğu tespit edilmiştir.

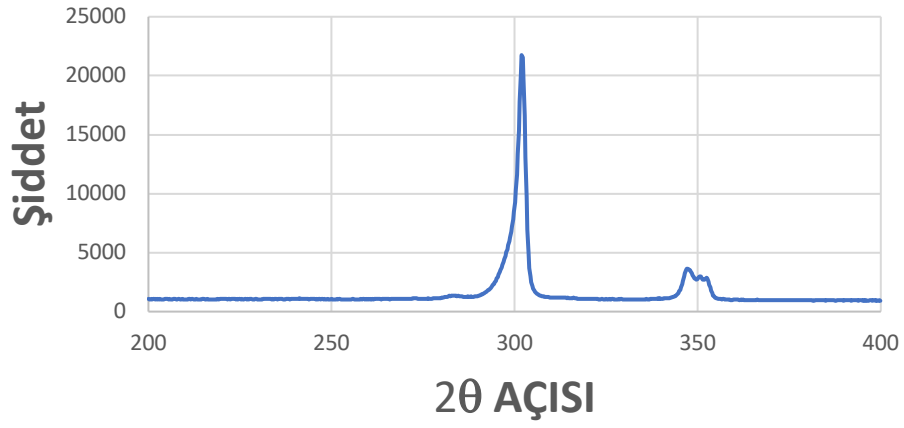
X-Ray difraksiyon grafikleri:

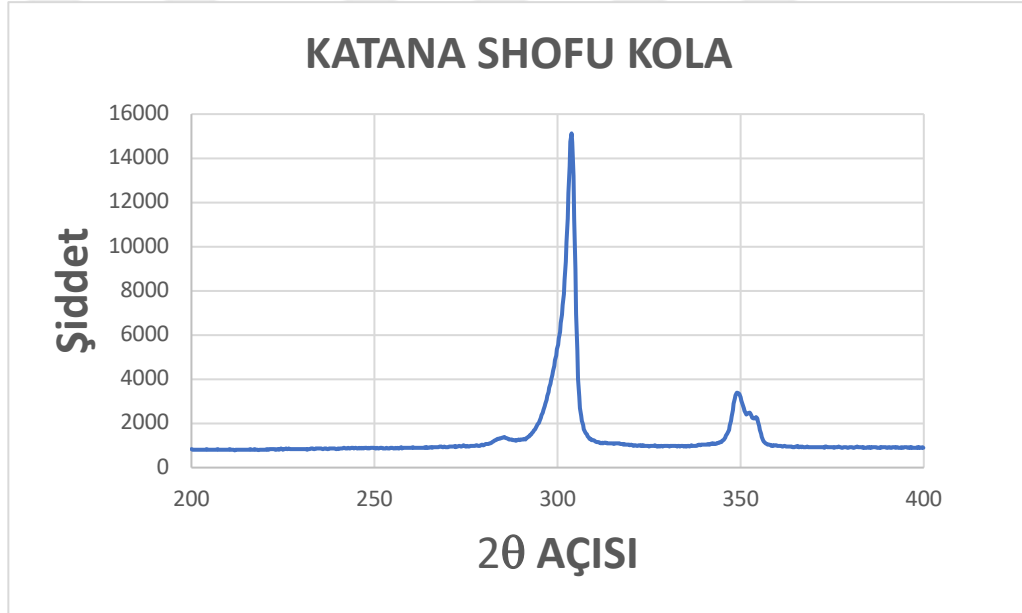
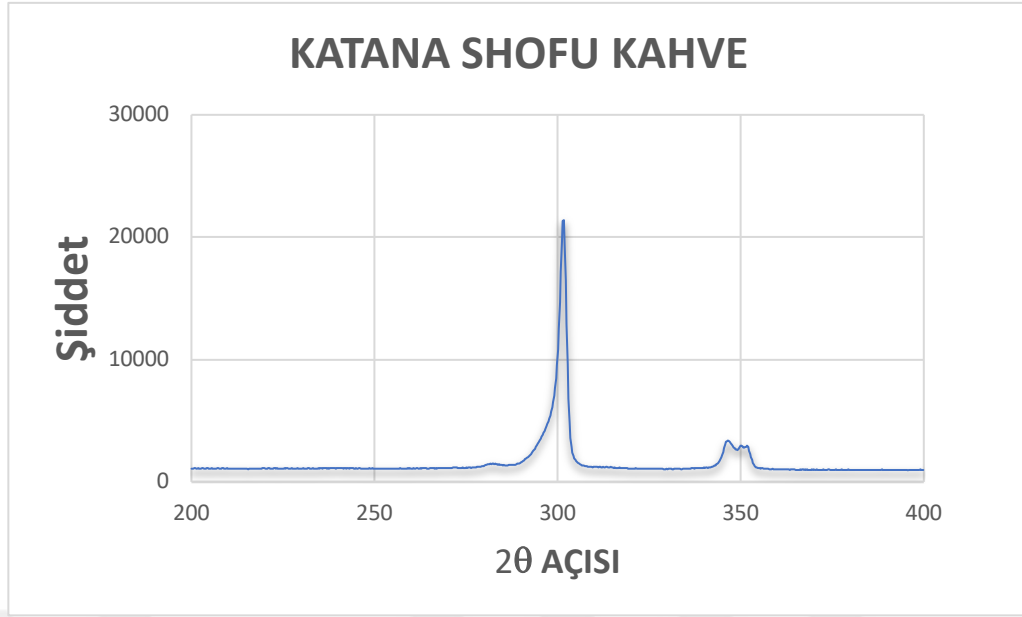


KATANA OPTRAFİNE KAHVE



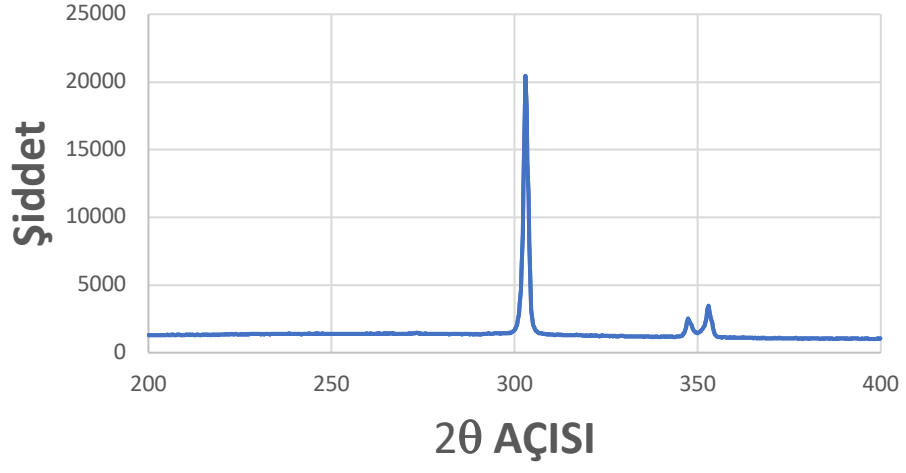
KATANA OPTRAFİNE KOLA



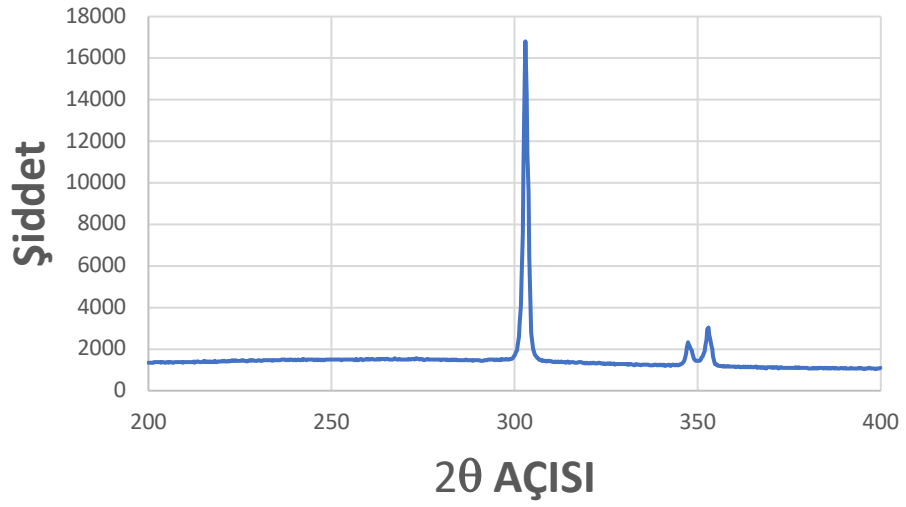


Şekil 4.7. Katana örneklerinin X-Ray difraksiyon grafikleri, Glaze grubu, OptraFine grubu, Shofu grubu

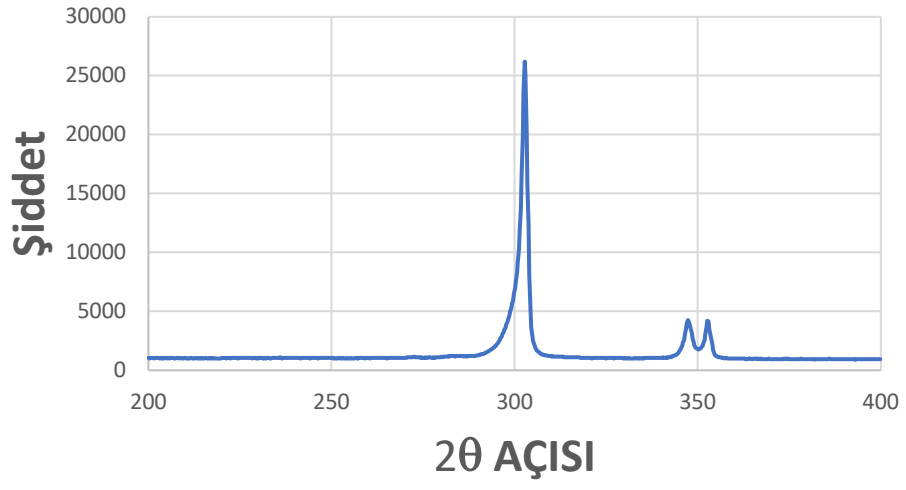
GC GLAZE KAHVE



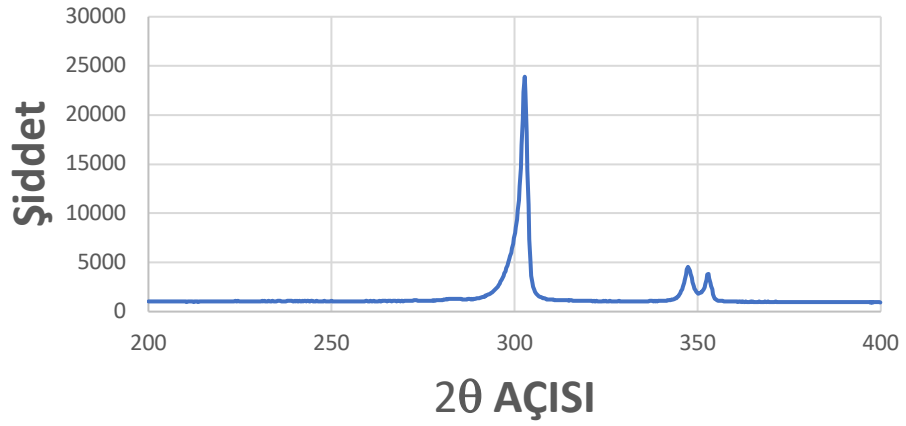
GC GLAZE KOLA

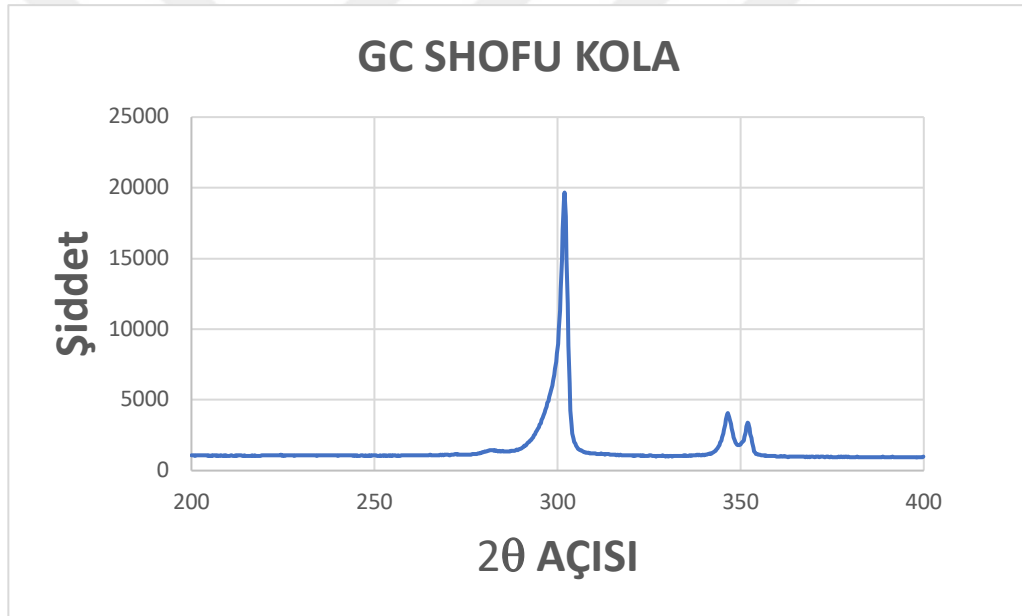
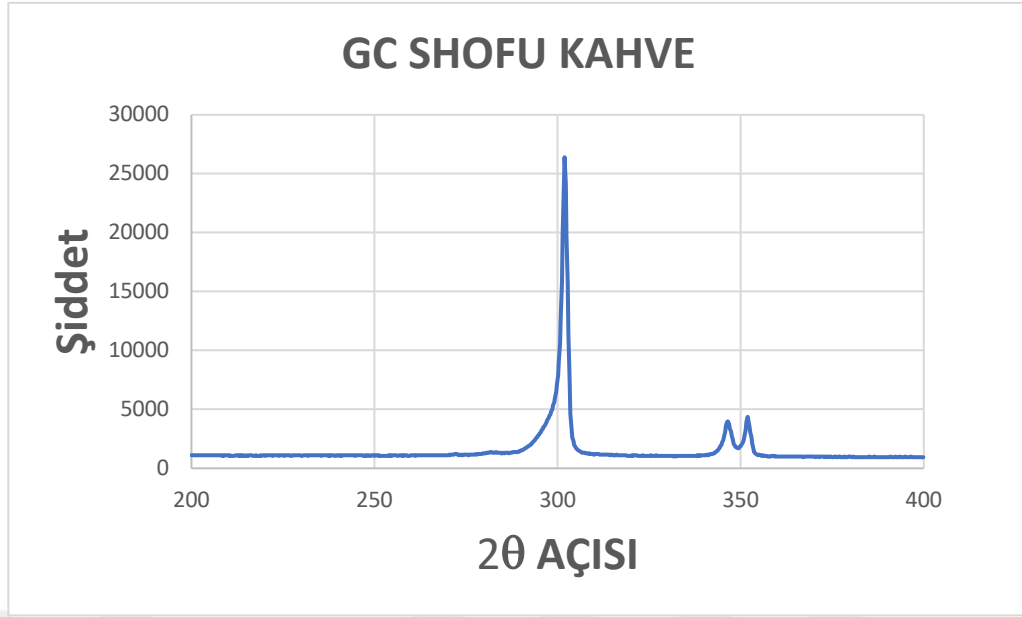


GC OPTRAFİNE KAHVE



GC OPTRAFİNE KOLA





Şekil 4.8. GC Initial Zirkon örneklerinin X-Ray difraksiyon grafikleri, Glaze grubu, OptraFine grubu, Shofu grubu

4.3. Spektrofotometre ile Renk Değişiminin (Stabilitesinin) Hesaplanması

Kruskal-Wallis test sonuçlarına göre Katana ve GC gruplarının renk değerleri arasında istatistiksel olarak önemli bir farklılık olduğu görüldü. ($p=0,001$) Katana gruplarının ortalama ΔE değeri $0,55 \pm 0,47$ iken GC örneklerinin ortalama ΔE değeri ise $1,28 \pm 1,02$ olarak tespit edilmiştir.

Cila gruplarına göre farklılıklar değerlendirildiğinde; en yüksek ΔE değerinin OptraFine grubunda ($1,05 \pm 1,02$) sonra kontrol grubunda ($0,94 \pm 0,69$) daha sonra da Shofu grubunda ($0,76 \pm 0,66$) olduğu tespit edilmiş olmasına rağmen yüzey cila işlemleri arasında ΔE değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır. ($p>0,05$)

Kahve ve kola solüsyonları ΔE değerleri açısından değerlerinde; solüsyonlar arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır. ($p>0,05$) Kolanın ΔE değeri $0,80 \pm 0,76$ iken kahvenin ΔE değeri $1,04 \pm 0,88$ olarak tespit edilmiştir. (Tablo 4.6, 4.7, 4.8)

Tablo 4.6. Örneklerin solüsyonda bekletildikten sonra Materyallere göre ΔE değerlerinin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri ($n=30$)

MATERYALLER	MİNİMUM	MAKSİMUM	ORTALAMA	SD
KATANA	0.37	0.73	0.55 ^a	0.47
GC INITIAL	0.90	1.67	1.28 ^b	1.02
TOPLAM	0.69	1.14	0.92	0.87

Tablo 4.7. Örneklerin solüsyonda bekletildikten sonra kullanılan Polisaj sistemlerine göre ΔE değerlerinin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (n=20)

YÜZEY İŞLEMLERİ	MİNİMUM	MAKSİMUM	ORTALAMA	SD
GLAZE	0.61	1.27	0.94	0.69
OPTRAFİNE	0.49	1.60	1.05	1.02
SHOFU	0.45	1.07	0.76	0.66
TOPLAM	0.69	1.14	0.92	0.87

Tablo 4.8. Örneklerin solüsyonda bekletildikten sonra kullanılan solüsyonlara göre ΔE değerlerinin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (n=30)

SOLÜSYONLAR	MİNİMUM	MAKSİMUM	ORTALAMA	SD
KOLA	0.47	1.12	0.80	0.76
KAHVE	0.70	1.37	1.04	0.88
TOPLAM	0.69	1.14	0.92	0.82

5. TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında, laboratuvar ve klinik uyumlama esnasında yapılan aşındırmanın sonrasında cila işleminin materyal yüzeyinde oluşturduğu değişikliklerin SEM ile elde edilen topoğrafik görüntüler üzerinde değerlendirilmesi, monolitik zirkonyum materyallerinin monoklinik faz oranında yaptığı değişimin XRD ile analizi ve çeşitli solüsyonların materyalin renk stabilitesi üzerindeki etkisinin spektrofotometre ile incelenmesi amaçlanmıştır.

Glaze işlemi yapılan örneklerde X_M değeri, her iki materyalde de kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı artış göstermiştir ($p<0,05$), böylece glaze yapılan gruplarda çalışmanın hipotezi kabul edilmiştir. Shofu ve OptraFine ile cila yapılan gruplarda ise X_M değerinin, her iki materyalde de kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı azalma göstermiş ($p<0,05$) olmasından dolayı cila yapılan gruplarda çalışmanın hipotezi reddedilmiştir.

Elde edilen bulgulara göre Katana ve GC monolitik zirkonyumların renk stabiliteeleri arasında anlamlı farklılık olduğu ($p<0,05$); ancak materyallere uygulanan yüzey cila işlemleri ve materyallerin bekletildikleri solüsyonların örneklerin renk stabiliteelerini istatistiksel olarak etkilemediği ($p>0,05$); görüldüğünden çalışmanın ikinci hipotezi de reddilmiştir.

Monolitik yttriumla stabilize tetragonal zirkonyum polikristal (Y-TZP) materyalleri gelişmiş özellikleri, basit klinik prosedürleri, estetik gereksinimi üstün bir şekilde karşılayabilmeleri gibi özelliklerinden dolayı diş hekimliğinde sıklıkla kullanılmaktadır.¹⁹⁷ Monolitik zirkonyum restorasyonlarda üstyapı porselenine ihtiyaç duyulmadığından üstyapı ile altyapı porseleni arasındaki kopmalar elimine edilmekte ve bu sayede restorasyonlar oldukça gelişmiş dayanıklılık göstermektedir.¹⁹⁸

Bu tez çalışmasında diş hekimliğinde yaygın kullanımları, gelişmiş ve avantajlı özelliklerinden dolayı Katana Zirkonya Blok High Transludent ile GC Initial Zirkonya Disk High Transludent monolitik zirkonya materyalleri kullanılmıştır.

Glaze uygulaması oldukça etkili bir yüzey parlatma yöntemidir. Glaze işlemi ya materyal yüzeyinin maksimum sıcaklıkta belli bir süre tutularak kendiliğinden glazelenmesi (otoglaze) ile yada yüzey üzerine cam tozlarının ince bir tabaka halinde sürülmesi ile yapılır.¹⁹⁹ Seramik restorasyonlarda renk uyumu ve biyolojik uyumun devamlılığı için glaze tabakasının korunması oldukça önemlidir.^{145, 189, 200} Glaze işleminin, yüzeydeki defektlerin derinliğini ve keskin kenarları azaltarak materyalin dayanıklılığını arttırdığı düşünülmektedir.²⁰¹ Günümüzdeki mevcut glazürlerin 0.05 mm kalınlığında uygulanması halinde bütünlüğünü yeterince koruyabildiği bildirilmektedir.¹⁴⁵ Bu nedenle bu çalışmada örneklerin yüzeylerine üretici firma talimatları da göz önünde bulundurularak 0.05 mm kalınlığında glaze yapılmıştır.

Yapılan çalışmalarda, seramiklerde glazeli yüzeylerin ideal pürüzsüz yüzey özellikleri gösterdiği belirtilmiştir.^{202, 203}

Seramik yüzeyinin pürüzlülük seviyesi karşıt yüzeylerde meydana gelen aşındırıcı etkisinden dolayı önemlidir. Klinikte uyumlama ve kırılma gibi çeşitli sebeplerden dolayı pürüzlü hale gelen seramik yüzeyinde bitirme işlemi yeniden yapılarak plak, leke ve diş taşı birikimi engellenmekte, optimal estetik ve biyolojik uyum yeniden sağlanmaktadır. Böylelikle, karşıt dişte veya restorasyonda aşınma riski ve seramikte kırık oluşma riski azaltılmış olmaktadır.^{26, 132, 145, 204} Bu amaçla yüzey pürüzlülüğü bozulan seramiklere intraoral veya extraoral cila kitleriyle polisaj ya da laboratuvarında tekrar glaze (re-glaze) işlemleri yapılmaktadır.²⁰⁵⁻²⁰⁷

Tekrar glaze sayesinde hasta başında geçen zaman kısaltılır ama laboratuvarında ek bir işlem yapılması nedeniyle seans sayısı artar.^{26, 208} Ağız içi mekanik parlatma kitleri sayesinde ilave bir seansa gerek duyulmadan, hasta başında seramik yüzeylerinin tekrar parlatılması sağlanır. Ayrıca bu kitler kullanılarak parlatılabilirlik seviyesi kontrol altında tutulabilir.^{24, 26}

Bu tez çalışmasında da yüzeyin parlatılması için bitim frezi, elmas ve silika karbid içerikli seramik polisaj lastiklerinden oluşan setler, polisaj patı ve glaze uygulaması kullanılmıştır. Parlatma sistemleri hızlı ve kolay uygulanabilen, etkili polisaj sağlayan ve kolay ulaşılabilen sistemler olduğu için tercih edilmiştir.

Çeşitli seramik türleri kullanılarak yapılan birçok çalışmada intraoral ve ekstraoral cila kitleri kullanılarak yüzey düzgünlüğü bozulan restorasyonlar tekrar uyumlandırılmaya çalışılmıştır.^{122, 131, 132, 189, 209} Bazı araştırmacılar çalışmalarında polisaj yapılmadan önce örneklerin yüzeylerindeki glaze tabakasını frez ile uzaklaştırmışlar ve yüzeyi pürüzlendirmişlerdir.^{198, 202-204, 210, 211} Bu tez çalışmasında da benzer işlem yapılmıştır.

Zirkonyum seramiklerde aşındırma işleminin etkilerini inceleyen birçok çalışma mevcuttur.^{212, 213} Liao ve ark²¹³, aşındırma işleminde kullanılan yöntemin, zirkonyum seramiklerin mekanik özellikleri üzerinde etkili olduğunu bildirmişlerdir. Literatürde kalın grenli elmas frezler kullanılarak yapılan aşındırma işlemlerinin, ince grenli elmas frezlere kıyasla yüzeyde 6–8 kat daha fazla derinlikte hasarlara yol açtığı gösterilmiştir.

²¹⁴ Bu nedenle monolitik zirkonyum restorasyonlarında yüzey düzeltmelerinde kalın grenli elmas frezler önerilmemektedir.²¹⁵ Tam seramik restorasyonların, özellikle oklüzyon düzenlemesi için klinikte aşındırılması gerekmektedir. Bu nedenle çalışmada, örnek yüzeylerinde klinik düzeltme işlemlerini taklit etmek amacıyla ince grenli elmas

frezler tek yönlü hareket ettirilerek kullanılmıştır. Örnek yüzeyinden glazür tabakası (yaklaşık 0,1 mm kalınlığında) tamamen kaldırılincaya kadar aşındırma yapılmıştır.

Hatanaka ve ark. ²¹⁶ monolitik zirkonyum bloklara (Lava Frame) ıslak ve kuru ortamda aşındırma yapmışlar ve monolitik zirkonyuma bitirme işlemlerinin su soğutması altında yapılmasının materyalin mekanik özellikleri için uygun olduğunu bildirmişlerdir.

Lubrikant madde olmazsa aşındırıcı sistemle birlikte seramik partikülleri de yüzeyden uzaklaşabilmektedir. Bu durum, yüzeyin daha da fazla pürüzlenmesine yol açar. Bu nedenle, lubrikant ve su ile beraber serbest halde bulunan aşındırıcı olabilecek partiküllerin uzaklaştırılması önerilir. ²¹⁷ Mevcut çalışmada, literatür bilgilerine ve üretici firma talimatlarına uyularak ağızdaki mekanik parlatma işlemlerini simüle etmek ve yüzeyi kontrolsüzce pürüzlendirmemek amacıyla örneklere su soğutması altında polisaj yapılmıştır.

Preis ve ark. ²¹⁸ zirkonyumun iyi polisajlandığı durumunda, karşıt dişte aşınmaya neden olmayacağını, porlu yüzeyin iyi polisajla düzeltilebileceğini ve polisaj işleminin yüzey yapısını bozmadığını rapor etmişlerdir.

Janyavula ve ark. ²¹⁹ polisaj veya glaze işlemi uygulanmış zirkonyum ile, tekrar glaze işlemi yapıldıktan sonra polisaj yapılmış zirkonyumun mine ve seramik restorasyonlar üzerindeki aşındırma etkisini değerlendirmişler ve polisaj işlemi uygulanan monolitik zirkonyum restorasyonların karşıt mineye en az aşındırıcı etkiye sahip olduğunu bildirmişlerdir. Çok yüksek bir estetik beklenti olmadıkça zirkonyumun glaze işlemi yerine polisaj uygulanarak parlatılmasını önermişlerdir.

Hmaidouch ve ark. ²²⁰ iyi polisaj yapılmış zirkonyum yüzeyi ile glaze işlemi uygulanmış zirkonyum yüzeyleri pürüzlülük açısından değerlendirmiş ve polisaj yapılmış zirkonyum yüzeylerde pürüzlülüğün daha az olduğu sonucuna ulaşmışlardır.

Aşındırma ve polisaj işlemlerinden sonra monolitik zirkonyumun faz değişiminin incelendiği diğer bir çalışmada, aşındırmanın sinterlenmiş zirkonyumda pürüzlülüğü artırdığı, bununla birlikte polisaj işleminin yüzey pürüzlülüğünü azalttığı gösterilmiştir. Uygulanan işlemler zirkonyumun faz dönüşümüne etki etmemiştir.¹²⁴

Brewer ve ark.¹⁷⁶ yeniden glaze işleminde ikinci fırınlama sonrası restorasyonda meydana gelebilecek mat görünüm olasılığının, polisaj yapılmış kuronlarda ortadan kalktığını ve bu sayede restorasyonun estetik görünümünün daha iyi olduğunu belirtmişlerdir.

Glaze ile polisaj işlemlerinin karşılaştırıldığı ve polisaj sonucunda daha pürüzsüz yüzeylerin elde edildiğini belirten yukarıdaki çalışmaların aksine, mevcut tez çalışmasında elde edilen SEM görüntüleri incelendiğinde; elde edilen bulgular glazeden daha pürüzsüz yüzeyler sağlayabilen polisaj sisteminin olmadığı yönündedir.

Shofu sistemi ile glaze yönteminin yüzey düzgünlüğü üzerindeki etkisinin karşılaştırılmasında Hulterström ve Bergman²²¹ polisaj yapılan grupların daha iyi olduğunu belirtirken, Klausner ve ark.²²² ise aralarında bir fark bulunmadığını belirtmişlerdir.

Raimondo ve ark.²²³ Vita seramiği ile yaptıkları çalışmada reglaze işlemi ve çeşitli polisaj kitlerinin (Shofu porcelain adjustment kit, DiamonDust porcelain polish, Glaze'N Shine, Truluster polishing system for porcelain, Dia-Gloss porcelain finishing kit) etkisini görsel yöntemle ve SEM ile karşılaştırmışlardır. SEM incelemelerinde reglaze işleminin düzgün yüzeylerin elde edilmesinde en üstün yöntem olduğunu tespit etmişlerdir. Shofu polisaj kitinin etkinliğini ise yeterli bulmamışlardır.

Fuzzi ve ark.¹³² glaze işlemi uygulanmış Vita VMK seramik örneklerin bir kısmına mekanik parlatma yapmış, mekanik parlatma yöntemi olarak sırasıyla Ceramiste lastik (Shofu), Dia-finish keçe ve MPS elmas pat uygulamışlardır. Yüzey pürüzlülüğünü

inceledikleri çalışmalarında SEM değerlendirmesinde, glaze uygulamasının diğer tüm parlatma işlemlerinden daha üstün olduğunu bildirmişlerdir.

Bartolo ve ark.²²⁴ tarafından monolitik zirkonyum örneklerine (Katana Zirconia HT) Intensiv polisaj lastiği, Shofu ve 3M ESPE polisaj kitleri mekanik parlatma işleminin toplam süresi 60 saniye olacak şekilde uygulanmış, profilometre ile zirkonyumun 0.52 µm olarak ölçülen kontrol yüzey pürüzlülüğünün Intensiv grubunda 0.73 µm'ye, Shofu ve 3M ESPE gruplarında 0.7 µm'ye yükseldiği belirtilmiştir.

Park ve ark.²²⁵ monolitik zirkonyum örneklerine (Prettau Zirconia ve Zirmon) ve feldspatik seramik örneklerine (Cerabien ZR) üç farklı polisaj kitiyle (EVE Diacera, CeraGloss HP, Edenta, Shofu) mekanik parlatma işlemi yaptıkları çalışmalarında, profilometre ile yapılan ölçümlerle Shofu polisaj kitinin tüm gruplarda en yüksek ortalama yüzey pürüzlülüğü değerlerini gösterdiğini (Prettau: 2.12 ± 0.56 µm, Zirmon: 3.10 ± 0.84 µm, Cerabien: 2.29 ± 0.42 µm) ifade etmişlerdir.

Bu tez çalışmasında yüzey özellikleri SEM ile incelenmiştir. Her bir gruptan elde edilen SEM görüntüleri incelendiğinde; kontrol, Shofu ve OptraFine parlatma kitleri uygulanan örnek yüzeylerinin birbirinden belirgin derecede farklı yüzey görüntülerine sahip oldukları saptanmıştır.

Goo ve ark.'nın²²⁶ yaptıkları çalışmada monolitik zirkonyum (Lava Plus, 3M ESPE) örneklerine çeşitli polisaj kitleri (Dura White Stone + Zirconia Polishers (Shofu), Ceramiste Polishing Kit (Shofu), Ceramaster Polishing Kit (Shofu), ZR Polishers (Komet)) toplam 3 dakika süreyle uygulanarak yüzey pürüzlülükleri ve yüzey topografisi değerlendirilmiş; silika karbid emdirilmiş lastik parçacıklara sahip olan Ceramiste (Shofu) polisaj kitinin zirkonyum esaslı materyallerin polisajında yetersiz olduğu; bunun yerine elmas emdirilmiş lastiklerden oluşan parlatma kitlerinin tercih edilmesi gerektiği belirtilmiştir.

Literatürde polisaj patı kullanımının yüzey pürüzlülük değerini anlamlı oranda azaltmadığını belirten çalışmalar^{132, 204, 221, 227, 228} bulunmasına rağmen, Al Wahadni ve Martin²¹⁷ yüzey bitirme işlemleri sonrasında kullanılan seramiğin türüne bağlı olarak restorasyonun elmas patla cilalanması gerektiğini bildirmişlerdir. Bu nedenle bu tez çalışmasında kullanılan iki cila kitinden bir tanesi patla kullanılması önerilen OptraFine cila kitidir.

OptraFine elmas polisaj patının çalışmaya dahil edilmesinin nedeni seramik restorasyonların polisajında yüzey pürüzlülüğünü azaltmada patların etkin olduğunu kabul eden çalışmaların bulunmasıdır.^{134, 176, 177, 217, 229, 230} Huh ve ark.²³¹ monolitik zirkonyum seramiğine (rainbow Trans; Genoss) 60 saniye ve 120 saniye süreyle beş farklı polisaj kiti (EVE Diacera, CeraGloss, StarGloss, Meisinger, DFS Diamond Zirconia Tools ve D&Z Zirconia Polishing Set) uygulamış, yüzey pürüzlülüğü ve monolitik zirkonyumun faz değişimini incelemişlerdir. Polisaj süresinin yüzey pürüzlülüğüne etkisini istatistiksel olarak anlamlı bulmamış ve polisaj kitlerinin monolitik zirkonyumun faz değişimine etkisi olmadığını bildirmişlerdir.

OptraFine sistemi ile mekanik parlatma yönteminin yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkisinin incelenmesinde Steiner ve ark.²³² IPS e.max Press seramiği için OptraFine polisaj kitine ek bir aşama olarak Optrafine polisaj patı ile parlatma işlemi de eklendiğinde glaze işlemine eşdeğer bir pürüzsüzlük elde edildiğini bildiren bu çalışma mevcut tez çalışmasına benzer sonuçlar sergilemiştir. Bu tez çalışmasında Optra-fine Cila kiti uygulanan örneklerin SEM görüntülerinin, Shofu cila kiti uygulanan örneklere göre daha düzgün ve pürüzsüz yüzeyler içerdiği gözlemlendi.

Yapılan çalışmalarda materyallerin yüzey pürüzlülüklerini belirlemek amacıyla; görsel değerlendirme, SEM²³³⁻²³⁹, profilometre^{234-236, 238-241} ve AFM^{233, 237, 242} kullanılmıştır. SEM ve AFM gibi yöntemler profilometreyle kıyaslandığında daha

ayrıntılı yüzey bilgisi vermektedir.^{175, 243-245} Bu nedenle çalışmada çeşitli yüzey bitirme işlemleri uygulanan örneklerin yüzey özellikleri SEM görüntüleriyle değerlendirilmiştir.

Fuzzi ve ark.²³⁵ SEM analizinde, glaze yapılan örneklerin daha pürüzsüz görüldüğünü, ancak profilometrik analizde glaze uygulanan örneklerle polisaj uygulanan örnekler arasında fark olmadığını belirtmişlerdir.

Wright ve ark.²⁴⁶ da, SEM incelemesinde yüzey düzensizlikleri ve oyuklar içeren polisaj yapılmış örneklerin ortalama pürüzlülük (Ra) değerlerinin glaze grubundan daha düşük olduğunu ifade etmişlerdir.

Atay ve ark.²⁴⁷ yaptıkları bir çalışmada, SEM incelemesinde overglaze ve otoglaze uygulanan örnek yüzeylerini daha pürüzsüz, polisaj ve iyon değişimi yapılan örnek yüzeylerini ise kısmen daha pürüzlü olarak gözlemlemişlerdir.

Birçok çalışmada, cila kitleriyle polisaj yapılan yüzeylerde yüzey düzensizliklerinin bir miktar düzgünleştiği ancak glaze işlemi ile elde edilen yüzey düzgünlüğüne ulaşamayacağı belirtilmiştir.^{131, 177, 230} Kim ve ark.²⁴⁸ monolitik zirkonyum seramiğine (BruxZir) glaze ve Edenta polisaj kiti ile mekanik polisaj uyguladıkları çalışmalarında en pürüzsüz yüzeylerin glaze grubuna (0.15- 0.17 µm) ait olduğunu, bunu polisaj grubunun (0.18- 0.30 µm) takip ettiğini, en pürüzlü yüzeylerin ise işlem yapılmamış gruba (0.35- 0.39 µm) ait olduğunu bildirmişlerdir.

Bu tez çalışmasının sonuçlarına göre; SEM incelemesinde polisaj yapılan örneklerin yüzeyinde birbirine paralel çizikler ve poröz bir yapı izlenirken, glaze uygulanan örneklerin daha pürüzsüz olduğu görülmüştür. SEM analizinde en pürüzsüz ve homojen yüzey görünümü glaze grubundan elde edilmiştir.

Polisaj yönteminin etkinliği açısından restorasyonda hangi büyüklükte bir yüzeyde ve ne türde bir alanda kullanılacağına belirlenmesi önem taşır.²⁴⁹ Bu tez çalışmasında restorasyonların tüm düz yüzeyleri için polisaj ve glaze uygulaması

tartışılmıştır. Daha küçük yüzey alanlarında, pit, fissür gibi polisaj enstrümanlarının zor ulaşabileceği anatomik bölgeler içeren restorasyon yüzeylerinde yapılan polisaj teknikleri ile pürüzsüzlüğü sağlamada daha yetersiz sonuçlar elde edilebilir.²¹⁰

Bu çalışmada aynı yüzey bitirme işlemi uygulanmasına rağmen iki farklı monolitik zirkonyum materyallerinde elde edilen SEM görüntüleri farklılık göstermiştir. GC Initial Zirkon grubunun SEM görüntülerinde, Katana örneklerine göre daha düzgün yüzeyler ve daha az çizgilenmeler gözlemlendi. Polisaj tekniklerinin her seramik sisteminde etkinliğinin aynı olmadığı tespit edilmiştir. Bu bulgu Tholt ve ark. nın¹⁸⁹ yaptığı polisaj tekniklerinin her porselen sisteminde etkinliğinin farklı olduğunu gösteren çalışma ile uyumludur.

Pek çok polisaj materyalinde benzer elmas aşındırıcılar kullanılmasına rağmen performanslarındaki farklılıklar; elmas tanecik türü (doğal veya sentetik), şekli, tanecik boyutu, yoğunluğu ve bağlayıcı malzemedeki olası farklılıklardan kaynaklanabilmektedir.³¹ Belirli bir polisaj yöntemi, polisaj materyalinin sertliği, aşındırıcı partikül büyüklüğü, şekli ve partikül sayısı ve aynı zamanda işlem yapılacak materyalin doğal yüzey pürüzlülüğü nedeniyle bir malzeme için etkili olabilir ancak başka bir malzeme için bu durum geçerli olmayabilir.^{250, 251} En küçük parçacık boyutunun daha iyi nihai parlatma sağladığı görüşü seramik malzemelerin topografik sonucunda temel bir role sahiptir.¹²²

Curtis ve ark.²¹⁵ parçacık boyutunun artırılmasının yüzey pürüzlülüğünün azalmasına neden olduğunu bildirmiştir. Bununla birlikte, daha önceki bazı çalışmalarda, daha büyük parçacıkların yüzey pürüzlülüğünün artmasına neden olduğu belirtilmiştir.^{252, 253}

Bu tez çalışmasında en küçük partikül boyutuna sahip olan OpraFine polisaj patı ile yapılan polisaj işleminin en etkin yüzey pürüzsüzlüğü sağlaması ile, büyük partiküllü

materyallerin ardından daha küçük partiküllü polisaj materyalleriyle yapılan polisajın etkili mekanik parlatma yöntemi olduğu sonucuna varılmıştır. Ayrıca SEM ile elde edilen yüzey görüntüleri incelenmiş, monolitik zirkonyum materyallerinde Shofu parlatma kitleri kullanıldığında glazeden ve OptraFine cila kitinden daha pürüzlü yüzeyler elde edildiği görülmüştür.

Zirkonyum esaslı seramiklerin üretimi ve uyumlama aşamalarında uygulanan aşındırma ve kumlama gibi yüzey işlemlerinin materyalin yapısındaki zirkonyumun kristal faz dönüşümlerine neden olduğu gösterilmiştir. ^{125, 254, 255} Zirkonyum seramiklerin kristal yapıları, malzemenin mekanik özelliklerinin yanı sıra hidrotermal bozunma açısından da önemlidir. ^{49, 256} Bu yüzden kullanılan materyallerin faz değişim miktarları önem kazanmıştır.

Bu tez çalışmasında, iki farklı monolitik zirkonyum (Katana ve GC) materyaline uygulanan yüzey işlemleri sonucu faz değişimi incelenmiştir.

Zirkonyum restorasyonlara uygulanan aşındırma ve kumlama sonucu materyalin faz değişimini araştıran makaleler olmasına rağmen klinik uyumlama sonrası cila setlerinin faz değişimine etkisini inceleyen çalışma sayısı oldukça sınırlıdır. Cila setleriyle yapılan bu çalışmaların birçoğunda altyapı olarak zirkonyum kullanılmış olmasına rağmen monolitik zirkonyum kullanılan çalışma oldukça az sayıdadır. ^{212, 257, 258} Yapılan çalışmalarda, materyalin partikül boyutu ve stabilize edici oksit miktarı zirkonyumun faz değişimini etkileyen faktörler arasında gösterilmektedir. ^{58, 74, 259, 260}

Zirkonyum en sık monoklinik, tetragonal ve kübik fazlarda bulunmakta ve sıcaklık değişimleriyle faz değiştirmektedir. Oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize etmek amacıyla materyalin yapısına az miktarda CaO, MgO, CeO₂, Y₂O₃ gibi stabilize edici oksitler ilave edilmektedir. Stabilize edici oksitler içerisinde en çok kullanılan yitrium oksittir (Y₂O₃). Y-TZP, saf zirkonyuma ağırlığının %2-3'ü oranında Y₂O₃ ilavesi ile elde

edilmektedir. ²⁶¹ Bu çalışmada kullanılan Katana bloklarda 4,5-6 oranında, GC Initial disklerde %4-6 oranında Y_2O_3 bulunmaktadır.

Ardlin ve ark ²⁶², yaptıkları çalışmada Y_2O_3 ile stabilize edilen seramiklerde CaO ve MgO ile stabilize edilenlere göre transformasyon sertliği mekanizmasının daha aktif olduğunu bildirmiştir. Bu nedenle bu tez çalışmasında Y_2O_3 ile stabilize edilen iki monolitik zirkonyum materyali kullanılmıştır.

Christel ve ark. ⁷² dönüşüm sertleşmesi mekanizmasını sağlamak için ilave edilen Y_2O_3 'ün % 8 mol'den fazla olması durumunda faz dönüşümünü engelleyip materyali tamamen stabilize ettiğini bildirmişlerdir.

Zirkonyum seramiklere uygulanan kumlama ve aşındırma işlemleri materyal yüzeyinde strese neden olarak faz değişim mekanizmasını tetiklemekte ve bu işlemler sonucu tetragonal fazın monoklinik faza dönüşümü artmaktadır. ²⁶³ Faz değişiminin miktarı, uygulanan yüzey işlemlerinin miktarına, uygulanan kuvvetin şiddetine, işlem sırasında oluşan sıcaklığın seviyesine bağlı olarak değişmektedir. ^{84, 264}

Kosmac ve ark. ²⁵⁴ biri ince (TZ-3YB, Tosoh) diğeri kalın (TZ-3YSB, Tosoh) tozlardan deneysel olarak, kuru pres yöntemiyle ürettikleri, iki ayrı Y-TZP materyalinin kristal faz dağılımı üzerine yüzey işlemlerinin etkisini araştırmışlardır. Kumlama işlemi, hem tek başına uygulandığında hem de aşındırma sonrası uygulandığında göreceli monoklinik faz miktarının arttığını belirtmişlerdir. Aşındırma işlemlerinin ise materyallerde faz dönüşümüne yol açtığını ancak kumlama işlemine göre düşük miktarlarda faz dönüşümüne neden olduğunu bildirmişlerdir.

Okluzal uyumlama sırasında gerçekleştirilen yüzey manipülasyonu lokal ısınmaya neden olarak tetragonal fazın monoklinik faza dönüşümüne neden olabilir. ^{18,20,21,22} Karakoca ve Yılmaz ²¹, aşındırma ve kumlama sonrası zirkonyumun faz dönüşümü

hakkında çalışmış ve aşındırmanın faz dönüşümü üzerinde önemli bir etkisi olmadığını belirtmiştir.

Guazzato ve ark. ¹²⁵'nin yüzey işlemleri ve ısı uygulamalarının, HIP örneklerin (DC-Zirkon) bükülme dayanıklılığı ve monoklinik faz yüzdesi üzerine etkisini inceledikleri çalışmalarında; en yüksek göreceli monoklinik faz miktarını kumlanmış örneklerde (% 9,5) tespit etmişler, ısı uygulaması sonrasında bu değer % 0,3'e düştüğünü belirtmişlerdir. Aşındırma gruplarında bu değer %8,3 olduğu, ısı uygulaması sonrası monoklinik faz gözlemlenmediği belirtilmiştir. Polisaj grubundaki monoklinik faz göreceli miktarının %0,8 olduğu yine ısı uygulaması sonrasında monoklinik fazın görülmediği bildirilmiştir.

Swain ve Hannink ²⁵⁸ aşındırmanın makineyle veya manuel yapılmasının zirkonyum üzerinde etkisinin farklı olacağını savunmuşlardır. Yapılan çalışmada makine ile yapılan aşındırmanın lokal sıcaklığı arttırdığı ve bu durumda tetragonal fazın monoklinik faza dönüşüm sıcaklık aralığının aşılmasına bağlı olarak tersine dönüşüm olacağını belirtmişlerdir. Bu çalışmada da aşındırma işlemi, ortalama parmak basıncıyla manuel olarak yapılmıştır.

Yapılan bazı araştırmalarda zirkonyum altyapı materyallerine yapılan aşındırma işleminin monoklinik faz oranını değiştirdiği bildirilmiştir. ^{212, 265} Guilardi ve ark. ²⁶⁵ monolitik zirkonyuma uyguladıkları farklı yüzey işlemlerinden sonra göreceli monoklinik faz değerlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, kontrol grubunda monoklinik faza rastlanmazken, aşındırma işlemi uygulanan grupta monoklinik faz oranını %13,07 olarak tespit etmişlerdir. Pereira ve ark ²¹² yaptıkları çalışmada farklı yüzey işlemleri uyguladıkları monolitik zirkonyumun monoklinik faz oranını değerlendirmişler ve yapılan aşındırma işleminin monoklinik faz oranını arttırdığını belirtmişlerdir.

Çağlar ve ark. ²⁶⁶ disk şeklinde Katana monolitik zirkonyum bloklardan oluşan örneklerle yaptıkları çalışmada (kontrol grubu-sinterize zirkonyum, aşındırma, Meisinger, EVE Diecera ve EVE Diapol polisaj sistemleri) tüm gruplar benzer XRD modelleri sergilemiş olup, elde edilen verilerde oklüzal bir uyarlamayı simüle eden aşındırma ve polisaj işlemlerinin, zirkonyum örneklerinde faz dönüşümlerinin meydana gelmesine sebep olmadığı gösterilmiştir.

Huh ve ark. ²⁶⁷ rainbow Trans monolitik zirkonyum bloklardan oluşan örnekleri kontrol (sinterize zirkonyum) ve beş polisaj sistemine (D&Z, EVE, Cera, Star, Meisinger, DFS) ayırmışlar, her bir polisaj sistemiyle 60 ve 120 saniye polisaj işlemi yapmışlardır. Gruplar arasında anlamlı bir faz değişimi olmadığını bildirmişlerdir. ($p>0,01$) Park ve ark. ²⁶⁸ ise 8 dakika boyunca parlatma prosedürü uygulandığında monolitik faz hacminin % 0,09 oranında yükseldiğini göstermişlerdir.

Mohammadi-Bassir ve ark. ¹⁹⁴ yitriumla stabilize zirkonyum örneklerinde (Ceramill) aşındırma, overglaze, standart polisaj ve iki polisaj sistemi (Busch Co Kit, Meisinger LUSTER extraoral) uygulayıp XRD ile faz değişimini incelemişlerdir. Sonuçlara göre monoklinik faz oranı aşındırma işlemi yapılan grupta (%26), Busch Co Kit uygulanan grupta (%24), Meisinger ile cila yapılan grupta (%23) bulunmuştur. Standart polisaj ve glaze işlemi yapılan gruplarda monoklinik faz değişiminin anlamlı olmadığını bildirmişlerdir. ($p>0,05$) Aşındırma ve cila işlemlerinin ise monoklinik faz oranını anlamlı bir şekilde değiştirdiğini bildirmişlerdir. ($p<0,05$)

Bu tez çalışmasında Katana monolitik zirkonya materyalinde, göreceli monoklinik oranı (X_M) en yüksek kontrol grubunda (%16,44) en düşük ise Opra-fine grubunda (%13,01) elde edilmiştir. GC Initial monolitik zirkonya materyalinde, göreceli monoklinik oranı (X_M) en yüksek kontrol grubunda (%15,05), en düşük ise Opra-fine grubunda (%7,94) gözlenmiştir. Her iki materyalde de, Shofu ve OpraFine cila kitleri

uygulanan gruplarda X_M değerinin azaldığı görülmüştür. Her iki materyalde de kontrol gruplarının diğer gruplara göre X_M değeri istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık göstermiştir ($p<0,05$).

Al-Haj Husain ve ark.²⁶⁹ polisaj işleminin faz değişimine etkisini araştırmışlar ve parlatma işlemlerinin, monolitik zirkonyumların faz dönüşümüne neden olmadığını bildirmişlerdir.

Garvie ve arkadaşları¹⁹⁵, ince parlatma işleminin, tetragonal fazı takiben dönüşüm olmaksızın, dönüştürülmüş monoklinik fazın bir kısmını elimine ettiğini ve böylece yüzey stres gerilimlerinin azalttığını belirtmişlerdir.

Zirkonyum esaslı seramiklerin yttria içeriği, gren boyutları, rezidüel stres gibi faktörlerin faz dönüşümü üzerinde etkiye sahip olduğu bilinmektedir.²⁵⁶ Bu tez çalışmasında her iki materyalin kontrol grubu dışındaki tüm gruplarına aşındırma işlemi uygulanmıştır. Yapılan aşındırma ve cila işlemleri sonucunda; kontrol gruplarındaki göreceli monoklinik faz oranları ile işlemlerden sonra elde edilen göreceli monoklinik faz oranları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur. ($p<0,05$) Ayrıca tüm Katana gruplarında X_M değerinin, GC Initial Zirkon materyaline oranla daha yüksek olduğu bulunmuştur. Katana gruplarında monoklinik faz değişim değerleri %22,01 iken GC Initial gruplarında %16,19 'dur. X_M değerleri arasındaki bu farklılığın her bir materyalin üretim ve sinterizasyon şartlarının farklı olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Papanagiotou ve ark.¹²⁶ monoklinik faz yüzdelerini yaşlandırma işlemleri öncesinde ve sonrasında hesaplamışlar ve buna göre ortam ısı arttıkça ve yaşlandırma süresi uzadıkça göreceli monoklinik faz miktarının arttığını fakat faz değişiminin yüzeysel olduğunu bildirmişlerdir. Araştırmacılar, faz dönüşümünün yüzeysel olması durumunda materyalin bükülme dayanıklılığının artacağını, seramik yüzeyinden daha

derinlerde bulunan iç çatlakların ise kritik hale gelerek materyalin mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkileyeceğini açıklamışlardır. Polisaj işlemleri sırasında ortaya çıkan ısının monoklinik fazı tekrar tetragonal yapıya dönüştürdüğünü destekleyen başka bir çalışma da De Klener ve ark²⁷⁰ tarafından gerçekleştirilmiştir.

Bu çalışmada cila setleriyle polisaj yapılan örneklerin monoklinik faz oranınının kontrol grubuna göre daha düşük olduğu tespit edilmiştir. Bu sonuç Garvie ve arkadaşlarının¹⁹⁵ sonucuna benzerdir. Aşındırma ve cila gruplarında monoklinik faz miktarının kontrol grubuna göre düşük çıkması; aşındırma sırasında yüzeyde açığa çıkan sıcaklık artışının, tersine faz dönüşümünü (m-t) uyararak yüzeydeki monoklinik fazın tekrar tetragonale dönmesi ile açıklanabilir.

Kosmac ve arkadaşları²⁵⁹ sıcaklığın faz değişimi üzerine etkisini değerlendirmişler ve monoklinik fazın 350 °C' ye kadar arttığını bu sıcaklıktan sonra monoklinik faz oranının yavaş yavaş düşmeye başladığını, 900 °C' nin üzerindeki sıcaklıklarda ters dönüşümün (m/t) olduğunu ve bu dönemde monoklinik fazın % 2' den daha az olabileceğini bildirmişlerdir. Dolayısıyla Kosmac ve arkadaşlarının²⁵⁹ da bildirdiği gibi sinterleme sıcaklığından daha düşük olan bu değerlerin stabil olan tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümü tetiklediği düşünülmektedir.

Monolitik zirkonyum seramiklere uygulanacak işlemlerin, yapıyı güçlendiren en önemli mekanizma olan faz dönüşümünü etkileyebileceği ihtimali her zaman mevcuttur. Bundan dolayı klinik uyumlamalar esnasında yapılacak aşındırma ve cila işlemlerinin daha hassas, fırınlama işleminin ise en az sayıda uygulanması ile faz dönüşümü yapıyı güçlendirecek şekilde optimize edilebilir.

Nesnelerin görsel olarak değerlendirilmesiyle renk algısı, insanlar arasında ve içinde değişen öznel, fizyolojik ve psikolojik bir süreçtir.^{271, 272} Bu değişkenlik,

gözlemlenen nesne ve aydınlatıcı pozisyonu, metamerizm, yorgunluk, yaşlanma ve gözlemcinin duygusal durumu gibi birçok faktörün bir sonucudur. ^{159,272}

Bir restorasyonun başarısı sadece mekanik ve fiziksel özelliklerine değil, aynı zamanda estetik görünümüne de bağlıdır. ²⁷³ Ağız boşluğundaki restorasyonlar, sıcaklık, nem, yiyecek, ve sigara içme alışkanlıkları gibi renk değişikliklerine karşı hassas olmalarını sağlayan çeşitli faktörlere maruz kalmaktadır. Ayrıca restoratif materyaller ağız ortamında, birçok başka sıvıya, sıcaklık ve yük stresine ve diş fırçalamaya tabi tutulmaktadır. ^{49,274}

Diş hekimliğinde renk seçimi için kullanılan iki farklı yol bulunmaktadır. Görsel yol ve aletler ile yapılabilen renk seçimi uzun yıllardır araştırmacılar tarafından tartışılan konular arasında olmuştur. Yapılan araştırmalar cihaz kullanılarak yapılan renk seçiminin, görsel yola göre daha başarılı sonuçlar verdiğini ortaya koymaktadır. ^{154, 159, 167, 275}

Enstrümantal kolorimetrelerin ve spektrometrelerin renk ve renk farklılıklarının in vitro ölçümü için kesinliğe sahip olduğu bulunmuştur. ^{159, 272} Görsel yol ile spektrofotometre cihazının karşılaştırıldığı renk çalışmalarında spektrofotometre cihazı görsel yola göre çok daha başarılı sonuçlar vermektedir. ²⁷⁵ Spektrofotometrenin bu üstün özellikleri ve subjektif yorumlamayı da ortadan kaldırmasından ötürü bu tez çalışmasında renk ölçümleri için spektrofotometre cihazı (SpectroShade™ MICRO, MHT Optik Research AG, Milan, Italy) tercih edilmiştir. Bu çalışmada kullanılan CIE Lab sistemi de dental amaçlar için önerilen bir sistemdir. CIE Lab sistemi, insan algısını baz alarak karakterize ettiği rengi üç uzaysal koordinatta ölçmektedir. ²⁷⁶

Literatürde restoratif dental materyallerin renk stabiliteilerinin incelendiği araştırmalarda genellikle çay, kahve, kola, kırmızı şarap gibi dünyada sıklıkla tüketilen

içecekler kullanılmıştır. ^{159, 277} Bu nedenle bu tez çalışmasında da renk stabilitesinin değerlendirilmesi amacıyla bu içeceklerin (kahve ve kola) etkisi incelenmiştir.

Konuyla ilgili gerçekleştirilen araştırmaların sonucunda bir bardak çay veya kahvenin ortalama teketim suresinin 15 dakika olduğu bulunmuştur. ay veya kahve içen bireylerin bu içecekleri günde ortalama  bardak kadar tekettikleri varsayılırsa 28 gün bekletme suresinin gerçek hayattaki 2 yıldan fazla bir sureye eşdeğer olduğu görülmektedir.^{278, 279} Uzun sureli teketimin simüle edilmesi amacıyla bu çalışmada restoratif materyaller 28 gün sureyle içeceklerde bekletilmiştir.

Mutlu-Sagesen ve ark. ²⁸⁰ yaptıkları çalışmada, kahve ve çayın hazırlanması ve konsantrasyonunun renk değişiminin derecesini etkilediğini bildirmişlerdir. Bundan dolayı tez çalışmasında kullanılan ozeltiler gerçek ieeeklere daha yakın hazırlanmıştır.^{276, 279, 281}

CIE L*a*b* renk sisteminde renkler geometrik olarak dizildiğinden iki renk arasındaki farklılıklar matematiksel olarak hesaplanabilir. ²⁸² ΔE değeri, aynı ya da farklı örneklerin zaman içindeki L*, a*, b* koordinatlarındaki değişikliklerin miktarını ifade eder. Bu değerinin sıfır olması bu iki rengin aynı olduğu, ΔE değerinin sıfırdan farklı olması ise renk farklılığı olduğu anlamına gelir. ΔE değeri arttıka, renk farklılığı da belirginleşerek gözle algılanabilmeye başlar. ²⁷⁷ Yapılan çalışmalara göre; klinik olarak insan gözünün renk farklılığını tespit edebileceği ΔE değer sınırı, tam olarak netleşememiştir. ²⁸³ Dental restoratif materyallerin renklenme dereceleriyle ilgili gerçekleştirilen bir çok araştırmada; ΔE değerinin 1'in altında olduğu renk farklılıklarının görsel olarak fark edilemeyeceği, 1-2 arasında olduğunda kısmen fark edilebileceği ancak klinik olarak kabul edilebileceği ve 2'den büyük olduğunda ise kolaylıkla fark edilebileceği ve klinik olarak kabul edilemeyeceği bildirilmiştir. ^{137, 171, 159, 277}

O'Brien ve ark.²⁴ ΔE değerinin 0 olmasını klinik olarak mükemmel renk algısı, 0,5-1 arasında olmasını klinik olarak çok iyi renk algısı (klinik olarak fark edilemez), 1-2 olmasını klinik olarak iyi bir renk algısı (klinik olarak kısmen fark edilebilir), 2-3,5 arasında olmasını klinik olarak kabul edilebilir ve 3,5'dan büyük olmasını ise klinik olarak uyumsuz renk algısı olarak ifade etmiştir. Bu tez çalışmasında monolitik zirkonyumların farklı solüsyonlarda bekletildikten sonraki renk değişimlerini analiz etmek amacıyla spektrofotometre aracılığıyla CIE Lab sistemi kullanılarak ΔE değerleri ölçülmüştür ve ΔE değerinin klinik olarak kabul edilebilirlik sınırı 3,3 olarak belirlenmiştir.

Bu çalışmada Katana ve GC gruplarının renk değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu görüldü. ($p=0,001$) Katana gruplarının ortalama ΔE değeri 0,55; GC örneklerinin ortalama ΔE değeri 1,28 olarak bulundu. En yüksek ΔE değerinin OptraFine grubunda (1,05) sonra kontrol grubunda (0,94) daha sonra da Shofu grubunda (0,76) olduğu tespit edilmiş olmasına rağmen yüzey cila işlemleri arasında ΔE değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır. ($p>0,05$) Kahve ve kola solüsyonları ΔE değerleri açısından değerlerinde; solüsyonlar arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır. ($p>0,05$) Kolanın ΔE değeri 0,80 iken kahvenin ΔE değeri 1,04 olarak tespit edilmiştir.

Gawriolek ve ark.'nın²⁸⁴ yaptığı bir çalışmada 22 farklı seramik materyali; çay, kahve, kırmızı şarap ve distile suda bekletilerek renk stabiliteleri incelenmiş, hiç biri için anlamlı bir farklılık belirtilmemiştir.

Bu çalışmanın sınırlamaları;

- Sadece iki monolitik zirkonyum sistemi ve iki polisaj setinin kullanılması; Farklı kimyasal içerikli monolitik zirkonyum sistemlerinin kullanılması diğer çalışmalarla bu tez çalışmasının sonuçları arasındaki farkın sebebi olabilir.

- Örneklerin disk şeklinde olması ve cila işleminin kolayca yapılabileceği düzgün alanlar şeklinde hazırlanmış olması; Cila aksesuarlarının zor ulaşacağı pit ve fissür gibi anatomik alanları olan kuron formu taşıyan restorasyonlarda farklı sonuçların elde edilebileceği düşünülmektedir.
- *In vitro* çalışma olmasından dolayı malzemenin her iki tarafında da lekelenmeye izin vermesi; Klinik uygulamalarda malzeme diş yapısına sadece bir yüzeyinden bağlanır ve sadece bir yüzeyinden çözeltilere ve ışığa maruz kalır. Numunelerin rengi ise, kullanılan arka plan ve numunenin renginin birleşimidir. Farklı arka planların kullanıldığı durumlarda renk koordinat değerleri değişebilir.
- Her sistem için önerilen tüm polisaj setlerini test etmek yerine seçilen sayıda set kullanılmış olmasıdır. Parlatma işlemleri, klinik koşulları yeniden sağlamak için manuel olarak yapıldığından, parlatma sistemleri arasındaki performansın objektif ve verimli bir şekilde karşılaştırılmaması diğer çalışmalarla bu tez çalışmasının arasındaki sonuç farklılıklarının sebebi olabilir.

Bu nedenle çalışmanın sonuçlarının klinik ve *in vitro* çalışmalarla desteklenmesi önerilmektedir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Farklı solüsyonlarda bekletilen monolitik zirkonya seramiklerin yüzey cila işlemlerinin; yüzey pürüzlülükleri, faz dönüşümleri ve renk stabilitesi üzerine etkisinin incelendiği bu çalışmanın sınırları dahilinde aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. SEM görüntüleri doğrultusunda; iki monolitik zirkonya örneklerin işlem yapılan gruplarında, frez izlerinden kaynaklı çiziklerin, çentiklerin ve yaygın düzensiz alanların varlığı gözlenmiş, pürüzlülüğü en az olan grubun GC Initial materyelinde OptraFine uygulanan grup olduğu tespit edilmiştir.
2. İki polisaj sistemi arasında OptraFine polisaj setinin, Meisinger polisaj setine göre daha başarılı olduğu ve OptraFine polisaj setinin patı ile birlikte talimatlara uygun kullanıldığında monolitik zirkonya yüzeyinde glaze işlemine yakın bir etki oluşturacağı görülmüştür.
3. Katana monolitik zirkonya materyelinde, göreceli monoklinik faz oranı (X_M) en yüksek kontrol grubunda (%16,44), en düşük ise optraFine grubunda (%13,01) elde edilmiştir.
4. GC Initial monolitik zirkonya materyelinde, göreceli monoklinik faz oranı (X_M) en yüksek kontrol grubunda (%15,05), en düşük ise optra-fine grubunda (%7,94) gözlenmiştir.
5. Bu çalışmada Katana ve GC gruplarının renk değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu görüldü. ($p=0,001$) Katana gruplarının ortalama ΔE değeri 0,55; GC örneklerinin ortalama ΔE değeri 1,28 olarak bulunmuştur.
6. En yüksek ΔE değerinin OptraFine grubunda (1,05) sonra kontrol grubunda (0,94) daha sonra da Shofu grubunda (0,76) olduğu tespit edilmiş olmasına

rağmen yüzey cila işlemleri arasında ΔE değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır. ($p>0,05$)

7. Kahve ve kola solüsyonları ΔE değerleri açısından değerlerinde; solüsyonlar arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır. ($p>0,05$) Kolanın ΔE değeri 0,80 iken kahvenin ΔE değeri 1,04 olarak tespit edilmiştir.

Klinik açıdan başarılı bir restorasyonda, yapılması gereken okluzal uyumlamalar sonucu seramik yüzeyinde ve mikroyapısında bozulmalar istenmez. Bu nedenle, glaze işlemi kadar etkili yüzey düzgünlüğü sağlamak için, zamandan ve maliyetten tasarruf sağlayan ve güvenilir sonuçlar veren, materyale uygun polisaj sistemlerinin seçilmesinin hem hasta ve hem de hekim konforu açısından daha uygun olacağı kanısındayız.

Ayrıca çalışmamızın sonuçları çerçevesinde; Monolitik zirkonyum materyallerinin renk stabilitesinin estetik ve hasta memnuniyeti açısından oldukça başarılı olduğunu ifade edebiliriz.

KAYNAKÇA

1. Güder G, Serim ME, Özel E. Rezin Kompozitler ile Gülüşün Yeniden Oluşturulması. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences Cases*, 2015, 1: 56-63.
2. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. *Contemporary fixed prosthodontics*. Baskı. Elsevier Health Sciences, 2006.
3. Shillingburg HT, Sather DA, Wilson EL, Cain J, Mitchell D, Blanco L, Kessler J. *Fundamentals of fixed prosthodontics*. Baskı. Quintessence Publishing Company, 2012.
4. Van Noort R. *Introduction to Dental Materials*,, 2013.
5. Azer SS, Rosenstiel SF, Seghi RR, Johnston WMJTJopd. Effect of substrate shades on the color of ceramic laminate veneers. 2011, 106: 179-183.
6. Lawn BR, Deng Y, Lloyd IK, Janal M, Rekow E, Thompson VJJodr. Materials design of ceramic-based layer structures for crowns. 2002, 81: 433-438.
7. Bayındır F, Uzun İJAÜDHFD. Tam seramik kuron sistemleri. 2007: 33-42.
8. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SDJTJopd. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. 1996, 75: 18-32.
9. Yüksel DG, Çekiç C, Özkan DPAÜDHFD. Metal desteksiz porselen sistemleri. 2000, 2000.
10. Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt EJJGÜDHFD. Tam porselen sistemleri I. 2005, 22: 41-48.
11. Ahn J-S, Lee Y-KJdm. Difference in the translucency of all-ceramics by the illuminant. 2008, 24: 1539-1544.
12. Li Q, Yu H, Wang YJdm. Spectrophotometric evaluation of the optical influence of core build-up composites on all-ceramic materials. 2009, 25: 158-165.

13. Guess PC, Zavanelli RA, Silva NR, Bonfante EA, Coelho PG, Thompson VP. Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue. *International journal of prosthodontics*, 2010, 23.
14. Beuer F, Stimmelmayer M, Gernet W, Edelhoff D, Güth J-F, Naumann M. Prospective study of zirconia-based restorations: 3-year clinical results. *Quintessence International*, 2010, 41.
15. Zhang Y, Lawn BR, Rekow ED, Thompson VP. Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 2004, 71: 381-386.
16. Sato H, Yamada K, Pezzotti G, Nawa M, Ban S. Mechanical properties of dental zirconia ceramics changed with sandblasting and heat treatment. *Dental Materials Journal*, 2008, 27: 408-414.
17. Casucci A, Osorio E, Osorio R, Monticelli F, Toledano M, Mazzitelli C, Ferrari M. Influence of different surface treatments on surface zirconia frameworks. *Journal of dentistry*, 2009, 37: 891-897.
18. 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.
19. Borchers L, Stiesch M, Bach F-W, Buhl J-C, Hübsch C, Kellner T, Kohorst P, Jendras M. Influence of hydrothermal and mechanical conditions on the strength of zirconia. *Acta Biomaterialia*, 2010, 6: 4547-4552.

20. Luthardt R, Holzhüter M, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp J, Kuhlisch E, Walter M. Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. *Journal of Dental Research*, 2002, 81: 487-491.
21. Luthardt RG, Holzhüter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dental Materials*, 2004, 20: 655-662.
22. Kakaboura A, Fragouli M, Rahiotis C, Silikas N. Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 2007, 18: 155-163.
23. Jacobi R, Shillingburg Jr HT, Duncanson Jr MG. A comparison of the abrasiveness of six ceramic surfaces and gold. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1991, 66: 303-309.
24. O'Brien WJ. Dental materials and their selection. 2002.
25. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dental Clinics*, 2004, 48: 513-530.
26. 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.
27. Bagheri R, Burrow MF, Tyas M. Influence of food-simulating solutions and surface finish on susceptibility to staining of aesthetic restorative materials. *Journal of dentistry*, 2005, 33: 389-398.
28. Dietschi D, Campanile G, Holz J, Meyer JM. Comparison of the Color Stability of 10 New-Generation Composites - an in-Vitro Study. *Dental Materials*, 1994, 10: 353-362.
29. E. A. Diş Hekimliğinde Porselen. (3. Baskı). *İ. Ü. Basımevi, İstanbul,*, 1999: 1-26.

30. Jones DW. Development of Dental Ceramics - an Historical-Perspective. *Dental Clinics of North America*, 1985, 29: 621-644.
31. Anusavice KJ. Standardizing failure, success, and survival decisions in clinical studies of ceramic and metal-ceramic fixed dental prostheses. *Dental Materials*, 2012, 28: 102-111.
32. Goodacre CJ, Campagni WV, Aquilino SA. Tooth preparations for complete crowns: An art form based on scientific principles. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2001, 85: 363-376.
33. White SN, Caputo AA, Vidjak FMA, Seghi RR. Moduli of Rupture of Layered Dental Ceramics. *Dental Materials*, 1994, 10: 52-58.
34. Wildgoose DG, Johnson A, Winstanley RB. Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2004, 91: 136-143.
35. Anusavice KJ. Recent Developments in Restorative Dental Ceramics. *Journal of the American Dental Association*, 1993, 124: 72-+.
36. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2001, 85: 61-66.
37. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun GJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2007, 98: 389-404.
38. Hondrum SO. A Review of the Strength Properties of Dental Ceramics. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1992, 67: 859-865.
39. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2004, 92: 557-562.

40. Denry IL. Recent advances in ceramics for dentistry. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 1996, 7: 134-143.
41. Aboushelib MN, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Effect of loading method on the fracture mechanics of two layered all-ceramic restorative systems. *Dental Materials*, 2007, 23: 952-959.
42. Yin L, Song XF, Song YL, Huang T, Li J. An overview of in vitro abrasive finishing & CAD/CAM of bioceramics in restorative dentistry. *International Journal of Machine Tools & Manufacture*, 2006, 46: 1013-1026.
43. WJ. OB. Dental materials and their selection. *Quintessence*, 2002, 3rd ed. : 210-224, .
44. A. S. A review of all-ceramic restorations. . *J Am Dent Assoc*, 1997, 3rd ed.: 61–66. .
45. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century (vol 85, pg 61, 2001). *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2001, 85: 417-417.
46. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1996, 75: 18-32.
47. Mclean JW. The Science and Art of Dental Ceramics. *Operative Dentistry*, 1991, 16: 149-156.
48. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: A laboratory study. *International journal of prosthodontics*, 2001, 14: 231-238.
49. Björkner B BM, Möller H. . High frequency of contact allergy to gold sodium thiosulfate.. 1994: 144–151. .
50. Van Noort R BM. to Dental Materials 4. *Elsevier Health Sciences*, 2013, 4th ed. .

51. Mehl A, Hickel R. Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. *Int J Comput Dent*, 1999, 2: 9-35.
52. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc*, 1997, 128: 297-307.
53. Castellani D, Baccetti T, Giovannoni A, Bernardini UD. Resistance to fracture of metal ceramic and all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*, 1994, 7: 149-154.
54. Peumans M, De Munck J, Fieuws S, Lambrechts P, Vanherle G, Van Meerbeek B. A prospective ten-year clinical trial of porcelain veneers. *J Adhes Dent*, 2004, 6: 65-76.
55. Craig RG PJ. Restorative Properties in Restorative Dental Materials. *New York: Mosby Publication.*, 2002:: 551-592.
56. Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P, Vanherle G. Porcelain veneers: a review of the literature. *J Dent*, 2000, 28: 163-177.
57. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent*, 2007, 98: 389-404.
58. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 1999, 20: 1-25.
59. Rashad MM, Baioumy HM. Effect of thermal treatment on the crystal structure and morphology of zirconia nanopowders produced by three different routes. *Journal of Materials Processing Technology*, 2008, 195: 178-185.
60. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: Adhesion methods and their durability. *Dental Materials*, 1998, 14: 64-71.
61. Kohal RJ, Klaus G. A zirconia implant-crown system: A case report. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 2004, 24: 147-153.

62. Qualtrough AJE, Pidcock V. Ceramics update. *Journal of dentistry*, 1997, 25: 91-95.
63. Porstendorfer J, Reineking A, Willert HG. Radiation risk estimation based on activity measurements of zirconium oxide implants. *Journal of Biomedical Materials Research*, 1996, 32: 663-667.
64. Boothe GF, Stewartsmith D, Wagstaff D, Dibblee M. The Radiological Aspects of Zircon Sand Use. *Health Physics*, 1980, 38: 393-398.
65. Christel P, Meunier A, Dorlot JM, Crolet JM, Witvoet J, Sedel L, Boutin P. Biomechanical compatibility and design of ceramic implants for orthopedic surgery. *Ann N Y Acad Sci*, 1988, 523: 234-256.
66. Suresh A, Mayo MJ, Porter WD, Rawl CJ. Crystallite and grain-size-dependent phase transformations in yttria-doped zirconia. *Journal of the American Ceramic Society*, 2003, 86: 360-362.
67. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am*, 2004, 48: viii, 513-530.
68. Hjerpe J, Vallittu PK, Froberg K, Lassila LV. Effect of sintering time on biaxial strength of zirconium dioxide. *Dent Mater*, 2009, 25: 166-171.
69. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont*, 2001, 14: 231-238.
70. Deville S, Chevalier J, Gremillard L. Influence of surface finish and residual stresses on the ageing sensitivity of biomedical grade zirconia. *Biomaterials*, 2006, 27: 2186-2192.
71. Ruff O, Ebert F. Refractory ceramics: I. The forms of zirconium dioxide. *Zeitschrift Fur Anorganische Und Allgemeine Chemie*, 1929, 180: 19-41.

72. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN. Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *Journal of Biomedical Materials Research*, 1989, 23: 45-61.
73. Hisbergues M, Vendeville S, Vendeville P. Zirconia: Established facts and perspectives for a biomaterial in dental implantology. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 2009, 88: 519-529.
74. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater*, 2008, 24: 299-307.
75. Fabris S, Paxton AT, Finnis MW. A stabilization mechanism of zirconia based on oxygen vacancies only. *Acta Materialia*, 2002, 50: 5171-5178.
76. Derand P, Derand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *International journal of prosthodontics*, 2000, 13: 131-135.
77. Mecholsky JJ. Fracture-Mechanics Principles. *Dental Materials*, 1995, 11: 111-112.
78. Chevalier J, Gremillard L, Deville S. Low-temperature degradation of Zirconia and implications for biomedical implants. *Annual Review of Materials Research*, 2007, 37: 1-32.
79. Manicone PF, Iommetti PR, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. *Journal of dentistry*, 2007, 35: 819-826.
80. Stanford C, Oates T, Beirne R. Zirconia as an implant and restorative biomaterial. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2006, 21: 841-844.
81. Takamura K, Hayashi K, Ishinishi N, Yamada T, Sugioka Y. Evaluation of carcinogenicity and chronic toxicity associated with orthopedic implants in mice. *Journal of Biomedical Materials Research*, 1994, 28: 583-589.

82. Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torricelli P. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2002, 17: 793-798.
83. Scarano A, Piattelli M, Caputi S, Favero GA, Piattelli A. Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: an in vivo human study. *Journal of Periodontology*, 2004, 75: 292-296.
84. Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR. Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *Eur J Esthet Dent*, 2009, 4: 130-151.
85. Cho MS, Yu B, Lee YK. Opalescence of all-ceramic core and veneer materials. *Dent Mater*, 2009, 25: 695-702.
86. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *J Prosthet Dent*, 2002, 88: 4-9.
87. Zhang Y. Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dental Materials*, 2014, 30: 1195-1203.
88. Okamura M, Chen KK, Kakigawa H, Kozono Y. Application of alumina coping to porcelain laminate veneered crown: Part 1 masking ability for discolored teeth. *Dental Materials Journal*, 2004, 23: 180-183.
89. Atik E, Çavdar U. Geleneksel ve Hızlı Sinterleme Yöntemleri. *CBÜ Soma Meslek Yüksekokulu Teknik Bilimler Dergisi*, 2011, 1.
90. Borrell A, Salvador MD, Penaranda-Foix FL, Catala-Civera JM. Microwave Sintering of Zirconia Materials: Mechanical and Microstructural Properties. *International Journal of Applied Ceramic Technology*, 2013, 10: 313-320.

91. Jiang L, Liao YM, Wan QB, Li W. Effects of sintering temperature and particle size on the translucency of zirconium dioxide dental ceramic. *Journal of Materials Science-Materials in Medicine*, 2011, 22: 2429-2435.
92. Hjerpe J, Vallittu PK, Froberg K, Lassila LVJ. Effect of sintering time on biaxial strength of zirconium dioxide. *Dental Materials*, 2009, 25: 166-171.
93. Stawarczyk B, Ozcan M, Hallmann L, Ender A, Mehl A, Hammerlet CHF. The effect of zirconia sintering temperature on flexural strength, grain size, and contrast ratio. *Clinical Oral Investigations*, 2013, 17: 269-274.
94. Yuemei J, Ying Y, Wenhui Z, Guoxin H, Qiuxia Y. [Translucency of dental zirconia ceramics sintered in conventional and microwave ovens]. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*, 2015, 33: 642-645.
95. Filser F. Direct ceramic machining of dental restorations [PhD thesis]. *Zurich: Swiss Federal Institute of Technology Zurich*, 2001.
96. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dental Materials*, 2004, 20: 441-448.
97. Rieger W, Köbel S, Weber W. for Dental Applications.
98. Madfa AA, Al-Sanabani FA, Al-Qudami NH, Al-Sanabani JS, Amran AG. Use of zirconia in dentistry: An overview. *The Open Biomaterials Journal*, 2014, 5.
99. Rismanchian M, Shafiei S, Nourbakhshian F, Davoudi A. Flexural strengths of implant-supported zirconia based bridges in posterior regions. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 2014, 6: 346-350.
100. Kocjan A, Pouchly V, Shen ZJ. Processing of zirconia nanoceramics from a coarse powder. *Journal of the European Ceramic Society*, 2015, 35: 1285-1295.

101. Krell A, Hutzler T, Klimke J. Transmission physics and consequences for materials selection, manufacturing, and applications. *Journal of the European Ceramic Society*, 2009, 29: 207-221.
102. Klimke J, Trunec M, Krell A. Transparent Tetragonal Yttria-Stabilized Zirconia Ceramics: Influence of Scattering Caused by Birefringence. *Journal of the American Ceramic Society*, 2011, 94: 1850-1858.
103. Dittmann R, Urban M, Braun P, Schmalzl A, Theelke B. Wear behavior of zirconia after hydrothermal accelerated aging. *Journal of Dental Research*, 2011, 90: 307.
104. Zhang Y, Lee JJW, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dental Materials*, 2013, 29: 1201-1208.
105. Lichter JA, Solomowitz BH, Sher M. Shade selection. Communicating with the laboratory technician. *N Y State Dent J*, 2000, 66: 42-46.
106. Johansson C, Kmet G, Rivera J, Larsson C, Vult Von Steyern P. Fracture strength of monolithic all-ceramic crowns made of high translucent yttrium oxide-stabilized zirconium dioxide compared to porcelain-veneered crowns and lithium disilicate crowns. *Acta Odontologica Scandinavica*, 2014, 72: 145-153.
107. Leone R, Sorrentino R, Camposilvan E, Chevalier J, Zarone F, Ferrari M. In vitro aging and mechanical properties of translucent monolithic zirconia. *Dental Materials*, 2016, 32: e98.
108. Baldissara P, Parisi C, Evangelisti E, Wandscher V, Lodi D. Fatigue resistance of cubic/tetragonal translucent zirconia crowns. *Dental Materials*, 2016, 1: e73.
109. Guess PC, Kulis A, Witkowski S, Wolkewitz M, Zhang Y, Strub JR. Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling. *Dental Materials*, 2008, 24: 1556-1567.

110. Yoon HI, Yeo IS, Yi YJ, Kim SH, Lee JB, Han JS. Effect of surface treatment and liner material on the adhesion between veneering ceramic and zirconia. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2014, 40: 369-374.
111. Koenig V, Vanheusden AJ, Le Goff SO, Mainjot AK. Clinical risk factors related to failures with zirconia-based restorations: An up to 9-year retrospective study. *Journal of dentistry*, 2013, 41: 1164-1174.
112. Hallmann L, Mehl A, Ulmer P, Reusser E, Stadler J, Zenobi R, Stawarczyk B, Ozcan M, Hammerle CHF. The influence of grain size on low-temperature degradation of dental zirconia. *Journal of Biomedical Materials Research Part B-Applied Biomaterials*, 2012, 100b: 447-456.
113. Malkondu O, Tinastepe N, Akan E, Kazazoglu E. An overview of monolithic zirconia in dentistry. *Biotechnology & Biotechnological Equipment*, 2016, 30: 644-652.
114. Carames J, Suinaga LT, Yu YCP, Prez A, Kang A. Clinical Advantages and Limitations of Monolithic Zirconia Restorations Full Arch Implant Supported Reconstruction: Case Series. *International Journal of Dentistry*, 2015.
115. Lohbauer U, Reich S. Antagonist wear of monolithic zirconia crowns after 2 years. *Clin Oral Investig*, 2017, 21: 1165-1172.
116. Ilie N, Stawarczyk B. Quantification of the amount of light passing through zirconia: the effect of material shade, thickness, and curing conditions. *J Dent*, 2014, 42: 684-690.
117. Asavapanumas C, Leevailoj C. The influence of finish line curvature on the marginal gap width of ceramic copings. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2013, 109: 227-233.

118. Wolfart S, Wegner SM, Al-Halabi A, Kern M. Clinical evaluation of marginal fit of a new experimental all-ceramic system before and after cementation. *International journal of prosthodontics*, 2003, 16.
119. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Brackett SE. Fundamentals of Fixed Prosthodontics, ed, 1997. *Learning*, 1997, 10: 40.
120. Thompson JY, Stoner BR, Piascik JR, Smith R. Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: Where are we now? *Dental Materials*, 2011, 27: 71-82.
121. Jefferies SR. The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. *Dental Clinics of North America*, 1998, 42: 613-627.
122. Wright MD, Masri R, Driscoll CF, Romberg E, Thompson GA, Runyan DA. Comparison of three systems for the polishing of an ultra-low fusing dental porcelain. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2004, 92: 486-490.
123. Atabek D, Sillelioglu H, Ölmez A. The efficiency of a new polishing material: nanotechnology liquid polish. *Operative Dentistry*, 2010, 35: 362-369.
124. 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. *J Dent*, 2015, 43: 133-139.
125. 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.
126. 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.

127. Rinke S, Fischer C. Range of indications for translucent zirconia modifications: Clinical and technical aspects. *Quintessence International*, 2013, 44: 557-566.
128. Ueda K, Guth JF, Erdelt K, Stimmelmayer M, Kappert H, Beuer F. Light transmittance by a multi-coloured zirconia material. *Dental Materials Journal*, 2015, 34: 310-314.
129. 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.
130. De Jager N, Feilzer A, Davidson C. The influence of surface roughness on porcelain strength. *Dental Materials*, 2000, 16: 381-388.
131. Patterson C, McLundie A, Stirrups D, Taylor W. Refinishing of porcelain by using a refinishing kit. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1991, 65: 383-388.
132. Fuzzi M, Zaccheroni Z, Vallania G. Scanning electron microscopy and profilometer evaluation of glazed and polished dental porcelain. *International journal of prosthodontics*, 1996, 9.
133. Folwaczny M, Mehl A, Haffner C, Hickel R. Polishing and coating of dental ceramic materials with 308 nm XeCl excimer laser radiation. *Dental Materials*, 1998, 14: 186-193.
134. Chu F, Frankel N, Smales RJ. Surface roughness and flexural strength of self-glazed, polished, and reglazed In-Ceram/Vitadur Alpha porcelain laminates. *International journal of prosthodontics*, 2000, 13.
135. Magne P, Belser U. *Bonded porcelain restorations in the anterior dentition: a biomimetic approach*. Baskı. Quintessence publishing company, 2002.
136. Schärer P, Rinn LA, Kopp FR, Kohler HM. *Esthetic guidelines for restorative dentistry*. Baskı. Quintessence Pub Co, 1982.

137. Seghi RR, Johnston WM, Obrien WJ. Spectrophotometric Analysis of Color Differences between Porcelain Systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1986, 56: 35-40.
138. Tung FF, Goldstein GR, Jang S, Hittelman E. The repeatability of an intraoral dental colorimeter. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2002, 88: 585-590.
139. Williams HA. The science and art of dental ceramics: Bridge design and laboratory procedures in dental ceramics, vol 2: John W. McLean, OBE, D. Sc., MDS (University of London), LDSRCS (England). Chicago, 1980, Quintessence Publishing Co., Inc., illustrated in color. Price \$120. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1981, 46: 226.
140. Gürel G. Porselen Laminat Venerler Bilim ve Sanatı. *İstanbul: QuintessenceYayıncılık Ltd. Şti.*, 2004: s.: 32, 63-112.
141. Tung FF, Goldstein GR, Jang S, Hittelman E. The repeatability of an intraoral dental colorimeter. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2002, 88: 585-590.
142. Karamouzos A, Papadopoulos MA, Kolokithas G, Athanasiou AE. Precision of in vivo spectrophotometric colour evaluation of natural teeth. *Journal of Oral Rehabilitation*, 2007, 34: 613-621.
143. Schwabacher WB, Goodkind RJ. 3-Dimensional Color Coordinates of Natural Teeth Compared with 3 Shade Guides. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1990, 64: 425-431.
144. Mulla FA, Weiner S. Effects of Temperature on Color Stability of Porcelain Stains. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1991, 65: 507-512.
145. Anusavice KJ. *Phillips' Science of Dental Materials-eBook*. Bask1. Elsevier Health Sciences, 2003.
146. http://flairkorea.com/?page_id=74.

147. Ishikawa-Nagai S, Sato RR, Shiraishi A, Ishibashi K. Using a computer color-matching system in color reproduction of porcelain restorations. Part 3: A newly developed spectrophotometer designed for clinical application. *Int J Prosthodont*, 1994, 7: 50-55.
148. https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/a/af/RGB_color_solid_cube.png).
149. Altunsoy S. Farklı post-core materyalleri ve siman renkleri kullanılarak, In-Ceram ve IPS Empress tam seramik restorasyonlardaki renk değişikliğinin incelenmesi. Doktora tezi Ankara, 2001.
150. Davis BK, Aquilino SA, Lund PS, Diaz-Arnold AM, Denehy GE. Subjective evaluation of the effect of porcelain opacity on the resultant color of porcelain veneers. *Int J Prosthodont*, 1990, 3: 567-572.
151. van der Burgt TP, ten Bosch JJ, Borsboom PC, Kortsmit WJ. A comparison of new and conventional methods for quantification of tooth color. *J Prosthet Dent*, 1990, 63: 155-162.
152. Fondriest J. Shade matching in restorative dentistry: The science and strategies. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 2003, 23: 467-479.
153. Vryonis P. Aesthetics in ceramics: perceiving the problem. *Perspectives in Dental Ceramics*. Quintessence Publishing Co., Inc, 1988: 209-218.
154. Okubo SR, Kanawati A, Richards MW, Childress S. Evaluation of visual and instrument shade matching. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1998, 80: 642-648.
155. McLean JW. Bridge design and laboratory procedures in dental ceramics. *The Science and Art of Dental Ceramics*. Vol. II, 1980: 189-209.
156. Powers JM, Paravina R. *Esthetic color training in dentistry*. Baskı. Elsevier Mosby, 2004.

157. van der Burgt TP, ten Bosch JJ, Borsboom PC, Plasschaert AJ. A new method for matching tooth colors with color standards. *Journal of Dental Research*, 1985, 64: 837-841.
158. Culpepper WD. A comparative study of shade-matching procedures. *J Prosthet Dent*, 1970, 24: 166-173.
159. Seghi RR, Hewlett ER, Kim J. Visual and instrumental colorimetric assessments of small color differences on translucent dental porcelain. *Journal of Dental Research*, 1989, 68: 1760-1764.
160. Okubo SR, Kanawati A, Richards MW, Childress S. Evaluation of visual and instrument shade matching. *J Prosthet Dent*, 1998, 80: 642-648.
161. Judeh A, Al-Wahadni A. A comparison between conventional visual and spectrophotometric methods for shade selection. *Quintessence International*, 2009, 40: e69-79.
162. Brewer JD, Wee A, Seghi R. Advances in color matching. *Dent Clin North Am*, 2004, 48: v, 341-358.
163. Li Q, Wang N. Comparison of shade matching by visual observation and an intraoral dental colorimeter. *Journal of Oral Rehabilitation*, 2007, 34: 848-854.
164. Egger B. Natural color concept: a systematic approach to visual shade selection. *QDT*, 2003, 26: 161-170.
165. Preston JD, Ward LC, Bobrick M. Light and Lighting in Dental Office. *Dental Clinics of North America*, 1978, 22: 431-451.
166. Sproull RC. Color Matching in Dentistry .2. Practical Applications of Organization of Color. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1973, 29: 556-566.

167. Wee AG, Monaghan P, Johnston WM. Variation in color between intended matched shade and fabricated shade of dental porcelain. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2002, 87: 657-666.
168. Culpepper WD. A Comparative Study of Shade-Matching Procedures. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1970, 24: 166-+.
169. Haywood VB, Heymann HO. Nightguard vital bleaching. *Quintessence International*, 1989, 20: 173-176.
170. Schmitter M, Mussotter K, Hassel AJ. Interexaminer reliability in the clinical measurement of L* C* h* values using a laminar spectrophotometer. *International journal of prosthodontics*, 2008, 21.
171. Paravina RD. *Esthetic color training in dentistry*. Bask1. Mosby, 2004.
172. Wee AG, Kang EY, Halversen M, Johnston WM, Seghi RR. Evaluating porcelain color match of different porcelain shade matching systems. *Journal of Dental Research*, 2000, 79: 540-540.
173. Paul S, Peter A, Pietrobon N, Hammerle CHF. Visual and spectrophotometric shade analysis of human teeth. *Journal of Dental Research*, 2002, 81: 578-582.
174. <http://www.mht.ch/images/micro.jpg>.
175. KJ. A. Science of Dental Materials. (11. Ed) Saunders, USA. 2003.
176. Brewer JD, Garlapo DA, Chipps EA, Tedesco LA. Clinical discrimination between autoglazed and polished porcelain surfaces. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1990, 64: 631-635.
177. Patterson C, McLundie A, Stirrups D, Taylor W. Efficacy of a porcelain refinishing system in restoring surface finish after grinding with fine and extra-fine diamond burs. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1992, 68: 402-406.

178. Stewart AD, Boyde A. Ion etching of dental tissues in a scanning electron microscope. *Nature*, 1962, 196: 81-82.
179. Seiler H. Secondary-Electron Emission in the Scanning Electron-Microscope. *Journal of Applied Physics*, 1983, 54: R1-R18.
180. Yanez MJ, Barbosa SE. Changes in particle area measurements due to SEM accelerating voltage and magnification. *Microscopy Research and Technique*, 2003, 61: 463-468.
181. Dunlap M, Adaskaveg J. Introduction to the scanning electron microscope. *Theory, practice, & procedures. Facility for Advance Instrumentation. UC Davis*, 1997, 52.
182. Bozzola JJ, Russell LD. *Electron microscopy: principles and techniques for biologists*. Baskı. Jones & Bartlett Learning, 1999.
183. Hayat MA. *Principles and techniques of scanning elektron microscopy: biological applications*. Baskı. 1978.
184. Saghiri MA, Asgar K, Lotfi M, Karamifar K, Saghiri AM, Neelakantan P, Gutmann JL, Sheibaninia A. Back-scattered and secondary electron images of scanning electron microscopy in dentistry: a new method for surface analysis. *Acta Odontologica Scandinavica*, 2012, 70: 603-609.
185. Binnig G, Quate CF, Gerber C. Atomic Force Microscope. *Physical Review Letters*, 1986, 56: 930-933.
186. Paradella TC, Bottino MA. Scanning Electron Microscopy in modern dentistry research. *Brazilian Dental Science*, 2012, 15: 43-48.
187. Donald AM. The use of environmental scanning electron microscopy for imaging wet and insulating materials. *Nature materials*, 2003, 2: 511.
188. Aydın A. Investigation of fractal dimension on atomic force microscopic images. 2001.

189. 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.
190. Teixeira EC, Thompson JL, PIASCIK JR, Thompson JY. In vitro toothbrush-dentifrice abrasion of two restorative composites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 2005, 17: 172-181.
191. 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.
192. Deville S, Gremillard L, Chevalier J, Fantozzi G. A critical comparison of methods for the determination of the aging sensitivity in biomedical grade yttria-stabilized zirconia. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 2005, 72: 239-245.
193. Kao H, Ho F, Yang C, Wei W. Surface machining of fine-grain Y-TZP. *Journal of the European Ceramic Society*, 2000, 20: 2447-2455.
194. 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. *J Prosthet Dent*, 2017, 118: 658-665.
195. Garvie RC NP. Phase analysis in zirconia systems. *J Am Ceram Soc* 1972, 55: 303–305.

196. 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. *J Prosthet Dent*, 2006, 96: 154-164.
197. Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Donovan TE, Ritter AV, Vallittu PK, Närhi TO, Lassila LV. Optical properties and light irradiance of monolithic zirconia at variable thicknesses. *Dental Materials*, 2015, 31: 1180-1187.
198. Elsaka SE, Elnaghy AM. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dental Materials*, 2016, 32: 908-914.
199. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2003, 89: 374-380.
200. Al-Wahadni A. An in vitro investigation into the surface roughness of 2 glazed, unglazed, and refinished ceramic materials. *Quintessence International*, 2006, 37.
201. Baharav H, Laufer B-Z, Pilo R, Cardash HS. Effect of glaze thickness on the fracture toughness and hardness of alumina-reinforced porcelain. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1999, 81: 515-519.
202. Günay Y, Atay A, Ozkan Y, Akyil MS, Karayazgan B, Toksoy F. Effect of colored beverages on the color stability of feldspathic porcelain subjected to various surface treatments. *Quintessence International*, 2009, 40.
203. Magne P, Oh W-S, Pintado MR, DeLong R. Wear of enamel and veneering ceramics after laboratory and chairside finishing procedures. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1999, 82: 669-679.
204. Sarac D, Sarac YS, Yuzbasioglu E, Bal S. The effects of porcelain polishing systems on the color and surface texture of feldspathic porcelain. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2006, 96: 122-128.

205. Cook PA, Griswold WH, Post AC. The effect of superficial colorant and glaze on the surface texture of vacuum-fired porcelain. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1984, 51: 476-484.
206. Fischer H, Marx R. Improvement of strength parameters of a leucite-reinforced glass ceramic by dual-ion exchange. *Journal of Dental Research*, 2001, 80: 336-339.
207. Fischer H, Maier H, Marx R. Improved reliability of leucite reinforced glass by ion exchange. *Dental Materials*, 2000, 16: 120-128.
208. WJ. OB. Dental Materials and their Selection. . *Chicago, Quintessence Int.*, 2002, 3rd ed.
209. Scurria MS, Powers JM. Surface roughness of two polished ceramic materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1994, 71: 174-177.
210. Incesu E YN. Farklı Yüzey Parlatma Sistemlerinin Çeşitli Yapılardaki Dental Seramiklerin Yüzey Sertliği ve Pürüzlülüğüne Etkisinin Değişik Metotlarla Değerlendirilmesi. *Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Uzmanlık Tezi*, 2018.
211. Reşit BH. Farklı Yüzey Parlatma Sistemlerinin Çeşitli Monolitik Zirkonyum Materyallerinin Yüzey Özellikleri Ve Faz Değişimleri Üzerindeki Etkisinin İncelenmesi. *Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Uzmanlık Tezi.*, 2018.
212. Pereira GK, Silvestri T, Camargo R, Rippe MP, Amaral M, Kleverlaan CJ, Valandro LF. Mechanical behavior of a Y-TZP ceramic for monolithic restorations: effect of grinding and low-temperature aging. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*, 2016, 63: 70-77.
213. TW L, K L, K B. Flexural strength of ceramics ground under widely different conditions. *Journal of Materials Processing Technology*,, 1997, 70: 198-206.

214. Song X, Yin L. The quantitative effect of diamond grit size on the subsurface damage induced in dental adjustment of porcelain surfaces. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 2010, 224: 1185-1194.
215. Curtis AR, Wright AJ, Fleming GJ. The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. *Journal of dentistry*, 2006, 34: 195-206.
216. Hatanaka GR, Polli GS, Fais LM, dos SN Reis JM, Pinelli LA. Zirconia changes after grinding and regeneration firing. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2017, 118: 61-68.
217. Al-Wahadni A, Martin D. An in vitro investigation into the wear effects of glazed, unglazed and refinished dental porcelain on an opposing material. *Journal of Oral Rehabilitation*, 1999, 26: 538-546.
218. Preis V, Weiser F, Handel G, Rosentritt M. Wear performance of monolithic dental ceramics with different surface treatments. *Quintessence International*, 2013, 44: 393-405.
219. 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.
220. Hmaidouch R, Muller 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.
221. Hulterström AK, Bergman M. Polishing systems for dental ceramics. *Acta Odontologica Scandinavica*, 1993, 51: 229-234.

222. Klausner LH, Cartwright CB, Charbeneau GT. Polished versus autoglazed porcelain surfaces. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1982, 47: 157-162.
223. Raimondo Jr RL, Richardson JT, Wiedner B. Polished versus autoglazed dental porcelain. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1990, 64: 553-557.
224. 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.
225. 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.
226. Goo CL, Yap A, Tan K, Fawzy A. Effect of polishing systems on surface roughness and topography of monolithic zirconia. *Operative Dentistry*, 2016, 41: 417-423.
227. Boaventura JMC, Nishida R, Elossais AA, Lima DM, Reis JMSN, Campos EA, de Andrade MF. Effect finishing and polishing procedures on the surface roughness of IPS Empress 2 ceramic. *Acta Odontologica Scandinavica*, 2013, 71: 438-443.
228. Sarac D, Turk T, Elekdag-Turk S, Saraç YŞ. Comparison of 3 polishing techniques for 2 all-ceramic materials. *International journal of prosthodontics*, 2007, 20.
229. Goldstein GR, Barnhard BR, Penugonda B. Profilometer, SEM, and visual assessment of porcelain polishing methods. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1991, 65: 627-634.
230. Campbell SD, Kelly JR. The Influence of Surface Preparation on the Strength and Surface Microstructure of a Cast Dental Ceramic. *International journal of prosthodontics*, 1989, 2.

231. Huh Y-H, Park C-J, Cho L-R. Evaluation of various polishing systems and the phase transformation of monolithic zirconia. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2016, 116: 440-449.
232. 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.
233. 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 Surf B Biointerfaces*, 2006, 53: 254-259.
234. Cury-Saramago Ade A, Coimbra PR, Izquierdo Ade M, Elias CN, Ruellas AC, Sant'Anna EF. Ceramic surface polishing techniques after removal of orthodontic adhesive. *Angle Orthod*, 2009, 79: 790-795.
235. Fuzzi M, Zaccheroni Z, Vallania G. Scanning electron microscopy and profilometer evaluation of glazed and polished dental porcelain. *International Journal of Prosthodontics*, 1996, 9: 452-458.
236. Goldstein GR, Barnhard BR, Penugonda B. Profilometer, SEM, and visual assessment of porcelain polishing methods. *J Prosthet Dent*, 1991, 65: 627-634.
237. Janus J, Fauxpoint G, Arntz Y, Pelletier H, Etienne O. Surface roughness and morphology of three nanocomposites after two different polishing treatments by a multitechnique approach. *Dent Mater*, 2010, 26: 416-425.
238. Sarac D, Sarac YS, Yuzbasioglu E, Bal S. The effects of porcelain polishing systems on the color and surface texture of feldspathic porcelain. *J Prosthet Dent*, 2006, 96: 122-128.

239. Sarikaya I, Guler AU. Effects of different polishing techniques on the surface roughness of dental porcelains. *J Appl Oral Sci*, 2010, 18: 10-16.
240. Al-Wahadni A. An in vitro investigation into the surface roughness of 2 glazed, unglazed, and refinished ceramic materials. *Quintessence Int*, 2006, 37: 311-317.
241. Flury S, Lussi A, Zimmerli B. Performance of Different Polishing Techniques for Direct CAD/CAM Ceramic Restorations. *Operative Dentistry*, 2010, 35: 470-481.
242. Wilder AD, Jr., Swift EJ, Jr., May KN, Jr., Thompson JY, McDougal RA. Effect of finishing technique on the microleakage and surface texture of resin-modified glass ionomer restorative materials. *J Dent*, 2000, 28: 367-373.
243. Brewer JD, Garlapo DA, Chipps EA, Tedesco LA. Clinical discrimination between autoglazed and polished porcelain surfaces. *J Prosthet Dent*, 1990, 64: 631-634.
244. Jefferies SR. The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. *Dent Clin North Am*, 1998, 42: 613-627.
245. Whitehead SA, Shearer AC, Watts DC, Wilson NH. Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. *J Oral Rehabil*, 1995, 22: 421-427.
246. Wright MD, Masri R, Driscoll CF, Romberg E, Thompson GA, Runyan DA. Comparison of three systems for the polishing of an ultra-low fusing dental porcelain. *J Prosthet Dent*, 2004, 92: 486-490.
247. Atay A, Karayazgan B, Ozkan Y, Akyil MS. Effect of colored beverages on the color stability of feldspathic porcelain subjected to various surface treatments. *Quintessence Int*, 2009, 40: e41-48.
248. Kim H-K, Kim S-H, Lee J-B, Ha S-R. Effects of surface treatments on the translucency, opalescence, and surface texture of dental monolithic zirconia ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2016, 115: 773-779.

249. Newitter DA, Schlissel ER, Wolff MS. An evaluation of adjustment and postadjustment finishing techniques on the surface of porcelain-bonded-to-metal crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1982, 48: 388-395.
250. 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.
251. Yin L. Property–process relations in simulated clinical abrasive adjusting of dental ceramics. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2012, 16: 55-65.
252. Turp V, Sen D, Tuncelli B, Goller G, Özcan M. Evaluation of air-particle abrasion of Y-TZP with different particles using microstructural analysis. *Australian Dental Journal*, 2013, 58: 183-191.
253. Abi-Rached FO, Martins SB, Campos JA, Fonseca RG. Evaluation of roughness, wettability, and morphology of an yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal ceramic after different airborne-particle abrasion protocols. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2014, 112: 1385-1391.
254. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dental Materials*, 1999, 15: 426-433.
255. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater*, 2004, 20: 449-456.
256. A K. Yttrium Stabilize Tetragonal Zirkonyum Polikristal (Y-TZP) sabit protez altyapılarında, kullanım sürecinde ortaya çıkan kristal faz dönüşümleri ile 3- nokta-eğme mukavemeti arasındaki ilişkinin araştırılması., 2012.

257. Fischer H, Weber M, Marx R. Lifetime prediction of all-ceramic bridges by computational methods. *J Dent Res*, 2003, 82: 238-242.
258. Swain MV HR. Metastability of the Martensitic-Transformation in a 12 Mol-Percent Ceria Zirconia Alloy .2. Grinding Studies. *Journal of the American Ceramic Society*,, 1989, 72: 1358-1364.
259. Kosmac T OC, Jevnikar P, Funduk N, Marion L., . Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics. *J Biomed Mater Res*, 2000, 53(4): 304-13.
260. Luthardt RG, Holzhuter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dent Mater*, 2004, 20: 655-662.
261. Ardlin BI. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater*, 2002, 18: 590-595.
262. Ardlin BI. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dental Materials*, 2002, 18: 590-595.
263. Karakoca S, Yilmaz H. Influence of surface treatments on surface roughness, phase transformation, and biaxial flexural strength of Y-TZP ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 2009, 91: 930-937.
264. Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent*, 2005, 33: 9-18.
265. Guilardi LF, Pereira GKR, Gundel A, Rippe MP, Valandro LF. Surface micro-morphology, phase transformation, and mechanical reliability of ground and aged monolithic zirconia ceramic. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2017, 65: 849-856.

266. Caglar I, Ates SM, Yesil Duymus Z. The effect of various polishing systems on surface roughness and phase transformation of monolithic zirconia. *J Adv Prosthodont*, 2018, 10: 132-137.
267. Huh YH, Park CJ, Cho LR. Evaluation of various polishing systems and the phase transformation of monolithic zirconia. *J Prosthet Dent*, 2016, 116: 440-449.
268. Park C, Vang MS, Park SW, Lim HP. Effect of various polishing systems on the surface roughness and phase transformation of zirconia and the durability of the polishing systems. *J Prosthet Dent*, 2017, 117: 430-437.
269. Al-Haj Husain N, Camilleri J, Ozcan M. Effect of polishing instruments and polishing regimens on surface topography and phase transformation of monolithic zirconia: An evaluation with XPS and XRD analysis. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2016, 64: 104-112.
270. De Kler M, De Jager N, Meegdes M, Van Der Zel J. Influence of thermal expansion mismatch and fatigue loading on phase changes in porcelain veneered Y-TZP zirconia discs. *Journal of Oral Rehabilitation*, 2007, 34: 841-847.
271. Yannikakis SA, Zissis AJ, Polyzois GL, Caroni C. Color stability of provisional resin restorative materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1998, 80: 533-539.
272. Johnston W, Kao E. Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry. *Journal of Dental Research*, 1989, 68: 819-822.
273. Avunduk A, Yardimci S, Avunduk M, Kurnaz L, Kockar M. Determinations of some trace and heavy metals in rat lenses after tobacco smoke exposure and their relationships to lens injury. *Experimental eye research*, 1997, 65: 417-423.
274. Sarıkaya IG, Ahmet Umut. Diş Hekimliği Uygulamalarında Renk Kavramı. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 2009, 15: 118-129.

275. Paul SJ, Peter A, Rodoni L, Pietrobon N. Conventional visual vs spectrophotometric shade taking for porcelain-fused-to-metal crowns: a clinical comparison. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2004, 92: 577.
276. Um CM, Ruyter I. Staining of resin-based veneering materials with coffee and tea. *Quintessence International*, 1991, 22.
277. NO UO. Resistance to staining, flexural strength, and chemical solubility of core porcelains for all-ceramic crowns. *The International journal of prosthodontics*, 2001, 14: 285.
278. Noie F, O'Keefe KL, Powers JM. Color stability of resin cements after accelerated aging. *International journal of prosthodontics*, 1995, 8.
279. Yazici A, Celik C, Dayangaç B, Özgünaltay G. The effect of curing units and staining solutions on the color stability of resin composites. *Operative Dentistry*, 2007, 32: 616-622.
280. Mutlu-Sagesen L, Ergün G, Özkan Y, Bek B. Color stability of different denture teeth materials: an in vitro study. *Journal of oral science*, 2001, 43: 193-205.
281. Park J-K, Kim T-H, Ko C-C, Garcia-Godoy F, Kim H-I, Kwon YH. Effect of staining solutions on discoloration of resin nanocomposites. *American Journal of Dentistry*, 2010, 23: 39.
282. Joiner A. Tooth colour: a review of the literature. *Journal of dentistry*, 2004, 32: 3-12.
283. Inokoshi S, Burrow M, Kataumi M, Yamada T, Takatsu T. Opacity and color changes of tooth-colored restorative materials. *Operative Dentistry*, 1996, 21: 73-80.
284. Gawriolek M, Sikorska E, Ferreira LF, Costa AI, Khmelinskii I, Krawczyk A, Sikorski M, Koczorowski PR. Color and luminescence stability of selected dental

materials in vitro. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 2012, 21: 112-122.



EKLER

EK-1. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler	
Adı Soyadı:	Okan KARALAR
Doğum Tarihi:	27.04.1987
Doğum Yeri:	Alanya
Medeni Hali:	Evli
Adres:	Palandöken/Erzurum
Tel:	05054167414
E-mail:	karalar@hotmail.com
Eğitim	
İlkokul-Ortaokul:	Bilge Bulut İlköğretim Okulu
Lise:	Alanya Ayşe Melahat Erkin Anadolu Öğretmen Lisesi
Lisans:	Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Uzmanlık:	Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi AD.
Yabancı Dil Bilgisi	
İngilizce:	
Üye Olunan Mesleki Kuruluşlar	
İlgi Alanları ve Hobiler	
-	

EK-2. ETİK KURUL ONAY FORMU





T.C
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI
ETİK KURULU

Oturum Tarihi: 20.03.2019
Oturum Sayısı: 4/ 2019


KARAR

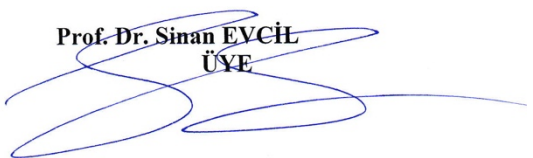
SORUMLU ARAŞTIRMACI	Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU Arş. Gör. Dt. Okan KARALAR
Araştırmanın Açık Adı	<i>Farklı Solüsyonlarda Saklanan Çeşitli Monolitik Zirkonyum Materyallerine Parlatma Sistemleri Uygulaması Sonrası Yüzey Özellikleri, Faz Değişimleri ve Renk Stabilitelerinin İncelenmesi</i>
Karar No	30.
Alınan Karar	Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU danışmanlığında Arş. Gör. Dt. Okan KARALAR'ın hazırladığı " <i>Farklı Solüsyonlarda Saklanan Çeşitli Monolitik Zirkonyum Materyallerine Parlatma Sistemleri Uygulaması Sonrası Yüzey Özellikleri, Faz Değişimleri ve Renk Stabilitelerinin İncelenmesi</i> " konulu Uzmanlık Tezinin Sağlık Bakanlığı tarafından yayımlanan 19 Ağustos 2011 tarih ve 28030 sayılı "Klinik Araştırmalar Hakkındaki Yönetmelik" hükümlerine bağlı kalınarak yapılmak şartıyla; kabul edilmesinde bilimsel ve etik açıdan sakınca olmadığına mevcut oybirliği ile karar verildi.


Prof. Dr. Abdülrahit ERDEM
Etik Kurul Başkanı


Prof. Dr. Recep ORBAK
ÜYE

Prof. Dr. A. Berhan YILMAZ
ÜYE
(Katılmadı)


Prof. Dr. Ümit ERTAŞ
ÜYE


Prof. Dr. Sinan EVCİL
ÜYE