

**T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**FARKLI YÜZEY PARLATMA SİSTEMLERİNİN ÇEŞİTLİ
YAPILARDAKİ DENTAL SERAMİKLERİN YÜZEY
SERTLİĞİ VE PÜRÜZLÜLÜĞÜNE ETKİSİNİN DEĞİŞİK
METOTLARLA DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Esra İNCESU

**Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Uzmanlık Tezi**

**Tez Danışmanı
Prof. Dr. Nuran DİNÇKAL YANIKOĞLU**

**ERZURUM
2018**

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

FARKLI YÜZEY PARLATMA SİSTEMLERİNİN ÇEŞİTLİ YAPILARDAKİ DENTAL SERAMİKLERİN YÜZEY SERTLİĞİ VE PÜRÜZLÜLÜĞÜNE ETKİSİNİN DEĞİŞİK METOTLARLA DEĞERLENDİRİLMESİ

Dt. Esra İNCESU

Tez Savunma Tarihi : 06/02/2018

Tez Danışmanı : Prof.Dr.Nuran YANIKOĞLU

Jüri Üyesi : Prof.Dr.Nuran YANIKOĞLU

Jüri Üyesi : Prof.Dr.Funda BAYINDIR

Jüri Üyesi : Prof.Dr.Gözlem CEYLAN

Jüri Üyesi : Yrd.Doç.Dr.Hatice ÖZDEMİR

Jüri Üyesi :Yrd.Doç.Dr.Mustafa GÜNDOĞDU

ONAY

Bu Çalışma Yukarıdaki jüri tarafından Uzmanlık Tezi Olarak Kabul Edilmiştir.

Prof. Dr. Taşkın GÜRBÜZ
Fakülte Dekanı

Uzmanlık Tezi
ERZURUM-2018

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	VI
ÖZET	VII
ABSTRACT	VIII
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	IX
ŞEKİLLER DİZİNİ	XI
TABLolar DİZİNİ	XVI
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi	4
2.2. Dental Seramiklerin Yapısı.....	6
2.2.1. Feldspar ($K_2OAl_2O_26SiO_2$).....	6
2.2.2. Kuartz (Silika) (SiO_2)	7
2.2.3. Kaolin ($Al_2O_3SiO_2H_2O$).....	7
2.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması	7
2.4. Tam Seramik Restorasyonlar	9
2.4.1. Tam Seramik Sistemlerin Sınıflandırılması.....	9
2.4.1.1. Cam Seramikler	12
2.4.1.2. Alumina Seramikler	15
2.4.1.3. Zirkonyum Esaslı Seramikler	16
2.5. Monolitik Zirkonyum Seramikler (MZ)	20
2.6. Yüzey Pürüzlülüğü	21
2.6.1. Yüzey Pürüzsüzlüğünün Önemi	21
2.7. Dental Seramiklerde Yüzey Bitirme İşlemleri ve Polisaj	22
2.7.1. Aşındırıcı Enstrümanlarla Bitirme ve Parlatma Yöntemleri.....	23

2.7.1.1. Kaba Düzeltme ve Konturlama.....	24
2.7.1.2. Ara Bitirme	24
2.7.1.3. Son Parlatma	24
2.7.2. Bitim ve Polisaj İşleminde Kullanılan Materyaller ve İçerikleri	25
2.7.2.1. Dental Frezler	25
2.7.2.2. Dental Taşlar.....	26
2.7.2.3. Lastik Diskler.....	26
2.7.2.4. Disk ve Şeritler	26
2.7.2.5. Pomza ve Pastalar	26
2.7.2.6. Alüminyum Oksit (Al_2O_3)	27
2.7.2.7. Elmas	28
2.7.2.8. Kuartz.....	28
2.7.2.9. Kum	28
2.7.2.10. Silikon Karbid (SiC)	28
2.7.2.11. Pomza.....	28
2.7.3. Bitim ve Polisaja Etki Eden Faktörler	28
2.7.3.1. Sertlik.....	28
2.7.3.2. Partikül Büyüklüğü	29
2.7.3.3. Partikül Şekli.....	29
2.7.3.4. Hız.....	29
2.7.3.5. Uygulanan Baskı veya Kuvvet	30
2.7.3.6. Yıkama.....	30
2.8. Dental Seramiklerde Glaze İşlemi	30
2.8.1. Overglaze ve Natural Glaze	30
2.8.1.1. Overglaze (<i>Applied Glaze</i>) Tekniği	31

2.8.1.2. Natural Glaze (<i>Self glaze, otoglaze</i>) Tekniği	32
2.8.2. Tekrarlanan Fırınlamalar	33
2.9. Seramik Yüzeylerinin Topografik İncelemesi	33
2.9.1. Konvansiyonel Profilometreler	34
2.9.2. Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM).....	35
2.9.2.1. Yarı-Kontakt (Tapping) AFM'ler	37
2.9.3. Lazer Aynasal Yansıtma	38
2.9.4. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM).....	38
2.9.4.1. ESEM (Çevresel Taramalı Elektron Mikroskobu)	38
2.10. Yüzey Sertliği	39
2.10.1. Yüzey Sertliği Ölçüm Testleri	40
2.10.1.1. Brinell Testi	40
2.10.1.2. Knoop Sertlik Testi	40
2.10.1.3. Barcol Testi	40
2.10.1.4. Rockwell Testi	40
2.10.1.5. Vicker's Testi.....	41
3. MATERYAL VE METOT.....	42
3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller	42
3.1.1. IPS e.max Ceram	43
3.1.2. VitaVM9	43
3.1.3. Lava Plus (3Y-TZP).....	44
3.1.4. Glaze Tozları ve Likitleri.....	45
3.2. Örneklerin Hazırlanması.....	46
3.2.1. IPS e.max Ceram ve Vita VM9 Örneklerin Hazırlanması.....	46
3.2.2. Lava Plus Örneklerin Hazırlanması	48

3.3. Geleneksel Porselen Fırınında Glaze İşleminin Uygulanması	50
3.4. Uygulanan Yüzey İşlemleri	51
3.4.1. Meisinger Luster İntraoral Twist Kit ile Polisaj	52
3.4.2. Optrafine Kit ve Patı ile Polisaj	53
3.4.3. Shofu Ceramiste Kit ile Polisaj.....	54
3.4.4. Komet Keramikpolitur Kit ile Polisaj.....	55
3.5. Örneklerin Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçülmesi.....	56
3.5.1. Yüzey Pürüzlülüğünün Profilometre ile Ölçülmesi.....	56
3.5.2. Yüzey Pürüzlülüğünün AFM Metoduyla Ölçülmesi	57
3.6. Örneklerin Yüzey Sertliğinin Ölçülmesi	58
3.6.1. Yüzey Sertliğinin Klasik Vicker's Metoduyla Ölçülmesi	58
3.7. Örneklerin SEM Analizi	59
3.8. Polisaj Kitlerinin SEM Analizi	60
3.9. Verilerin İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi	61
4. BULGULAR.....	62
4.1. Pürüzlülük ve Yüzey Sertliği Ölçümleri.....	62
4.2. Taramalı Elektron Mikroskobu Görüntüleri	70
4.2.1. Örnek Yüzeylerinin SEM Görüntüleri.....	70
4.2.2. Polisaj Kitlerinin SEM Görüntüleri	76
4.3. AFM Bulguları.....	79
4.3.1. Lava Plus Örneklerde AFM Bulguları.....	79
4.3.2. IPS e.max Ceram Örneklerde AFM Bulguları.....	84
4.3.3. Vita VM9 Örneklerde AFM Bulguları	89
4.3.4. Tüm Seramik Örneklerde AFM Bulguları.....	94
5. TARTIŞMA.....	95

6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	126
KAYNAKLAR	129
EKLER	155
EK-1. ÖZGEÇMİŞ	155
EK-2. ETİK KURUL ONAY RAPORU	156



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,

Gösterdikleri anlayış ve yardımlarından dolayı sayın **Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ**'a, **Prof. Dr. Funda BAYINDIR**'a ve **Prof. Dr. Lütfü İhsan ALADAĞ**'a,

Sayın Yrd. Doç. Dr. Hatice ÖZDEMİR'e, Yrd. Doç. Dr. Mustafa GÜNDOĞDU'ya, Yrd. Doç. Dr. Esra KUL'a,

Çalışmamın istatistik sonuçlarını değerlendirmedeki katkılarından dolayı Sayın **Yrd. Doç. Dr. Fatih ŞENGÜL**'e,

Bu çalışmayı 2016/101 BAP proje numarası ile destekleyen Atatürk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğüne,

Uzmanlık eğitimime birlikte başladığım, bu süreci varlığıyla kolaylaştıran, desteğini ve dostluğunu esirgemeyen sevgili arkadaşım sayın **Uzm. Dt. Merve KÖSEOĞLU**'na,

Varlıkları ve yardımlarıyla uzmanlık sürecimi güzelleştiren değerli arkadaşlarım **Dt. Fatma SONGUR, Dt. Okan KARALAR, Dt. Buket KARALAR ve Dt. Ersoy SAKARYA**'ya,

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

Hayatımın her anında bana destek olan, hayatımı onları onurlandırmak için adadığım canım aileme, hayatımda hep oldukları ve hep olacakları için,

Sonsuz Teşekkürler.

Esra İNCESU

ÖZET

Farklı Yüzey Parlatma Sistemlerinin Çeşitli Yapılardaki Dental Seramiklerin Yüzey Sertliği ve Pürüzlülüğüne Etkisinin Değişik Metotlarla Değerlendirilmesi

Amaç: Bu çalışmanın amacı, farklı yüzey parlatma sistemlerinin değişik yapıdaki dental seramiklerin yüzey sertliği ve pürüzlülüğünde oluşturacağı etkileri profilometre, Tarayıcı Elektron Mikroskobu (SEM) ve Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM) ile değerlendirmektir.

Materyal ve Metot: Çalışmada, farklı yapıdaki üç seramikten (monolitik zirkonya, feldspatik ve flouroapatit içerikli feldspatik) kenarları 14 mm, kalınlığı 2 mm olan kare şeklinde toplam 60 adet örnek hazırlandı. Her seramik türü için beş ana grup oluşturuldu. Birinci gruptaki örneklere glaze işlemi, glaze tabakası aşındırılan dört gruptan ikinci gruptakilere Optrafine polisaj seti ve patı, üçüncü gruptakilere Shofu polisaj seti, dördüncü gruptakilere Meisinger polisaj seti ve son gruba da Komet polisaj seti ile mekanik parlatma işlemleri uygulandı. Her alt gruptaki örnek sayısı 4, ölçüm yapılacak yüzey sayısı ise (n) 8'dir. Örneklerin yüzey pürüzlülüğünün sayısal olarak değerlendirilmesi için (Ra) profilometre cihazı kullanıldı. Ayrıca SEM ile görsel olarak yüzey incelemeleri yapıldı. Yüzey özelliklerinin sayısal ve görsel olarak değerlendirilmesi ve diğer yöntemlerin desteklenmesi için ise AFM kullanıldı. Örneklerin yüzey sertlik değerleri Vicker's sertlik test cihazı ile ölçüldü. Veriler iki yönlü etkileşimli model ile varyans analizi kullanılarak değerlendirildi ve ortalamaların çoklu karşılaştırılmasında Tukey HSD testi kullanıldı. İstatistiksel anlamlılık $p < 0.05$ olarak kabul edildi. Yüzey sertliğinin yüzey pürüzlülüğüne etkisini değerlendirmek için doğrusal regresyon analizi yapıldı, iki özellik arasındaki ilişki Pearson korelasyon testi ile incelendi.

Bulgular: En pürüzsüz yüzey glaze yapılan ve Optrafine polisaj setinin kullanıldığı gruplardan elde edilmiştir ve aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p=0.95$). Diğer gruplar ise glazeden anlamlı bir şekilde farklılık göstermiş ($p < 0.05$) fakat kendi aralarındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p=0.59$). Parlatma işlemleri IPS e.max Ceram ve Vita VM9 seramiklerinin yüzey sertliği üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık oluşturmamıştır ($p > 0.05$). Lava Plus seramiğinde Komet, Shofu, Meisinger ve Optrafine setlerinin kullanıldığı grupların glaze grubundan daha yüksek yüzey sertliğine sahip olması istatistiksel olarak anlamlı tespit edilmiştir ($p < 0.05$). Yüzey pürüzlülüğü (Ra) ve yüzey sertliği arasındaki korelasyon katsayısı ($r = -.424$) istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0.01$) ve ikisi arasında negatif bir ilişki olduğunu belirtmektedir.

Sonuç: Çalışmamızın sonucunda dental seramiklerin ağız içinde uyumlaması sonrası glaze tabakası uzaklaştırıldığında Optrafine polisaj seti ve patının uygulamasının üç seramik türü için de glaze işlemine alternatif olarak kullanılabileceği tespit edilmiştir. Çalışmamızda kullanılan Komet polisaj setinin yüzey düzgünleştirmedeki etkinliği yetersiz bulunmuştur. Farklı porselenler için materyal özellikleri dikkate alınarak farklı bir polisaj yöntemi seçilmelidir. AFM, profilometre ölçümlerini destekleyici ve geliştirici sonuçlar ortaya çıkarmıştır. Bu nedenle dental restorasyonlarda yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmede AFM cihazının kullanılabileceği düşüncesindeyiz.

Anahtar Kelimeler: Atomik Kuvvet Mikroskobu, dental seramik, glaze, polisaj kiti, yüzey pürüzlülüğü, yüzey sertliği.

ABSTRACT

Evaluation of the Effect of Different Surface Polishing Systems on the Surface Hardness and Roughness of Dental Ceramics in Various Structures by Different Methods

Aim: The aim of this study is to evaluate the effects of different surface polishing systems on the surface hardness and roughness of dental ceramics of different types with profilometer, scanning electron microscope (SEM) and atomic force microscope (AFM).

Material and Method: In the study, a total of 60 specimens were prepared with a square of 14 mm in width and 2 mm in thickness from three different ceramic types (monolithic zirconia, feldspathic and fluorapatite feldspathic). Five main groups were formed for each ceramic type. Mechanical polishing procedures were applied to the samples which glazed layer removed, glaze application in the first group, Optrafine Polishing Set and Paste in the second group, Shofu Polishing Set in the third group, Meisinger Polishing Set in the fourth group and Komet Polishing Set in the last group. The number of samples in each subgroup was 4, and the number of surfaces to be measured was (n) 8. For the quantitative evaluation of the surface roughness of the samples (Ra), a profilometer was used. In addition, surface scans were made qualitatively by SEM. AFM was used to evaluate surface features quantitatively and qualitatively and to support other methods. The surface hardness values of the samples were measured with a Vicker's hardness tester. Data were assessed using a two-way interaction model analysis of variance and the Tukey HSD test was used for multiple comparison of averages. Statistical significance was accepted as $p < 0.05$. Linear regression analysis was performed to evaluate the effect of surface hardness on surface roughness. The relationship between the two properties was examined by Pearson correlation test.

Results: The smoothest surface was obtained from the glaze and Optrafine groups and no statistically significant difference was found between them ($p = 0.95$). The other groups differed significantly from the glazes ($p < 0.05$), but the difference between them was not statistically significant ($p = 0.59$). The polishing process did not make a statistically significant difference ($p > 0.05$) on the surface hardness of the ceramics of IPS e. max Ceram and Vita VM9. It was found statistically significant that Komet, Shofu, Meisinger and Optrafine groups had higher surface hardness than the glaze group in Lava Plus ceramics ($p < 0.05$). The correlation coefficient between surface roughness (Ra) and surface hardness ($r = -0.424$) was statistically significant ($p < 0.01$), indicating a negative relationship between the two.

Conclusion: As a result of our study, it was determined that Optrafine polishing set and pat application could be used as an alternative to glaze application for three ceramic types when the glaze layer is removed after dental ceramics are aligned in the mouth. The effectiveness of the Komet polishing set used in the present study in surface smoothing was found to be inadequate. For different porcelains, a different polishing method should be chosen considering the material properties. AFM has proved to be a supportive and developer of profilometer measurements. For this reason, we think that AFM can be used to evaluate surface roughness in dental restorations.

Key Words: Atomic Force Microscope, dental ceramic, glaze, polishing kit, surface roughness, surface hardness.

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

AFM	: Atomik Kuvvet Mikroskobu
Al ₂ O ₃	: Alüminyum oksit
Al ₂ O ₃ -2SiO ₂ -2H ₂ O	: Kaolin
CAD/CAM	: Bilgisayar destekli tasarım/ Bilgisayar destekli üretim
SiO ₂ -LiO ₂	: Lityum disilikat
Ca(PO ₄) ₃ F	: Florapatit
°C	: Derece santigrat
dk	: Dakika
ESEM	: Environmental Scanning Electron Microscope (Çevresel Taramalı Elektron Mikroskobu)
GPa	: Gigapascal
K ⁻¹	: Isısal genleşme katsayısı
K ₂ CO ₃	: Potasyum karbonat
K ₂ O	: Potasyum oksit
K ₂ O-Al ₂ O ₃ -6SiO ₂	: Feldspar
K ₂ Mg ₅ Si ₈ O ₂₀ F ₄	: Tetrasilisik fluormika
KHN	: Knoop sertlik numarası
MAD/MAM	: Manuel destekli tasarım/ Manuel destekli üretim
MPa	: Megapascal
mm	: Milimetre
µm	: Mikrometre
nm	: nanometre
MZ	: Monolitik zirkonyum
LR :	Profil uzunluğu oranı

Li_2SiO_3	: Lityum metasilikat
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
Tg	: Cam transisyon ısısı
Ti_2O	: Titanyum oksit
TZP	: Tetragonal zirkonya polikristali
VHN	: Vicker's sertlik değeri
Y-TZP	: Yttrium-stabilize tetragonal zirkonya
Y_2O	: Yttrium oksit
yy	: Yüzyıl
Zr_2O_3	: Zirkonyum oksit
%	: Yüzde

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
Şekil 2.1. Ortada bir O atomu bulunan SiO tetra hedra bağları.....	6
Şekil 2.2. EP500 basınçlı fırınının yatay kesiti ve basınçla döküm işleminin şematik görünümü	13
Şekil 2.3. Dental restoratif materyallerin bitirme ve cila işlem basamakları	24
Şekil 2.4. Bitirme ve polisaj aletlerinin sınıflandırılması	25
Şekil 2.5. Ra parametresi diagramı.....	34
Şekil 2.6. Rz parametresi diagramı.....	35
Şekil 2.7. AFM probunun şematik görünümü	36
Şekil 2.8. Destek üzerindeki AFM uçlarının SEM görüntüleri	36
Şekil 2.9. AFM görsel sisteminin şematik görünümü	37
Şekil 2.10. a) Vicker's cihazı, b) Vicker's testinde elmas ucun oluşturduğu iz.....	41
Şekil 3.1. Çalışmada kullanılan e.max Ceram üst yapı porseleni.....	43
Şekil 3.2. Çalışmada kullanılan Vita VM9 üst yapı porseleni.....	44
Şekil 3.3. Çalışmada kullanılan Lava Plus Zirconia seramiği	45
Şekil 3.4. Kullanılan glaze materyalleri a) VitaAkzent b) e.max Ceram c) Cercon Ceram kiss.....	45
Şekil 3.5. Örneklerin hazırlanması için kullanılan kalıp	46
Şekil 3.6. Porselen örneklerin hazırlanması	47
Şekil 3.7. Lava Plus Zirconia Discs.....	48
Şekil 3.8. CAD sistemiyle örneklerin tasarlanması	49
Şekil 3.9. Sinterizasyon fırını	49
Şekil 3.10. Örnek kalınlıklarının dijital kumpasla ölçülmesi	50

Şekil 3.11. IPS e.max Ceram, Lava plus ve Vita VM9 seramik grupları için hazırlanan örnekler.....	50
Şekil 3.12. Çalışma grupları ve bu gruplara uygulanan polisaj işlemleri.....	51
Şekil 3.13. Meisinger Luster Intraoral Twist Kit.....	52
Şekil 3.14. Optrafine polisaj kiti.....	53
Şekil 3.15. Optrafine polisaj patı	53
Şekil 3.16. Shofu Ceramiste Polisaj Kiti	55
Şekil 3.17. Komet Keramikpolitur Polisaj Kiti	55
Şekil 3.18. Profilometre cihazı	56
Şekil 3.19. Örneklerin yüzey pürüzlülüğünün ölçümü.....	57
Şekil 3.20. AFM cihazı.....	57
Şekil 3.21. Vicker's cihazı.....	59
Şekil 3.22. Vicker's cihazında ölçüm.....	59
Şekil 3.23. Vicker's cihazı mikroskobundan yüzey görünümü.....	59
Şekil 3.24. SEM cihazı	60
Şekil 3.25. Örneklerin SEM cihazına yerleştirilmesi	60
Şekil 3.26. Örneklerden SEM görüntüsü alınması	60
Şekil 4.1. Seramik materyallere yapılan yüzey parlatma işlemlerinin Ra pürüzlülük değerlerinin kutu grafiği.....	62
Şekil 4.2. Seramik materyallere yapılan yüzey parlatma işlemlerinin Ra pürüzlülük değerlerinin çizgi grafiği	63
Şekil 4.3. Seramik materyallere yapılan yüzey parlatma işlemlerinin Rz pürüzlülük değerlerinin kutu grafiği.....	65
Şekil 4.4. Seramik materyallere yapılan yüzey parlatma işlemlerinin Rz pürüzlülük değerlerinin çizgi grafiği	65

Şekil 4.5. Seramik materyallere yapılan yüzey parlatma işlemlerinin yüzey sertliği değerlerinin kutu grafiği	67
Şekil 4.6. Seramik materyallere yapılan yüzey parlatma işlemlerinin Vicker's sertlik değerlerinin çizgi grafiği	67
Şekil 4.7. Glaze Uygulanan Lava Plus Örneklerin SEM görüntüleri	70
Şekil 4.8. Optrafine Parlatma Kiti Uygulanan Lava Plus Örneklerin SEM görüntüleri	71
Şekil 4.9. Shofu Parlatma Kiti Uygulanan Lava Plus Örneklerin SEM görüntüleri	71
Şekil 4.10. Meisinger Parlatma Kiti Uygulanan Lava Plus Örneklerin SEM görüntüleri.....	71
Şekil 4.11. Komet Parlatma Kiti Uygulanan Lava Plus Örneklerin SEM görüntüleri...	72
Şekil 4.12. Glaze Uygulanan IPS e.max Ceram Örneklerin SEM görüntüleri.....	72
Şekil 4.13. Optrafine Parlatma Kiti Uygulanan IPS e.max Ceram Örneklerin SEM görüntüleri.....	73
Şekil 4.14. Shofu Parlatma Kiti Uygulanan IPS e.max Ceram Örneklerin SEM görüntüleri.....	73
Şekil 4.15. Meisinger Parlatma Kiti Uygulanan IPS e.max Ceram Örneklerin SEM görüntüleri.....	73
Şekil 4.16. Komet Parlatma Kiti Uygulanan IPS e.max Ceram Örneklerin SEM görüntüleri.....	74
Şekil 4.17. Glaze Uygulanan Vita VM9 Örneklerin SEM görüntüleri	74
Şekil 4.18. Optrafine Parlatma Kiti Uygulanan Vita VM9 Örneklerin SEM görüntüleri.....	75
Şekil 4.19. Shofu Parlatma Kiti Uygulanan Vita VM9 Örneklerin SEM görüntüleri....	75

Şekil 4.20. Meisinger Parlatma Kiti Uygulanan Vita VM9 Örneklerin SEM görüntüleri.....	75
Şekil 4.21. Komet Parlatma Kiti Uygulanan Vita VM9 Örneklerin SEM görüntüleri.....	76
Şekil 4.22. Polisaj materyallerinin SEM görüntüsü	78
Şekil 4.23. Glaze yapılmış Lava Plus seramiğinde kontrol AFM görüntüsü	79
Şekil 4.24. Optrafine parlatma kiti ile polisaj yapılmış Lava Plus seramiğinde AFM görüntüsü.....	80
Şekil 4.25. Shofu parlatma kiti ile polisaj yapılmış Lava Plus seramiğinde AFM görüntüsü.....	81
Şekil 4.26. Meisinger parlatma kiti ile polisaj yapılmış Lava Plus seramiğinde AFM görüntüsü.....	82
Şekil 4.27. Komet parlatma kiti ile polisaj yapılmış Lava Plus seramiğinde AFM görüntüsü.....	83
Şekil 4.28. Glaze yapılmış IPS e.max Ceram seramiğinde kontrol AFM görüntüsü	84
Şekil 4.29. Optrafine parlatma kiti ile polisaj yapılmış IPS e.max Ceram seramiğinde AFM görüntüsü	85
Şekil 4.30. Shofu parlatma kiti ile polisaj yapılmış IPS e.max Ceram seramiğinde AFM görüntüsü.....	86
Şekil 4.31. Meisinger parlatma kiti ile polisaj yapılmış IPS e.max Ceram seramiğinde AFM görüntüsü	87
Şekil 4.32. Komet parlatma kiti ile polisaj yapılmış IPS e.max Ceram seramiğinde AFM görüntüsü.....	88
Şekil 4.33. Glaze yapılmış Vita VM9 seramiğinde kontrol AFM görüntüsü.....	89

Şekil 4.34. Optrafine parlatma kiti ile polisaj yapılmış Vita VM9 seramiğinde	
kontrol AFM görüntüsü	90
Şekil 4.35. Shofu parlatma kiti ile polisaj yapılmış Vita VM9 seramiğinde kontrol	
AFM görüntüsü.....	91
Şekil 4.36. Meisinger parlatma kiti ile polisaj yapılmış Vita VM9 seramiğinde	
kontrol AFM görüntüsü	92
Şekil 4.37. Komet parlatma kiti ile polisaj yapılmış Vita VM9 seramiğinde kontrol	
AFM görüntüsü.....	93
Şekil 4.38. Çalışmada kullanılan seramik örneklerin yüzey işlemleri sonrası AFM	
görüntüleri.....	94

TABLolar DİZİNİ

<u>Tablo No</u>	<u>Sayfa No</u>
Tablo 2.1. Dental aşındırıcı ve materyal sertlikleri.....	29
Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan seramik materyaller, glaze tozları, glaze likitleri, polisaj kitleri, polisaj patı.....	42
Tablo 3.2. Lava Plus Zirconia materyalinin kimyasal kompozisyonu.....	44
Tablo 3.3. IPS e.max Ceram, Vita VM9 ve Lava Plus Zirconia örneklerin glaze fırınlaması sıcaklıkları	51
Tablo 4.1. Seramik materyallere yapılan yüzey parlatma işlemlerinin Ra pürüzlülük değerleri	63
Tablo 4.2. Seramik materyallere yapılan yüzey parlatma işlemlerinin Rz pürüzlülük değerleri	66
Tablo 4.3. Seramik materyallere yapılan yüzey parlatma işlemlerinin Vicker's sertlik değerleri	68
Tablo 4.4. Pürüzlülük ve yüzey sertliği değerleri için parametrik çift yönlü varyans analizi sonuçları	69
Tablo 4.5. Yüzey pürüzlülüğü ve sertliği Pearson Korelasyon testi sonuçları	69
Tablo 4.6. Materyallerin yüzey sertliklerinin yüzey pürüzlülüklerine (Ra) etkilerine ait regresyon analizi sonuçları	70

1. GİRİŞ

Diş hekimliğinde protez terimi, bir veya daha fazla dişin ve ilişkili yapıların yapay olarak yerine konması anlamına gelmektedir.¹ Çeşitli sebeplerden dolayı oluşabilecek diş kayıplarının protetik restorasyonlar ile rehabilitasyonu, hastanın yaşam konforunu olumlu yönde etkiler. Günümüzde hastaların estetik beklentilerinin artmasıyla birlikte tam seramik restorasyonlar sahip oldukları estetik kaliteleri sebebiyle hem hastalar hem de hekimler için oldukça popüler hale gelmiştir.² İdeal bir restoratif materyalde aranan başlıca özellikler şunlar olmalıdır; diş ve kemik yapıları ile biyouyumlu olmalı, diş-dişeti doğal görünümünü etkilememeli, mine ve dentin yapısına uygunluk göstermeli ve kaybedilen veya zarar görmüş dokuların fonksiyonunu devam ettirmelidir.³ Metal desteksiz restorasyonlar metalik faz içermedikleri için hem kaliteli bir estetik sağlarlar hem de biyouyumludurlar.² Restorasyonun translüensliği ışık geçirgenliğine izin verir.⁴ Tam seramik sistemler estetiği artırırken⁵ biyomekanik açıdan gereken özelliklere sahip olmalı ve metal-seramik restorasyonlar gibi uzun ömürlü olmalıdırlar.⁶ Estetik, fonksiyon ve biyouyumluluk açısından bu materyallerin yüzeyleri pürüzsüz ve parlak olmalıdır. Bu restorasyonların olumsuz özellikleri ise kırılma yapısında olmaları ve karşıt dişlerde aşınmaya sebep olmalarıdır. Seramik restorasyonları fırınlama ya da hastaya uyumlama aşamalarında seramiğin yapısında oluşan porözite ve mikroçatlaklar, bu materyalin kırılma yapısında olmasının ana sebepleri arasındadır. Seramik yüzeyinin pürüzlülüğü ve sertliği ne kadar fazlaysa karşıt dişte oluşturduğu aşınma miktarı da o oranda artmaktadır. Bu gibi problemlerin aşılması hastaya teslim edilecek seramik restorasyonlar ile hastanın estetik ve fonksiyon ihtiyaçlarının yerine getirilmesi diş hekimi açısından önemli bir sorumluluktur. Bu nedenle dental seramiklerin yapımı sırasında iç yapısı güçlendirilmeye çalışılmakta ve çeşitli yüzey işlemleri uygulanarak bu işlem desteklenebilmektedir.⁷ Uygulanan yüzey

işlemleri; kimyasal etkileşmeler, polisaj teknikleri ve farklı glaze fırınlama yöntemleridir. Bu yöntemlerle pürüzsüz ve dayanıklı yüzey özelliklerine sahip dental seramikler elde edilmeye çalışılmaktadır. Pürüzsüzlük elde edildikçe de karşıt dişlerde daha az aşınmaya sebep olan, daha estetik, en az plak tutulumuna sahip ve dolayısıyla diş eti sağlığının sürdürülebildiği restorasyonlar üretilebilmektedir.⁸ Seramik yüzeyinin parlaklığını, pürüzsüzlüğünü ve camsı özelliğini arttırmak için glaze işlemi uygulanır.⁹ Yüzeye glaze uygulanmadığında yüzey poröz yapıda, dayanımı az, karşıt dişleri aşındıran, plak birikimine neden olan ve estetik olmayan bir yapıdadır.⁹⁻¹³ Ayrıca, yumuşak dokularda enflamasyon ve diş çürüğü oluşumuna da neden olmaktadır.^{11, 12} Glaze işlemi yaparken glaze tozu ve likiti karıştırılıp restorasyonun yüzeyine sürülür ve fırınlanır ya da seramik materyal fırında ısıtılarak yüzeyinde doğal bir glaze tabakası oluşturulur. Bu iki yöntemde de fırınlanma işlemi gerekmektedir.^{13, 14} Fırınlama sıcaklıkları, her dental seramik materyal için farklılıklar göstermektedir ve üretici firmaların talimatlarına uygun olmalıdır. Seramik restorasyonlar yapıtırdıktan sonra bazı nedenlerle ağız içinde aşındırma işlemine gerek duyulabilmektedir. Bu nedenler; okluzal çatışma noktalarının eliminasyonu, kontaklardaki basıncın hafifletilmesi ve konturlara ufak müdahaleler yapılması olarak sıralanabilmektedir. Yapılan bu müdahaleler sonucunda parlak ve cilalı yüzey özellikleri kaybolmakta ve iç yüzey özellikleri bozulabilmektedir. İdeal olanın seramik yüzeyine glaze yapılması görüşü hakim olsa da, klinikte seramik yüzeyinde yapılan küçük düzeltmeler “reglazing” işlemi yerine polisaj ile düzeltilebilir.^{12, 15} Seramik restorasyonlara glaze işlemine alternatif olarak kullanılacak değişik polisaj tekniklerini destekleyen çeşitli araştırmalar mevcuttur.^{12, 16-18} Bu amaçla parlak ve düzgün yüzey özelliklerinin elde edilebilmesi için polisaj lastikleri, elmas grenli polisaj patları ve pomza gibi malzemelerden yararlanılabilmektedir.

Bu çalışmanın hipotezi; farklı seramik materyallerine uygulanacak çeşitli polisaj sistemlerinin, seramiklerin yüzey sertliğine etkisinin olmadığı ve her materyal için ona uygun bir polisaj sistemi seçildiğinde glaze kadar pürüzsüz yüzeyler elde edilebileceği yönündedir.

Bu in-vitro tez çalışmasının amacı; değişik polisaj setlerinin farklı seramik materyallerin yüzey pürüzlülüğü ve yüzey sertliğine etkilerini incelemektir. Bu amaçla Vicker's sertlik cihazı, profilometre, AFM ve SEM kullanılarak elde edilen veriler istatistiksel olarak incelenip farklı araştırmalarla karşılaştırılacaktır.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi

Seramik sözcüğü, “topraktan gelme, yakılmış olan” anlamına gelen ve Yunanca bir kelime olan “keramikos” tan türetilmiştir.¹⁹⁻²¹ İnsanoğlu tarafından yapay olarak üretilen ilk materyaldir.²² Seramiklerin kullanımı 10.000 yıl öncesine, taş devrine kadar uzanmaktadır.²³ Porselen, Çinliler tarafından M.Ö. 50 yıllarında üretilmiş ve Portekizli denizciler sayesinde XVI. yüzyılda Avrupa’ya getirilmiştir.^{19, 21, 23} Kapsamlı bir anlama sahip olan seramik sözcüğüne göre porselen terimi, bunun daha alt gruplarını ifade etmektedir.²⁴ Porselen terimi, İtalyanca küçük deniz kabuğu anlamına gelen ‘porcellana’ kelimesinden türetilmiştir. Porcella, istridye kabuğunun iç yüzeyindeki sedefin beyaz, parlak kıvrımları anlamına gelmektedir.¹⁹ “Dental porselenler” terimi, içinde farklı kristal partiküllerinin serpiştirildiği cam matriks içeren camsı yapıda, dayanıklı seramik materyaller için kullanılmaktadır. Camsı yapı düzensiz bağlar içerir, zayıf ve tamamen transparandır. Kristalin yapının atomik dizilişi ise daha düzenlidir, bu yapı daha dayanıklı fakat daha opak bir özellik göstermektedir.^{19, 24} İlk örnekleri bin yıl kadar öncesine dayanan porselenin dental materyal olarak kullanımı, 1700’lü yıllara uzanmaktadır.¹⁹ 1723 yılında porselen üzerinde çalışmaya başlayan Pierre Fauchard diş ve diş eti renginin porselenle taklit edilebileceğini düşünmüştür.²² Yapısında porselenin kullanıldığı bir protez, ilk olarak 1774 yılında diş hekimliğine Fransız eczacı olan Alexis Duchateau tarafından tanıtılmıştır.²⁵ Duchateau ve diş hekimi Nicolas Dubois de Chenant birlikte çalışarak, 1789 yılında ilk porselen diş materyalinin patentini almışlardır.²² İtalyan diş hekimi Giusseppangelo Fonzi tarafından 1808 yılında, platin pinler veya çerçeve ile proteze sabitlenen ilk kişisel porselen dişler yapılmıştır.²⁶ Bu dişlerin dezavantajları ise, opaklık ve kırılma olmuştur.²² 1903 yılında Dr. Charles Land tam seramik kuronları yüksek ısı porseleniyle platin folyo üzerinde fırınlama

tekniklerini kullanarak üretmiştir. Bu restorasyonların dezavantajları ise düşük bükülme dayanımına sahip olmaları ve kırılmaları olarak gösterilmiştir.^{22, 23, 27} 1962 yılında Amerika Birleşik Devletleri tarafından metal-seramik restorasyonların patentinin alınmasının ardından 1963 yılında Vita Firması (Vita Zahnfabrik, Almanya) ilk ticari porseleni üretmiştir.¹⁹ 1965 yılında İngiltere’de McLean ve Huges,²⁸ platin folyo üzerinde metal desteği olmaksızın alt yapıyı fırınlayarak bir sistem geliştirmişlerdir. Bu sistemin içeriği, porselene güçlendirici olarak % 40-50 oranında alüminyum oksit ilave edilmesidir. Bu güçlendirici ajanın ilavesiyle kırılma dayanımında önemli bir artış sağlanmıştır.^{27, 29} Dayanıklılığın artmasının yanında görünümdeki opaklık artışı ve estetik dezavantajlardan dolayı üst yapı materyali elde etmek için feldspatik porselen kullanımı gerekmiştir.^{23, 27, 30}

1972 yılında Southan ve Jorgensen, “refraktör day” malzemesini geliştirerek birçok gelişme için öncü nitelik taşımışlardır.^{27, 31} 1984 yılında Adair ve Grossman, dökülebilir bir cam seramik olan Dicor’u üretmişlerdir.^{23, 27} Aynı yıllarda yaklaşık % 70 oranında alümina içeren refraktör day üzerine uygulanıp üzerinde porselenin pişirildiği Hi-Ceram sistemi geliştirilmiştir.³² 1988 yılında Fransa’da % 90’ın üzerinde alümina içeren, alümina alt yapının cam partikül ilavesiyle güçlendirildiği In-Ceram adında yeni bir kor sistemi piyasaya sürülmüştür.^{23, 27, 31}

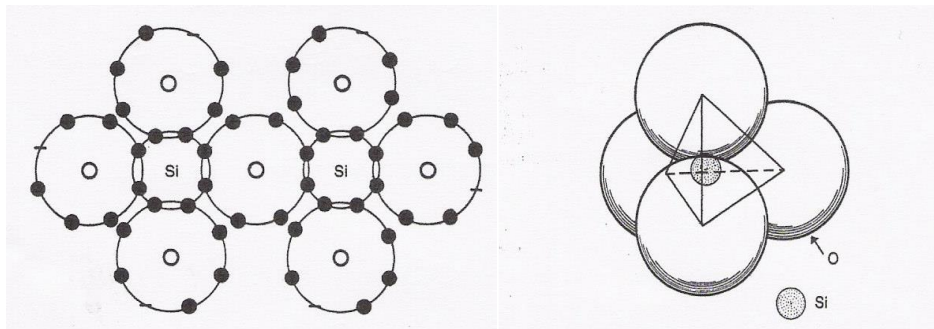
1990 yılında lösit kristali içeriği % 34 olan IPS Empress sistemi piyasaya sürülmüştür. Bu sistemde, yüksek sıcaklıkta basınç altında lösit kristalleri mikroçatlak oluşumunu önlemekte ve kristalizasyona gerek duyulmamaktadır.^{23, 33} 1998 yılında IPS Empress 2 sistemi piyasaya sürülmüştür.²³ % 70 oranında lityum disilikat ve lityum orto fosfat ilavesi ile hem estetiğinin hem de dayanıklılığının IPS Empress sistemine göre artması sağlanmıştır. IPS e.max Press sistemi ise, 2005 yılında geliştirilmiş, % 70 oranında lityum disilikat içeren preslenebilir ingotlara sahiptir. Bu sistem dört farklı

opasiteye sahip ingotları ile estetik ve dayanıklılık açısından Empress ve Empress 2 sistemlerinden ayrılmaktadır.^{34, 35}

Zirkonyum oksit de tam seramik restorasyonların güçlendirilmesi amacı ile yapıya ilave edilen malzemelerden birisi olmuştur. In-Ceram Alumina sisteminin bir modifikasyonu olan In-Ceram Zirconia, cam infiltre aluminaya % 35 oranında parsiyel stabilize zirkonya ilave edilmesi ile elde edilen bir alt yapı seramiğidir. CAD/CAM teknolojisi kullanılarak şekillendirilebilen yttrium ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristal (Y-TZP) esaslı seramik bloklar da tam seramik restorasyonlar için son zamanlarda geliştirilen alt yapı materyalleridir.³⁶

2.2. Dental Seramiklerin Yapısı

Diş hekimliğinde kullanılan porselen, dört oksijen (O^-) atomu ile merkezde yer alan bir silisyum (Si^{+4}) atomu arasında kimyasal bağ kurulmasıyla oluşan silisyum tetraoksitten (SiO_4) meydana gelmektedir. Yapısı üç boyutludur ve feldspar, kuartz, kaolin porselenin temel bileşenleridir. Ayrıca opaklaştırıcı, lüminisans özelliği veren ajanlar, ara oksitler, cam modifiye ediciler, renk pigmentleri ve akışkanları da bulundurmaktadır.²⁰



Şekil 2.1. Ortada bir O atomu bulunan SiO tetra hedra bağları³⁷

2.2.1. Feldspar ($K_2OAl_2O_3 \cdot 6SiO_2$)

Porselenin ana yapısını oluşturan ve ona doğal bir saydamlık veren temel maddedir.^{38, 39} Potasyum alümina silikat ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$) ve sodyum alümina silikat

($\text{Na}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$) karışımıdır ve bağlayıcı özellikte bir maddedir. K_2O içerikli feldspar, dental seramiğin şeffaflık kalitesine olumlu etkide bulunurken, pyroplastik akışını azaltır.⁴⁰ Feldspar porselenin yapısında % 70-90 oranında bulunur.²⁰

2.2.2. Kuartz (Silika) (SiO_2)

Kuartz; yapı içinde doldurucu görevi yaparak dental seramiklere destek oluşturan, silika yapısında ve erime ısısı diğer maddelere göre daha yüksek (yaklaşık $1700\text{ }^\circ\text{C}$) olan bir maddedir. Pişirme sonucu ortaya çıkabilecek büzülme önler. Isısal genleşme katsayısını kontrol etmeye yardımcı olur. % 10-30 oranında bulunur ve porselenin dayanıklılığının artmasını sağlar.^{29, 38, 41, 42}

2.2.3. Kaolin ($\text{Al}_2\text{O}_3 \cdot \text{SiO}_2 \cdot \text{H}_2\text{O}$)

Dehidrate olmuş alüminyum silikattır. Diğer maddeleri bir arada tutan $1800\text{ }^\circ\text{C}$ 'de eriyen kaolin; yapışkan yapıda alüminyum hidrat silikatıdır. Opak yapıdadır ve ısıya oldukça dayanıklıdır. Porselende kaolin % 1-5 oranında bulunur.

Bu maddelerin dışında seramik yapıya; ara oksitler, akışkanlar ve cam modifiye ediciler, çeşitli renk pigmentleri, opaklaştırıcı ve lüminisans özelliği geliştiren çeşitli ajanlar da eklenmiştir.^{29, 38, 41, 42}

2.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Birçok porselen sınıflaması bulunmasına rağmen en kabul göreni, porselenleri içeriklerine göre sınıflandırmış olan O'Brien'in sınıflamasıdır.²⁹

A. İçeriklerine Göre Dental Seramikler;²⁹

1. Metal destekli sistemler

2. Tam seramikler

a. Kuvvetlendirilmiş alt yapı seramikleri

i. Alumina ii. Spinel enjeksiyon dökümü iii. Magnesia iv. Zirconia

b. Feldspatik porselen

- i. L6sıt oranı d6ş6k ii. L6sıt oranı y6ksek
- c. D6k6lebilir cam seramikler
 - i. Mika i7eren ii. L6sıt i7eren iii. Lityum disilikat i7eren

B. Erime Isılarına G6re;^{37, 43, 44}

1. Y6ksek ısı porselenleri (1315 6C-1370 6C)
2. Orta ısı porselenleri (1090 6C-1260 6C)
3. D6ş6k ısı porselenleri (870 6C-1065 6C)
4. Ultra-d6ş6k ısı porselenleri (650 6C-850 6C)

C. Şekillendirme T6rlerine G6re;⁴⁴

1. Fırınlanan porselenler
2. D6k6lebilir porselenler

D. Kullanım Alanlarına G6re;^{30, 45}

1. Metal kuron ve k6pr6 protezlerinde uygulanan porselenler
2. Tam porselen kuronlar, inleyler, onleyler ve estetiğin 6ncelikli olduğu veneerlerde uygulanan porselenler
3. Hareketli protezlerde kullanılan yapay dişlerin 6retiminde kullanılan porselenler

E. Yapım Tekniklerine G6re;^{45, 46}

1. Geleneksel metal destekli porselenler
2. D6k6m metal 6zerine hazırlanan porselenler
3. Elektroliz y6ntemiyle metal alt yapı 6zerine hazırlanan porselenler
4. Metal folyo 6zerine hazırlanan porselenler
5. Tam seramik porselenler
6. Geleneksel toz-likit karışımı ile yapılan seramikler
7. Presleme ile hazırlanan seramikler

8. Dökülebilir seramikler

9. İnfiltrasyon seramikler

10. Frezleme ile üretilen seramikler

2.4. Tam Seramik Restorasyonlar

Estetik başarıları, yüzey düzgünlükleri, dayanıklılıkları, biyouyumlulukları gibi olumlu özellikleriyle dental seramikler, eksik veya madde kaybı olan dişlerin yerini alarak yaygın bir şekilde kullanılmaktadırlar.⁴⁷⁻⁵⁰ Daha başarılı estetik restorasyonlara artan talep sebebiyle daha iyi mekanik özelliklere sahip gelişmiş seramik sistemler üretilmeye başlanmıştır.^{49, 50} Yüzeylerinde meydana gelen gerilme stresinin sınırlandırılması için porselenler, daha kuvvetli bir alt yapı ile güçlendirilmelidirler. Bunun için, metal ya da kuvvetli bir alt yapı seramiği kullanılabilir. Başka bir yöntem ise, porselenin tüm yapısının kuvvetlendirilmesidir.²⁹ Metal destekli porselenlerde görülen dezavantajları ortadan kaldırmak amacı ile tam seramik restorasyonlar geliştirilmiştir. Tam seramik restorasyonlar gelişmiş ışık geçirgenliklerine bağlı olarak metal-porselen restorasyonlara göre yüksek estetik başarıya sahiptirler.⁵¹

2.4.1. Tam Seramik Sistemlerin Sınıflandırılması

Tam seramiklerin yapım tekniklerine göre sınıflandırılması:^{46, 52, 53}

1. Sinterleme fabrikasyon tekniği

- Lösit (IPS Empress)
- Alumina (Procera Allceram)
- Floroapatit (IPS e.max Ceram)

2. Isı ile presleme fabrikasyon tekniği

- Lösit (IPS Empress)
- Lityum disilikat (IPS e.max Press)
- Floroapatit (IPS e.max ZirPress)

3. Slip-cast&cam infiltrasyonu fabrikasyon tekniği

- Alumina (In-Ceram Alumina)
- Spinel (In-Ceram Spinel)
- Zirkonya (In-Ceram Zirconia)

4. Sert freze tekniği fabrikasyon tekniği

- Lityum disilikat (IPS e.max CAD)
- Feldspar (Vita Mark II)
- L6s6t (IPS Empress CAD)

5. Yumuşak freze tekniği fabrikasyon tekniği

- Zirkonya (Cercon, Lava, IPS e.max ZirCAD)
- Alumina (Procera, In-Ceram AL)

6. Yumuşak freze tekniği&cam infiltrasyonu fabrikasyon tekniği

- Alumina (In-Ceram Alumina)
- Spinel (In-Ceram Spinel)
- Zirkonya (In-Ceram Zirconia)

Tam seramiklerin içeriklerine g6re sınıflandırılması:³⁶

1. Cam seramikler:

a. Feldspatik seramikler

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

b. L6s6t kristalleri ile g6lendirilmiş seramikler

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

- c. Lityum disilikat kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler
 - IPS Empress II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
 - IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

2. Alumina Esaslı Seramikler:

- 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. Turkom-Cera (Turkom-Ceramic, Malezya)
- e. Procera All-Ceram (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç)
- f. Synthoceram (Cicero, Horn, Hollanda)

3. Zirkonyum Esaslı Seramikler:

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

2.4.1.1. Cam Seramikler

Cam seramikler, kayıp mum tekniği kullanılarak bir revetman içindeki boşluğa santrifüj edilebilen ya da preslenebilen seramiklerdir. Kor yapısını güçlendirmek için de kullanılabilirler. Feldspatik seramikler, lösit ile ve lityum disilikat ile güçlendirilen seramikler cam seramiklerdir. Örnek olarak; Dicor, Cerapearl, Finesse, IPS Empress ve IPS Empress 2 verilebilir.⁵⁴

A. Feldspatik Seramikler

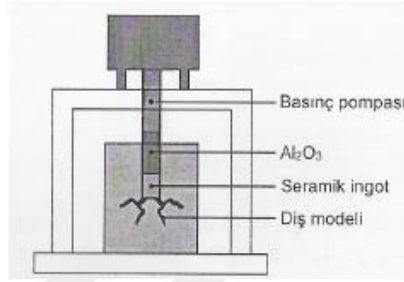
Vitablocks Mark I (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya): Feldspatik bir seramiktir. Yapısı, dayanıklılığı ve aşınma özellikleri metal-seramik restorasyonlarda kullanılan feldspatik seramiğe benzemektedir. Bükülme direnci 93 MPa'dır.⁴⁶

Vitablocks Mark II (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya): Mark I'den daha küçük grenli partiküller içeren dayanımı yükseltilmiş feldspatik porselendir.⁴⁶ % 60-64 SiO₂ ve % 20-23 Al₂O₃ içerir. Hidroflorik asit ile pürüzlendirilerek mikromekanik retansiyon sağlar ve adeziv simantasyon yapılıdır. İn vitro araştırmalarda karşıt dişte çok az miktarda çiğneme aşınmasına sebep olduğu gösterilmiştir. Monokromatik yapıda olması dezavantajıdır.

Vita Triluxe Bloc (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya): Doğal dişlerin optik görünümünü taklit etmek için multi-renkli bir seramik blok olan Vita Triluxe Bloc üretilmiştir. 3 boyutlu tabakalı bir yapı oluşturur. Bu yapının iç üçlüsü: 1. tabaka opak alt yapı, 2. tabaka nötral zone bölgesi, 3. tabaka ise translüsent tabakadır.⁵⁵ Cerec sisteminde üretilmektedir.

B. Lösit Kristalleri ile Güçlendirilmiş Seramikler

IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein): 1983 yılında Zürich Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protez Bölümünde, Wohlewend ve Scharer tarafından geliştirilmiş bir sistemdir.⁵⁶ Feldspatik porselen olan IPS Empress'in yapısını, lösit kristalleri (SiO_2 , Al_2O_3 , K_2O) oluşturmaktadır.⁵⁷ Materyalin bükülmeye karşı direnci 120-200 megapascal (MPa)'dır, yüksek ışık geçirgenliği ve aşındırma etkisi doğal dişe benzer. Kayıp mum tekniğiyle yapılır. EP500 isimli bir fırında lösit içeren ingotlar, 1075 °C-1180 °C'de yumuşatılarak basınçlı bir şekilde mum atımından sonra oluşan boşluğa preslenir.^{58, 59}



Şekil 2.2. EP500 basınçlı fırınının yatay kesiti ve basınçla döküm işleminin şematik görünümü⁶⁰

IPS Empress I porseleni elde ederken ısı ve basınç altında yapılan şekillendirme ve veneer porselen fırınlamalarının, bükülme dayanımını arttırdığı rapor edilmiştir.⁵⁷ IPS Empress veneer, inley, onley, porselen ve tek kuron yapımında kullanılmaktadır. Üç veya daha fazla üyeli köprülerde kullanılmaz.⁴⁶

IPS ProCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein): Lösit kristalleriyle güçlendirilmiştir ve daha ince partikül büyüklüğüne sahiptir. Cerec in Lab sistemi (Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) ile kullanılması için üretilmiştir ve çok sayıda rengi bulunmaktadır.⁶¹

Optec OPC: Feldspatik yapıya sahip olan, ağırlığının % 50'sini lösit kristallerinin oluşturduğu bir cam seramiktir. Alt yapı kullanılmadan hazırlanan tam seramik kuronlar folyo ya da ısıya dayanıklı kökler üzerinde şekillendirilmektedir.

Optec (Jeneric Pentron, Wallingford; Conn), son derece estetik bir sistem olmasına rağmen yetersiz kenar uyumu en büyük dezavantajıdır.

C. Lityum Disilikat ile Güçlendirilmiş Seramikler

IPS Empress II: Asıl kristalin fazı % 60 oranında lityum disilikatın ($\text{SiO}_2\text{-LiO}_2$) oluşturması seramiği IPS Empress I'den farklı hale getirmiştir.³⁶ İkinci kristal faz lityum ortofosfattan (Li_3PO_4) meydana gelmekte ve daha düşük hacme sahiptir. Kırılma dayanımı yaklaşık olarak lösit cam seramiklerden üç kat daha fazladır ve fleksural (esneme) dayanıklılığı 350-450 MPa'dır.⁶² Lityum disilikat cam porselen tabletleri EP500 adı verilen özel fırında 920 °C'de visköz akma özelliğine ulaşır ve basınçla revetman boşluğunun içine yollanır. Lityum cam porselen kor yapı üzerine, tabakalama tekniği ile florapatit yapıda cam seramik uygulanır. Isısal genleşme katsayıları birbiri ile uyumlu olan lityum disilikat kor yapı ile üzerine pişirilen apatit cam porselen materyaller arasında oluşan bağlanmanın güvenilir olduğu gösterilmiştir. IPS Empress II sistemi ile anterior ve posterior kuron restorasyonları ve en fazla ikinci premolara kadar uzanan anterior köprüler hazırlanabilir.⁶⁰ Materyalin kor kısmındaki kimyasal yapılar IPS Empress ve IPS Empress 2'nin asıl farklılığını oluşturur. Bu farklılık, IPS Empress 2'nin kırılmaya karşı olan direncini IPS Empress'e göre üç kat arttırmıştır. Ayrıca IPS Empress 2'de cam daha az olduğu için kırılmaya karşı direnç fazla, mikro çatlak oluşum riski azdır.^{27, 63, 64} Karşıt doğal diş aşınmasının daha az olması, optik özellikler ve translüsentlik açısından diğer seramiklerden daha avantajlıdır.⁶⁵

IPS e.max Press: Ivoclar Vivadent firması tarafından 2005 yılında güçlendirilmiş preslenebilir cam seramik materyali olan IPS e.max Press sistemi üretilmiştir. Empress II sistemi gibi lityum disilikattan oluşur. Fırınlama tekniğindeki farklılıklarla fiziksel özelliği ve estetiği arttırılmıştır.⁶⁶ IPS e.max Press ingotlar, 400 MPa'lık bükülme direnci ile preslenebilir cam seramikler arasında en yüksek direnci

gösterirler.⁶⁷ Temel kristal faz olan lityum disilikat 3-6 µm uzunluğundaki iğne benzeri kristallerden oluşur. Bu lityum disilikat kristaller, cam matris içine gömülmüş şekildedir. IPS e.max Press seramik ingotları içeriğinde ağırlıkça; % 57-80 SiO₂, % 11-19 Li₂O, % 0-13 K₂O , % 0-11 P₂O₅, % 0-8 ZrO₂, % 0-8 ZnO ve % 0-10 diğer oksitler ve seramik pigmentleri bulunmaktadır.⁶⁶ Farklı opasitelerde homojen ingot seçenekleri vardır. IPS e.max Press ingotlar, IPS Empress ingotlara göre daha geniş çapta ve hacimdedirler. Diş renginde ve yüksek estetikle preslenen alt yapılar daha sonra IPS e.max Ceram ile veneerlenirler. Bu sistem ile veneer, inley, onley, kuron ve en distaldeki dayanak diş en fazla 2. premolar diş olmak üzere üç üyeli köprülerin yapımı uygundur.³⁶

2.4.1.2. Alumina Seramikler

In-Ceram: In-Ceram Alumina (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) 1985'te Dr. Michel Sadoun tarafından geliştirilmiştir. In-Ceram porselen sistemi üç boyutlu olarak birbirine penetre olan, alumina ve camdan oluşan iki faz içermektedir.³¹
⁶⁸ Bu sistemde 1-5 mikron gren boyutuna sahip alüminyum oksit kristalleri ile kor materyaline yüksek direnç sağlanır. Restorasyona son şeklini vermek için güçlendirilmiş kor yapı üzerine konvansiyonel üst yapı seramik materyali (Vitadur N Alumina porseleni) fırınlanır.^{60, 69} In-Ceram alumina sisteminin anterior ve posterior bölgede tek kuron ve anterior bölgede üç üyeli köprü restorasyonlarının yapımında kullanılması endikedir.^{70, 71}

In-ceram tekniği için iki modifiye porselen kombinasyonu belirtilmektedir; In-Ceram Spinell (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) ve In-Ceram Zirconia (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya). In-Ceram Spinell; kristal olarak magnezyum spinel (MgAl₂O₄) içerir ve restorasyonun şeffaflığını arttırdığı belirtilmiştir. In-Ceram Zirconia seramiğin mekanik özelliklerini geliştirmek amacıyla alumina yapısına % 35

oranında parsiyel stabilize zirkonyum oksit ilave edilmesiyle elde edilen, In-Ceram Alumina sisteminin modifiye edilmiş halidir.⁷² Zirconia'nın kor materyali opak olduğu için posterior bölgede kuron ve köprü protezi olarak kullanımı uygundur.⁷³⁻⁷⁵

Turkom Cera: Daha yüksek kırılma direncine (530-670 MPa) sahip bir malzemedir. Anterior ve posterior tek kuron restorasyonlar, anterior ve posterior 3 ya da 4 üyeli köprü restorasyonları ve tüm çene restorasyonların yapımında kullanılabilir.^{38, 59}

Procera (Nobel Biocare AB, Göteborg, İsveç): Yüksek oranda saf alüminyum içeren bir CAD/CAM yöntemidir.⁶⁰ Bu sistem, anterior ve posterior bölgelerde tek diş restorasyonları için tam seramik kuronlar üretilirken kullanılmaktaydı. Günümüzde laminate veneer ve köprü restorasyonları da bu sistemle yapılabilmektedir.^{76, 77} Bükülme dayanımı 687 MPa'dır.⁷⁸

Synthoceram: CICERO (Computer Integrated Ceramic Reconstruction) sisteminde cam infiltre edilmiş yüksek dayanımlı alüminyum oksit seramik kullanılmaktadır. Diş preparasyonu, komşu ve antagonist dişler lazer tarayıcı ile 3 boyutlu olarak bilgisayar ortamına aktarılır. Bilgisayarda dizayn edilen alt yapılar alüminyum oksit bloklardan frezelenir ve sinterlenir.⁷⁹ Daha sonra lösit içermeyen bir cam seramik olan Syntagon (CICERO, Hoorn, Hollanda) ile üst yapısı oluşturulur.⁸⁰

2.4.1.3. Zirkonyum Esaslı Seramikler

Cerec: 'Chairside Economical Restorations of Esthetic Ceramics' kelimelerinin baş harflerinden oluşan CEREC (Sirona, Bensheim, Almanya), bilgisayar teknolojisi ile tasarımı ve üretimi yapılan dental restorasyonların hazırlanmasında en yaygın olarak kullanılan sistemlerden biridir.⁸¹ Mormann ve Brandestini⁸² tarafından ilk kez 1984 yılında çalışılan bu sistem, 1992 yılında Cerec 1, 1994 yılında Cerec 2, 2000 yılında Cerec 3 ve 2005 yılında da in-EOS (ExtraOral-Scanner) olarak geliştirilmiştir. Cerec 3

sistemi; network, multimedya ve ağız içi renkli video kamera ya da dijital radyografik birim ile kombine edilmiştir.⁸³ Bilgisayar desteği ile restorasyonun tasarımı yapıldıktan sonra seramik blok freze yoluyla şekillendirilmektedir.^{43, 83} Vitablocks Mark I, Vitablocks Mark II, Dicor MGC, Cerec ProCAD, Cerec Vitablocks InCeram-Alumina ve Cerec Vitablocks In Ceram-Zirconia bu sistemde bulunan ürünlerdir. Cerec InLab ile 3 üyeden daha uzun köprüler yapılamamakta ve sistemin okluzal yüzeyi şekillendirebilmesi yetersiz kalmaktadır.⁸⁴

Celay (Vita, Bad Säckingen, Almanya): Porselen bloktan kopya freze tekniği ile tam seramiklerin kor kısmını elde etmeyi sağlar. Hastadan ölçü alınır, ana model elde edilir, day spacer uygulanır. Ölçüsü alınan dişin modeli üzerine, diş teknisyeni tarafından özel bir kompozit malzemesi kullanılarak alt yapı işlenir. Bu alt yapı, iki bölmeye sahip olan cihazın sol taraftaki bölmesine yerleştirilir. Bu bölmede, kompozit modelasyon üzerinde dolaşarak alt yapıyı tarayan ve aşındırıcı özelliği olmayan tarayıcı uçlar bulunur. Cihazın sağ taraftaki bölmesine de aşındırılması istenilen blok yerleştirilir. Aşındırılmış zirkonya alt yapı 1120 °C’de sinterlenir, cam infiltre edilerek 1140 °C’de tekrar fırınlanır.

Procera AllZircon (Nobel Biocare AB, Goteborg, İsveç): Yoğun olarak sinterlenmiş alüminyum oksit yapıları için geliştirilmiş bir CAD/CAM metodudur.⁶⁰ Avantajı; yüksek oranda saf alüminyum içermesinden dolayı, cam infiltre kor materyallerine göre daha dayanıklı ve translüsent olmasıdır.^{59, 62} Procera sistemine ait CAD ünitesi hekimin bireysel olarak çalıştığı laboratuvarında bulunurken; CAM üniteleri, biri İsveç diğeri Amerika’da olmak üzere sadece iki merkezde bulunmaktadır. Alt yapılar, bu iki merkez laboratuvardan birinde hazırlanır. Data transferi internet aracılığı ile yapılmaktadır. Merkez laboratuvardan gelen zirkonyum alt yapı üzerine, zirkonyum alt yapılar için özel olarak üretilmiş üst yapı porseleni (Nobel Rondo) yerleştirilerek

restorasyon bitirilir.

Cercon (DeguDent, Hanau, Almanya): Bu sistemde, bilgisayar destekli dizayn yapılmaz. Alt yapı, konvansiyonel mum modelaj tekniği ile hazırlanır. Mum modelaj, gümüş tozlarıyla kaplandıktan sonra Cercon Brain ünitesindeki lazer tarayıcı ile taranır.

Elde edilen bilgiler freze ünitesine aktarılır ve ‘Cercon base’ adı verilen bloklardan alt yapı frezelenir. Sinterleme işlemi tamamlanan alt yapılar, sistemin kendisine uygun üst yapı porseleni (Cercon Ceram Kiss) ile kaplanır ve restorasyonun son şekli verilir.²³ Son zamanlarda daha büyük blokların da üretilmesiyle birlikte sistem, 6 üyeli restorasyonların yapılabilmesine olanak tanımıştır.^{85, 86}

DC-Zirkon (DCS Dental AG, Allschwill, İsviçre): Alt yapının oluşturulması CAD/CAM ile gerçekleşir. Sistem ‘tam otomatik lazer projeksiyonu ile çalışan optik tarayıcı’ (Preciscan), ‘Dentform yazılım’ (DCS) ve ‘frezeleme makinası’ (Precimill) olmak üzere üç bölümden oluşmaktadır.⁸⁷ Alt yapı, tam sinterlenmiş prefabrike Y-TZP zirkonya bloklarından, doğrudan istenilen final boyutlarda frezelenir.

Denzir (Decim AB, Skelleftea, İsveç): Bu sistemde ölçü işlemi Decim Reader ile gerçekleştirilmektedir. Restorasyonun tasarımı bilgisayarda Decim Designer denilen yazılım ile yapılmaktadır. CAM ünitesinde ölçümler Decim Calculator ile yapıldıktan sonra üretim Decim Producer tarafından gerçekleştirilmektedir. Decim sistemi ile seramik restorasyonlar üretilebilmektedir.

Zeno Tec (Wieland, Pforzheim, Almanya): Sistem, üç boyutlu lazer tarayıcı, sinterleme fırını, freze makinesi ve vakum içermektedir. Ölçü alındıktan sonra hazırlanan modeller, lazer tarayıcı ile taranır. CAM ünitesinde sinterlenmemiş zirkonya bloklardan hazırlanan alt yapılar, normal boyutlarından ortalama % 20 daha büyük hazırlanır. Alt yapı, 12 saatlik sinterleme işleminden sonra gerçek boyut ve sertliğe ulaşır.⁸⁸

Everest (Kavo, Biberach, Almanya): Kavo firması tarafından üretilen, anterior ve posterior bölgelerde uygulanabilecek kuron ve köprü protezlerinin alt yapısının hazırlanması için kullanılan bir CAD/CAM sistemdir. Temel olarak; tarayıcı ünite (Everest scan), aşındırıcı ünite (Everest engine) ve sinterleme fırınından (Everest therm) oluşmaktadır.

Zirkonzahn (Steger, Ahrntal, İtalya): Bu sistem ile hem CAD/CAM hem de MAD/MAM (Manual Aided Design/Manual Aided Manufacturing) yöntemiyle üretim yapılabilmektedir. MAD/MAM yönteminde, alt yapı ışıkla polimerize olan kompozitle dizayn edilir. Restorasyonun şekillendirilebilmesi için kompozit dizayn, makinenin okuyucu ucunun bulunduğu tarafa, ZirkonZahn blok ise aşındırma işleminin yapılacağı tarafa yerleştirilir. Okuyucu frez, teknisyen tarafından hazırlanan kompozit alt yapı üzerinde manuel olarak hareket ettirilirken, kesici frez zirkonya blok üzerinde susuz ortamda restorasyonu şekillendirir. Daha sonra restorasyon 1500 °C'de 16 saat süre ile sinterlenir. CAD/CAM sisteminde ise restorasyonu yapılacak alt yapının modeli optik olarak Optical Scanner S 600'de taranır, bilgisayar yazılımıyla alt yapı tasarımı yapılır ve CAD/CAM M5 kullanılarak zirkonya bloktan alt yapı frezelenerek hazırlanır.

Lava (3M Espe Dental AG, Seefeld, Almanya): Bu sistem tarayıcı, bilgisayar yazılımı, frezeleme ünitesi ve sinterleme fırınına içeren ünitelerden oluşan, CAD/CAM teknolojisini kullanan bir sistemdir.⁸⁵ 2003 yılında kullanıma sunulan Lava sisteminde, sinterlenmemiş zirkonya bloklar kullanılır ve bu durum blokların işlenmesini kolaylaştırır.³⁶ Laboratuvarda model elde edildikten sonra optik tarayıcı ile model taranır. Daha sonra özel olarak geliştirilmiş yazılım programı kullanılarak restorasyon ekranda dizayn edilir. Bu bilgiler Lava Form frezeleme makinesine aktarılır. Sinterlenmemiş zirkonya bloklardan geniş bir şekilde aşındırılır ve Lava Therm sinterleme fırınında, 1500 °C'de 11 saat sinterlenir. Alt yapı 7 farklı renkle

renklendirilebilir. Sinterlenen alt yapı daha sonra veneer porseleni (Lava Ceram) ile kaplanır. Lava sistemi mekanik ve optik özellikleri nedeni ile, hem ön hem de arka bölgeye yapılacak restorasyonlarda kullanılabilir.⁸⁹

2.5. Monolitik Zirkonyum Seramikler (MZ)

Monolitik terimi Yunanca'daki "mono: tek" ve "lithos: taş" kelimelerinden gelen, malzemelerin tamamının düzenli bir yapıya sahip olduğunu ifade eden bir terimdir. Monolitik materyaller mikro yapı olarak iki veya daha çok fazlıdır ancak sabit özelliklere sahiptirler.⁹⁰

Monolitik zirkonyumlar, kısmi olarak yttrium ile stabilize edildiğinden (% 0.01) yüksek bükülme direnci (1570 MPa) ve yüksek ısıya dayanma gücüne (2600 °C'ye kadar) sahiplerdir. Isıya karşı olan bu direnç sayesinde, boyutsal stabiliteleri oldukça yüksektir.⁹¹ Yapısında herhangi bir organik bağlayıcı olmadan birbirinin içine geçen atomlara sahip olan solid ya da translüsent olarak da adlandırılan bloklardır.⁹²

Zirkonyum restorasyonlarda en sık karşılaşılan sorunlar ve kısa ömürlü olmalarının sebebi veneer porselende meydana gelen koheziv kırılmalarıdır.⁹³ Bu dezavantajı ortadan kaldırmak amacıyla CAD/CAM sistemlerle yalnızca tek bir materyalden üretilen, veneer porselene ihtiyaç duyulmayan monolitik kuronlar geliştirilmiştir.⁹⁴

MZ restorasyonların biyoyumluluklarının yüksek olmasının yanında; yüksek translüenslik özellikleri ve gözeneksiz yapıları sayesinde mükemmel doğal görünüme sahiptirler.⁹¹ Görünümleri doğala yakın olduğundan dolayı estetiği sağlamak için seramiklerle veneere edilmeleri gerekmemekte, doğal diş rengi elde edebilmek için yalnızca özel boyama solüsyonları ile boyanmaları yeterli olmaktadır. Bu özellikleri sayesinde veneer porselen ile zirkonyum alt yapı arasında görülen "chipping" denilen

kopma ve kırılmalarla karşılaşılmamakta^{90, 94} ayrıca; estetik kaygı yaşamadan gülme hattı içerisinde bulunan her bir diş için rahatlıkla kullanılabilir.⁹⁵

Aşınma dirençleri doğal dişe çok yakın olan gözeneksiz bir yapıya sahip olan MZ restorasyonlar;⁹⁰ zamanla karşıt doğal dişte abrazyonlara ve yaşlanmalara sebep olan zirkonyum esaslı kuronlar gibi bir abrazyon dezavantajına sahip değildir.⁹⁶

Bu malzemeler, cam faz içermeyen yoğun polikristalin katılardır ve ortalama parçacık boyutu 0.5 µm'den daha düşüktür.

Zirkonyum alt yapıli seramik kuronların kullanıldığı tüm endikasyonlar, monolitik zirkonyum restorasyonlar için de geçerlidir. Ayrıca, yüksek sertlik ve kırılma dirençlerinden dolayı ek olarak; implantüstü restorasyonlarda, uzun gövdeli köprü protezlerinde, interoklüzal mesafenin yetersiz olduğu durumlarda, endokurionlarda, inley ve onley kurionlarda kullanılabilir.

2.6. Yüzey Pürüzlülüğü

Yüzey pürüzlülüğü; materyalin özelliklerine ya da elde edilme yöntemine bağlı olarak yüzey dokusunda oluşan çok ince düzensizlikler olarak tanımlanır.⁹⁷

2.6.1. Yüzey Pürüzsüzlüğünün Önemi

Diş hekimliğinde yapılan restorasyonlarda düzgün yüzeyler elde edilmesi ağız sağlığı ve estetik gereksinimler için oldukça önemlidir. Bitirme ve cila işlemlerinin temel amacı da restorasyona uygun bir kontur, uygun bir oklüzyon, sağlıklı embraşür ve düzgün bir yüzey kazandırmaktır.⁹⁸ Dişlerin ve restorasyonların yüzey pürüzlülüğü ile plak birikimi, restorasyonların renklenmesi ve estetiğın direkt ilişkisi vardır.⁹⁹ Bunun yanında, pürüzlü yüzeyler kırılmaya daha eğilimli olduklarından yüzey düzgünlüğünün sağlanması ile kırılma riskinin de azalabileceği rapor edilmiştir.¹⁰⁰ Karşıt sert dokularda aşındırma ve bunun neticesinde dişlerde boyanma artar.^{12, 30, 101-103} Leke, plak ve diş taşı birikir.^{12, 101} Bunun neticesinde, oral yumuşak dokularda enfeksiyon ve dental çürük

sıklığı artar.^{11, 12, 103} Pürüzlü yüzeylerde serbest yüzey enerjisi daha küçük olduğundan, mikroorganizmaların tutunması ve kolonizasyonu kolaylaşır.^{10, 11, 103, 104} Estetik kalite düşer.^{101, 105} Bu olumsuzlukları gidermek, hasta konforu, optimum estetik, ağız hijyeni ve klinik başarı elde etmek için restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğü en aza indirilmelidir.¹⁰² Dental seramiklerde glaze işleminin, yüzey özellikleri bakımından büyük bir önemi vardır. Glaze sayesinde plak birikimi azalır, doğal diş yapısının parlaklığı ve yüzey özellikleri aynen yansıtılır.¹⁰⁶ Yüzey pürüzsüzlüğü, seramik direncini artırır.^{70, 101} Seramik materyalinin direncini geliştirmek için birbirinden farklı yöntemler geliştirilmiştir.¹⁰⁷ Bunlar; metal alt yapının kullanılması,¹⁰⁸ iyon değişimi,¹⁰⁹ kontrollü kristalizasyon,¹¹⁰ mikro yapının biçimlendirilmesi¹¹¹ ve rezin yapıştırma ajanlarının uygulanmasıdır.¹¹² Literatürde mölleme, parlatma veya glaze işlemlerinin bükülme dayanıklılığını arttırdığı açıkça gösterilmiştir.¹¹³ Glaze yapılmamış porselenin transvers dayanıklılığı, glaze tabakalı porselene göre % 40-46 daha azdır. Glaze sayesinde yüzey kusurları düzeltildiğinden, en dış yüzeydeki çatlakların oluşumu azalır.^{23, 30}

2.7. Dental Seramiklerde Yüzey Bitirme İşlemleri ve Polisaj

Yüzey bitirme; materyalin pürüzlü formdan daha düzgün bir forma dönüştürülmesi anlamına gelmektedir.¹¹⁴ Polisaj ise; bitirme işlemleri sırasında oluşan çiziklerin ve yüzey pürüzlülüğünün azaltılmasıdır. Bu iki işlem birbirine bağlıdır ve uygun bir restorasyonun yapımında birbirinden ayrı düşünülemez.¹¹⁵ Dental restorasyonların uygun şekilde bitirilerek yüzey düzgünlüklerinin sağlanması hem estetik bütünlük hem de ağız sağlığı için oldukça önemlidir. Restoratif diş hekimliğinde bitirme ve cila işlemleri birbirini takip eden çeşitli basamakları kapsamaktadır.⁹⁸ Posterior dişlerde okluzal kontakt alanlarındaki minenin pürüzlülük değeri 0.64 µm'dir.¹¹⁶ Yapılan restorasyonların da yüzey pürüzlülüğünün bu değere yakın ya da

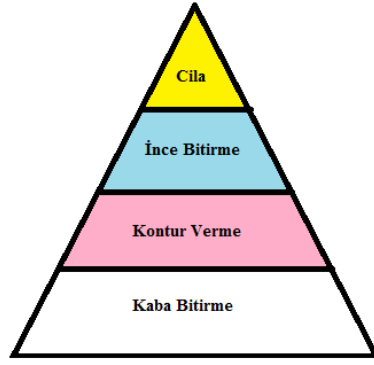
altında olması istenir. İyi şekillendirilmiş ve cilalanmış bir restorasyon, gıda artıkları ve patojenik bakterilerin tutunmasına engel olarak ağız sağlığının korunmasına yardımcı olur.¹¹⁴ Bunun için, restorasyon yüzeylerinin pürüzlülüğünün azaltılması gereklidir. Düzgün yüzeylerin sağladığı avantajlar;¹¹⁴

- Bazı materyallerin kararma ve korozyona uğrama olasılığı azaltılmış olur.
- Çiğneme sırasında gıdalar, çiğneyici ve ara yüzeylerden daha kolay kayabileceği için ağız işlevleri daha kolay yapılır.
- Diş ipi ve diş fırçası yardımıyla ağız temizliği ve bakımı daha kolay yapılır.
- Restorasyon temas noktalarının düzgünlüğü sayesinde komşu ve karşıt dişlerdeki aşınma miktarı en aza indirilmiş olur. Bu, özellikle mine ve dentinden daha sert yapıda olan bazı seramik türleri için önem taşır.
- Kaba materyal yüzeylerinin sebep olduğu, dişler arasında fonksiyonel ve dengeleyici temasların kaybına neden olabilecek yüksek temas noktası streslerine yol açmaz.

Pürüzlü seramik yüzeyi; plak birikiminin artmasına, dişeti iltihabı ve yumuşak doku reaksiyonlarına veya karşıt dişlerde aşınmaya neden olabilir.^{12, 15, 114, 117} İlave olarak, porselenin aşındırılması seramik restorasyonun dayanıklılığını da azaltabilir.¹²

2.7.1. Aşındırıcı Enstrümanlarla Bitirme ve Parlatma Yöntemleri

Dental restorasyonların parlak bir yüzeye sahip olması için birbirini takip eden üç aşamanın uygulanması gerekmektedir. Bunlar; kaba düzeltme-konturlama, ara bitirme ve son parlatma aşamalarıdır.¹⁶



Şekil 2.3. Dental restoratif materyallerin bitirme ve cila işlem basamakları ¹¹⁸

Bu “piramit” sembolü deneysel gözlemlere bağlı olarak her bir basamağa ilişkin harcanan zamanı ve çabayı da kapsamaktadır. Bununla birlikte, en üst basamakta olan yüzey cilası ve restorasyonun estetiğinin önemi vurgulanarak bunların elde edilmesi için daha fazla zaman harcadığı ve en son uygulanan cila işlemlerine daha fazla özen gösterilmesi gerektiği anlaşılmaktadır.¹¹⁸

2.7.1.1. Kaba Düzeltme ve Konturlama

Restorasyondaki büyük yüzey bozukluklarının giderilmesidir. 100 µm ya da daha büyük partiküllü aşındırıcılar kullanılır. Bu amaçla; elmas frezler, yivli bitirme frezleri ve aşındırıcı bitirme diskleri kullanılır.^{16, 29}

2.7.1.2. Ara Bitirme

Bu aşamada amaç, restorasyonun sonuç şeklinin ve konturunun oluşmasını sağlamaktır. Ara bitirme işleminde pürüzlü yüzeylerden pürüzsüzlüğe ilk geçiş sağlanır.^{119, 120} Kaba düzeltme ve konturlama işleminin yarattığı çizikler ve yüzey kusurları, bu aşamada giderilir. Ara bitirme için kullanılan aşındırıcıların grenleri 100 µm'den küçük, 15-20 µm'den büyüktür.¹⁶

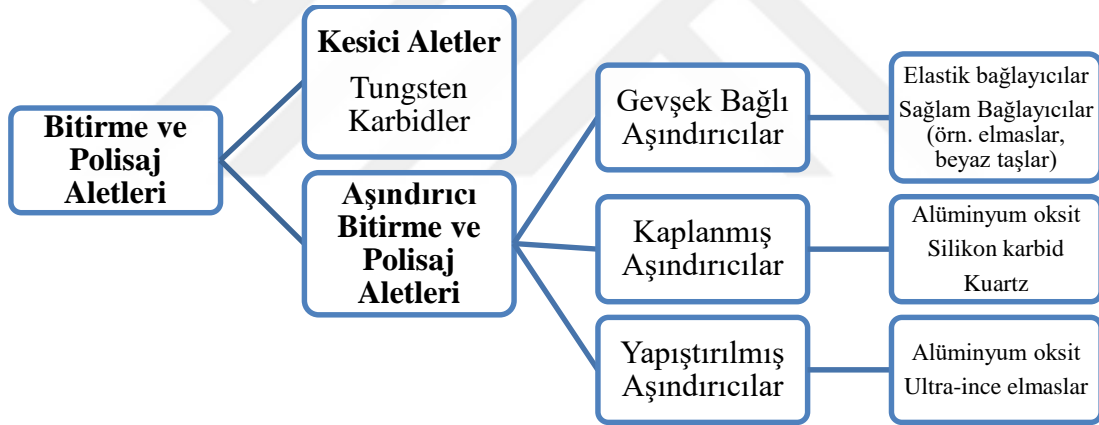
2.7.1.3. Son Parlatma

Çok küçük partikül büyüklüğüne sahip aşındırıcılar ile yapılır. Pürüzsüz bir yüzeyde çizik olmamalı, yüzey düzgün bir yapıya sahip olmalıdır.^{29, 120} Parlatma, yüzey parlak görünene kadar çiziklerin eşit olarak azaltıldığı yüzey aşındırma işlemidir.¹²⁰

Parlatma işlemi sonucunda, çizikler gözle görülmez hale gelse de ayrıntılı incelemede bazı çizikler farkedilebilir.^{29, 119, 121} Biriken aşındırıcı partiküller porselen yüzeyi ara aşamalarda temizlenmezse, yüzey çiziklerinin derinleşmesine neden olur.¹²¹ Son aşamada parlak görünümlü bir yüzey elde etmek için parlatma patları uygulanabilir. Parlatma patlarındaki aşındırıcıların partikülleri 0.3-20 µm boyutlarındadır.^{16, 119}

2.7.2. Bitim ve Polisaj İşleminde Kullanılan Materyaller ve İçerikleri

Şekil 2.4'te sınıflandırması verilmiş olan pek çok enstrüman diş hekimliğinde restorasyon yüzeylerinin bitirilmesi amacıyla kullanılmaktadır. Bunlar arasında en çok tercih edilenler; oluklu karbit bitirme frezleri, sert/yüzeyi kaplanmış seramik elmas döner aletler, silikon-lastik diskler ve halkalar, silikon karbit ya da alüminyum oksit kaplanmış aşındırıcı diskler olarak sayılabilir.^{16, 122}



Şekil 2.4. Bitirme ve polisaj aletlerinin sınıflandırılması¹⁶

2.7.2.1. Dental Frezler

Bunlar tungsten karbit veya elmas frezlerdir. Tungsten karbit frezler daha düşük hızda kullanılırlar. 12, 20 ve 40 µm partikül büyüklüğünde elmas parçaları içeren elmas frezler restorasyon veya mine bitiminde ve polisajında kullanılırlar. Her iki frezin değişik partikül ölçülerine sahip tipleri mevcuttur. Kullanımları materyal sertliği ve klinisyenin tercihine göre değişir. Elmas frezler, yüksek hızda ve basınç uygulanmadan kullanılmalıdır.²⁹

2.7.2.2. Dental Taşlar

Aşındırıcı partiküllerinin birbirlerine sinterlendiği veya organik rezinle yapıştırıldığı aletlerdir. Piyasada ince, orta ve kalın olarak bulunmaktadır. Taşların renkleri içerdikleri materyale göre değişir. Yeşil taşlar, silikon karbit içerirler ve metal, porselen şekillendirilmesi için kullanılırlar. Beyaz taşlar, ince grenli alüminyum oksit içerirler ve mine, porselen ve kompozitlerin bitim ve polisajında kullanılırlar. Elmas taşların alüminyum oksit veya silikon karbit taşlara göre genellikle daha yüksek kesme etkileri vardır.²⁹

2.7.2.3. Lastik Diskler

Elastomerik matriks içerisinde ince partiküllü alüminyum oksit, silikon karbit veya krom oksit içeren aletlerdir. Restorasyon yüzeyinde ince aşındırma yaparlar. Partikül büyüklüklerine göre büyük partiküllüden ince partikül içeren alete göre sıra ile kullanılarak restorasyon yüzeyindeki çentik ve pürüzlülükler yok edilir.^{29, 123}

2.7.2.4. Disk ve Şeritler

İnce plastik disk ve şeritlere aşındırıcı partiküllerin yapıştırılmasından oluşurlar. Bitimde düz bir yüzeyin elde edilmesinde gözle görülür derecede etkilidirler. Şerit ve disklerde genellikle kullanılan aşındırıcılar garnet (grena), zımpara, alüminyum oksit ve kuartzdır.^{29, 123}

2.7.2.5. Pomza ve Pastalar

Dental porselenlerin bitim ve polisajlarında en son basamak ıslak keçe, ince alüminyum oksit veya elmas partikülleri emdirilmiş keçeler veya pamuk diskler ile polisaj patı ya da pomza uygulanmasıdır. Bu patlar da küçük partikül büyüklüğüne sahip alüminyum oksit veya elmas partikülleri içerirler.^{29, 123} Kaplanmış aşındırıcılar genellikle kağıt, polyester film ya da diğer polimer destekli malzemelerdir. Aşındırıcı parçacıklar, bu malzemenin ya arka yüzünde dağılmıştır ya da simetrik olarak iki yüzü

de aşındırıcıdır.¹²² En çok bilinen şekli dairesel kaplanmış bitirme diskleridir. Genellikle aşındırıcı parçacık olarak alüminyum oksit kullanılmakla birlikte silikon karbitin aşındırıcı olarak kullanıldığı ticari ürünler de mevcuttur. Paslanmaz çelik mandrel yardımıyla kullanılan elmas aşındırıcı parçacık ile kaplanmış silindirik dönen elmas frezler de bu grup içinde sayılmalıdır.¹⁶

Yapıştırılmış aşındırıcılar, aşındırıcı parçacıkların aletin tüm yüzeyinde düzgün dağılmış olduğu aşındırıcılardır. Ana yapısı lastik ya da silikon içerikli sentetik bir malzemedir, fakat aynı zamanda sert ve esnemez olmalıdır. Düşük ya da yüksek hızda döner el aleti ile özellikle kompozit restorasyonların bitirilmesinde kullanılan mermi şeklinde veya sivri uçlu beyaz taş örnek olarak verilebilir.¹⁶ Diş hekimliğinde kullanılan şekliyle gevşek bağlı aşındırıcı polisaj patları, gliserin gibi suda çözünen bir materyal içinde dağılmış ince grenli alüminyum oksit ya da elmas parçalarından oluşur. 0.3-1 µm parçacık boyutlu alüminyum oksit patlar genellikle kompozit rezin yüzeylerin son bitiminde kullanılırlar. Alüminyum oksit patların porselenlerin (örn, renklendirilmemiş Dicor ya da Dicor MGC'de) yüzey bitiminde de kullanılabileceği bildirilmiştir.^{16, 122} Elmas polisaj patları; 10 µm'den daha küçük parçacık boyutlu gevşek bağlı aşındırıcı elmas parçacık içerirler. En bilinen ve etkin olan elmas patlar, parçacık boyutu 3-4 µm ve 1 µm olanlarıdır. Elmas polisaj patları, esas olarak uyumlama sonrası yapısı bozulmuş porselen materyallerinin son polisajı için kullanılırlar.¹⁶

2.7.2.6. Alüminyum Oksit (Al₂O₃)

Saf olmayan alüminyum oksitten (boksit) değişik parçacık boyutlarında üretilir. Kalın, orta ve ince grenli parçacıklar çoğunlukla kağıt ya da plastik disklere yapıştırılır. Kırmızı kahverengi diskler şeklindedir. 27-50 µm parçacık boyutlu alüminyum oksit toz, hava ile aşındırma ünitesinde kullanılır.^{114, 122}

2.7.2.7. Elmas

Bilinen en sert yapıdır. Elmas dilimler bir taşıyıcıya gömülerek taş ve disk şeklinde hazırlanır. Aşındırıcı dönen aletler, esnek metale bağlanmış aşındırıcı şeritler ve elmas polisaj patları şeklinde kullanılır.

2.7.2.8. Kuartz

Çok sert, renksiz ve transparan özellikte bol ve yaygın bulunan bir elementtir. Kuartz kristali parçaları toz haline getirilerek elde edilen keskin açılı parçacıklardan kaplanmış aşındırıcı diskler elde edilir. Sıklıkla metal alaşımların bitirilmesinde tercih edilirken minenin aşındırılmasında da kullanılabilir.¹¹⁴

2.7.2.9. Kum

Aşındırıcı olarak kullanılan bir kuartz (SiO_2) türüdür. Kalın, orta ve ince grenli, plastik ya da kağıt, bej renkli diskler şeklindedir.^{114, 122}

2.7.2.10. Silikon Karbid (SiC)

Elmaktan sonra ikinci sert aşındırıcıdır. Genelde kağıt ya da plastik disklerle bağlanır. Diskler siyahtır ve ince, ekstra ince, iki kat ekstra ince grenlidir. Kaplanmış aşındırıcı diskler, camsı ve lastik bağlı enstrümanlarda kullanılır.¹¹⁴

2.7.2.11. Pomza

Yüksek silisli volkanik camdır. Profilaksi patlarında polisaj ajanı olarak ve akrilik kaidelerin laboratuvarında bitirme işleminde kullanılır.^{114, 122}

2.7.3. Bitim ve Polisaja Etki Eden Faktörler

2.7.3.1. Sertlik

Kullanılan aşındırıcının ve restorasyon materyalinin sertliği arasında büyük fark olması daha etkin aşındırma işlemi yapılmasını sağlar. Bir materyalin Knoop ve Brinell sertlik dereceleri materyalin aşındırma işlemine karşı direncini gösterirken, Mohs

derecesi ise materyalin diğeri bir materyal tarafından çizilmesine karşı direncini gösterir (Tablo 2.1).^{29, 123}

2.7.3.2. Partikül Büyüklüğü

Genellikle aynı şartlar altında büyük partikül büyüklüğüne sahip aşındırıcılarla daha hızlı ve pürüzlü aşındırma yapılır. Aşındırıcılar partikül büyüklüğüne göre:

1. 0-10 µm arası ince (fine)
2. 10-100 µm arası orta (medium)
3. 100-500 µm arası kaba (coarse) olacak şekilde sınıflandırılırlar.^{29, 123}

Tablo 2.1. Dental aşındırıcı ve materyal sertlikleri ^{29, 123}

Materyal	Mohs	Brinell	Knoop
Elmas	10	>3000	7000
Silikon karbit	9-10	2800	
Zımpara	9-10		
Tungsten Karbit	9	1200	2100
Aluminyum oksit	9	1700	1900
Zirkonyum silikat	7-7,5		
Kuartz	6-7		
Çinko oksit	6-7		
Porselen	6-7	400	
Mine	5-6	270	343
Pomza	6	250	560

2.7.3.3. Partikül Şekli

Partikül şekli aşındırma oranı üzerine direkt etkilidir. Keskin şekilli partiküller yuvarlak hatlı partiküllere nazaran daha hızlı aşındırma yaparlar ve daha derin çiziklerin oluşmasına neden olurlar.^{29, 123}

2.7.3.4. Hız

Hız aşındırma işleminin daha etkili olmasını sağlar, fakat yüzeyde çizik ve materyalde ısı oluşumunu artırır.^{29, 123}

2.7.3.5. Uygulanan Baskı veya Kuvvet

Baskı veya kuvvet uygulanması materyalin daha çabuk aşındırılmasını sağlar, ayrıca materyal yüzeyinde daha derin ve geniş çizikler oluşmasına neden olur.^{29, 123}

2.7.3.6. Yıkama

Oluşan ıstıyı azaltmak ve yüzeyden artıkların uzaklaştırılması için yapılır. Bu sayede daha etkili aşınma ve bitim işleminin yapılması sağlanır.^{29, 123}

2.8. Dental Seramiklerde Glaze İşlemi

Glaze (glazürleme), Protetik Diş Tedavisi Terimleri sözlüğünde,¹²⁴ “porselende materyalin yüzeyinin son fırınlama ile camlaştırılması ve böylelikle poröz olmayan, yarı camsı bir yüzey elde edilmesi” şeklinde tanımlanmıştır. Glaze işlemi, glaze tozu ve likitlerinin karıştırılıp, porselen yüzeyine sürülerek fırınlanması (over glaze) ya da porselenin ısıtılarak yüzeyinde doğal glaze tabakası oluşturulması (natural glaze, otaglaze) yöntemleri ile yapılır. 50 µm ya da daha kalın bir tabaka halinde uygulandıklarında günümüzde kullanılan glaze materyallerinin, kimyasal dayanıklılıkları yeterli bulunmuştur.¹¹⁴ Bu nedenlerle, klinikte porselen uyumlamalarından sonra simantasyon işleminden önce son bir aşama olarak tekrar glaze işleminin yapılması önerilmektedir.^{11, 107, 117, 125, 126}

2.8.1. Overglaze ve Natural Glaze

Restorasyonun doğal parlaklığı, iki farklı glaze yöntemi ile sağlanır. Bu glaze yöntemleri *overglaze* ve *natural glaze* olarak adlandırılır. Protetik Diş Tedavisi terimleri sözlüğünde¹²⁴ overglaze ve natural glaze terimlerini şu şekilde tanımlamışlardır. Overglaze; (sırlama, cila, glazürleme) bir yüzeyin üzerinde, genellikle düşük ısıda vitrifiye olan, erime ıstısını düşüren cam materyal ilavesi ile oluşturulan sırlama işlemidir. Natural glaze; (doğal cila, doğal glaze) bir materyalin yüzeyinde, eritici ya da gaz etkisi olmaksızın, son fırınlama ıstısında bir süre daha tutularak, camlaşma ile

oluşturulan doğal yüzey işlemidir.¹²⁴ Başka bir ifadeyle, porselen belli bir süre glaze ısısında bekletildiğinde cam fazın biçimlenmesiyle oluşan camsı bir yüzey tabakasıdır.¹³

2.8.1.1. Overglaze (*Applied Glaze*) Tekniği

Porseleni dış boyalarla değiştirmek ya da porselende labial kenar çizgisi oluşturmak isteniyorsa natural glazedeki ısı kadar yüksek dereceye tabi tutmamak gerekir. Boyalara ya da labial kenara zarar vermemek için overglaze tercih edilmelidir. Overglaze, genellikle düşük ısı porselenini, fırınlama derecesinden 20-60 °C daha düşük bir ısıya tabi tutarak sağlanır.^{37, 40} Dental overglaze tozları, renksiz cam tozlardır ve parlak görünüm elde etmek için fırınlanmış porselene uygulanır.¹³ Yüzeyi boyamak ve overglaze yapmak bu iki yöntemle olur. İlk teknikte boyalar uygun derecede fırınlanır, kuron soğutulduktan sonra sonuç değerlendirilir, sonra boyanın üzerine glaze uygulanır ve tekrar fırınlama yapılır. Bu teknik ikinci bir glaze fırınlaması gerektirdiğinden diğerine göre daha çok zaman alır. Ancak, final restorasyonda rengi ayarlayabilme özelliğinden dolayı araştırmacılar bu tekniği önerirler.⁴⁰ İkinci teknikte, porselen ilk teknikteki glaze ortamına kıyasla daha açık bir overglaze ile ıslatılır. Önceden overglaze ile ıslatılmış porselen yüzeyine boyalar direkt olarak uygulanır. Başlangıçtaki bu açık glaze tabakası yüzey deliklerini kapatır ve boyanın her yerde eşit olarak dağıtılmasını sağlar. Açık glazeli ve boyalı restorasyon, önce fırının girişinde yavaşça kurutulur ve sonra overglaze için önerilen derecede fırınlanır.⁴⁰

Overglaze tekniği sayesinde mükemmel bir estetik ve yüzey boyaları sayesinde uygun renk değişiklikleri sağlanır. Overglaze yapılmış bir kuron, doğaldan daha parlak görünür ve bir miktar da camın yeşilimsiliğini alır. Renk değeri değişebilir ve yüzey uzun bir süre mine gibi kalmayabilir, bu nedenlerle bazı hekimler glaze tozlarının kullanılmadığı natural glaze yöntemini tercih etmektedirler.^{30, 37}

2.8.1.2. Natural Glaze (*Self glaze, otoolaze*) Tekniği

Eğer dental porselenin tđm bileşenleri tek bir cam fazı oluşturacak şekilde eritilirse bu porselen kolaylıkla kendi kendine glaze olabilir. Her porselen cam greni aynı sıcaklıkta eriyeceğinden, porselenin olgunlaşma sđresini uzatmak yoluyla kendi kendine parlatma sağlanabilir.⁴¹ Bu teknikte, restorasyon orjinal fırınlama ısısına eşit ya da biraz daha yđksek bir ısıda fırınlanır. Restorasyon yavaşça fırına yerleştirilir ve üreticilerin önerdiği natural glaze ısısında fırınlanır. Sıcaklık derecesine gelindiğinde kuron porselen fırınından hemen kaldırılır ya da dış yđzeyde istenen parlaklık seviyesi elde edilecek şekilde kısa bir sđre (1–2 dakika) daha tutulur. İşlem vakumsuz (örneğin atmosfer basıncında) olarak gerçekleştirilir. Fırınlama işlemi boyunca porselen yđzeyindeki dđzensizlikler ve boşluklar yđzeyin hafifçe erimesi sayesinde kapanır. Sonuğa, pürüzsüz ve glazelenmiş bir yđzey elde edilir. Natural glaze yđnteminde glaze ısısı ve sđresi, doygunluk derecesine ve dental porselenin akışkanlığına bağlı olarak porselenden porselene değişir.⁴⁰ Porselen çok yđksek ısıda kalırsa ya da natural glaze ısısında çok uzun sđre tutulursa yığılabilir (pyroplastik akıntıya uğrar), doğal konturunu kaybeder, rekristalizasyon oluşur ve opaklaşma (*devitrifikasyon*) gđrđlđr. Birçok yerde tebeşirimsi-beyaz gđrđnđm oluşur. Yđksek derecede akışkan porselenlerde bu değişiklikler daha çok gđrđlđr. Çoğu porselende genellikle ideal fırınlama ısısında 2 dakika içinde istenen glaze sağlanır. İdeal fırınlama sđresini belirlemek isteniyorsa porselene başlangıçta dđřđk ısı derecesi uygulanır. Eğer ilk denemelerde natural glaze için istenen gđrđnđm elde edilmiyorsa ısı hafifçe arttırılır ya da restorasyon daha uzun sđre tutulur. Bunun aksine, ilk denemelerde restorasyon porselen fırınında aşırı bekletilirse yđzeyde yığılma oluşacağından ve yđzey şekli bozulacağından dolayı restorasyonu yeniden konturlamak ve tekrar glaze yapmak gerekir.⁴⁰

2.8.2. Tekrarlanan Fırınlamalar

Materyal ve tekniklerdeki gelişmelere rağmen, doğal diş rengine uygun porselenlerin elde edilmesi zorlanılan bir konudur. Çeşitli uyumluluk testleri (bağlanma, ısısız uyumluluk, kenar açıklığı) ve alaşım üzerinde bulunan porselenin rengi, fluoresans özelliği, mikro yapısı ve parlaklığı üzerine tekrarlanan fırınlamaların etkisini araştıran çalışmalara gerek duyulmuştur.^{127, 128} Porselenlere erime ısısını düşürmek için eriticiler eklenmiştir. Bunların yüksek bir akıcılığı vardır ve glazeli yüzeyin oluşmasında yardımcı olur. Tekrarlanan fırınlamalardan ve aşındırmalardan sonra glaze tabakasının yetersizliğinin nedeni, eriticilerin kaybı ve porselen içeriğindeki değişikliklerdir. Fırınlama sırasında, yüksek akıcılığa sahip matriks porselen yüzeyine doğru hareket eder ve natural glaze yüzeyinin oluşmasına yardımcı olur. Tekrarlanan fırınlamaları takiben natural glaze yüzeyi oluşturmak için gerekli matriks miktarı azalır.¹²⁷ Ayrıca, fırınlama sayısı arttıkça porselen yapısındaki gözeneklerin boyutları küçülür ve porselen camsı bir yapı kazanır. Genellikle gözeneklerin boyutlarının küçülmesi sertliği artırır, fakat esnekliği azaltır.¹²⁹

Tekrarlanan fırınlamalar, renk pigmentlerinin yanmasına, porselen kitlesinin yığılmasına ve devitrifikasyonuna da neden olur. Bu bilgilerin ışığı altında, porselen restorasyonlarda, tekrarlanan fırınlamalardan mümkün olduğunca kaçınılması önerilir.^{127, 129}

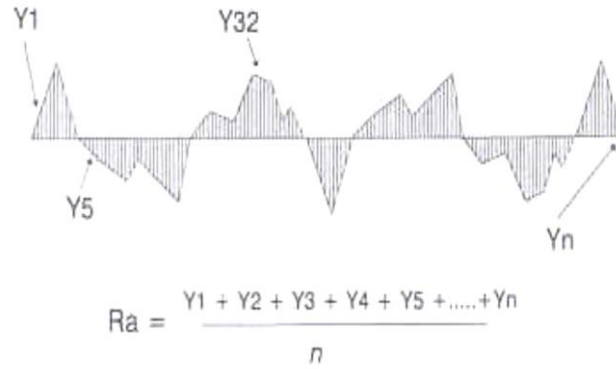
2.9. Seramik Yüzeylerinin Topografik İncelemesi

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

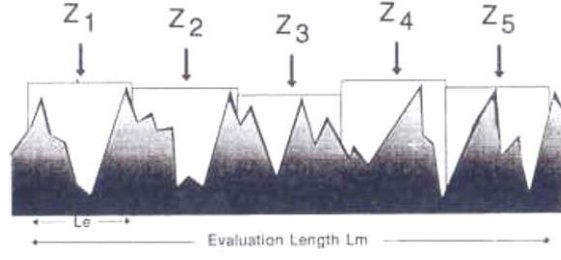
analizleridir.^{16, 23, 105, 130} Profilometre, SEM ve görsel değerlendirme oldukça hassas yöntemlerdir. Tek bir yönteme başvurmak yanıltıcı sonuçlar verebilir. Bu nedenle, bir metodu diğer metotlarla kıyaslamak gerekir. Görsel yöntemler, örneğin büyüklüğü, içeriği ve yapısına bağlı olarak hataya yatkındır. SEM incelemesi, yüzey topografisini gözlemleyecek yeterli kontrastta yapılmalıdır. Profilometre ölçümleri ise, tekrarlanabilir nitelikte olmalıdır.¹⁶

2.9.1. 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.¹⁶ Yüzeylerin profilometre ile incelenmesinde birçok parametre seçilir. Sıklıkla kullanılan parametreler Ra, Rz, Rpm ve Rz:Rpm oranıdır.¹³⁰ Ra parametresi bir yüzeyin ortalama pürüzlülüğü olarak tanımlanır ve profilde tüm pürüzlülük mesafesinin merkez çizgiye göre uzaklığı ölçülerek aritmetik ortalamasının alınmasıyla saptanır (Şekil 2.5). Rz yüzey parametresi, art arda gelen beş parçada ortalama tepe-vadi yüksekliği olarak tanımlanır (Sekil 2.6).



Şekil 2.5. Ra parametresi diagramı¹³⁰



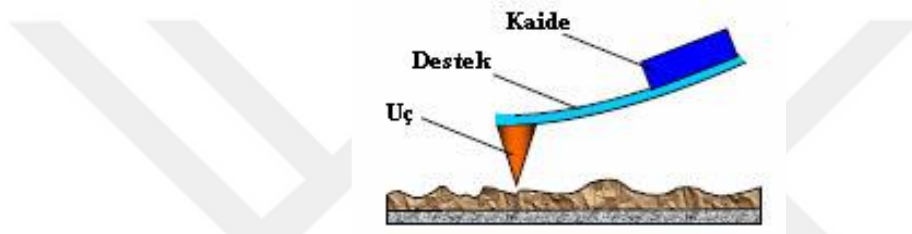
$$Rz = \frac{Z_1 + Z_2 + Z_3 + Z_4 + Z_5}{5}$$

Şekil 2.6. Rz parametresi diagramı ¹³⁰

2.9.2. Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM)

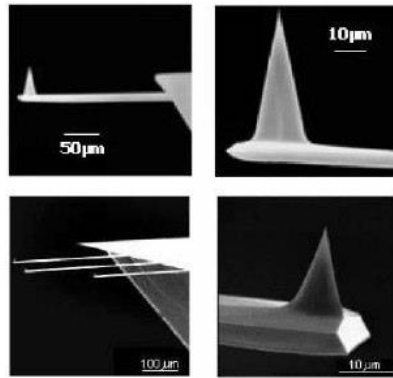
Atomik Kuvvet Mikroskobu (*Atomic Force Microscope = AFM*), 1986'da Gird Binnig, Calvin F. Quate ve Christopher Herber tarafından icat edilmiştir. AFM, sıvı veya katı maddelerin yüzeyini analiz etmek için elektroniği, iletişimi, biyolojiyi, kimyayı, otomotivi, uzay bilimini ve enerji endüstrisini içeren teknolojilerde yaygın olarak kullanılır. Araştırılan materyaller ince veya kalın film şeklindeki kaplamalar, seramikler, kompozitler, camlar, yapay ve biyolojik zarlar, metaller, polimerler ve yarı iletkenlerdir. AFM; aşınma, bağlanma, temizleme, korozyon, asitleme, sürtme, yağlama, kaplama ve parlatma çalışmalarında kullanılır. Nanometre (nm) seviyesinde, topografik bir yüzey görüntüsü elde etmede ve moleküller arası kuvvetleri (nN, pN) ölçmede kullanılan bir sistemdir.¹³¹ AFM incelemesi, büyük bir çözünme ve üç boyutlu bir görüntü elde edilmesini sağlar, profilometre ve görsel değerlendirmeye kıyasla daha fazla detay verir.^{102, 132} SEM incelemesinde genellikle, kimyasal olarak etkileşimsiz malzeme yüzeyinin önce karbon ya da altın ile kaplanmasına gerek vardır. 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.^{102, 133} AFM'nin diğer yöntemlerden farklı olan bir özelliği de, standart mekaniksel yüzey profilometre ölçümü skalasından farklı olarak, atomik bir skalada yüzey yapısını incelemesidir.¹³³ AFM'nin çalışma prensibi, uç ile örnek yüzeyi arasındaki etkileşimli kuvvetin, elastik bir destek (*cantilever*) üzerine yerleştirilmiş özel bir uç vasıtasıyla ölçülmesidir (Şekil 2.7). Örnek yüzeyinden tarayıcı uca kütle çekimi ile bir kuvvet uygulanır ve sonuçta ucu taşıyan destek eğilir. Destek eğimini ölçerek uç ile yüzey arasındaki etkileşimli kuvveti de saptamak mümkündür.¹³⁴



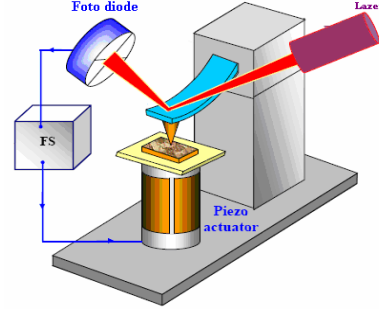
Şekil 2.7. AFM probunun şematik görünümü¹³⁴

AFM ile yüzey ölçümünde, elastik destek üzerinde konumlanmış keskin, özel tarayıcı uçlar kullanılır. Fotolitografi yöntemiyle elde edilen bu uçlar, silikon ya da silikon nitritten (Si_3N_4) yapılı ve farklı uzunlukta tipleri vardır (Şekil 2.8.)^{131, 134}



Şekil 2.8. Destek üzerindeki AFM uçlarının SEM görüntüleri¹³¹

Elastik desteğin küçük eğilmelerinin kaydı sayesinde, yüzey topografisi elde edilebilmektedir. Bu amaçla AFM'de görsel yöntem sıklıkla kullanılır ve bu yöntem ışın-sıçrama (*beam-bounce*) tekniği olarak adlandırılır (Şekil 2.9).¹³⁴



Şekil 2.9. AFM görsel sisteminin şematik görünümü ¹³⁴

Görsel sistemde, diyod lazer tarafından gönderilen ışın destek üzerinde odaklanır, yansıyan ışın ise fotodedektörün merkezine çarpar. ¹³⁴

Uç örnek yüzeyini tararken yüzeyin dış hatları boyunca aşağı ve yukarı doğru hareket eder. Fotodedektör, fotodedektörün üst ve alt tarafı arasındaki ışık yoğunluğu farkını ölçer ve sonra voltaja çevirir. Bilgisayar kontrolünde farklı fotodiyod sinyalinin sağladığı geri bildirim sayesinde örnek yüzeyinde devamlı bir kuvvet ya da yükseklik sağlanır. ¹³¹

2.9.2.1. Yarı-Kontakt (Tapping) AFM'ler

AFM'ler kontakt, yarı-kontakt (*tapping*) ya da kontaktsız olacak şekilde üç farklı moda tasarlanmıştır. ^{131, 134} Yüksek duyarlılıktaki kontaktsız moda, desteğin salınımı aşamasında genlikteki değişiklikleri saptamak için bir geri besleme (*feedback*) mekanizmasına ihtiyaç vardır. Bunun için yarı-kontakt mod kullanılır. Bu teknikte, desteğin salınımı 10-100 nanometre genişliğinde bir rezonans aralığına neden olur. Örnek yüzeyiyle kontakta olan uçta semi-salınım oluşması için destek daha alçak seviyede örnek yüzeyine yaklaşır. ^{131, 134} Tarama boyunca genlikteki ve destek eğimindeki değişiklikler kaydedilir. Yarı kontakt moda yüzeyle destek arasındaki etkileşim boyunca itme-çekme kuvvetleri (Van der Waals) ve ayrıca elastik kuvvetler meydana gelir. ^{131, 134} Yarı-kontakt moda AFM'nin iki ve üç boyutlu görüntüleri elde edilebilmektedir. Piezo-titreştirici destek salınımının frekansını ve genliğini (A) saptar.

Tarama boyunca, A0 seviyesine göre devam eden salınım genişliği operatör tarafından kaydedilir ($A_0 < A$). Geri besleme mekanizması sonucu oluşan voltaj, bilgisayara topografik bir AFM görüntüsü olarak kaydedilir.^{131, 134}

2.9.3. Lazer Aynasal Yansıtma

İncelenecek olan yüzey, lazerle paralel olarak taranır. Tarama sonucu 2 değer elde edilir; Ra ortalama yüzey pürüzlülüğünü, LR (profile-length-ratio) doğru profil uzunluğu oranını belirler. LR boyutsal bir parametredir ve ideal pürüzsüz yüzey için değeri $LR=1$ olmalıdır.¹¹⁹

2.9.4. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

SEM çok ince ($10 \mu\text{m}$) bir elektron demetinin incelenen yüzey boyunca bir noktadan bir noktaya art arda hareket etmesi prensibiyle çalışır. Objenin yüzeyinden yansıyan elektronlar yardımıyla yüzeyin üç boyutlu görüntüsünün elde edilmesine olanak tanır. İnceleme yapılmadan önce örnekler ince bir metal ile (örneğin altın ile) kaplanmalıdır. Bu metotla incelenecek örnek elektron demetleri gönderilerek satır satır taranır. Elektronlar belirli bir bölgeye çarptığı zaman yüzey atomları sekonder elektronlar olarak adlandırılan elektronlar yayar. Bunlar özel dedektörlerle yakalanırlar. Dedektöre giren sekonder elektronlar elektrik akımına çevrilir ve büyütülür. Bu elektriksel sinyal katot tüpüne gönderilir ve görüntü bilgisayar ekranından kaydedilir.¹³⁵ SEM, yüzey topografisinin tanımlanmasında bir takım sınırlamalara sahiptir ve üç boyutlu yüzey özelliği görüntülenememektedir.¹³⁶

2.9.4.1. 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

yerleştirerek 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.¹³⁷

2.10. Yüzey Sertliği

Sertlik, herhangi bir maddenin sert bir cisim karşısında sürekli deformasyona karşı gösterdiği direnç olarak tanımlanır.¹³⁸ Restoratif materyaller intraoral çevrede pek çok etkiye maruz kalırlar. Bu etkilere başarılı bir şekilde karşı koyabilmeleri yüksek yüzey sertlik değerlerine sahip olmaları ile mümkündür. Sertlik, maddenin mekanik dayanıklılığını, çizilme, kırılma ve aşınma direncini arttırdığı gibi kuvvetler karşısında orijinal şeklini kaybetmemesine de yardımcı olur.^{138, 139} Yüzey sertliği ölçümleri genellikle konik veya küresel standart bir ucun deney materyaline bastırılması karşısında materyalin gösterdiği direncin ölçülmesi ile yapılmaktadır. Uygun olarak seçilen sert uç belirli bir kuvvetle materyale batırıldığında materyal üzerinde bir iz bırakmaktadır. Materyalin sertliği, bu izin büyüklüğü ile ters orantılıdır. Yüzey sertliği ölçümleri yapılırken örneklerin üzerinde birkaç ölçüm yapıp bunların ortalamaları alınmaktadır. Yapılan sertlik ölçümlerindeki değerlerden biri diğerlerinden çok farklı değerde ise ortalamaya dahil edilmeyip bu farkın mutlaka belirtilmesi gerekmektedir.¹⁴⁰ Diş hekimliğinde kullanılan restoratif materyallerin sertlik ölçümlerinde Brinell, Knoop, Barcol, Rockwell ve Vickers en fazla kullanılan test metotlarıdır. Bu testlerden hangisinin seçilmesi gerektiği test edilecek materyale bağlıdır.^{41, 138}

2.10.1. Yüzey Sertliği Ölçüm Testleri

Yüzey sertliğini ölçmek için farklı test metotları geliştirilmiştir. Dış hekimliğinde sıklıkla kullanılan test metotları aşağıda özetlenmiştir.¹⁴¹

2.10.1.1. Brinell Testi

Metallerin sertliğini tayin etmekte kullanılan en eski tekniktir. Bu testte sert bir çelik bilye belli bir yük altında malzemenin parlatılmış yüzeyine bastırılır. Bu yük yüzeydeki çöken kısmın alanına bölünür. Çökme ne kadar küçükse sertlik numarası, dolayısıyla metalin sertliği de o kadar fazladır. Çelik bilye kırılğan malzemeleri kolayca kırıldığından bu metot kırılğan ve elastik iyileşme gösteren materyaller için uygun değildir.¹⁴¹

2.10.1.2. Knoop Sertlik Testi

Bu testte geometrik şekilde kesim yapan elmas bir delgi aleti kullanılır. Yüzeydeki çökme elmas veya rombik şekildedir. Burada gerçek çökme alanı yerine en derin çökme miktarı, uygulanan yüke bölünerek Knoop Sertlik Numarası (KHN) elde edilir.¹⁴¹

2.10.1.3. Barcol Testi

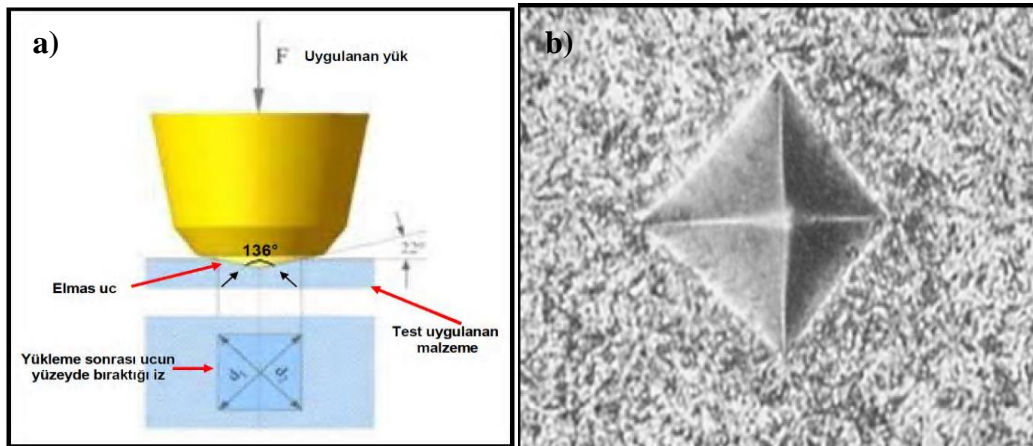
Genellikle yayla yüklenen bir bastırıcı ile sertliğin direkt olarak okunduğu bir gösterge içerir. Sertlik değeri baskı ucunun malzemeye penetre olma derinliğine dayanılarak bulunur.¹⁴¹

2.10.1.4. Rockwell Testi

Bu testte de Brinell testine benzer olarak çelik bir bilye veya bazı durumlarda da elmas bir uç kullanılır. Burada çökme çapı ölçümü yerine aletin üzerindeki ölçekten direkt olarak çökme derinliği ölçülür.¹⁴¹

2.10.1.5. Vicker's Testi

Sertliği ölçülecek materyal üzerine tepe açısı 136° olan, kare tabanlı, piramit şekilli bir elmas uç ile kuvvet uygulanarak bir iz oluşturulur (Şekil 2.10.b). Yük kaldırıldıktan sonra meydana gelen kare şeklindeki izin köşegenleri ölçülür.¹⁴¹ Meydana gelen izin şekli, cihaza ilave edilmiş bir mikroskop yardımıyla ölçme ekranına aktarılarak ölçüm ekranındaki hareketli iki cetvel yardımıyla köşegenlerin uzunluklarının ayrı ayrı ölçülüp ortalamasının alınmasıyla yapılmaktadır. Vickers sertlik değeri kg olarak ifade edilen deney yükünün mm^2 olarak ifade edilen iz alanına bölümü olup $HV=1.854 \times \text{kuvvet (Kg)} / \text{taban köşegeni}^2 (\text{mm}^2)$ formülü ile hesaplanır. İz alanı ne kadar küçükse elde edilen Vickers sertlik değeri o kadar büyük olur ve materyalin daha sert olduğunu gösterir.^{141, 142} Vickers sertlik testinin avantajı son derece doğru değerler üretebilmesi, kullanılan elmas ucun zaman ve kullanım ile bozulmaması ve tüm materyaller ve yüzeyler için kullanılabilir olmasıdır.¹⁴² Ek olarak Vickers sertlik ölçümleri aynı örnek içindeki üst yüzey, merkez ve alt yüzey gibi spesifik bölgelerin ölçümüne izin verir.¹⁴³



Şekil 2.10. a) Vicker's cihazı, b) Vicker's testinde elmas ucun oluşturduğu iz¹⁴⁴

3. MATERYAL VE METOT

Bu çalışmada, çeşitli polisaj setleri ve glaze uygulanan seramik yüzeylerinin sertlik ve pürüzlülük değerlerinin incelenmesi için farklı metotlar kullanıldı. Tez çalışması, Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda gerçekleştirildi. Çalışma için etik kurul onayı alındı (EK-2). Kullanılan materyaller Atatürk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenen 2016/101 no'lu proje ile temin edildi.

3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller

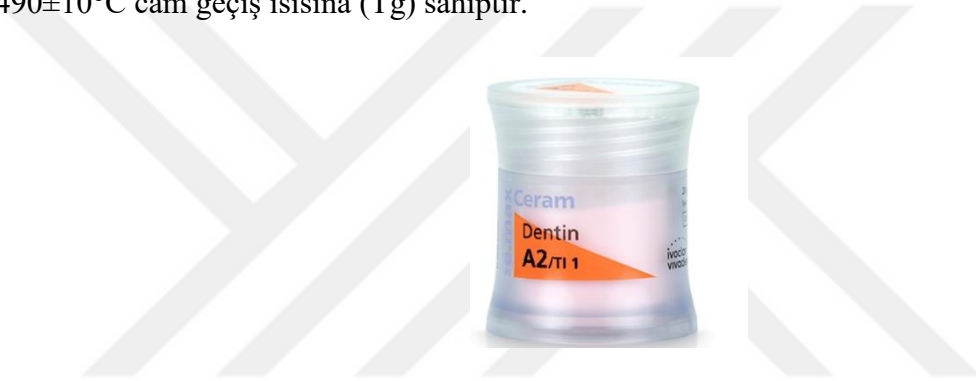
Çalışmada kullanılan materyaller Tablo 3.1'de listelenmektedir.

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan seramik materyaller, glaze tozları, glaze likitleri, polisaj kitleri, polisaj patı

Materyal	Marka	Üretici Firma
Alt yapısı ısı-basınç altında döküm yöntemi ile üretilen veneer porseleni	IPS e.max Ceram	Ivoclar, Schaan,İsviçre
Porselen alt yapı ile kullanılan düşük ısı porseleni	Vita VM9	Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya
Monolitik yapıya sahip CAD/CAM sistemiyle üretilen zirkonyum	Lava Plus	3M Espe Dental AG, Seefeld, Almanya
Glaze IPS e.max Ceram	Ivoclar Vivadent	Ivoclar, Schaan,İsviçre
Glaze Vita VM9	Vita Akzent	Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya
Glaze Lava Plus	Cercon Ceram Kiss Glaze	DeguDent GmbH, Almanya
Kırmızı şeritli elmas bitirme frezi (30 µm grenli)	Komet	Komet Gebr. Brassler GmbH & Co, Almanya
Sarı şeritli elmas bitirme frezi (15 µm grenli)	Komet	Komet Gebr. Brassler GmbH & Co, Almanya
Luster Intraoral Twist Kit	Meisinger	Hager & Meisinger GmbH
Keramikpolitur Kit	Komet	Komet Gebr. Brassler GmbH & Co, Almanya
Ceramiste Porselen Veneer Polisaj Kiti	Shofu	Shofu Dental Corporation, Amerika
Optrafine Kit	Ivoclar Vivadent	Ivoclar Vivadent AG, Lihtenştayn
Optrafine HP Polisaj Patı	Ivoclar Vivadent	Ivoclar Vivadent AG, Lihtenştayn

3.1.1. IPS e.max Ceram

Feldspatik veneer porselenidir. IPS e.max Press ve IPS e.max CAD alt yapı porselenleri ile kullanılır. IPS e.max Ceram; kimyasal yapısı % 50-60 SiO₂-ZrO; % 6-11 Na₂O; % 4-8 K₂O; % 16-22 Al₂O₃; % 2-6 CaO-P₂O₅-F şeklinde olan, cam matriks içinde ağırlık olarak % 19-23 oranında floroapatit (Ca(PO₄)₃F) bulunduran üst yapı materyalidir. Floroapatit kristalleri 0,1-0,3 µm, 1-2 µm ve 2-5 µm boyutlarındadır. Isısal genişleme katsayısı $9,8\pm 0,25\times 10^{-6}\times K^{-1}$, bükülme dayanıklılığı 90±10 MPa, elastik modülü 65±10 GPa'dır. Daha dirençli kor veya metal alt yapı üzerinde kullanılırlar. 490±10°C cam geçiş ısısına (T_g) sahiptir.



Şekil 3.1. Çalışmada kullanılan e.max Ceram üst yapı porseleni

3.1.2. VitaVM9

Feldspatik veneer porselenidir. Zirkonyum oksit alt yapı porselenleri ile kullanılır. Kimyasal içeriği % 60-64 SiO₂; % 13-15 Al₂O₃; % 7-10 K₂O; % 4-6 Na₂O; % 3-5 Ba₂O olan Vita VM9'un bükülme dayanıklılığı 100 MPa, elastik modülü 65 GPa'dır. $9\pm 0,2\times 10^{-6}\times K^{-1}$ ısısal genişleme katsayısına sahiptir. Ortalama partikül büyüklüğü 18 µm'dir, böylelikle hem pürüzsüz yüzey elde edilir hem de mineye aşındırıcı etkisi azalır.¹⁴⁵



Şekil 3.2. Çalışmada kullanılan Vita VM9 üst yapı porseleni

3.1.3. Lava Plus (3Y-TZP)

Monolitik zirkonyum yapısında, kuron ve köprü yapımında kullanılan yüksek translüsenziye ve dayanıklılığa sahip olan bu materyal anterior köprülerde maksimum 4 gövdeli, posterior köprülerde ise 2 gövdeli restorasyonların yapımına olanak tanımaktadır. A1-D4 arası 16 adet yüksek translüsent özellik gösteren renk çeşidine sahiptir. ISO 6872 standartlarına göre materyalin bükülme dayanımı 1100 MPa'dan fazla, densitesi ise 6.08 g/cm^3 'tür. Ortalama partikül büyüklüğü $0,4 \mu\text{m}$ ' dir. $10,5 \pm 0,2$ 1/K ısıl genişleme katsayısına sahiptir. Materyalin kimyasal kompozisyonu Tablo 3.2'de gösterilmektedir.

Tablo 3.2. Lava Plus Zirconia materyalinin kimyasal kompozisyonu

Elementler	Miktar
$\text{ZrO}_2 + \text{HfO}_2 + \text{Y}_2\text{O}_3$	$\geq 99 \%$
Y_2O_3 (yttrium oksit)	$> 4.5 - \leq 6 \%$
HfO_2 (hafnium oksit)	$\leq 5 \%$
Al_2O_3 (alüminyum oksit)	$\leq 0.5 \%$
diğer oksitler	$\leq 0.95 \%$



Şekil 3.3. Çalışmada kullanılan Lava Plus Zirconia seramiği

3.1.4. Glaze Tozları ve Likitleri

VitaAkzent 25 Glaze Tozu ve Likidi

Vita VMK 95, Vita VM9, Vita VM 13 üstyapı porselenleri için kullanıma uygundur. (Şekil 3.4). Likiti 5-pentan-1,5-diol ve tozu $K_2OAl_2O_26SiO_2$ içermektedir.

Ivoclar e.max Ceram Glaze Tozu ve Likidi

Çalışmamızda değerlendirilen IPS e.max Ceram porseleni için kullanımı önerilmektedir (Şekil 3.4). Tozu SiO_2 , CaO , Al_2O_3 , CeO_2 , Na_2O , K_2O , B_2O_3 , ZnO , F , Li_2O , ZrO_2 , SrO , TiO_2 içerir. Likidi ise, pentandioldür.

Cercon Ceram Glaze Tozu ve Likidi

Zirkonyum oksit esaslı dental restorasyonlar için kullanımı önerilmektedir. Isısal genleşme katsayısı $10.5 \mu m/m K$ ($25 - 500 \text{ }^\circ C$)'dir. % 13- 23 oranında propan-2-ol ve % 45-65 oranında izobutan içermektedir.



Şekil 3.4. Kullanılan glaze materyalleri a) VitaAkzent b) e.max Ceram c) Cercon Ceram kiss

Bu çalışma Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Erzurum Teknik Üniversitesi YÜTAM (Yüksek Teknoloji ve Araştırma Merkezi) ve DAYTAM (Doğu Anadolu İleri Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezi)'da yapılmıştır. Çalışma aşamaları şunlardır:

- Örneklerin hazırlanması,
- Örneklere yüzey bitim ve polisaj işlemlerinin uygulanması,
- Örneklerin yüzey pürüzlülüklerinin ve yüzey sertliklerinin ölçülmesi,
- Örneklerin SEM görüntülerinin elde edilmesi,
- Örneklerin AFM metoduyla değerlendirilmesi,
- Elde edilen verilerin değerlendirilmesi için istatistiksel analizlerin yapılmasıdır.

3.2. Örneklerin Hazırlanması

Çalışmada kullanılan 3 seramik materyalinin her biri için 20'şer adet olmak üzere toplam 60 örnek, üretici firma talimatlarına uygun olarak özel bir laboratuvarında 14 mm × 14 mm × 2 mm boyutlarında hazırlandı.

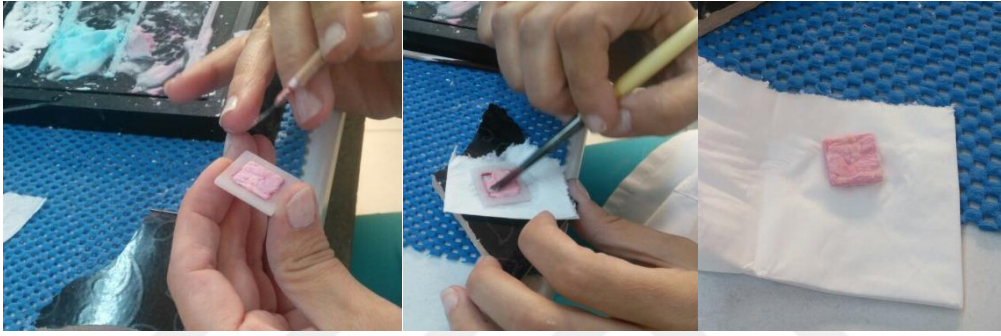
3.2.1. IPS e.max Ceram ve Vita VM9 Örneklerin Hazırlanması

IPS e.max Ceram ve Vita VM9 seramik örneklerin hazırlanmasında bilgisayarlı tarama sistemi yardımıyla standart ölçülerde hazırlanan özel kalıplardan yararlanıldı.



Şekil 3.5. Örneklerin hazırlanması için kullanılan kalıp

Üretici firma önerileri doğrultusunda Vita VM9 ve IPS e.max Ceram toz ve likiti aynı prosedürle ayrı ayrı cam kap üzerinde homojen bir yapı oluşuncaya kadar karıştırıldı. Sonra kalıplara hamur yığıma işlemine geçildi. Yığıma işlemi seri olarak yapıldı ve ara verilmedi. Çünkü kuruyan hamur üzerine tekrar hamur tatbik edilirse soğan kabuğu görünümünde hatalar oluşmaktadır. Yüzeydeki fazla likit, emici kağıt kullanılarak uzaklaştırıldı.¹³ Vibrasyon yapılarak porselende porözite oluşmasını önlemek amaçlandı.



Şekil 3.6. Porselen örneklerin hazırlanması

Tüm örnekler Empress 600 porselen fırınına (EP 600, Ivoclar, Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) yerleştirilerek, üreticinin önerilerine göre sinterlendi. Pişirme işlemi bittikten sonra örnekler kapalı fırında 400 °C'ye kadar bekletildi ve fırın açıldı. Açılan fırında da oda sıcaklığına gelinceye kadar bekletildi. Bu işlem sonrasında porselenlerde eksikler varsa gerekli ilaveler yapıp tekrar fırımlandılar. Örneklerin soğumasını takiben, 10000 rpm hızda mikromotor kullanılarak (NBBW-E; NSK Nakanishi Inc, Kanuma, Japonya) su soğutması altında düz uçlu elmas laboratuvar frezi (Brasseler, Savannah, Amerika Birleşik Devletleri) ile yüzey düzensizlikleri kaldırıldı. Dijital kumpas kullanılarak örneklerin kalınlıkları ölçüldü ve tüm örneklerin 2 mm kalınlıkta olması sağlandı (Şekil 3.10). Uygulanacak yüzey bitirme işlemlerinden önce standardizasyon sağlamak için örnekler zımpara makinesinde (Phoenix Beta, Buehler, Amerika Birleşik Devletleri) 300 rpm sabit devirde sırasıyla 320, 400, 600 ve 1200

grid'lik silikon karbid zımparalarla su soğutmalı olarak 20'şer sn süreyle zımparalandı.¹⁴⁶ Farklı yüzey uygulamalarına geçilmeden önce, örneklere ultrasonik temizleyicide (Bandelin Sonorex RK102 Transistor, Bandelin, Walldorf, Almanya) % 99 oranında alkol ile 3 dakika süre ile temizlik işlemi uygulandı.

3.2.2. Lava Plus Örneklerin Hazırlanması

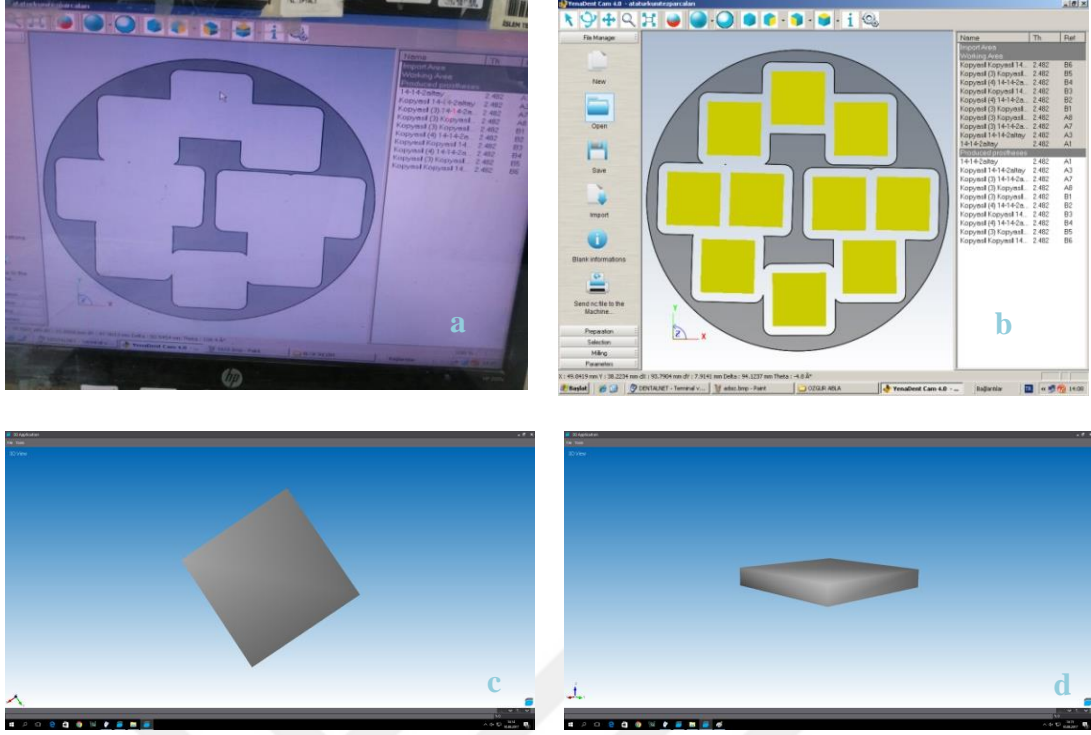
Çalışmada kullanılan zirkonyum örnekler, Lava Plus Zirconia Discs (3M Espe Dental AG, Seefeld, Almanya) ürünü kullanılarak özel bir laboratuvar da CAD/CAM sistemi ile üretildi.



Şekil 3.7. Lava Plus Zirconia Discs

CAD sistemi ile örnekler taranıp dijital ortama görüntüler aktarıldıktan sonra, bilgisayar üzerinde gerekli düzenlemeler yapıldı ve ölçümler tamamlanarak Lava Plus Zirconia disklerden CAM sistemi ile örnekler hazırlandı. Örnekler, laboratuvar da sinterizasyon sonrası meydana gelecek büzülme miktarı hesaplanarak % 25 oranında daha büyük hazırlandı.

Çalışmamızda hazırlanan örnekler diğer çalışmalardaki seramik boyutları referans alınarak hazırlandı.^{8, 102, 147-151}



Şekil 3.8. CAD sistemiyle örneklerin tasarlanması

Hazırlanan örnekler, laboratuvarında Protherm Furnaces sinterizasyon fırınında (Şekil 3.9.) 8 saat boyunca 1550 °C’de sinterlendi.

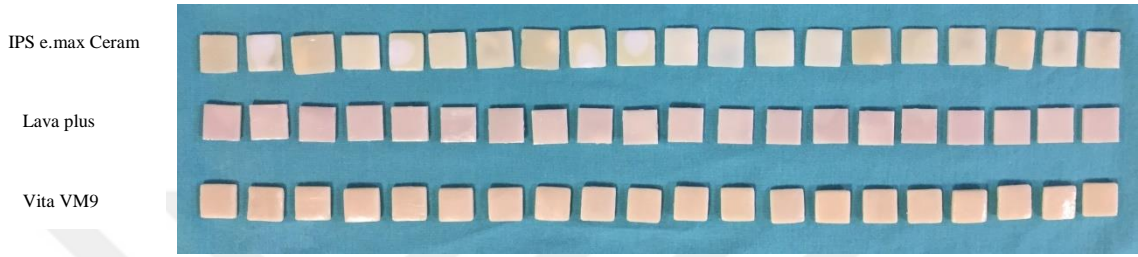


Şekil 3.9. Sinterizasyon fırını

Standart Lava örneklerin sinterleme işlemlerinin tamamlanması sonrasında, örneklerin oda ısısında soğuması beklendi. Kaba tesfiyeleri yapılan örneklerin, yüzey bitim işlemleri su soğutması altında 180 no’lu zımpara ile yapılarak örneklerin hazırlığı tamamlandı. Örneklerin kalınlıkları dijital kumpas (Absolute Digimatic Caliper, Mitutoyo Corporation, Aurora, IL, USA) ile ölçülerek kontrol edildi (Şekil 3.10).



Şekil 3.10. Örnek kalınlıklarının dijital kumpasla ölçülmesi



Şekil 3.11. IPS e.max Ceram, Lava plus ve Vita VM9 seramik grupları için hazırlanan örnekler

3.3. Geleneksel Porselen Fırınında Glaze İşleminin Uygulanması

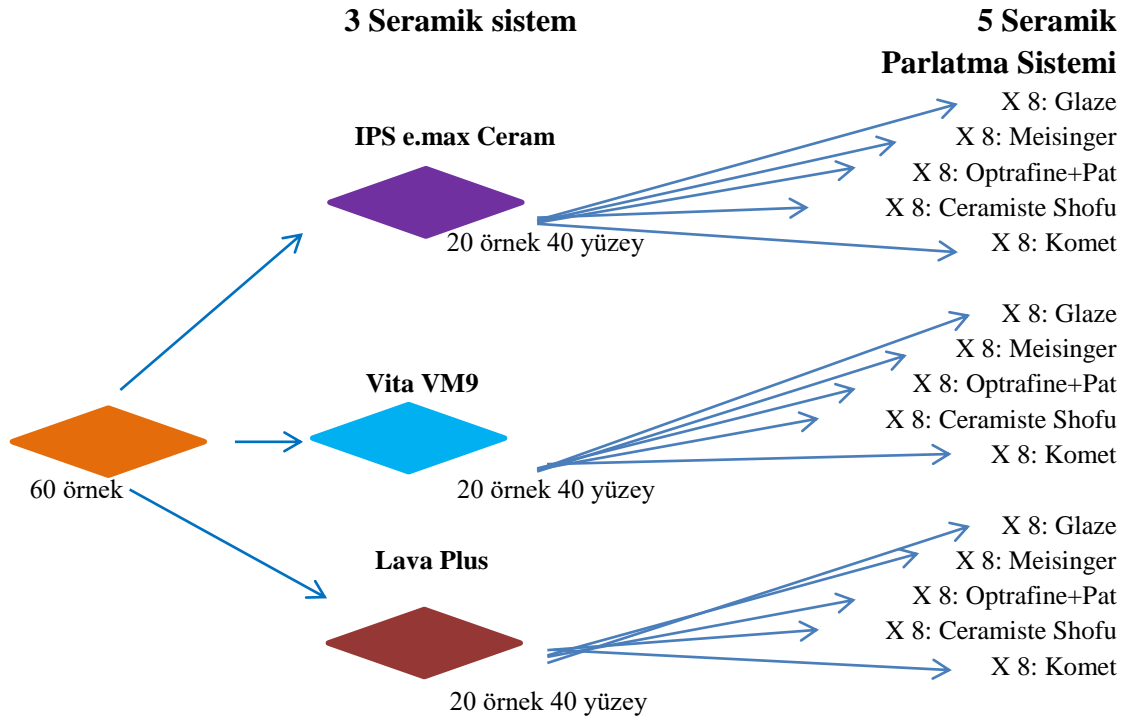
Glaze işlemine hazır hale gelen tüm örneklerin yüzeylerine ince bir cam levha üzerinde karıştırılan glaze pastası ve likidi tek bir uygulayıcı tarafından homojen bir kıvamda sürüldü. Vita VM9 örnekler için Vita Akzent; IPS e.max Ceram örnekler için Ivoclar glaze tozu ve likidi kullanıldı. Glaze tabakasının kalın olmamasına dikkat edildi. Tüm örnekler, özel bir tabla üzerinde geleneksel porselen fırınına (IvoclarProgramat P90; VITA Zahnfabrik) yerleştirildi. Firmanın önerdiği fırınlama programı ile glaze işlemi gerçekleştirildi. Örneklerin bir yüzeylerine sadece bir tabaka glaze işlemi uygulandı. Glaze işlemi biten örnekler soğuduktan sonra fırından çıkarıldı ve her porselen materyalinden 4'er glazeli örnek kontrol grubu olacak şekilde rastgele ayrıldı. Bu örnekler başka hiçbir işlem yapılmadan yüzey sertlik ve pürüzlülük değerleri ölçüldü. Diğer örnekler glaze tabakasının kaldırılarak yüzey parlatma sistemlerinin uygulanması için polisaj kitlerinin sayısına göre 4 gruba ayrıldı.

Tablo 3.3. IPS e.max Ceram, Vita VM9 ve Lava Plus Zirconia örneklerin glaze fırınlanması sıcaklıkları

Seramik Materyal	Başlangıç Sıcaklığı	Sıcaklık Artışı	Son Sıcaklık	Sonuç Sıcaklıkta Bekleme	Vakum
IPS e.max Ceram	403 °C- 6 dk	60 °C/dk	725 °C	1 dk	-
Vita VM9	500 °C- 4 dk	80 °C/dk	900 °C	1 dk	-
Lava Plus	450 °C- 3 dk	55 °C/dk	800 °C	1 dk	-

3.4. Uygulanan Yüzey İşlemleri

3 seramik materyal için hazırlanan 20'şer örnek, uygulanacak yüzey parlatma sistemine bağlı olarak 5'er alt gruba ayrıldı. Her bir örneğin ön ve arka yüzeyleri olmak üzere iki yüzeyine de işlem yapıldığı için her alt gruptan 8'er ölçüm yüzeyi elde edildi. Her porselen materyali için yüzey işlemi uygulanan örnek yüzeylerinden rastgele seçilen 1'er tanesi test sonuçlarını görsel olarak da inceleyebilmek amacıyla atomik kuvvet mikroskobu (AFM) ve taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile incelendi. Çalışma grupları ve bu gruplara uygulanan polisaj işlemleri Şekil 3.12.'de gösterilmiştir ve aynı araştırmacı tarafından gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3.12. Çalışma grupları ve bu gruplara uygulanan polisaj işlemleri

Glaze yapılan örneklerde ağızdaki düzeltmeleri canlandırmak amacıyla Komet (Komet Gebr. Brassler GmbH & Co, Almanya) ince grenli (30 µm ve 15 µm) elmas frezler kullanıldı. Bu amaçla örneklerin yüzeyleri 10 saniye boyunca elmas frezle ve tek yöne doğru pürüzlendirildi. Pürüzlenen yüzeyler distile su ile yıkayıp kurutulduktan sonra mekanik parlatma işlemine geçildi.

3.4.1. Meisinger Luster İntrooral Twist Kit ile Polisaj

Bu sistem üretici firma tarafından ön polisaj (yeşil), polisaj (mavi), yüksek parlaklıkta polisaj (kırmızı) ve ince bitirme polisajı (sarı) isimleriyle sınıflandırılan 4 basamaktan oluşmaktadır. Bu amaçlarla sırasıyla ve 4 adımda uygulanan farklı renklerde polisaj lastiklerini içermektedir. Firma talimatlarına göre lastiklerin dakikada 6000-12000 devir aralığında kullanılması önerilmektedir. Talimatlara uygun kalınarak yeşil renkliden sarı renkliye doğru sırayla her bir lastik, örnek yüzeyine ağız ortamını yansıtacak şekilde su atımlı bir döner aletle (NSK S-Max M65) dakikada 10000 devir ayarında 30 saniye uygulandı. Uygulama tek bir araştırmacı tarafından, parmak basıncı kullanılarak (2 Newton) örneğin yüzeyine rotasyonel ve lineer hareketler uygulanarak yapıldı.



Şekil 3.13. Meisinger Luster Intraoral Twist Kit

3.4.2. Optrafine Kit ve Patı ile Polisaj

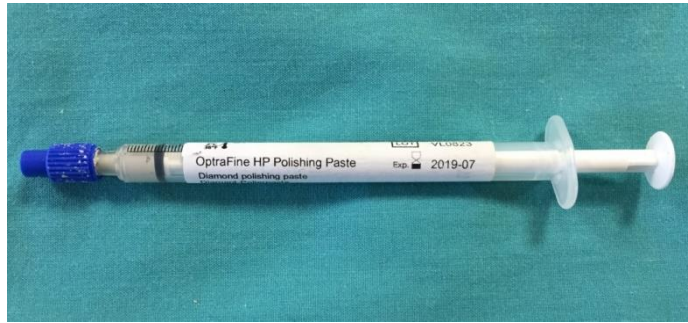
Optrafine klinik uygulamalarda dental seramiklerin parlatma işleminde kullanılan, elmas partikül içerikli, 3 basamaklı bir cila sistemidir.

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 yüksek parlaklık cilası (HP) amaçlı naylon fırçalar



Şekil 3.14. Optrafine polisaj kiti



Şekil 3.15. Optrafine polisaj patı

Bileşimler

- Bitirme ve cila birimleri yapay kauçuktan, elmas granüllerinden ve titanyum dioksitten oluşmaktadır. Şaftlar paslanmaz çeliktendir.

- Naylon fırçalar naylon liflerden oluşur; şaftları ise yine paslanmaz çeliktendir.
- Elmas polisaj pastası 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 aralığını önermektedir. Firma bu aletlerin kullanımının sadece bol miktarda su spreyi ile birlikte (>50ml/dk), hafif rotasyonel hareketlerle ve 2 N civarında baskı gücüyle olması gerektiğini vurgulamaktadır. Polisaj patı ve fırçasının kullanımı için önerilen devir sayısı ise dakikada 7000-10000'dir ve su spreyi kullanmadan uygulanması gerekmektedir. Çalışmada, önce su spreyi eşliğinde Optrafine (F) bitirme aletleriyle 30'ar saniye süreyle seramik yüzeylerin bitirme ve düzeltme işlemleri yapıldı. Ardından yine su spreyi 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. Bunun için önce naylon fırçanın boşluğuna elmas patı yerleştirildi ve naylon fırçayla cila yapılmadan önce parlatılacak yüzeye yayıldı. Oluşan polisaj artıkları su spreyiyle temizlendi.

3.4.3. 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 sistemi tanıyan dental seramikler için kullanılan silikon karbür içerikli bir parlatma kitidir. Çalışmamızda üreticinin talimatları doğrultusunda 10000 dev/dk hızla su spreyi ile her bir cila aletini örnek yüzeyine 30 saniye süre ile uygulayarak ve 2 N parmak basıncı kullanarak tek bir araştırmacı tarafından parlatma işlemi yapıldı. Cila aletine hafif rotasyonel ve lineer hareketler uygulandı.



Şekil 3.16. Shofu Ceramiste Polisaj Kiti

3.4.4. Komet Keramikpolitur Kit ile Polisaj

Aşındırıcı materyal olarak elmas partikülleri içeren 3 aşamalı bir sistemdir.

Aşamalar:

1. adım pürüzlü yüzeyler için ön parlatma ve bitim işlemleri amacıyla koyu mavi parlaticı,
2. adım daha pürüzsüz hale gelen yüzeylerde esas parlatma amacıyla pembe parlaticı,
3. adım pürüzsüz yüzeyin yüksek parlaklığa ulaşması amacıyla gri parlaticı kullanımını içermektedir.



Şekil 3.17. Komet Keramikpolitur Polisaj Kiti

Üretici firma materyallerin kullanımının; seramiklerde mikroçatlak oluşumunu önlemek ve materyal ömrü açısından su spreyi eşliğinde ve düşük kontakt baskısı

altında (≤ 2 N) olması gerektiğini vurgulamaktadır. Rotasyonel hareketler eşliğinde optimum 5000-6000 dev/dk hızla kullanıldığında en iyi sonuçların elde edildiğini belirten öneriler doğrultusunda parlatma işlemi yapıldı. 6000 dev/dk hızla yapılan parlatma işlemi için önceki parlatma setlerinde uyulan süreye aynen bağlı kalındı.

Örnek Yüzeylerinin Temizlenmesi

Yüzey işlemleri uygulanan tüm örnekler deiyonize su ile ultrasonik temizleyicide (EuroSonic Energy, Euronda, İtalya) 10 dk temizlendi.¹²⁶

3.5. Örneklerin Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçülmesi

3.5.1. Yüzey Pürüzlülüğünün Profilometre ile Ölçülmesi

Örneklerin yüzey pürüzlülüğü ölçümleri için Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarında bulunan profilometre cihazı (Surtronic 25, Taylor Hobson Leicester, Britanya) kullanıldı (Şekil 3.18). Cihaz 100 μ m ölçüm menziline sahip NHT-6 tarayıcı iğneye sahiptir. Bu iğnede EN ISO 3274 standardına uygun 2 μ m ve 60° transvers açığa sahip elmas uç bulunmaktadır. Cihaz kalibre edildikten sonra elmas ucun “cut off” değeri 0.25 mm olarak ayarlandı^{152, 153} ve ölçüm sırasında 0.7 mN’luk ölçme kuvveti uygulandı. Her bir grubun ölçümünden önce cihaz kalibre edildi. Örneklerin merkezinde olacak şekilde her bir örnekten 3 paralel ölçüm yapıp, elde edilen verilerin (Ra, Rz) ortalamaları alınarak ortalama yüzey pürüzlülüğü (Ra) ve maksimum yüzey pürüzlülüğü (Rz) değeri hesaplandı.^{102, 103, 152}



Şekil 3.18. Profilometre cihazı



Şekil 3.19. Örneklerin yüzey pürüzlülüğünün ölçümü

3.5.2. Yüzey Pürüzlülüğünün AFM Metoduyla Ölçülmesi

Kontakt moddaki bu cihazla örneklerin, iki ve üç boyutlu görüntüleri elde edilebilmektedir. Geri besleme mekanizması sonucu oluşan voltaj, bilgisayara topografik bir AFM görüntüsü olarak kaydedilir. Yüzey pürüzlülüğü ölçümü için, örnek taşıyıcı özel bir silindire yapıştırıldı ve silindir daha sonra cihazın içerisine yerleştirildi. Kalibrasyon yapıldıktan sonra yüzey pürüzlülüğü ölçümleri gerçekleştirildi. $1.6 \times 3.6 \times 0.4$ mm boyutlarında destek ve yüzeyi altın kaplamalı, piramidal NSGO1 silikon uç kullanıldı. Yüzey pürüzlülüğü ölçümleri 1.6 Hz tarama hızında gerçekleştirildi. Titreşim frekansı yaklaşık 10 kHz olarak saptandı. $20 \mu\text{m}^2$ 'lik alanlar tarandı. Örneklerin 256×256 piksel çözünürlükteki üç boyutlu görüntüleri ve ortalama yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerleri saptandı. Kalibrasyon, her ölçüm aşamasında tekrarlandı. AFM ölçümleri her bir örnek için üç defa tekrarlandı ve elde edilen verilerin ortalaması alınarak Ra değeri elde edildi.



Şekil 3.20. AFM cihazı

3.6. Örneklerin Yüzey Sertliğinin Ölçülmesi

3.6.1. Yüzey Sertliğinin Klasik Vicker's Metoduyla Ölçülmesi

Sertlik ölçümleri için Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarında bulunan Vicker's Hardness Test Cihazı (TMTech HV 1000B; TMTeck Manufacturing Limited, Pekin, Çin) kullanıldı. Vicker's sertlik değeri belirlenirken 980 gr'lık yükün 15 sn boyunca örneğe 0.015-0.070 mm/sn hız ile uygulanmasıyla örnek yüzeylerinde oluşan piramit görüntüsü cihaza bağlı mikroskopla tespit edilerek, köşegen uzunluklarını belirten d1 ve d2 uzunlukları ölçüldü. Ölçülen değerler cihazın üzerinde bulunan hesaplama bölümüne yazılarak HV ve MPa değerleri hesaplandı ve kaydedildi. Ortalama sertlik değeri her bir örnek için merkezden periferie doğru yapılan üç ölçümün ortalamasının alınmasıyla elde edildi. Vickers sertlik değeri (VHN) uygulanan kuvvetin, piramit şeklindeki yüklemeye ucinun oluşturduğu yüzey alanına bölünmesiyle elde edilir(ASTM).¹⁵⁴ Elde edilen değerler aşağıdaki formül kullanılarak cihaz tarafından hesaplandı.

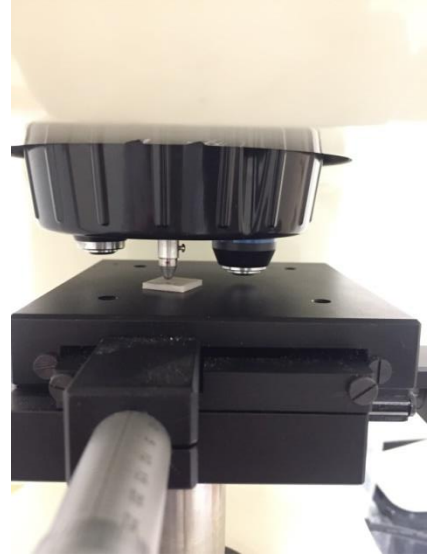
$$H_v = 1.8544 \frac{P}{d^2}$$

$$P = \text{Yük, kgf}$$

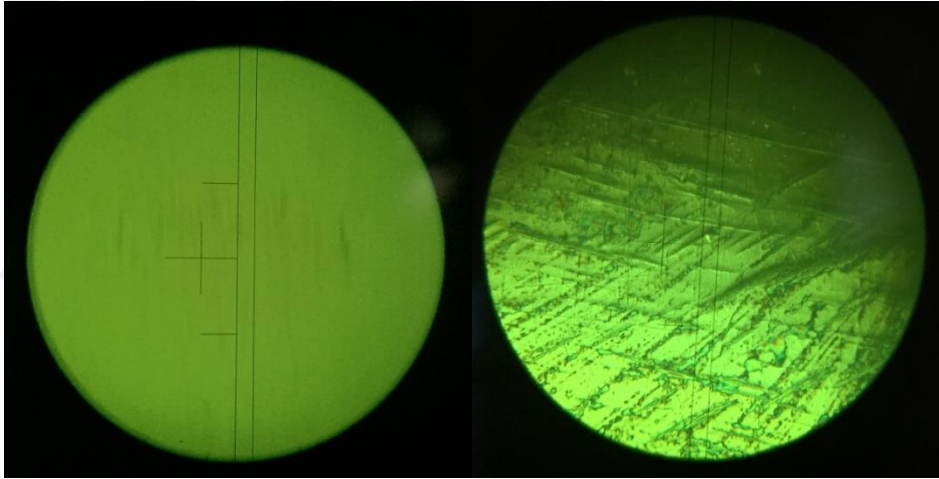
$$d = \text{çentiğin iki köşegeninin ortalama uzunluğu, mm}^2$$



Şekil 3.21. Vicker's cihazı



Şekil 3.22. Vicker's cihazında ölçüm



Şekil 3.23. Vicker's cihazı mikroskobundan yüzey görünümü

3.7. Örneklerin SEM Analizi

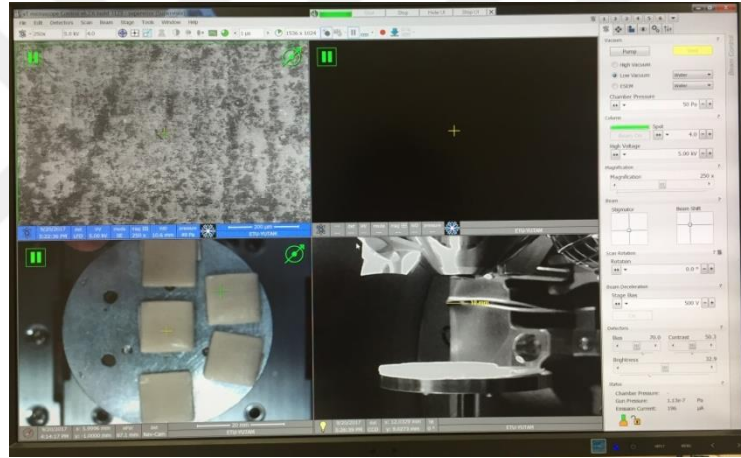
Tüm örnekler yüzey işlemi uygulandıktan sonra, glazür tabakası kaldırılmadan bırakılan örnekler de dahil olmak üzere tüm gruplardan rastgele birer örnek seçildi. Seçilen örnekler herhangi bir yüzey kaplama işlemine tabi tutulmadan, Erzurum Teknik Üniversitesi Yüksek Teknoloji ve Araştırma Merkezi'nde (YÜTAM) bulunan FIB/SEM tomografi elektron mikroskobunda (Quanta 3D FEG, FEI, ABD) yüzey görüntüleme işlemi yapıldı (Şekil 3.24). Görüntüler 200, 500, 1000 ve 2000 kez büyütme ile görüntülendi ve kaydedildi.



Şekil 3.24. SEM cihazı



Şekil 3.25. Örneklerin SEM cihazına yerleştirilmesi



Şekil 3.26. Örneklerden SEM görüntüsü alınması

3.8. Polisaj Kitlerinin SEM Analizi

Çalışmada yer alan her bir polisaj kitinde bulunan polisaj materyallerinden seçilen lastik diskler ve polisaj patına, herhangi bir yüzey kaplama işlemine tabi tutulmadan, Erzurum Teknik Üniversitesi Yüksek Teknoloji ve Araştırma Merkezi'nde (YÜTAM) bulunan FIB/SEM tomografi elektron mikroskobunda (Quanta 3D FEG, FEI, ABD) yüzey görüntüleme işlemi yapıldı (Şekil 3.24). Görüntüler 500 kez büyütme ile görüntülendi ve kaydedildi.

3.9. Verilerin İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi

Örneklerin pürüzlülük profilini belirlemek amacıyla elde edilen veriler normal dağılım gösterdiği için parametrik testler kullanılarak istatistiksel analizler yapılmıştır. Veriler iki yönlü etkileşimli (interaksiyonlu) model ile varyans analizi kullanılarak değerlendirilmiş ve ortalamaların çoklu karşılaştırılmasında Tukey HSD testi kullanılmıştır.

Örneklerin yüzey sertlik değerlerinden elde edilen veriler normal dağılım göstermediğinden non-parametrik Kruskal Wallis analizi kullanılarak değerlendirilmiş ve grupların ikili karşılaştırılmasında Mann-Whitney U testi kullanılmıştır.

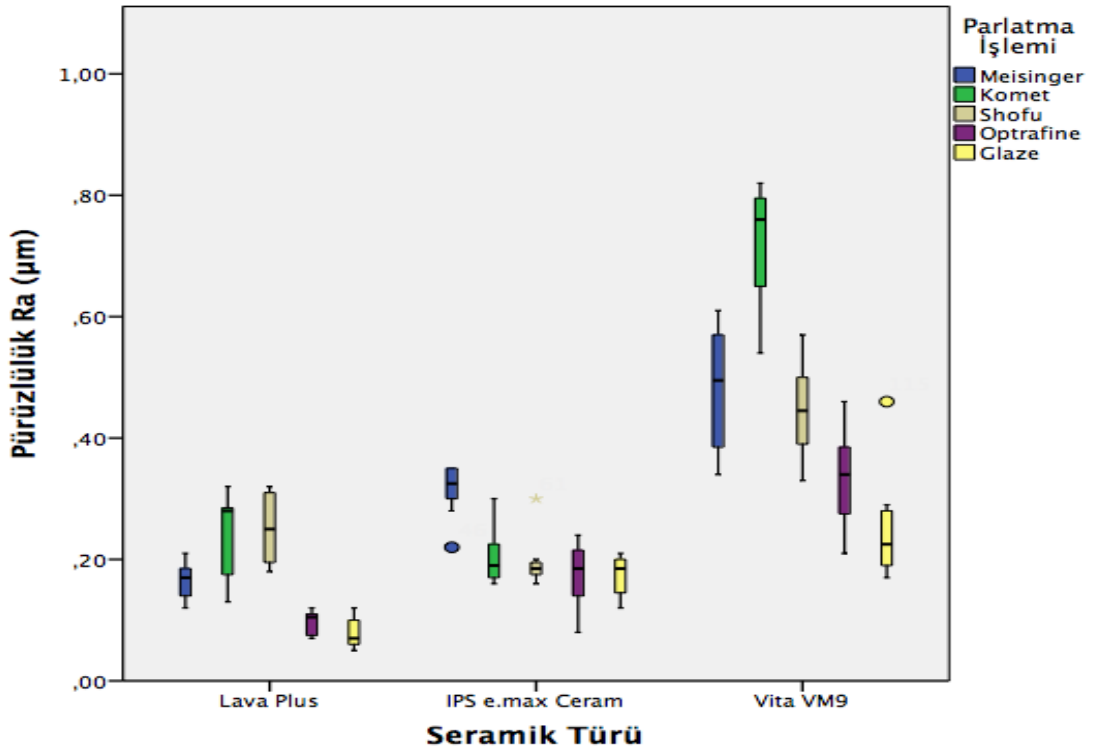
Yüzey sertliğinin yüzey pürüzlülüğüne etkisini belirlemek için doğrusal regresyon analizi yapılmıştır. Bu iki özellik arasındaki ilişkinin tespiti için Pearson korelasyonu kullanılmıştır.

Elde edilen veriler, SPSS 21 (SPSS v21.0; SPSS Inc., Chicago, IL., ABD) programı kullanılarak değerlendirilmiştir. Bütün analizlerde istatistiksel önem düzeyi 0.05 olarak alınmıştır.

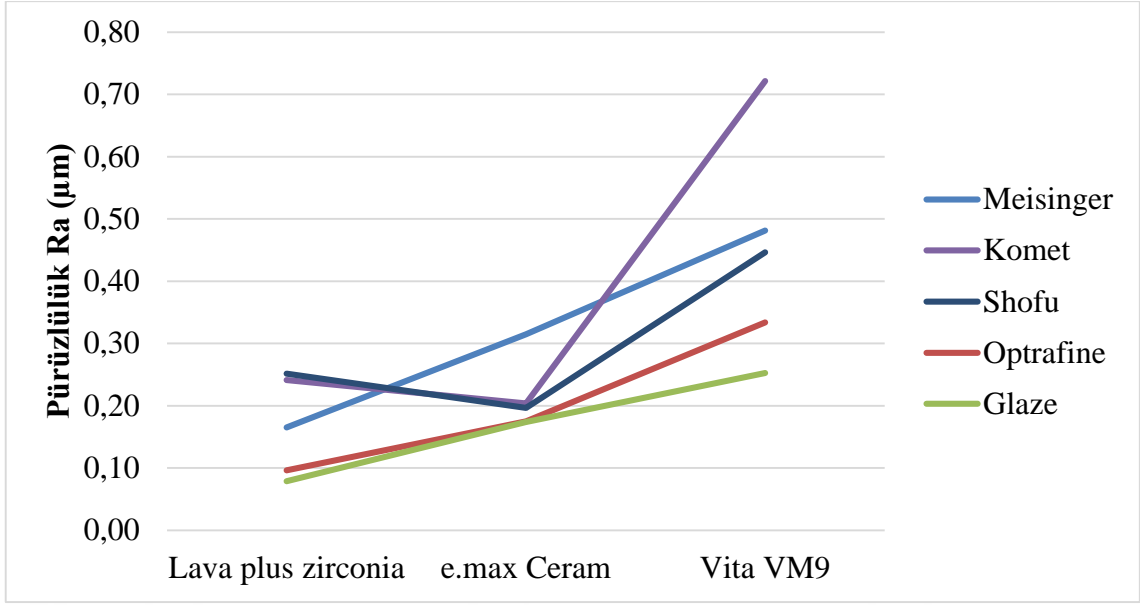
4. BULGULAR

4.1. Pürüzlülük ve Yüzey Sertliği Ölçümleri

Seramik materyallerin parlatma işlemleri sonucu elde edilen Ra değerlerinin kutu grafiği Şekil 4.1, çizgi grafiği Şekil 4.2, ortalama ve standart sapmaları ise Tablo 4.1’de verilmiştir. Vita VM9’da parlatma işlemlerinin tümünde Ra parametresinin varyasyonu diğer seramik türlerinden daha büyük iken en küçük varyasyon Lava Plus seramiğinde Optrafine grubundan elde edilmiştir.



Şekil 4.1. Seramik materyallere yapılan yüzey parlatma işlemlerinin Ra pürüzlülük değerlerinin kutu grafiği



Şekil 4.2. Seramik materyallere yapılan yüzey parlatma işlemlerinin Ra pürüzlülük değerlerinin çizgi grafiği

Tablo 4.1. Seramik materyallere yapılan yüzey parlatma işlemlerinin Ra pürüzlülük değerleri (Ortalama ± Standart Sapma)

Ra	Lava Plus (µm)	IPS e.max Ceram (µm)	Vita VM9 (µm)	Genel (µm)
Meisinger	0.17±0.03 ^{b,m}	0.32±0.05 ^{b,n}	0.48±0.1 ^{c,o}	0.32±0.15 ^{bc}
Komet	0.24±0.07 ^{c,m}	0.2±0.05 ^{a,m}	0.72±0.1 ^{d,n}	0.39±0.25 ^c
Shofu	0.25±0.06 ^{c,m}	0.2±0.04 ^{a,m}	0.45±0.08 ^{bc,n}	0.3±0.12 ^{bc}
Optrafine	0.1±0.02 ^{a,m}	0.18±0.06 ^{a,n}	0.33±0.08 ^{ab,o}	0.2±0.12 ^{ab}
Glaze	0.08±0.03 ^{a,m}	0.17±0.03 ^{a,n}	0.25±0.09 ^{a,o}	0.17±0.09 ^a
Genel	0.17±0.08 ^m	0.21±0.07 ^m	0.45±0.18 ⁿ	0.28±0.17

a,b,c: Aynı sütunda farklı harfler farklı ortalamaları gösterir (p<0.05).

m,n,o: Aynı satırda farklı harfler farklı ortalamaları gösterir (p<0.05).

Seramik materyallerin Ra değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır (p<0.001) ve farklılık en yüksek Ra değerine sahip Vita VM9 grubundan kaynaklanmaktadır. En düşük Ra değerleri sırasıyla Lava Plus ve IPS e.max Ceram grupları için tespit edilmiş ve bu materyaller arasında yüzey pürüzlülüğü açısından istatistiksel olarak fark bulunmamaktadır (p=0.218).

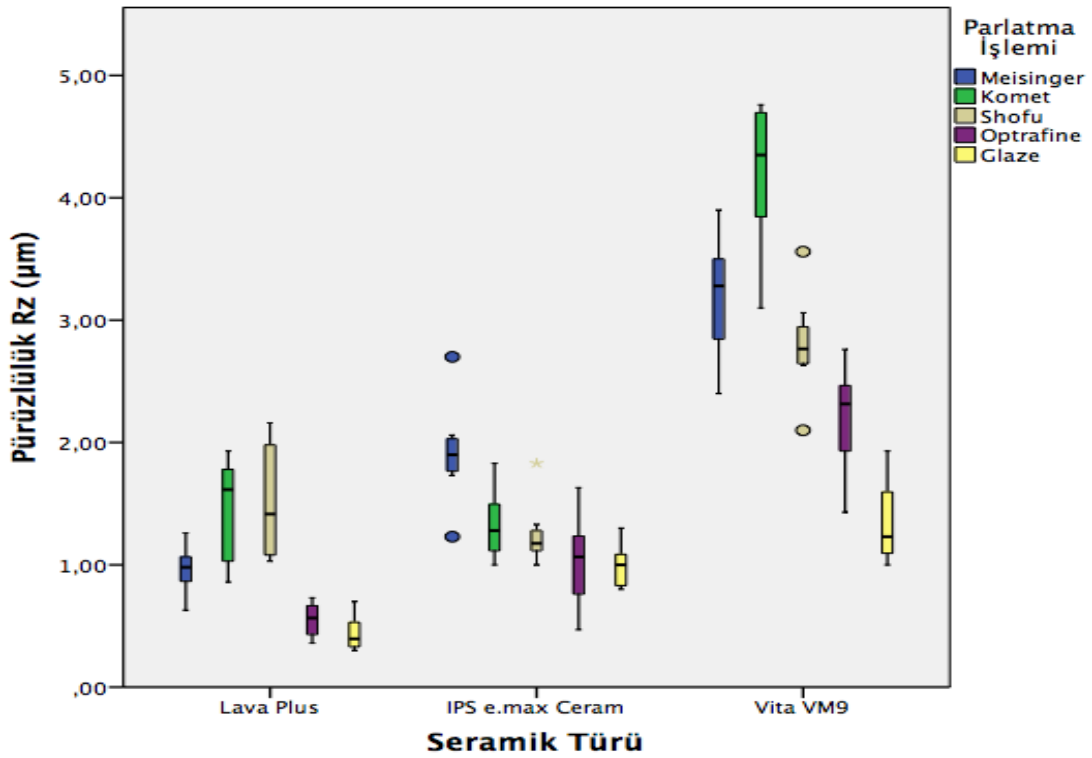
Parlatma yöntemlerinin Ra değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmaktadır (p<0.001). En pürüzsüz yüzey kontrol grubu olan Glaze ve

Optrafine grubundan elde edilmiş ve aralarında istatistiksel olarak farklılık bulunmamıştır ($p=0.95$). Diğer gruplar ise Glaze'den farklılık göstermiş ($p<0.05$) fakat kendi aralarındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p=0.59$).

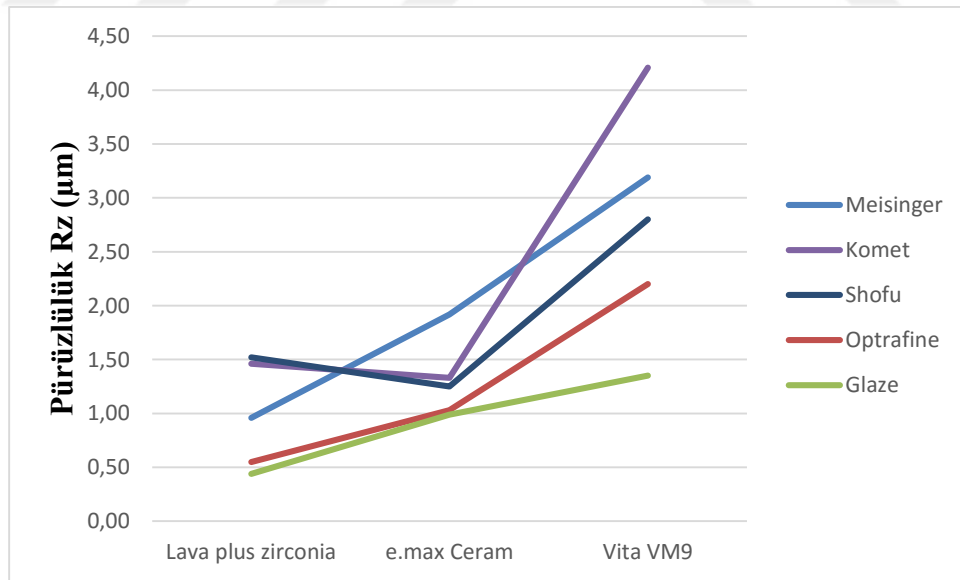
Lava Plus grubunda polisaj materyallerinin etkinliği parlatma yöntemlerinin genel dağılımına benzer bulunmuştur. IPS e.max Ceram grubunda ise en yüksek Ra değerine sahip Meisinger diğer polisaj yöntemlerinden istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermiştir ($p<0.05$). Vita VM9 grubunda glaze (0.25 ± 0.09) ve Optrafine (0.33 ± 0.08) en düşük, Komet (0.72 ± 0.1) ise en yüksek Ra değerini sergilemiştir.

Parlatma yöntemleri kendi içlerinde porselen grubuna bağlı olarak Ra değerleri bakımından farklılık göstermişlerdir ($p<0.05$). Sadece Komet ve Shofu yöntemleri için Lava Plus ve IPS e.max Ceram gruplarından elde edilen Ra değerleri benzer bulunmuştur.

Seramik materyallerin parlatma işlemleri sonucu elde edilen Rz değerlerinin kutu grafiği Şekil 4.3, çizgi grafiği Şekil 4.4, ortalama ve standart sapmaları ise Tablo 4.2'de verilmiştir.



Şekil 4.3. Seramik materyallere yapılan yüzey parlatma işlemlerinin Rz pürüzlülük değerlerinin kutu grafiği



Şekil 4.4. Seramik materyallere yapılan yüzey parlatma işlemlerinin Rz pürüzlülük değerlerinin çizgi grafiği

Tablo 4.2. Seramik materyallere yapılan yüzey parlatma işlemlerinin Rz pürüzlülük değerleri (Ortalama ± Standart Sapma)

Rz	Lava Plus (μm)	IPS e.max Ceram (μm)	Vita VM9 (μm)	Toplam (μm)
Meisinger	0.96±0.19 ^{b,m}	1.92±0.41 ^{b,n}	3.19±0.49 ^{c,o}	2.02±1 ^c
Komet	1.46±0.42 ^{c,m}	1.33±0.29 ^{a,m}	4.21±0.58 ^{d,n}	2.33±1.42 ^c
Shofu	1.52±0.48 ^{c,m}	1.25±0.25 ^{a,m}	2.8±0.41 ^{bc,n}	1.85±0.79 ^{bc}
Optrafine	0.55±0.14 ^{a,m}	1.03±0.37 ^{a,n}	2.2±0.42 ^{bc,o}	1.26±0.78 ^{ab}
Glaze	0.44±0.14 ^{a,m}	0.99±0.18 ^{a,n}	1.35±0.34 ^{a,o}	0.93±0.44 ^a
Toplam	0.99±0.54 ^m	1.3±0.45 ^m	2.75±1.06 ⁿ	1.68±1.06

a,b,c: Aynı sütunda farklı harfler farklı ortalamaları gösterir ($p<0.05$).

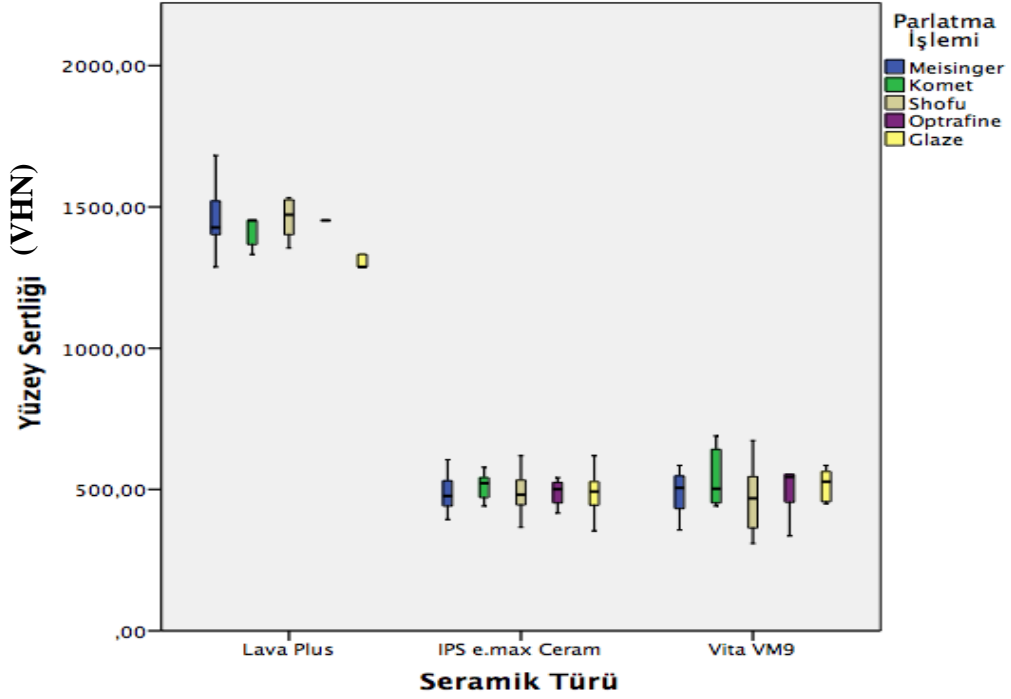
m,n,o: Aynı satırda farklı harfler farklı ortalamaları gösterir ($p<0.05$).

Parlatma yöntemlerinin Rz değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmaktadır ($p<0.001$). Vita VM9 grubu diğer seramik türlerinden önemli derecede daha yüksek Rz değerleri göstermiştir. Glaze ve Optrafine grubu en düşük Rz değerlerini göstermiş ve aralarında istatistiksel olarak farklılık bulunmamıştır. Diğer gruplar ise Glaze'den anlamlı bir şekilde farklılık göstermiş ($p<0.05$), kendi aralarındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

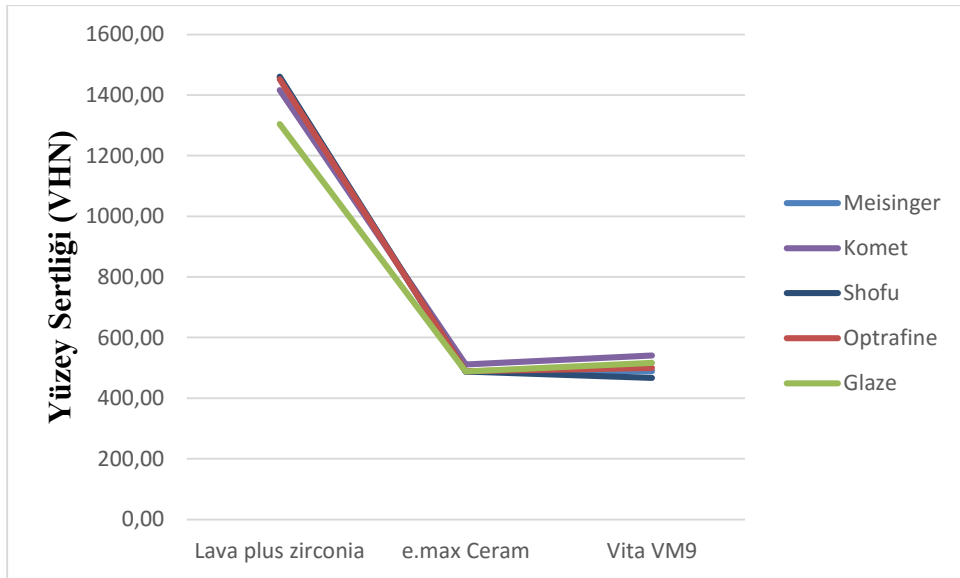
Lava Plus grubunda Komet ve Shofu polisaj materyallerinin Rz değerleri diğer parlatma sistemlerinden daha yüksek bulunmuş, kendi aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. IPS e.max Ceram grubunda ise en yüksek Rz değerine sahip Meisinger diğer polisaj yöntemlerinden istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermiştir ($p<0.05$). Vita VM9 grubunda glaze (1.35±0.34) en düşük, Komet (4.21±0.58) ise en yüksek Rz değerini sergilemiştir.

Parlatma yöntemleri kendi içlerinde porselen grubuna bağlı olarak Rz değerleri bakımından farklılık göstermişlerdir ($p<0.05$). Sadece Komet ve Shofu yöntemleri için Lava Plus ve IPS e.max Ceram gruplarından elde edilen Rz değerleri benzer bulunmuştur.

Seramik materyallerin parlatma işlemleri sonucu elde edilen yüzey sertliği değerlerinin kutu grafiği Şekil 4.5, çizgi grafiği Şekil 4.6, ortalama ve standart sapmaları ise Tablo 4.3'te verilmiştir.



Şekil 4.5. Seramik materyallere yapılan yüzey parlatma işlemlerinin yüzey sertliği değerlerinin kutu grafiği



Şekil 4.6. Seramik materyallere yapılan yüzey parlatma işlemlerinin Vicker's sertlik değerlerinin çizgi grafiği

Tablo 4.3. Seramik materyallere yapılan yüzey parlatma işlemlerinin Vicker's sertlik değerleri (Ortalama ± Standart Sapma)

Yüzey Sertliği	Lava Plus (VHN)	IPS e.max Ceram (VHN)	Vita VM9 (VHN)	Toplam (VHN)
Meisinger	1458.76±123.02 ^{b,n}	487.15±69.15 ^m	489.28±78.41 ^m	811.73±475.77
Komet	1415.84±54.67 ^{ab,n}	511.34±47.87 ^m	540.56±102.95 ^m	822.58±434.29
Shofu	1460.78±71.82 ^{ab,n}	488.43±77.55 ^m	467.25±122.33 ^m	805.48±481.74
Optrafine	1452.2±0 ^{b,n}	489.3±45.45 ^m	499.5±79.36 ^m	813.67±463.99
Glaze	1304.24±22.82 ^{a,n}	487.89±79.26 ^m	516.44±56.57 ^m	769.52±390.34
Toplam	1418.36±88.79 ⁿ	492.82±62.74 ^m	502.61±89.59 ^m	804.60±443.24

a,b,c: Aynı sütunda farklı harfler farklı ortalamaları gösterir (p<0.05).

m,n,o: Aynı satırda farklı harfler farklı ortalamaları gösterir (p<0.05).

Lava Plus'ın diğer seramiklerden daha yüksek yüzey sertliği değerlerine sahip olması istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p<0.001).

Parlatma işlemleri IPS e.max Ceram ve Vita VM9 seramiklerinin yüzey sertliği üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık oluşturmamıştır (p>0.05). Lava Plus seramiğinde Meisinger, Komet, Shofu ve Optrafine gruplarının Glaze grubundan daha yüksek yüzey sertliğine sahip olması istatistiksel olarak anlamlı tespit edilmiştir (p<0.05).

En yüksek yüzey sertlik değerlerine sahip Lava Plus materyalinde Optrafine yüzey parlatma seti kullanıldığında bütün örneklerde 1452.2 VHN değeri ölçülmüştür. Optrafine setinde standart sapmanın bulunmaması Lava Plus için hep tekrarlanabilir yüzey sertliği sunduğunu belirtmektedir.

Pürüzlülük ve yüzey sertliği değerleri açısından seramik grupları, parlatma yöntemleri ve ikisi arasındaki etkileşim 2 faktörlü (3×5)×8 faktöriyel düzenlenmiş deneme planı sonuçlarına göre değerlendirilmiştir (Tablo 4.4). Pürüzlülük değerlerinde seramik grupları, parlatma yöntemleri ve ikisi arasındaki etkileşim istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p<0.05) (Şekil 4.2, Şekil 4.4 ve Şekil 4.6). Sertlik değerlerinde ise sadece seramik grupları arasında anlamlı bir farklılık tespit edilmiştir (p<0.001).

Tablo 4.4. Pürüzlülük ve yüzey sertliği değerleri için parametrik çift yönlü varyans analizi sonuçları (p)

Kaynak	Ra	Rz	Yüzey Sertliği
Seramik Grupları	<0.001	<0.001	<0.001
Parlatma Yöntemi	<0.001	<0.001	0.143
Seramik Grubu × Parlatma Yöntemi	<0.001	<0.001	0.008

Yüzey pürüzlülüğü (Ra) ve yüzey sertliği arasındaki korelasyon katsayısı ($r=-.424$) istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0.01$) ve ikisi arasında negatif bir ilişki olduğunu göstermektedir (Tablo 4.5). Bu durum, Lava Plus grubundaki yüzey sertlik değerinin yüksek, pürüzlülük değerinin ise düşük olmasından kaynaklanmaktadır.

Tablo 4.5. Yüzey pürüzlülüğü ve sertliği Pearson Korelasyon testi sonuçları

Seramik		Ra	Rz
Lava Plus	Rz	.988**	
	Yüzey Sertliği	0.204	0.166
IPS e.max Ceram	Rz	.943**	
	Yüzey Sertliği	-0.051	-0.08
Vita VM9	Rz	.957**	
	Yüzey Sertliği	0.058	-0.031
Genel	Rz	.980**	
	Yüzey Sertliği	-.424**	-.449**

** Korelasyon 0.01 seviyesinde önemlidir.

* Korelasyon 0.05 seviyesinde önemlidir.

Materyallerin kendi içlerinde yüzey pürüzlülüğü (Ra) ve yüzey sertliği arasındaki ilişkinin tespiti için yapılan doğrusal regresyon analizi istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p>0.05$) (Tablo 4.6). Yani, sertliğinin yüzey pürüzlülüğüne etkisi anlamsızdır. Bunun yanında, yüzey pürüzlülüğündeki varyasyonun yüzey sertliği tarafından açıklanan oranı (R^2) tüm gruplarda oldukça düşük (0.003-0.005) tespit edilmiştir.

Tablo 4.6. Materyallerin yüzey sertliklerinin yüzey pürüzlülüklerine (Ra) etkilerine ait regresyon analizi sonuçları

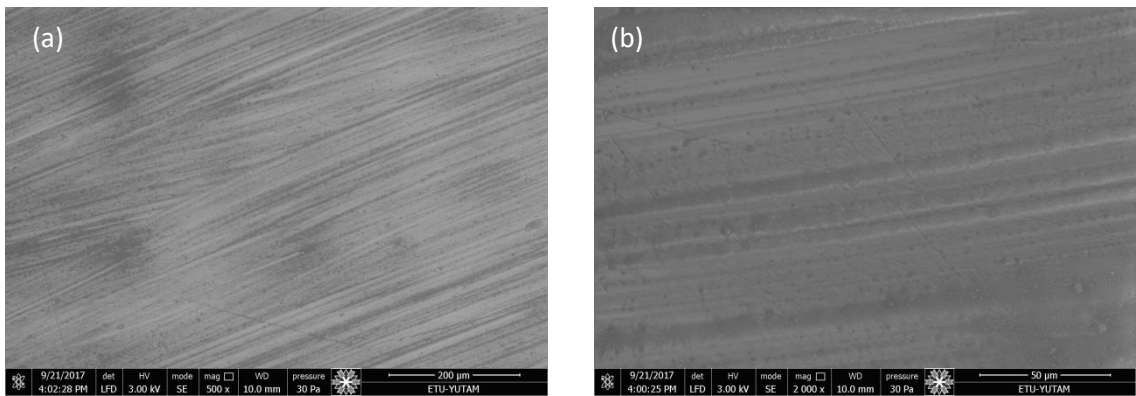
Gruplar	F	R ²	β	p
Lava Plus	1.65	0.042	0.204	0.207
IPS e.max Ceram	0.098	0.003	-0.051	0.756
Vita VM9	0.127	0.003	0.058	0.724

4.2. Taramalı Elektron Mikroskobu Görüntüleri

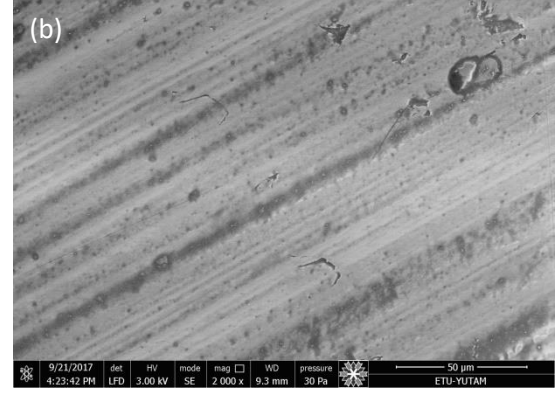
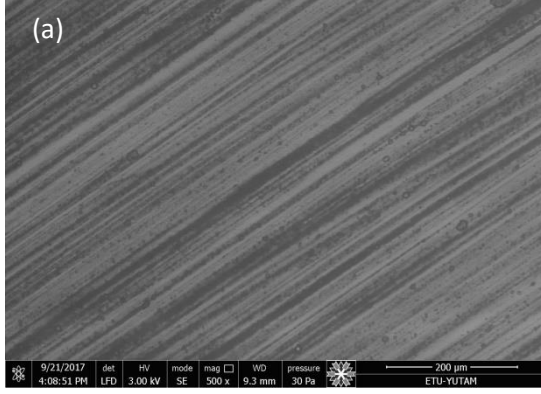
4.2.1. Örnek Yüzeylerinin SEM Görüntüleri

Lava Plus, IPS e.max Ceram ve Vita VM9 porselen materyalleri için geleneksel porselen fırınında glaze yapılan ve polisaj yapılan örnek yüzeylerine ait $\times 500$ ve $\times 2000$ büyütmede elde edilen SEM görüntüleri sırasıyla görülmektedir. Her bir gruptan alınan SEM görüntüleri incelendiğinde Glaze, Optrafine, Shofu, Meisinger ve Komet parlatma kitleri uygulanan örnek yüzeylerinin birbirinden belirgin derecede farklı yüzey görüntülerine sahip oldukları saptandı.

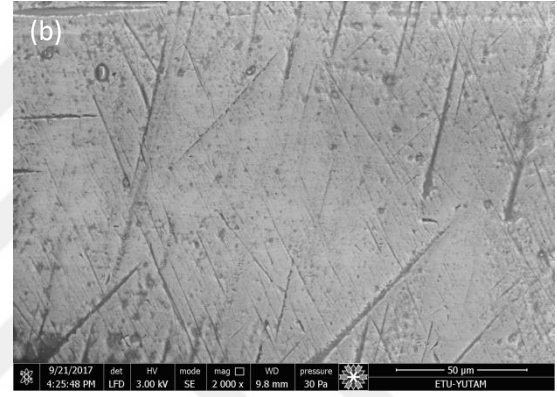
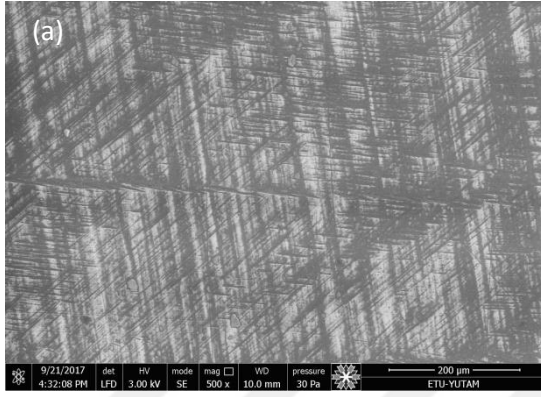
Lava Plus grubuna ait Glaze, Optrafine, Shofu, Meisinger ve Komet parlatma kit gruplarından elde edilen SEM görüntüleri Şekil 4.7, 4.8, 4.9, 4.10, 4.11'te verilmiştir.



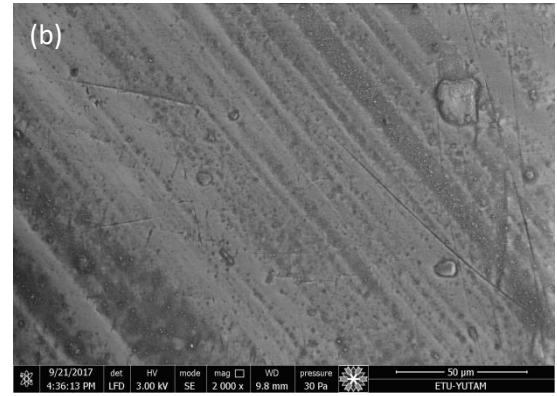
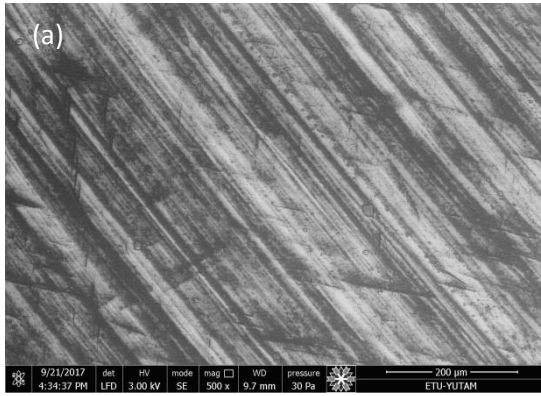
Şekil 4.7. Glaze Uygulanan Lava Plus Örneklerin SEM görüntüleri (a:500 \times , b:2000 \times)



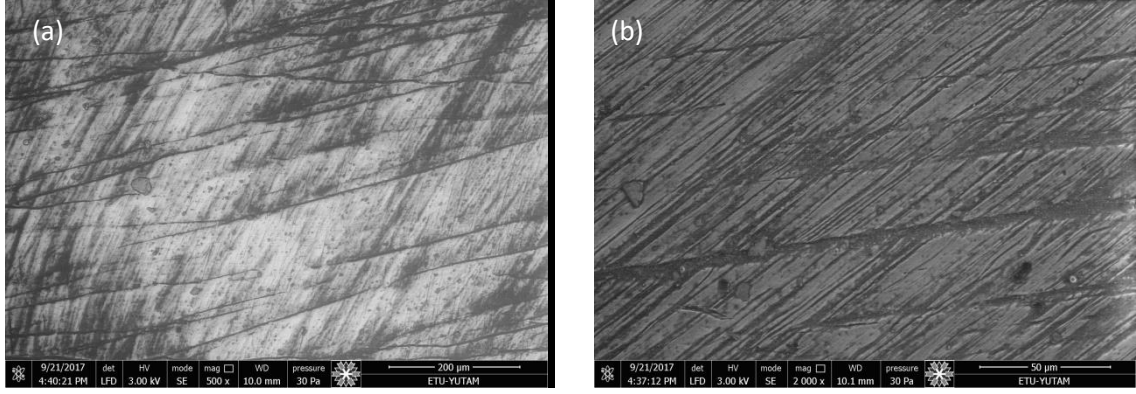
Şekil 4.8. Optrafine Parlatma Kiti Uygulanan Lava Plus Örneklerin SEM görüntüleri (a:500×, b:2000×)



Şekil 4.9. Shofu Parlatma Kiti Uygulanan Lava Plus Örneklerin SEM görüntüleri (a:500×, b:2000×)



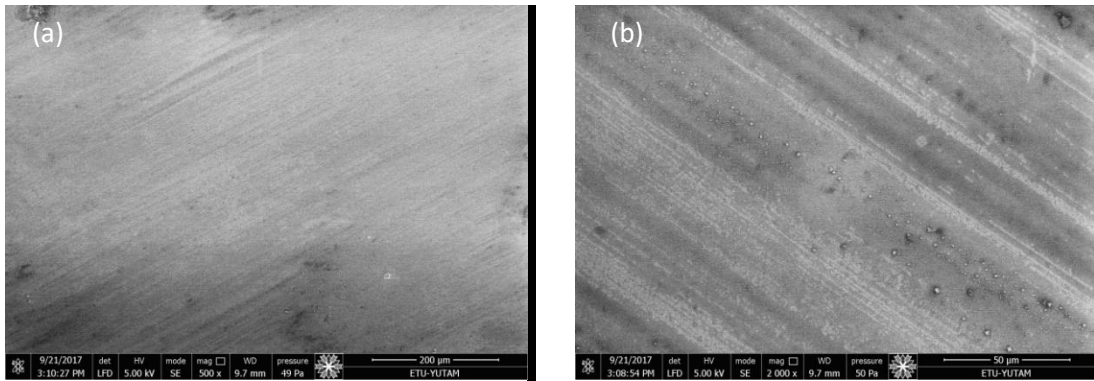
Şekil 4.10. Meisinger Parlatma Kiti Uygulanan Lava Plus Örneklerin SEM görüntüleri (a:500×, b:2000×)



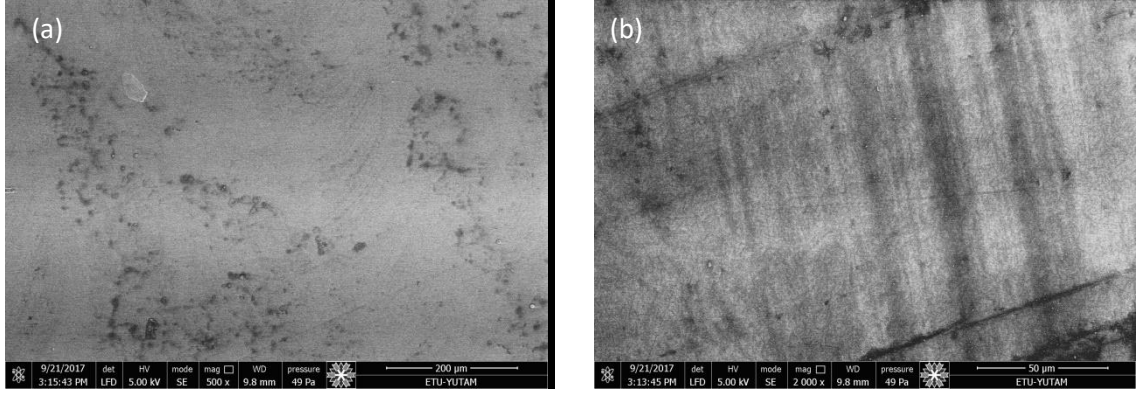
Şekil 4.11. Komet Parlatma Kiti Uygulanan Lava Plus Örneklerin SEM görüntüleri (a:500×, b:2000×)

Lava Plus glaze grubunun SEM görüntüleri incelendiğinde zirkonyum yüzey yapısının düzgün ve homojen olduğu, glaze porseleni uygulamasındaki dalgalı yapı dışında düzensiz alanların bulunmadığı bir yapı görülmektedir (Şekil 4.7). Optrafine grubunun SEM görüntüleri incelendiğinde ise glaze grubuna yakın, düzgün alanlar izlenmektedir (Şekil 4.8). Shofu ve Komet gruplarında materyal yüzeyinde çiziklerle birlikte Glaze ve Optrafine gruplarına göre daha pürüzlü alanlar görülmektedir (Şekil 4.9, 4.10). Meisinger grubunun SEM görüntüleri incelendiğinde ise nispeten Optrafine grubuna benzeyen ve Shofu ve Komet grubuna oranla daha düzgün alanlar izlenmektedir, fakat yine de yüzeyde çizilmeler göze çarpmaktadır (Şekil 4.11).

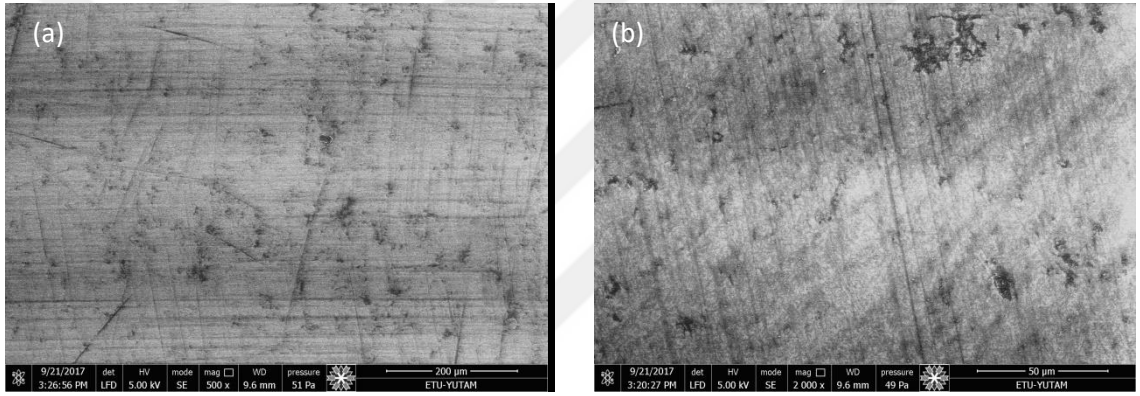
IPS e.max Ceram grubuna ait glaze, optrafine, shofu, meisinger ve komet parlatma kit gruplarından elde edilen SEM görüntüleri Şekil 4.12, 4.13, 4.14, 4.15, 4.16'da verilmiştir.



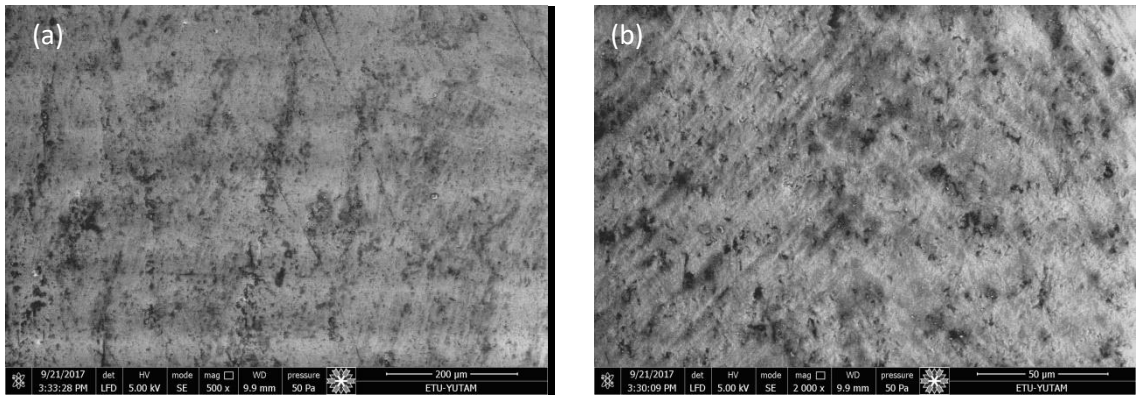
Şekil 4.12. Glaze Uygulanan IPS e.max Ceram Örneklerin SEM görüntüleri (a:500×, b:2000×)



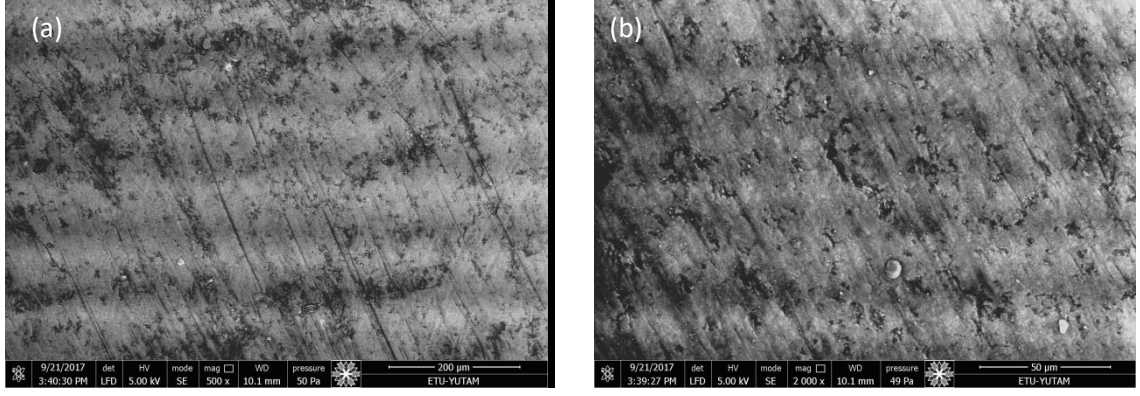
Şekil 4.13. Optrafine Parlatma Kiti Uygulanan IPS e.max Ceram Örneklerin SEM görüntüleri (a:500×, b:2000×)



Şekil 4.14. Shofu Parlatma Kiti Uygulanan IPS e.max Ceram Örneklerin SEM görüntüleri (a:500×, b:2000×)



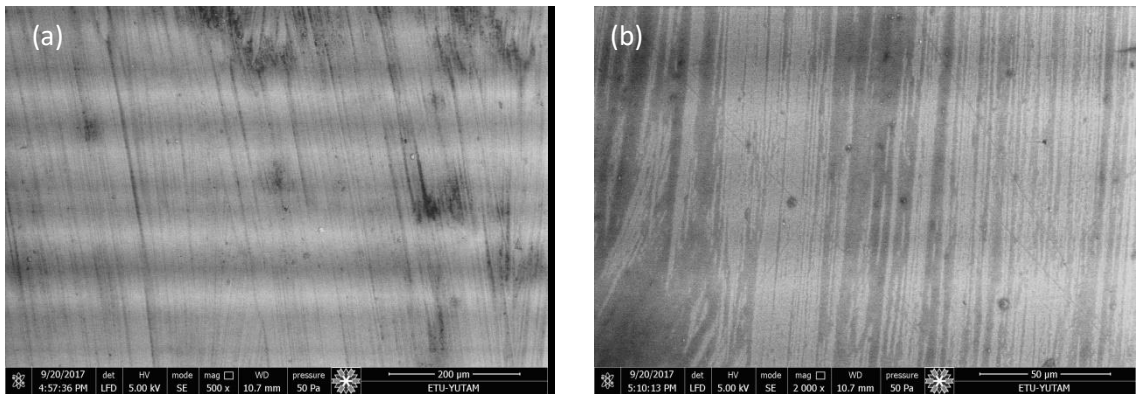
Şekil 4.15. Meisinger Parlatma Kiti Uygulanan IPS e.max Ceram Örneklerin SEM görüntüleri (a:500×, b:2000×)



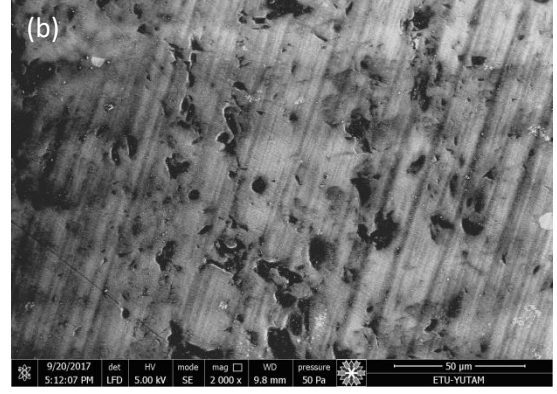
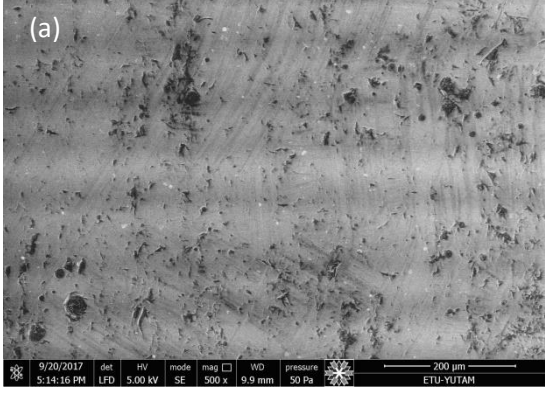
Şekil 4.16. Komet Parlatma Kiti Uygulanan IPS e.max Ceram Örneklerin SEM görüntüleri (a:500×, b:2000×)

IPS e.max Ceram glaze grubunun SEM görüntüleri incelendiğinde yüzeyin glaze porseleninin sebep olduğu dalgalı görüntü dışında oldukça pürüzsüz ve düzgün olduğu görülmektedir (Şekil 4.12). Optrafine grubu çok küçük boşluklar içermesi dışında homojen ve düzgün bir yüzey sergilemiştir (Şekil 4.13). Shofu grubu yüzey özelliği olarak Optrafine grubundan daha büyük boşluklar içerdiği görülmektedir (Şekil 4.14). Komet ve Meisinger grubunda yüzeydeki boşlukların arttığı, Meisinger grubunda boşluk büyüklüklerinin daha fazla iken Komet grubunda daha küçük boşluklar ve yumuşatılmış kenarlara rastlanmış, iki grup da Shofu grubuna göre daha düzensiz yüzey özelliği sergilemiştir (Şekil 4.15, 4.16).

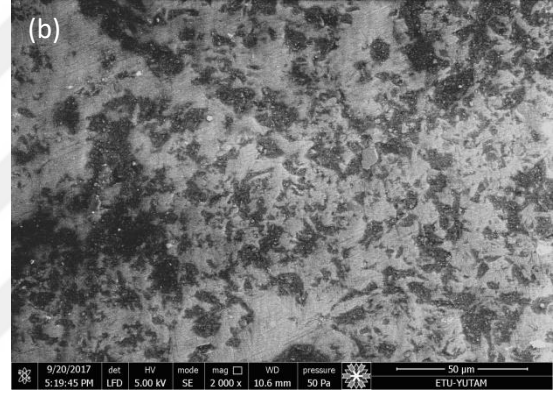
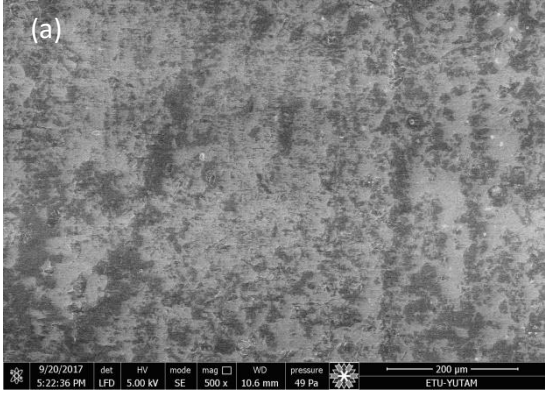
Vita VM9 grubuna ait glaze, optrafine, shofu, meisinger ve komet parlatma kit gruplarından elde edilen SEM görüntüleri Şekil 4.17, 4.18, 4.19, 4.20, 4.21’de verilmiştir.



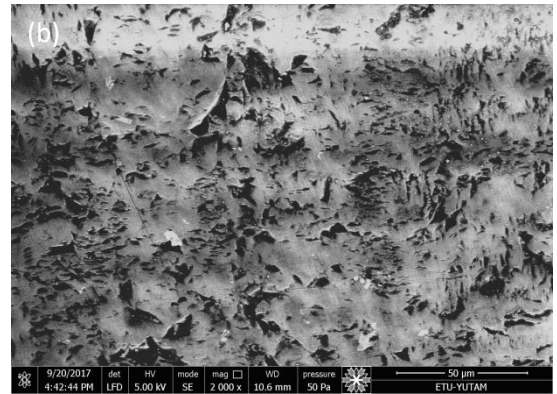
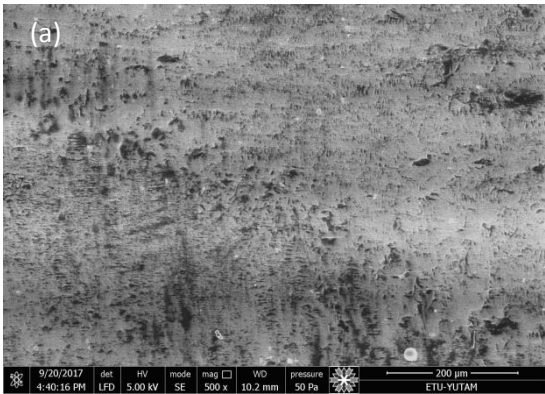
Şekil 4.17. Glaze Uygulanan Vita VM9 Örneklerin SEM görüntüleri (a:500×, b:2000×)



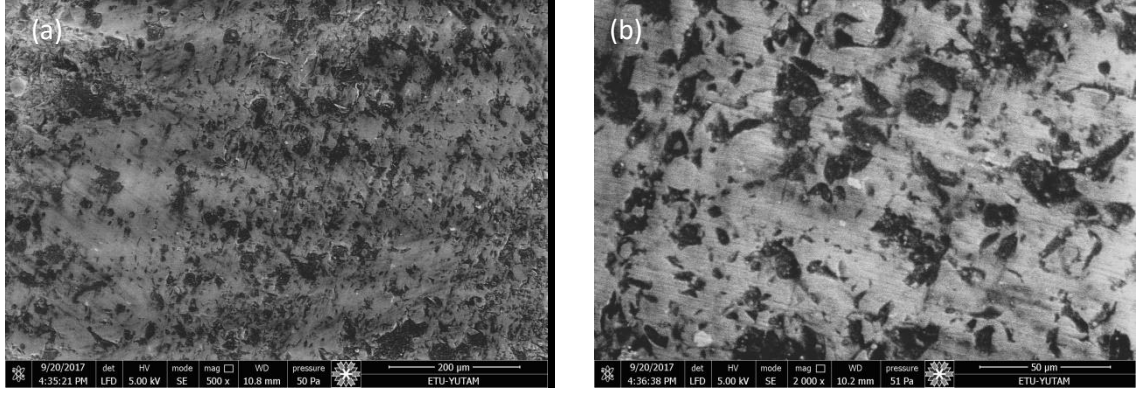
Şekil 4.18. Optrafine Parlatma Kiti Uygulanan Vita VM9 Örneklerin SEM görüntüleri (a:500×, b:2000×)



Şekil 4.19. Shofu Parlatma Kiti Uygulanan Vita VM9 Örneklerin SEM görüntüleri (a:500×, b:2000×)



Şekil 4.20. Meisinger Parlatma Kiti Uygulanan Vita VM9 Örneklerin SEM görüntüleri (a:500×, b:2000×)



Şekil 4.21. Komet Parlatma Kiti Uygulanan Vita VM9 Örneklerin SEM görüntüleri (a:500×, b:2000×)

Vita VM9 glaze grubunun SEM görüntüleri incelendiğinde yüzeyin düzgün, glaze porseleninin sebep olduğu dalgalanmalar dışında homojen olduğu görülmüştür (Şekil 4.17). Optrafine grubu Glaze grubuna göre daha boşluklu ve homojen olmayan bir görüntü sergilemektedir (Şekil 4.18). Shofu ve Meisinger gruplarındaki boşluk sayısı daha fazla; Shofu grubundaki yüzey boşluklarının kenarları daha yumuşatılmış görünmekte ancak Meisinger grubunda daha keskin kenarlı boşluklar göze çarpmaktadır (Şekil 4.19, 4.20). Komet grubunda ise hem çok sayıda hem de daha büyük ve keskin kenarlı boşluklu bir yapı görülmektedir (Şekil 4.21).

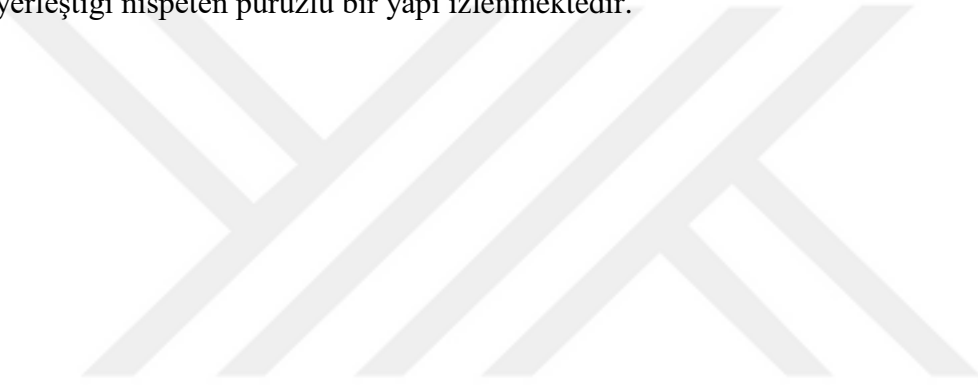
4.2.2. Polısaj Kitlerinin SEM Görüntüleri

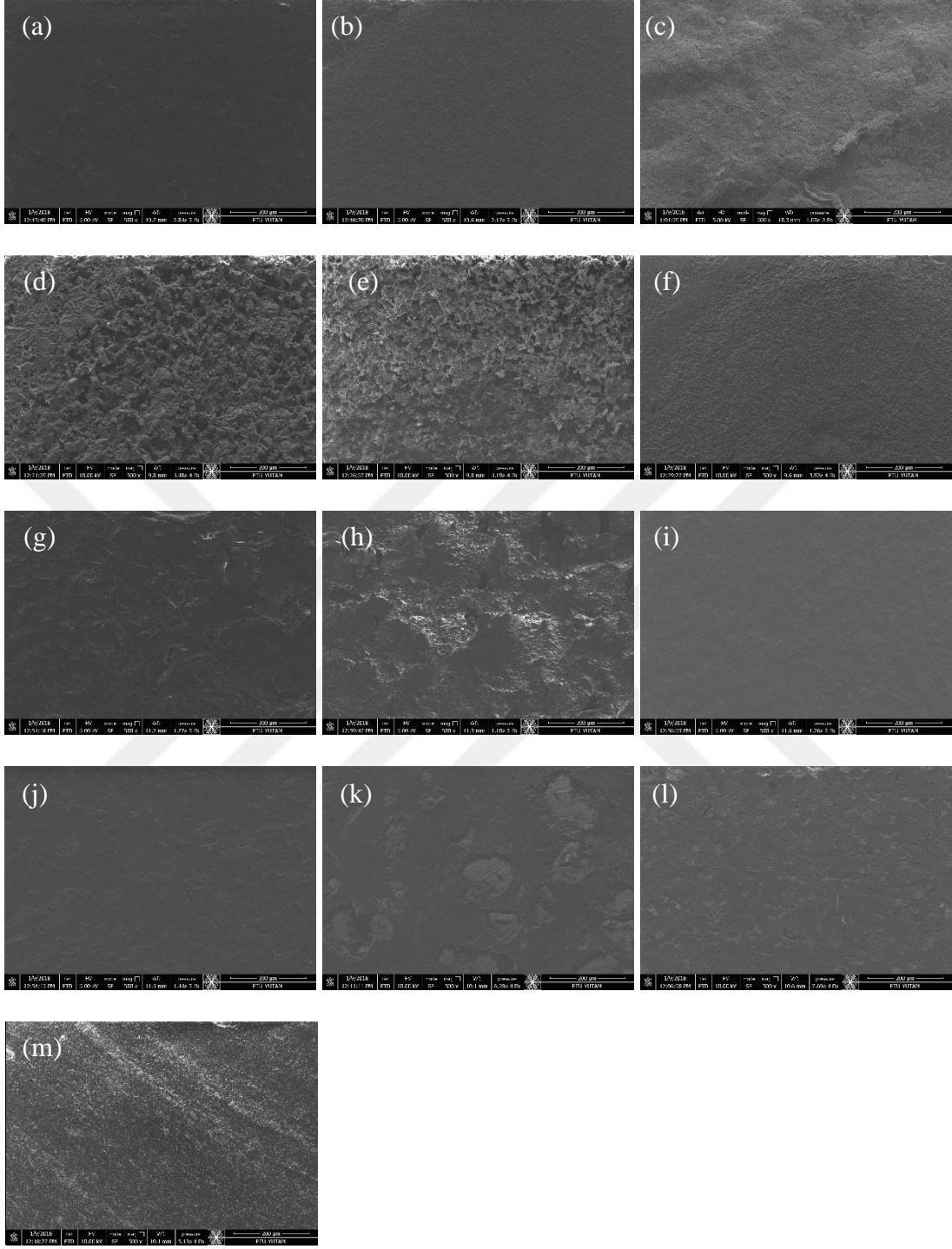
Optrafine, Shofu, Meisinger ve Komet polısaj kiti gruplarından 500× büyütmede elde edilen SEM görüntüleri Şekil 4.22’de verilmiştir. Şekillerde her polısaj kiti enstrümanları, parlatma işlemi için önerilen ilk basamaktan son basamağa doğru sırasıyla yer almaktadır.

Her bir polısaj kitinde üretici firma tarafından üç aşamada parlatma işlemi sunulurken, Meisinger polısaj kiti dört aşamalı bir parlatma sistemi sunmaktadır.

Şekil 4.22.a,b,c’de SEM görüntüleri verilen Optrafine polısaj kiti üç aşamalı bir parlatma sunmakta, diğer parlatma kitlerindeki SEM görüntüleriyle karşılaştırıldığında Optrafine polısaj lastik disklerinin daha pürüzsüz yüzeyler sergilediği görülmektedir.

Şekil 4.22.d,e,f'de SEM görüntüleri verilen üç aşamalı Shofu polisaj kitinin ilk iki aşaması daha pürüzlü bir yüzey özelliği sergilerken, son parlatma için üretilen lastik disk yüzeyinin daha pürüzsüz bir görüntü verdiği görülmektedir. Şekil 4.22.g,h,i,j'de SEM görüntüleri verilen Meisinger polisaj kiti dört basamaklı bir parlatma işlemi sunmakta, ilk iki polisaj lastik diskin dikenimsi çıkıntılar ve düzensizlikler gösteren daha pürüzlü, son parlatma basamaklarının ise nispeten pürüzsüz yüzey özelliklerine sahip olduğu görülmektedir. Şekil 4.22.k,l,m'de SEM görüntüleri verilen Komet polisaj kitindeki parlatma lastiklerinin yüzeylerinde daha boşluklu ve boşlukların dağınık yerleştiği nispeten pürüzlü bir yapı izlenmektedir.





Şekil 4.22. Polisaj materyallerinin SEM görüntüsü (500×)

a, Optrafine ön polisaj lastiği (açık mavi) **b**, Optrafine polisaj lastiği (koyu mavi) **c**, Optrafine polisaj patı **d**, Shofu Ceramiste Standard **e**, Shofu Ceramiste Ultra **f**, Shofu Ceramiste Ultra II **g**, Meisinger ön polisaj lastiği (yeşil) **h**, Meisinger polisaj lastiği (mavi) **i**, Meisinger yüksek parlaklıkta polisaj (kırmızı) **j**, Meisinger ince bitirme polisajı (sarı) **k**, Komet ön polisaj lastiği (koyu mavi) **l**, Komet polisaj lastiği (pembe) **m**, Komet yüksek parlaklıkta polisaj (gri).

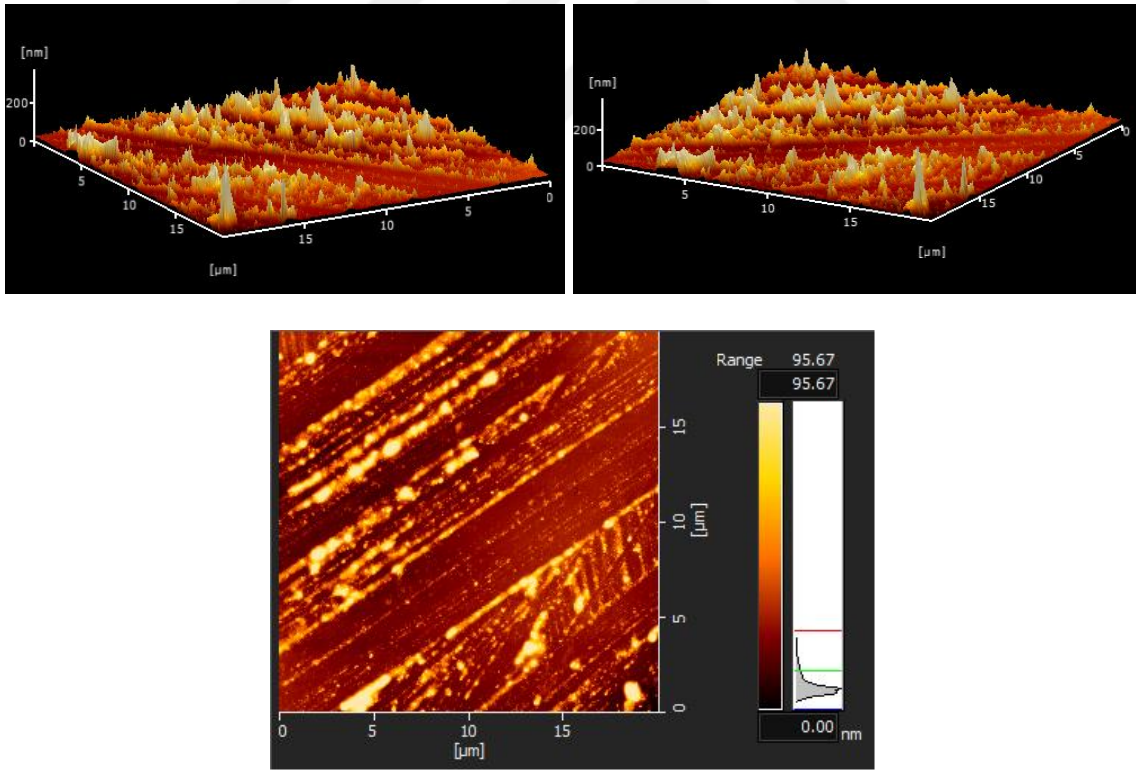
4.3. AFM Bulguları

Farklı tipte seramiklerin bulunduğu, beş farklı yüzey parlatma işleminin uygulandığı her alt gruptan, rastgele seçilen birer örnek üzerinde Hitachi 5100N Atomik Kuvvet Mikroskobu ile yüzey pürüzlülüğü ölçümleri yapıldı. Elde edilen 3 boyutlu yüzey görüntüleri ve ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri bilgisayar yazılımı ile kaydedildi. AFM bulgularının değerlendirmesinde, her alt gruptaki örnek adedi 1 olduğu için istatistiksel analiz yapılmadı.

4.3.1. Lava Plus Örneklerde AFM Bulguları

Monolitik zirkonyum örneklerde, yüzey parlatma işlemlerinden sonra alınan 3 boyutlu AFM görüntüleri ve yorumları, aşağıdaki resimlerde sırasıyla verilmiştir.

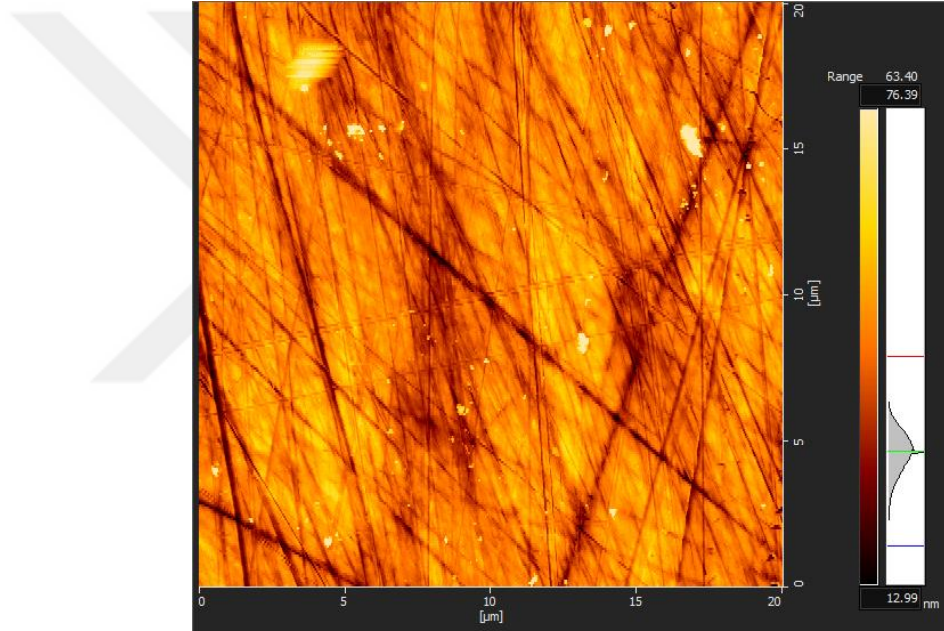
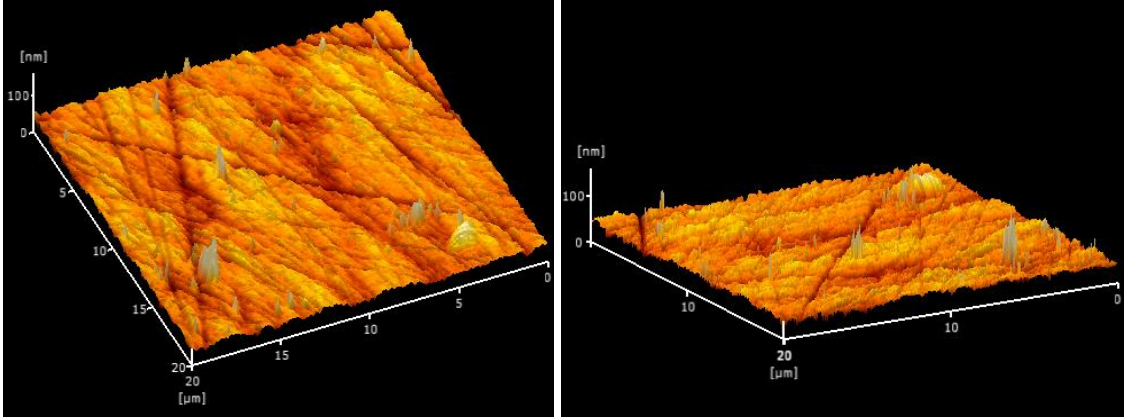
Glaze



Şekil 4.23. Glaze yapılmış Lava Plus seramiğinde kontrol AFM görüntüsü

AFM görüntüsünde yüzeyde düzensiz, az sayıda, farklı yükseklikte ve dağınık yerleşmiş sivri çıkıntı şeklinde oluşumlar vardır.

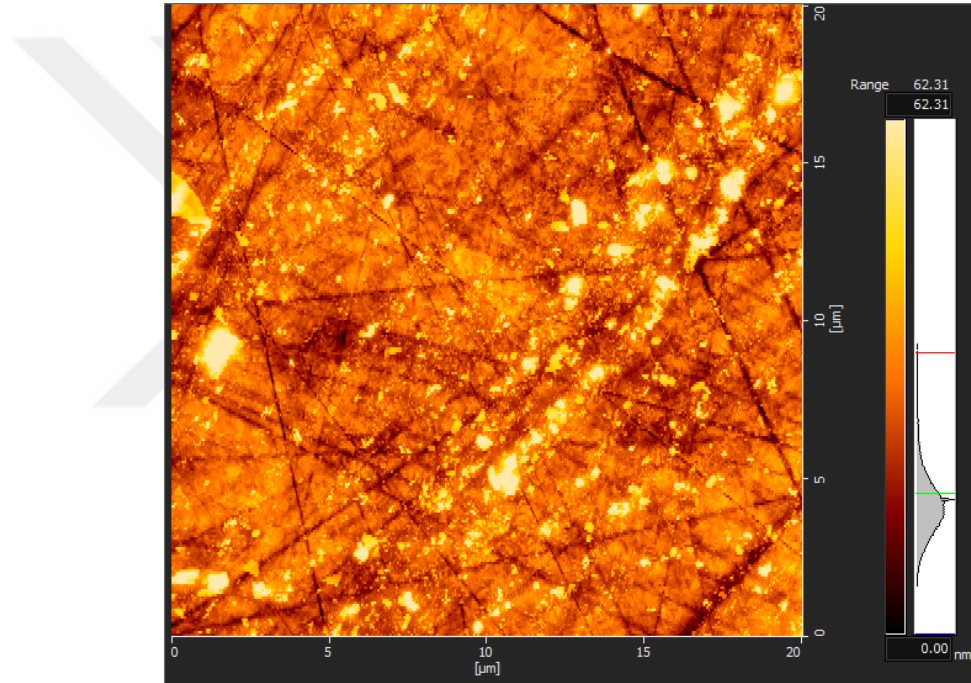
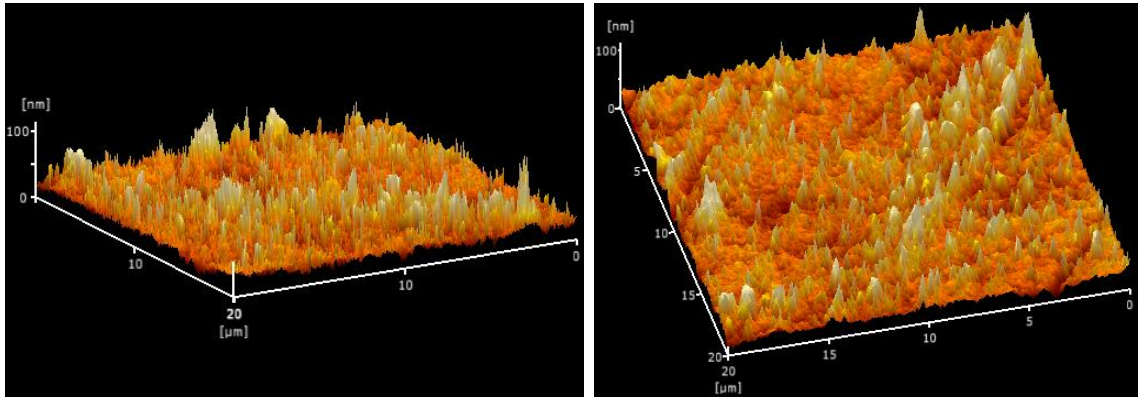
Optrafine



Şekil 4.24. Optrafine parlatma kiti ile polisaj yapılmış Lava Plus seramiğinde AFM görüntüsü

AFM görüntüsünde yüzeyde düz bir sahada, dikenimsi, çok az sayıda ve küçük çapta çıkıntılar vardır. Yüzey bitirme işlemi sırasında kullanılan orta grenli frezden kaynaklandığı düşünülen çiziklerin oluşumu izlenebilmektedir.

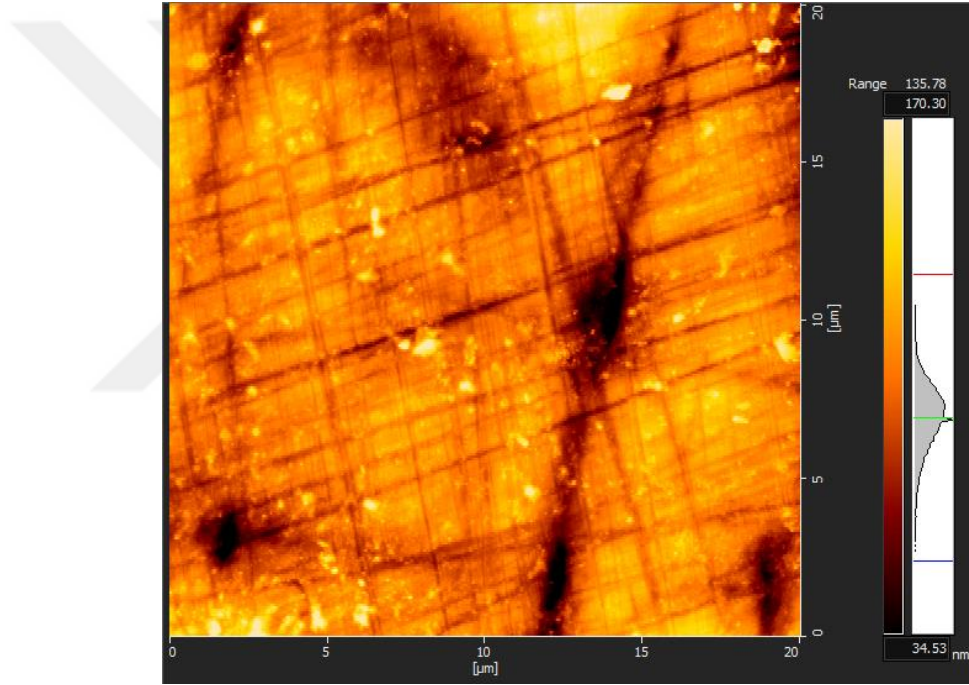
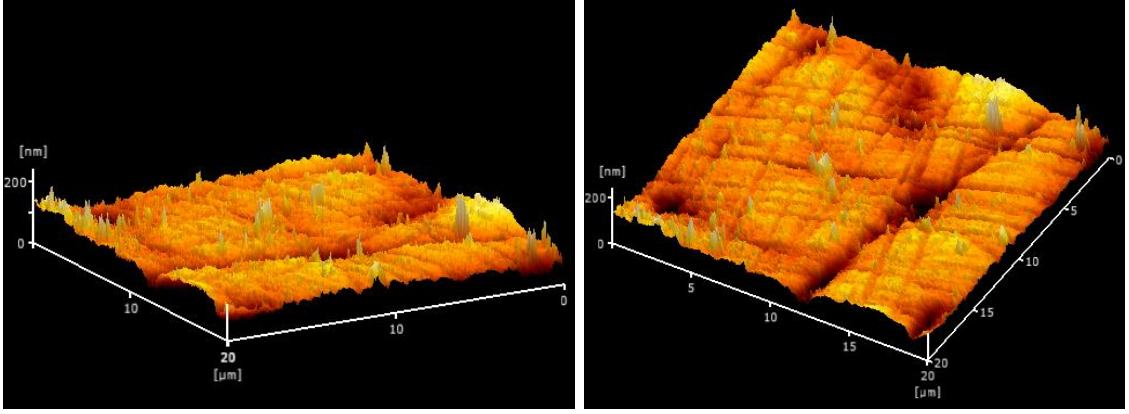
Shofu



Şekil 4.25. Shofu parlatma kiti ile polisaj yapılmış Lava Plus seramiğinde AFM görüntüsü

AFM görüntüsünde yüzey üzerinde çok sayıda, sıkı sıkıya yerleşmiş ince dikenimsi çıkıntılar vardır, çıkıntılarının boyu yüksek değildir. Yüzeyde ince çatlaklar göze çarpmaktadır.

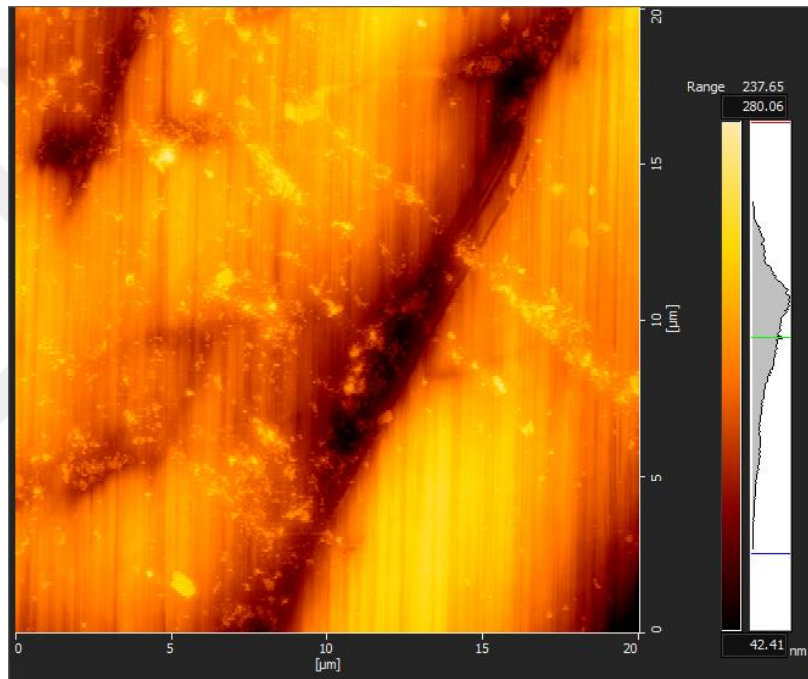
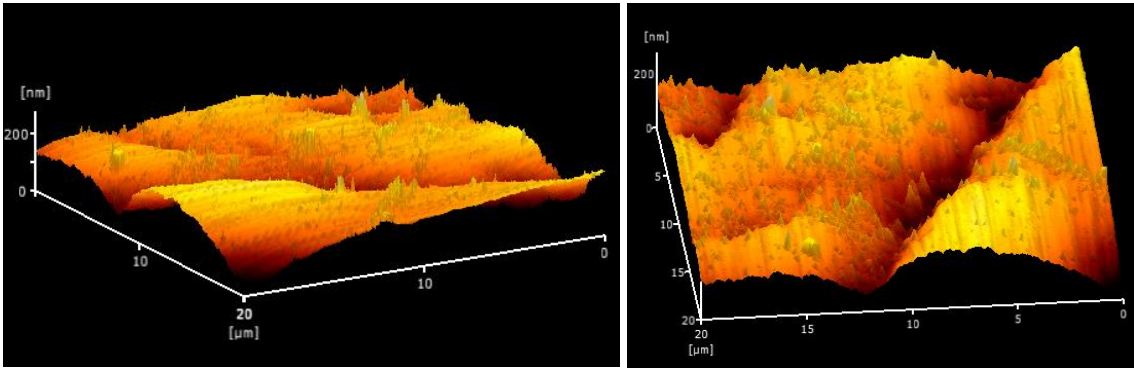
Meisinger



Şekil 4.26. Meisinger parlatma kiti ile polisaj yapılmış Lava Plus seramiğinde AFM görüntüsü

Yüzey üzerinde birbirinden uzakta yerleşmiş nispeten daha uzun boyda ancak az sayıda dikenimsi çıkıntılar bulunmaktadır. Yüzeyde çizilmeler mevcuttur.

Komet



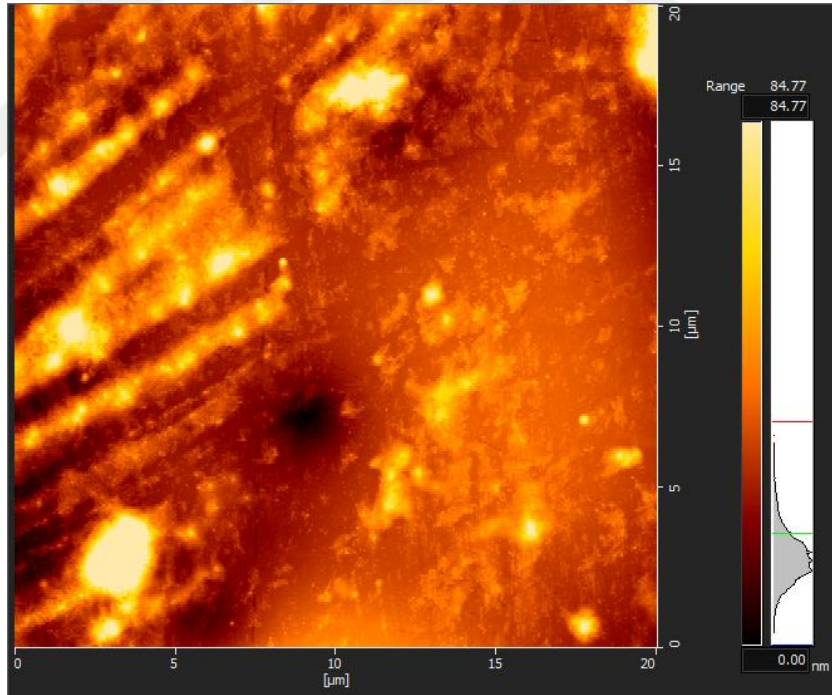
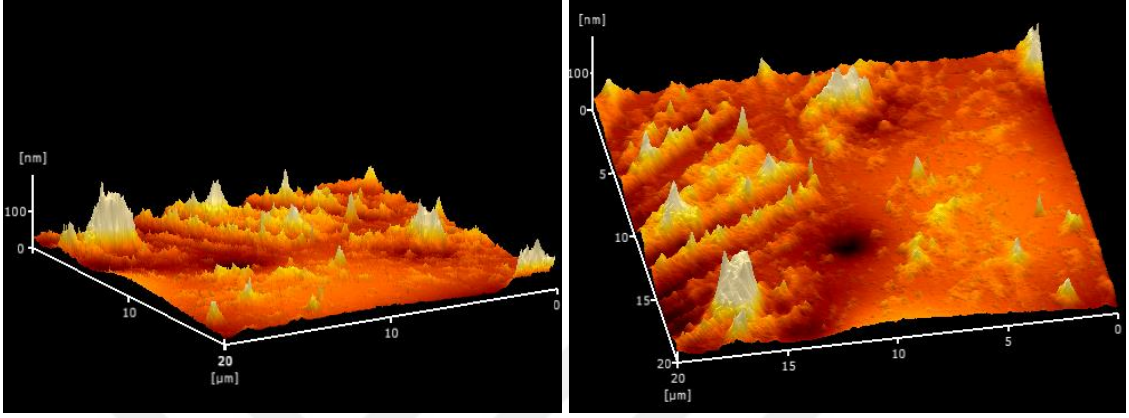
Şekil 4.27. Komet parlatma kiti ile polisaj yapılmış Lava Plus seramiğinde AFM görüntüsü

Yüzey üzerindeki çok sayıda ancak farklı boylarda dağınık yerleşimli sivri tepeler ve derin yüzeyçizikleri sebebiyle daha pürüzlü bir yüzey görüntüsü elde edilmiştir.

4.3.2. IPS e.max Ceram Örneklerde AFM Bulguları

IPS e.max Ceram örneklerde, yüzey parlatma işlemlerinden sonra alınan 3 boyutlu AFM görüntüleri ve yorumları, aşağıdaki resimlerde sırasıyla verilmiştir.

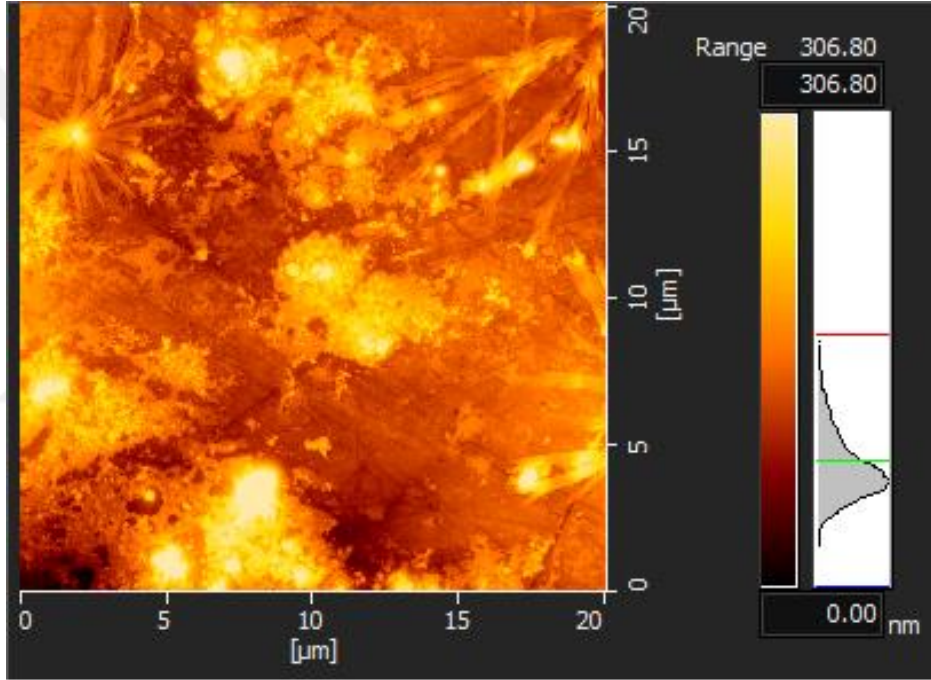
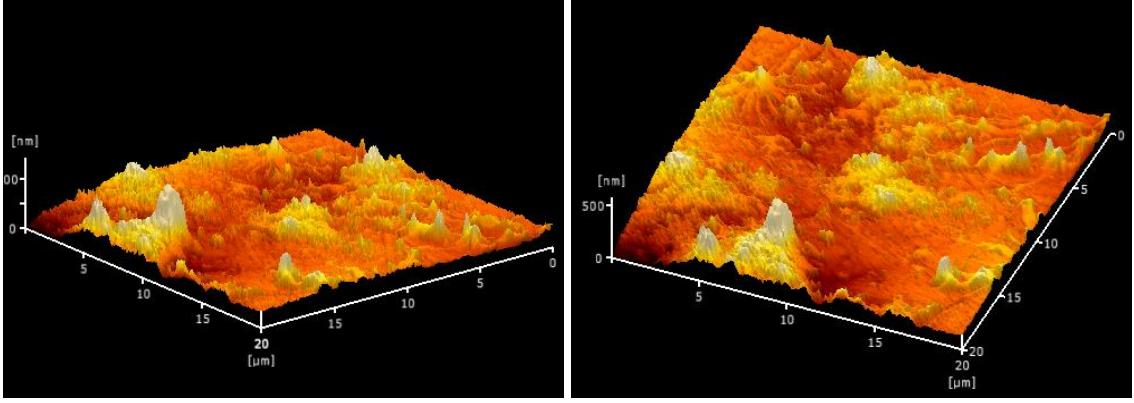
Glaze



Şekil 4.28. Glaze yapılmış IPS e.max Ceram seramiğinde kontrol AFM görüntüsü

Düzensiz, az sayıda, farklı yükseklikte ve dağınık yerleşmiş sivriliği azalmış, keskin olmayan çıkıntı şeklinde oluşumlar vardır.

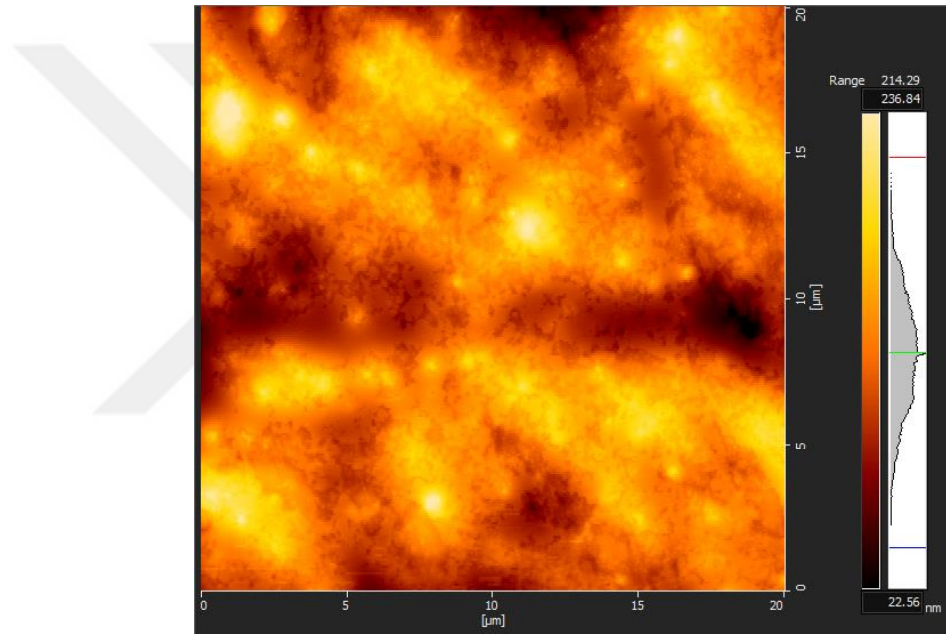
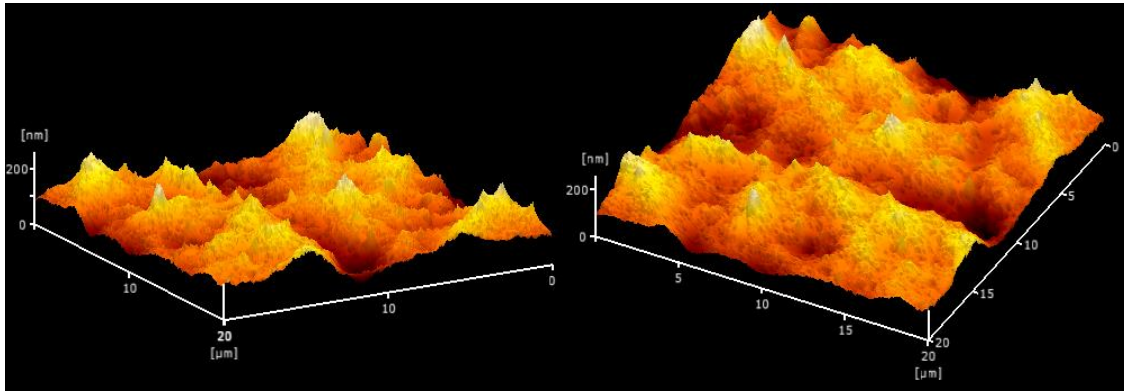
Optrafine



Şekil 4.29. Optrafine parlatma kiti ile polisaj yapılmış IPS e.max Ceram seramiğinde AFM görüntüsü

Yüzeyde kristal yapısına benzeyen oluşumlar vardır. Keskin olmayan daha yuvarlak, orta sayıda ve dağınık tepe oluşumları görülmektedir.

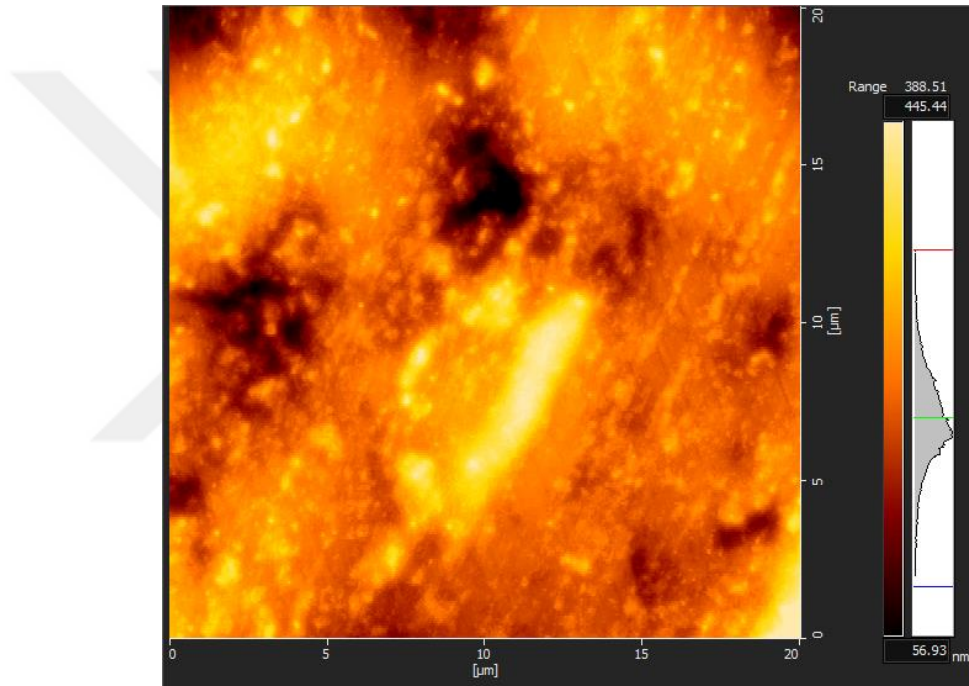
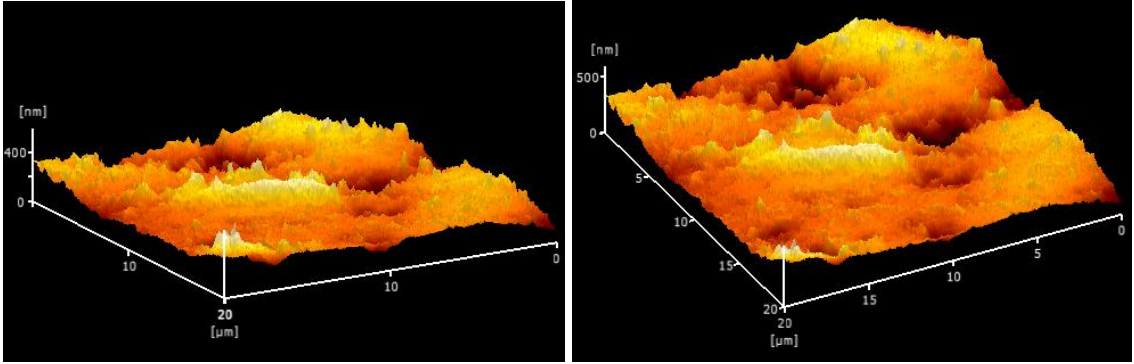
Shofu



Şekil 4.30. Shofu parlatma kiti ile polisaj yapılmış IPS e.max Ceram seramiğinde AFM görüntüsü

Birbirine yakın ve alçak seviyede, dikenimsi olmayan çıkıntıların ve çukurlukların bulunduğu bir görüntü vardır.

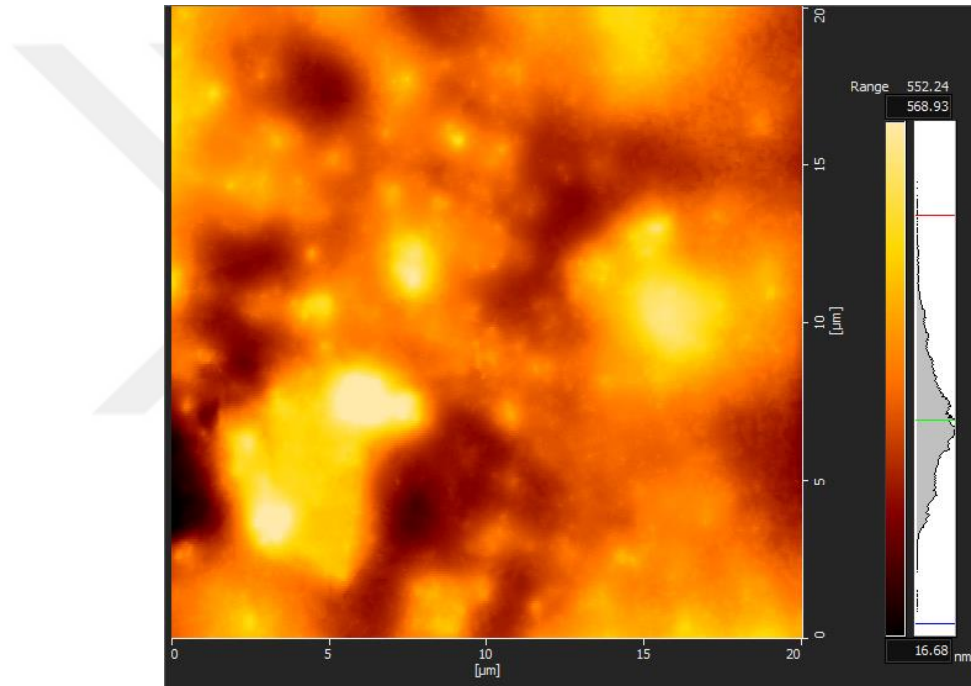
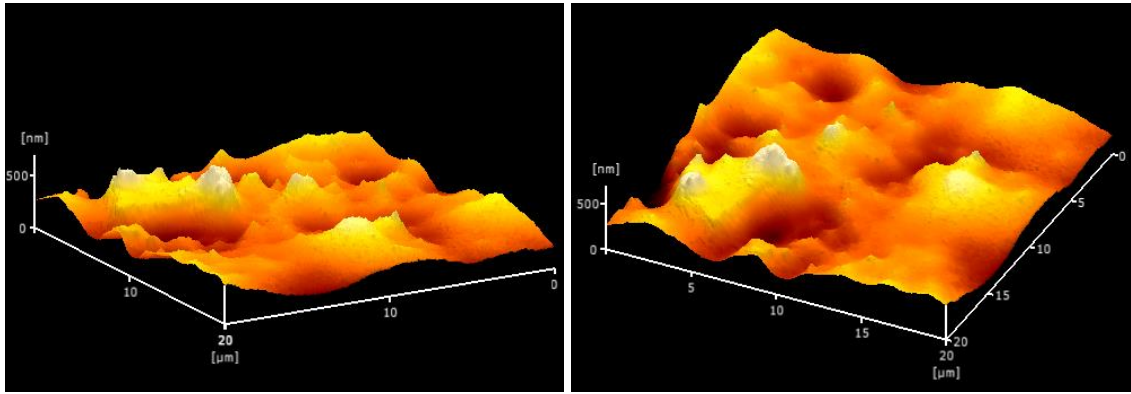
Meisinger



Şekil 4.31. Meisinger parlatma kiti ile polisaj yapılmış IPS e.max Ceram seramiğinde AFM görüntüsü

İnce düzensiz kısa çıkıntılı ve geniş kıvrımların olduğu bir yüzey görüntüsü sergilemektedir.

Komet



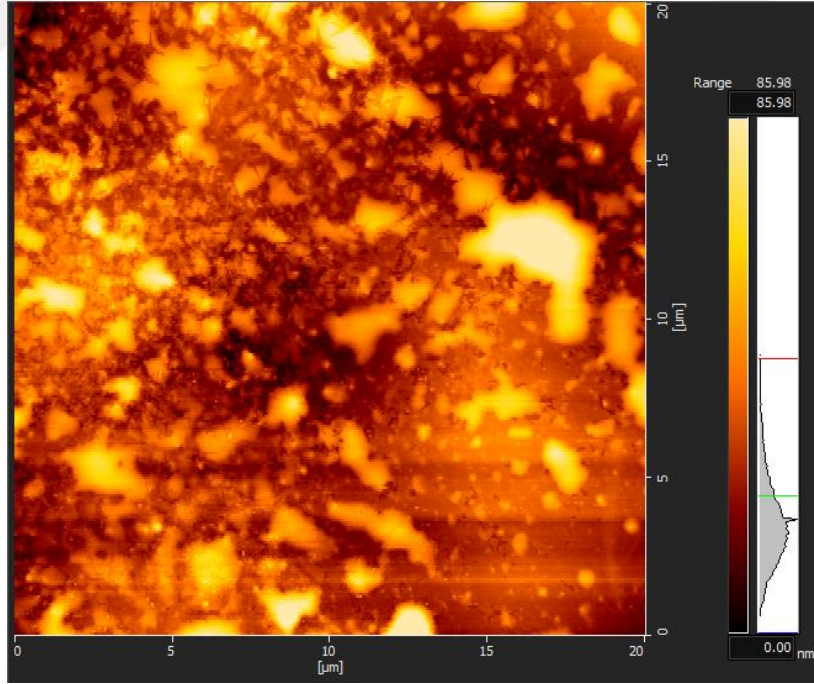
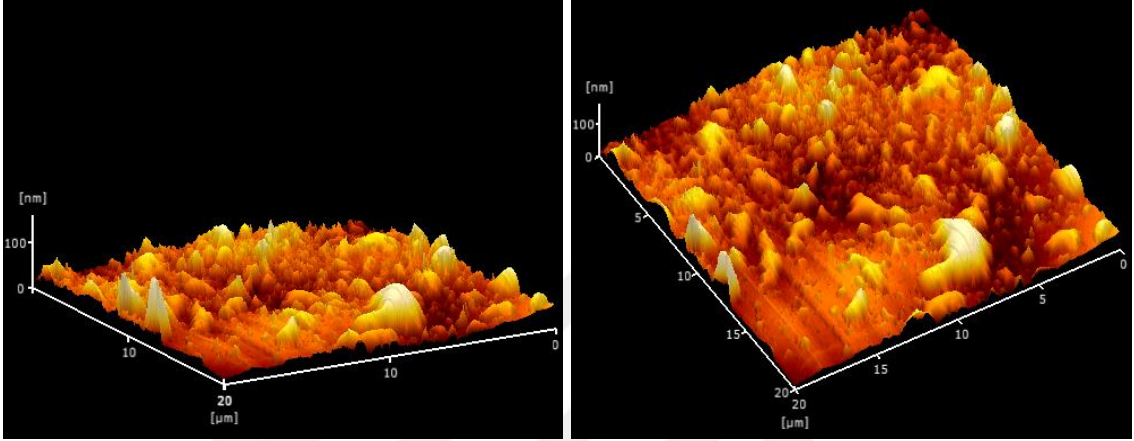
Şekil 4.32. Komet parlatma kiti ile polisaj yapılmış IPS e.max Ceram seramiğinde AFM görüntüsü

Geniş ve çok sayıda tümsek ve çukurların yüzeyi daha pürüzlü bir hale getirdiği görülmektedir.

4.3.3. Vita VM9 Örneklerde AFM Bulguları

Vita VM9 örneklerde, yüzey parlatma işlemlerinden sonra alınan 3 boyutlu AFM görüntüleri ve yorumları, aşağıdaki resimlerde sırasıyla verilmiştir.

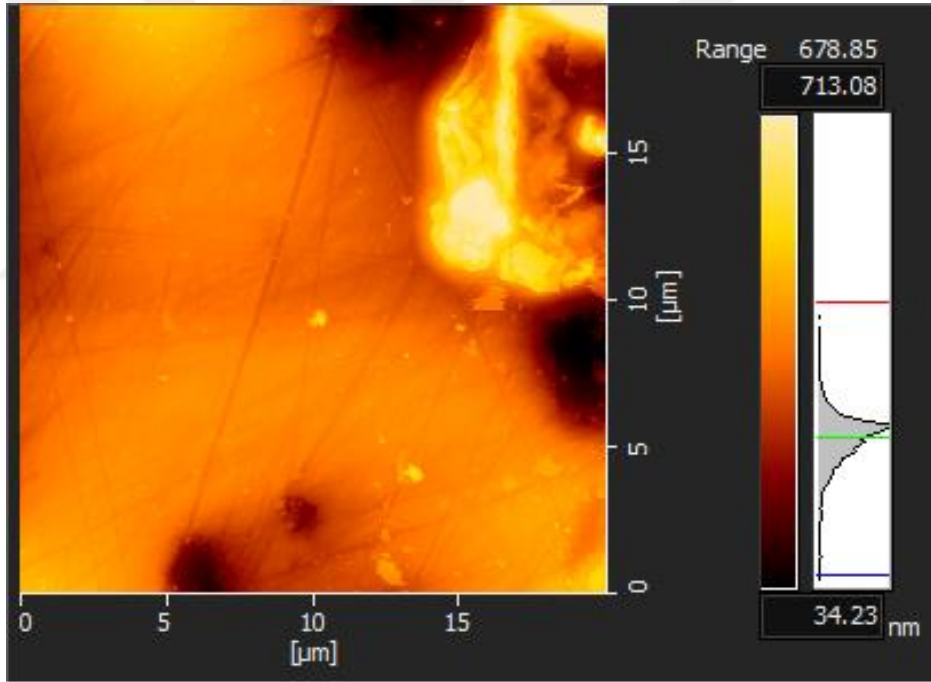
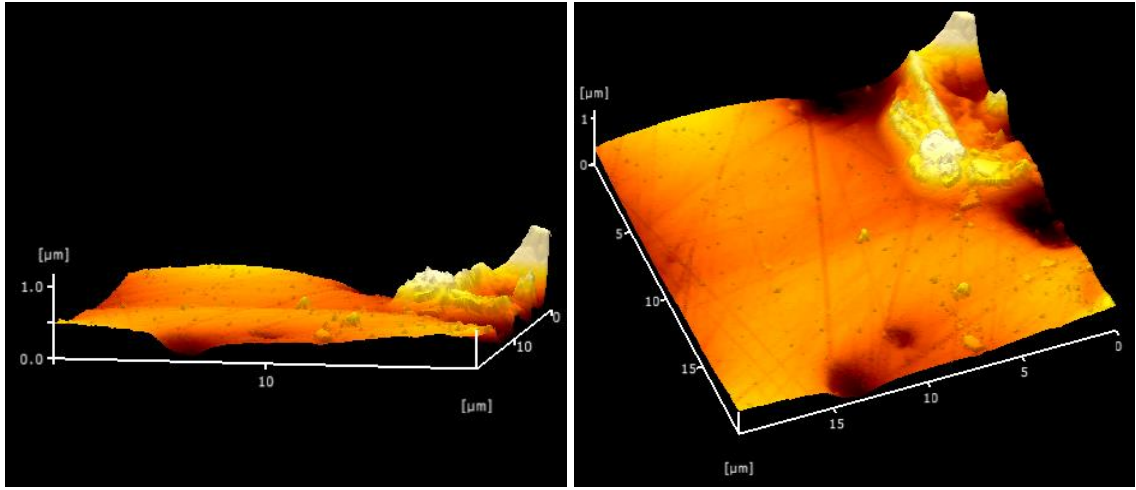
Glaze



Şekil 4.33. Glaze yapılmış Vita VM9 seramiğinde kontrol AFM görüntüsü

Düzensiz, çok sayıda, farklı yükseklikte ve sıkı sıkıya yerleşmiş tepe oluşumları vardır.

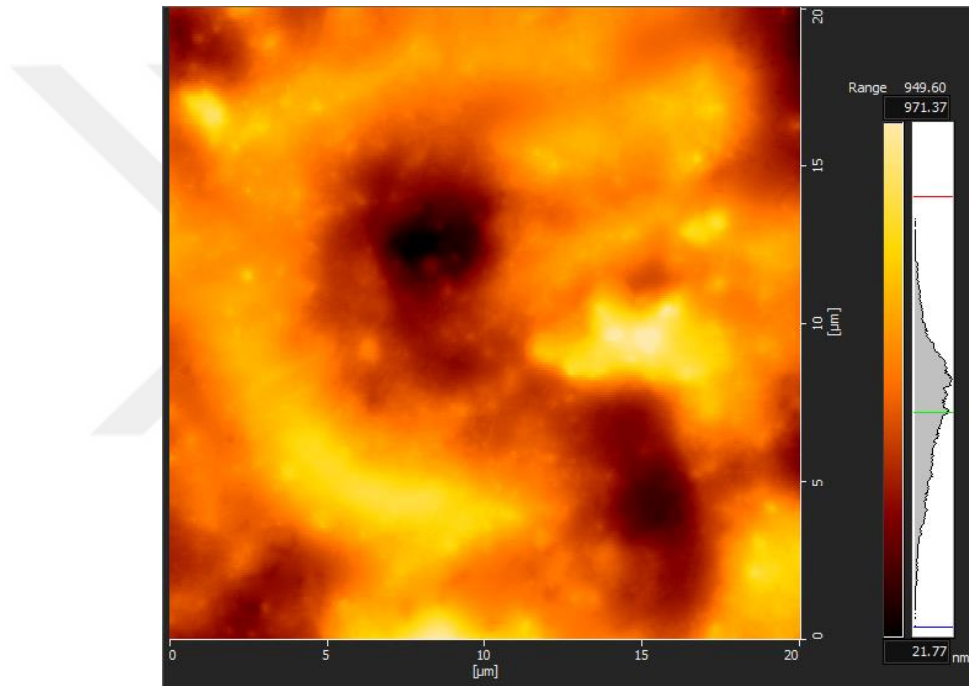
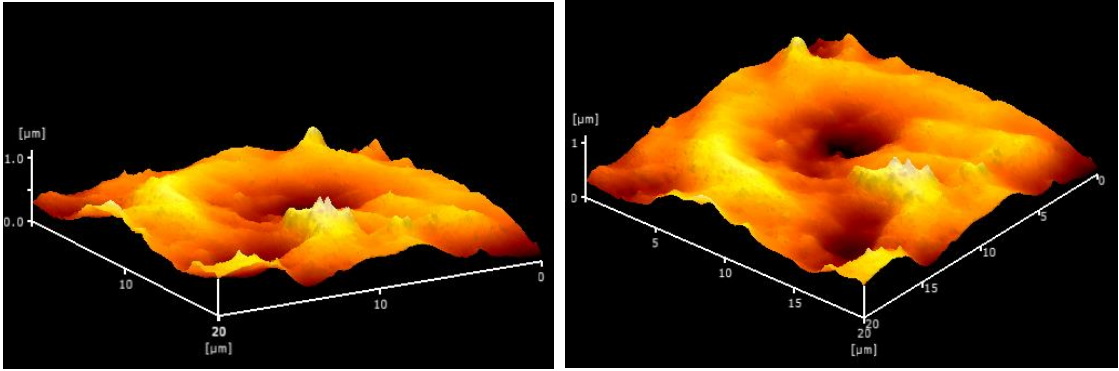
Optrafine



Şekil 4.34. Optrafine parlatma kiti ile polisaj yapılmış Vita VM9 seramiğinde kontrol AFM görüntüsü

Taranan sahanın tamamına yakını nerdeyse dümdüz ve pürüzsüz, geri kalan kısmı ise oldukça pürüzlüdür. Yüzeyde frezleme aşamasından kaldığı düşünülen çizikler göze çarpmaktadır.

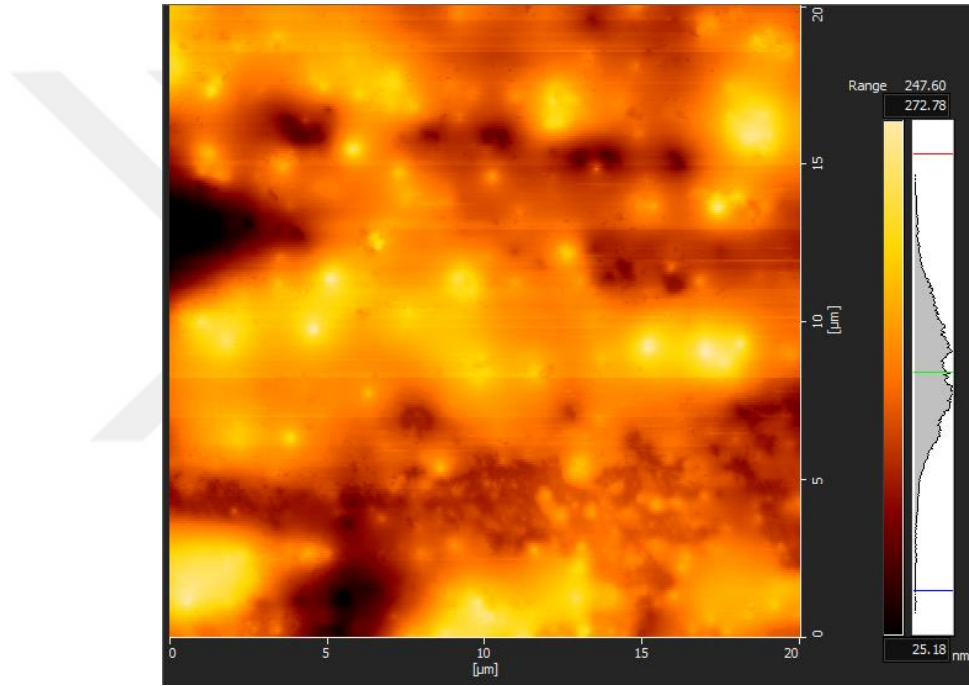
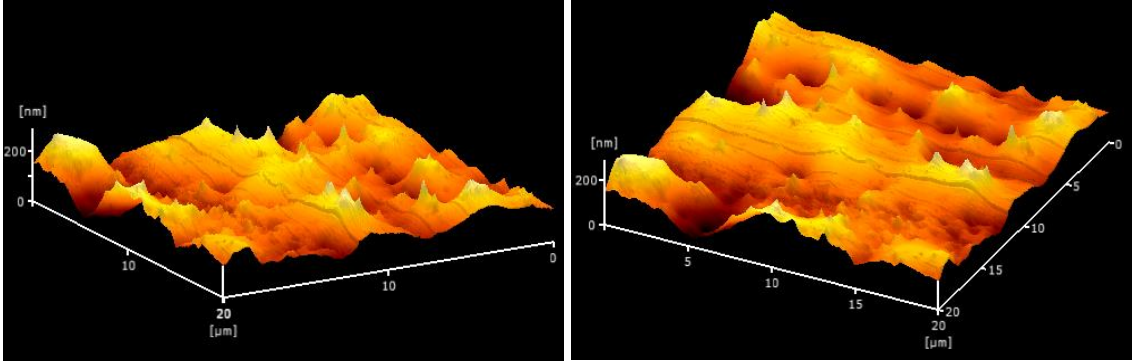
Shofu



Şekil 4.35. Shofu parlatma kiti ile polisaj yapılmış Vita VM9 seramiğinde kontrol AFM görüntüsü

Yuvarlak ve geniş çaplı tepe ve vadi oluşumları vardır. Düzensiz, az sayıda, farklı yükseklikte ve dağınık yerleşmişlerdir. Çukur oluşumları da sayıca fazladır.

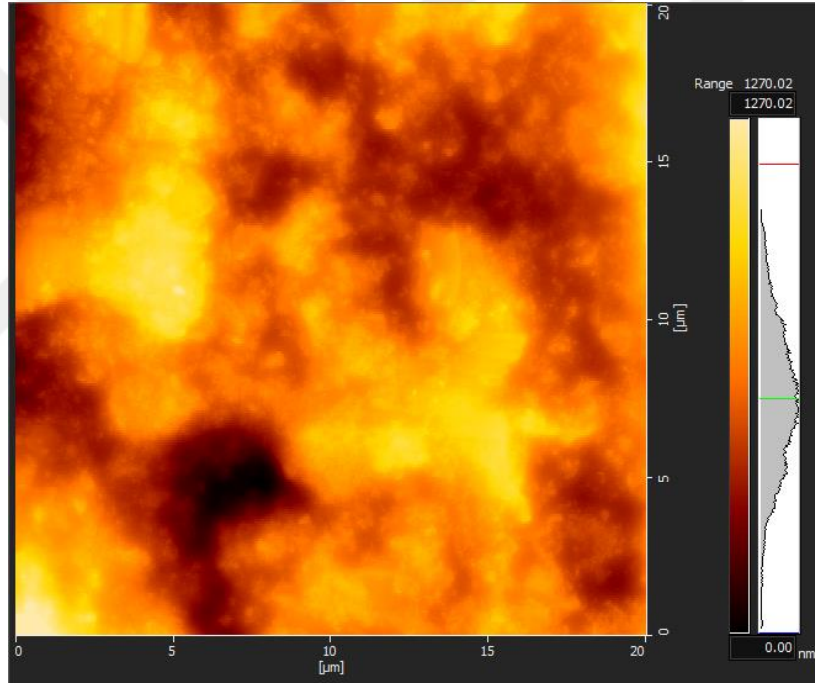
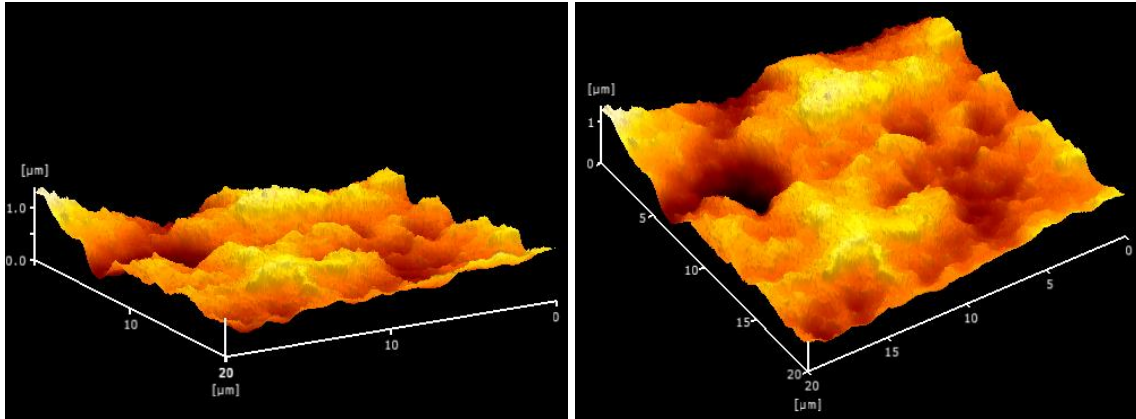
Meisinger



Şekil 4.36. Meisinger parlatma kiti ile polisaj yapılmış Vita VM9 seramiğinde kontrol AFM görüntüsü

Dağınık ve alçak seviyede, dikenimsi çıkıntılıların düzensiz dağıldığı bir görüntü vardır.

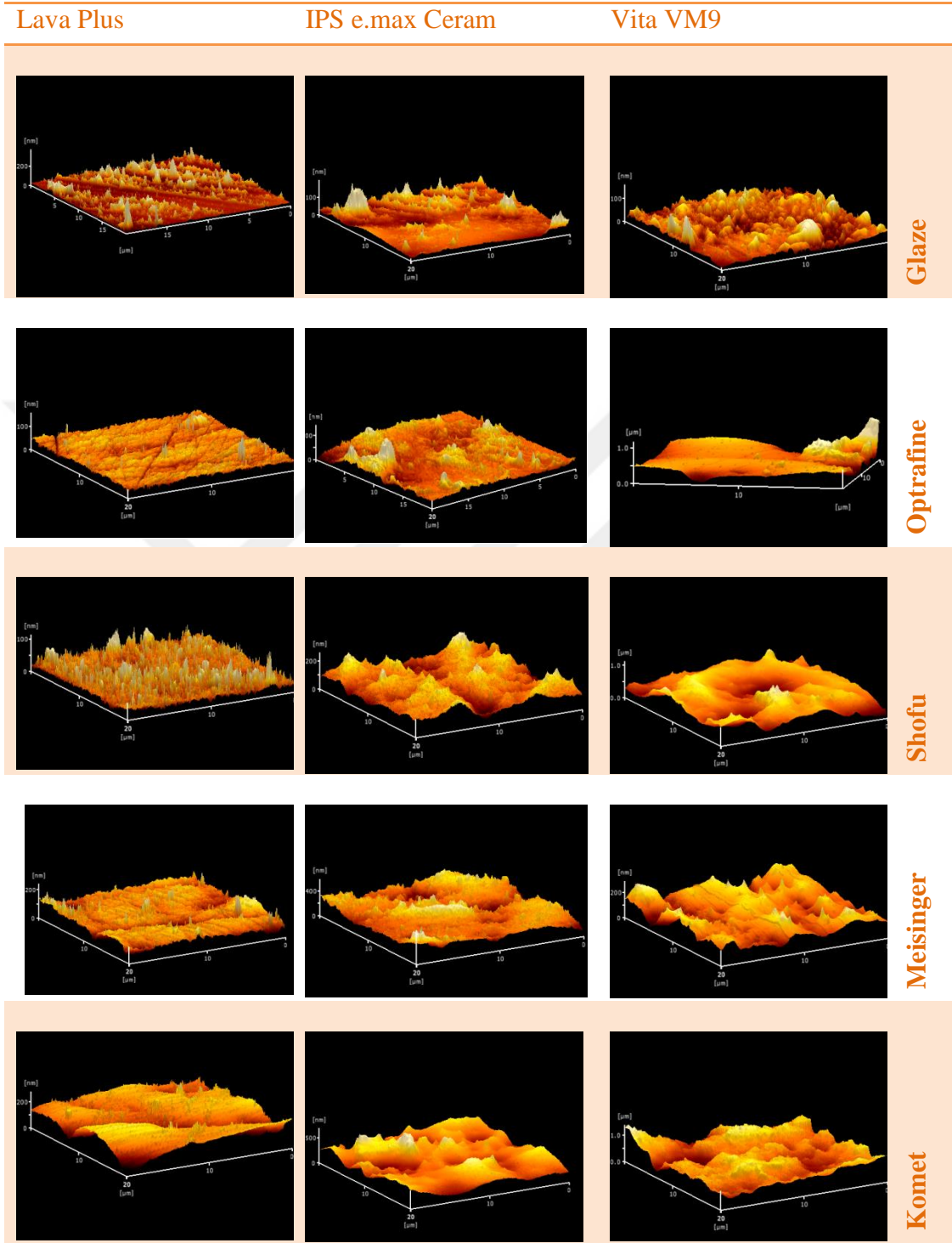
Komet



Şekil 4.37. Komet parlatma kiti ile polisaj yapılmış Vita VM9 seramiğinde kontrol AFM görüntüsü

Yuvarlak ve geniş çaplı tepe, çukur ve vadi oluşumları vardır. Oldukça pürüzlü bir yüzey görüntüsüne rastlanmaktadır.

4.3.4. Tüm Seramik Örneklerde AFM Bulguları



Şekil 4.38. Çalışmada kullanılan seramik örneklerin yüzey işlemleri sonrası AFM görüntüleri

5. TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında, yüzey netliği bakımından dental seramiklerde glaze ve mekanik parlatma yöntemlerinden hangisinin daha başarılı olduğunu saptamak; herhangi bir nedenle yüzeyi pürüzlenmiş dental seramiği tekrar parlatmak gerektiğinde, mekanik parlatmanın etkinlik derecesini değerlendirmek; farklı yapıya sahip dental seramiklerde yüzey pürüzlülüğünün değişme oranını saptayarak materyal–yöntem bakımından en doğru seçimin ne olacağını belirlemek; yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmede geleneksel hale gelmiş ve en sık kullanılan yöntem olan profilometre analizi ile beraber AFM analizini de kullanarak, AFM'nin dental seramiklerde yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmedeki etkinlik derecesini değerlendirmek; farklı yapılardaki dental seramiklerin yüzey sertliklerine farklı parlatma işlemlerinin etkilerini incelemek hedeflenmiştir.

Düşük ısı porselenleri fırınlama ısılarının düşük olması sayesinde, mine porseleninin ışık yansıtmasının arttırılabilmesini sağlar ve klinik uyumlama sonrasında restorasyona tekrar glaze uygulama gerekliliğini elimine ederek hekime iyi parlatılmış yüzeyler oluşturma imkanı verir. Düşük ısı porselenlerinin seramik restorasyonlarda kullanımında, pişirme süresinin çok kısa olması ve karşıt oklüzyondaki materyale diğer porselenlere göre daha az aşındırıcı etkide bulunması avantaj sağlar.¹⁵⁵

Diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan IPS e. max Ceram feldspatik seramiği, tam seramik sistemlerinden IPS e.max (Ivoclar Vivadent) için üstyapı materyali olarak kullanılmaktadır. İçerdiği flouroapatit kristalleri; dişe opalesans ve translüsensi gibi çok özel optik özellikler kazandırırken bu avantajlar dental restorasyonların içerisinde bulduklarında da geçerlidir.¹⁵⁶

Monolitik yttriumla stabilize tetragonal zirkonya polikristal (Y-TZP) materyalleri gelişmiş özellikleri, üstyapı porselenine gerek olmadan üstün bir estetik

sağlayabilmeleri ve basit klinik prosedürler gerektirmeleri gibi nedenlerle diş hekimliğinde artan bir oranda kullanılmaktadır.¹⁵⁷ Monolitik zirkonya restorasyonlar üstyapı porseleni ile altyapı porseleni arasındaki kopmaları ortadan kaldırmış ve gelişmiş bir dayanıklılık göstermiştir.¹⁵⁸

Bu tez çalışmasında diş hekimliğinde yaygın kullanımları, gelişmiş ve avantajlı özelliklerinden dolayı Vita VM9 feldspatik düşük ısı porseleni, flouroapatit içerikli IPS e.max Ceram feldspatik porseleni ve parsiyel stabilize monolitik zirkonya seramiği olan Lava Plus materyali kullanılmıştır.

Şanal ve ark.¹⁵⁹ yaptıkları bir tez çalışmasında polisaj uygulanan 4 porselen materyali için en düşük pürüzlülük değerlerini Vita VMK 95 ve Vita VM9 örneklerinde elde ederken, IPS e.max Ceram ile aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadığını bildirmişlerdir ($p>0.05$).

Bu bulgu mevcut çalışmanın sonuçları ile uyuşmamaktadır. Bu çalışmada Vita VM9 için elde edilen ortalama pürüzlülük değerleri IPS e.max Ceram ve Lava Plus'dan anlamlı derecede yüksektir. Bu farkın materyallerin üretim aşamalarındaki ya da parlatma tekniklerindeki farklılıktan kaynaklanabilir.

Seramik restorasyonların glaze tabakasını korumak, doğal dişe uygun renk ve yarı saydam görüntünün devam ettirilmesini, bükülme dayanıklılığının yüksek seviyede tutulmasını ve plak birikimi azaldığı için biyolojik uyumun devamlılığını sağlar.^{23, 102, 106} Simantasyon sonrasında okluzal ya da servikal düzeltmeler yapıldığında bitirilmiş restorasyon yüzeyleri pürüzlü olarak bozulabilir. Daha önce hastanın ağızda bulunan seramik restorasyon, asitlendirilmiş fosfat florid uygulamaları, asitli içecekler ya da hava-toz aşındırma işlemleri nedenleriyle de pürüzlü olabilir. Estetik, fonksiyon, ağız sağlığı ve hasta memnuniyeti açısından diş hekimliğinde kullanılan restoratif materyallerin yüzey pürüzsüzlüğü son derece önemlidir. Besin artıklarının ve patojen

bakterilerin, serbest yüzey enerjisi azaldığı için pürüzlü yüzeylerde birikmesi daha kolaydır. Plak birikimi, lekelenme ve diş taşı oluşumu gibi sorunlar bu durumu takip eder ve ağız yumuşak dokularında enfeksiyon ve dişlerde çürük oluşma olasılığı artar.^{11, 12, 101, 103} Ayrıca dişlerin ve restoratif materyallerin renklenmesi sonucunda da estetik kalite düşer.^{101, 105}

Bollen ve ark.¹⁰ plak birikiminin engellenmesi ve böylelikle biyolojik olarak uyumlu restorasyonların sağlanması için ağız içi sert dokularında yüzey pürüzlülüğü miktarının 0.2 µm'den az olması gerektiğini savunmuşlardır. Bununla birlikte, 0.2 µm'nin üzerindeki Ra pürüzlülük değerlerinin periodontal inflamasyonun artmasına ve aynı zamanda çürük gelişme riskinin yükselmesine neden olabileceği bildirilmiştir.^{10, 160} Sayılan tüm bu nedenlerden dolayı, dental seramiklerde yüzey pürüzlülüğü mümkün olduğunca en az seviyeye indirilmelidir.

Yapılan çalışmalarda, seramiklerde glazeli yüzeylerin ideal pürüzsüz yüzey özellikleri gösterdiği belirtilmiştir.^{161, 162}

Glaze uygulaması önemli ve etkili bir yüzey parlatma yöntemidir. Materyalin yüzeyinin maksimum sıcaklıkta belli bir süre tutularak kendiliğinden glazelenmesi (otoglaze) ya da yüzey üzerine cam tozlarının ince bir tabaka halinde sürülmesiyle glaze işlemi uygulanmaktadır.³⁴ Günümüzdeki mevcut glazürlerin 0.05 mm kalınlığında uygulandığında bütünlüğünü yeterince koruyabildiği bildirilmektedir.²³ Bu nedenle çalışmamızda da örneklerin yüzeylerine 0.05 mm kalınlığında, üretici firmalarının önerdikleri glazürler uygulanmıştır. Glaze işleminin, yüzeydeki defektlerin derinliğini azaltarak ya da keskin kenarları azaltarak materyalin dayanıklılığını arttırdığı düşünülmektedir.¹⁶³

Benzer şekildeki çalışmalarda da glaze işleminin güçlendirme etkisi; glaze materyalinin yüzey çatlaklarını doldurması, porselen gerilim altında kaldığında bunların

çatlak başlangıcı olmalarını ve ilerleyerek dış yüzeye ulaşmalarını engellemesiyle açıklanmıştır.^{164, 165}

Seghi ve ark.¹⁶⁶ bu görüşlere benzer şekilde, soğuma esnasında gövde porseleninin glaze porseleninden daha yüksek olan ısıl genişleme katsayısından dolayı, glaze porselenini sıkıştırarak soğuyacağını ve bölgede baskı gerilimleri oluşturarak porselen yüzeyinin çekme gerilimlerine karşı direncini arttıracığını belirtmişlerdir. Ayrıca, yüzeyin ince cam tabakası ile kaplanması sayesinde yüzey çatlaklarının genişliği ve derinliği azalarak materyalin güçlenmesi de sağlanacaktır.^{113, 167}

Yüzügüllü ve ark.¹⁶⁸ geleneksel porselen fırınında glaze uygulaması sonrasında Vita VM9 porseleni ile benzer sıcaklıklarda fırınlanan porselen materyalinin (Noritake Super Porcelain EX-3) yüzey pürüzlülüğünü $0.89 \pm 0.22 \mu\text{m}$ olarak rapor etmiştir. Bu bulgu Vita VM9 porselenleri için çalışmamızda elde edilen yüzey pürüzlülük değerlerinden farklılık göstermektedir.

Bu çalışmada glaze yapılmış Vita VM9 porseleni için yüzey pürüzlülük değeri $0.20 \pm 0.09 \mu\text{m}$ olarak bulunmuştur. Bulgular arasındaki bu farklılığın materyallerin üretim aşamasındaki teknik farklılıklardan kaynaklanabileceği düşünülmektedir.

Porselen yüzeyinin pürüzlülüğü karşıt yüzeylerde meydana gelen aşındırıcı etkisinden dolayı da önemlidir. Çeşitli sebeplerle pürüzlü hale gelen porselen yüzeylerinde periyodik olarak yeniden bitirme işlemleri yapılarak; plak, leke ve diş taşı birikimi engellenmiş, ideal biyolojik ve estetik kriterlerin devamlılığı sağlanmış, karşıt dişlerde aşınma ve porselende kırık oluşma riski azaltılmış olacaktır.^{13, 23, 152, 169} Bu amaçla porselenler tekrar glaze (*re-glaze*) yapılarak ya da ağız içi veya ağız dışı parlatma setleri kullanılarak yeniden parlatılır. Tekrar glaze sayesinde hasta başında geçen zaman kısalmış ama laboratuvarında ek bir işlem yapılması seans sayısını artırır.²⁹

Yeniden glaze işleminin aksine ağız içi mekanik parlatma ile ek seansa gerek olmadan, hasta başında porselen yüzeylerinin tekrar parlatılması sağlanır. Ayrıca parlatılabilirlik seviyesi kontrol altında tutulabilir.^{29, 169}

Brewer ve ark.¹⁰⁵ 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 olacağını belirtmişlerdir.

Chu ve ark.¹⁰¹ yüzey pürüzlülüğünü değerlendirdikleri çalışmalarında, alüminyum esaslı seramik olan In Ceram kor/Vitadur Alpha veneer seramiğinde glaze, polisaj ve yeniden glaze işlemlerinin etkisini incelemişler, yeniden glaze yapıldığında yüzey düzgünlüğünün arttığını belirtmişlerdir.

Çeşitli porselen türleriyle yapılan birçok çalışmada, polisaj yapılan yüzeylerde yüzey düzensizliklerinin bir miktar düzleşip daha az keskin hatlar elde edilebileceği fakat glaze işlemi ile elde edilen yüzey düzgünlüğüne ulaşamayacağı belirtilmiştir.^{17, 110, 117}

Bazı araştırmacılar polisaj işlemi ile otoglaze ve glazeden daha düzgün bir yüzey elde edilebildiğini belirtmişlerdir.^{12, 153, 170-176} Bunun yanısıra glaze yapılan gruplar ile polisaj lastikleriyle parlatma yapılan gruplar arasında bir fark bulunmadığını belirten çalışmalar da vardır.^{13, 105, 152, 177-179}

Bu tez çalışmasında da glaze ve bazı polisaj gruplarının benzer yüzey pürüzlülük sonuçları sergilediği görülmüştür. Bu gruplar; Lava Plus zirkonya seramiği ve Vita VM9 porseleni için Optrafine uygulanan, IPS e.max Ceram için Optrafine, Shofu ve Komet polisaj kitleri uygulanan gruplar olarak karşımıza çıkmaktadır.

Janyavula ve ark.¹⁷⁶ ile Amer ve ark.¹⁷¹ yaptıkları çalışmada polisaj yapılmış zirkonyanın karşıt minede en az aşınmaya sebep olduğunu, glaze yapılan zirkonyanın en

fazla aşındırma etkisi gösterdiğini, polisaj işleminin ardından tekrar glaze uygulanan zirkonya yüzeyinin ise orta derecede aşındırma yaptığını ve restoratif materyalin yüzey pürüzlülüğünün karşıt dişteki aşınma miktarında çok önemli bir gösterge olduğunu belirtmişlerdir. Buna sebep olarak, fonksiyon veya aşınma sonucunda glaze tabakasının uzaklaşmasıyla, alttaki polisaj yapılmamış daha pürüzlü yüzeyin açığa çıkmasının aşınmayı arttırdığını ifade etmişlerdir. Bu açıklama, glaze uygulamadan önce restorasyon yüzeylerine polisaj yapılmasını önermelerinin sebebi niteliğindedir.¹⁷¹

Atay ve ark.¹⁶¹ 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. Wright ve ark.¹² da, SEM incelemesinde yüzey düzensizlikleri ve oyuklar içeren polisaj yapılmış örneklerin Ra değerlerinin glaze grubundan daha düşük olduğunu belirtmişlerdir. Fuzzi ve ark.¹⁵² SEM analizinde glaze yapılan örneklerin daha pürüzsüz görüldüğünü, ancak; profilometrik analizde glaze uygulanan örneklerle polisaj uygulanan örnekler arasında fark olmadığını belirtmişlerdir.

Bu tez çalışmasının sonuçlarına göre de SEM analizinde en pürüzsüz ve homojen yüzey görünümü glaze grubundan elde edilmiştir.

Benzer çalışmalarda ağız içinde porselenin uyumlanmasını taklit etmek için bu bitirme işleminin yapılmış olması^{12, 102, 117, 126, 152} hatta tüm örneklerle glaze uygulanıp polisaj gruplarına uygulanacak işlemlerden önce bu glaze tabakasının frez ile uzaklaştırılması^{13, 170} şeklinde bir hazırlığın mevcut çalışmada da yapılmış olması standardizasyon sağlamaktadır.

Tam seramik restorasyonların, özellikle oklüzyon düzenlemesi için klinikte aşındırılması neredeyse kaçınılmazdır. Bu nedenle çalışmada, örnek yüzeylerinde klinik düzeltme işlemlerini taklit için ince grenli elmas frezler kullanıldı, çünkü literatürde

kalın grenli elmas frezler kullanılarak yapılan aşındırma işlemlerinin, ince grenlilerin kullanımına kıyasla yüzeylerde 6–8 kat daha fazla derinlikte hasarlara yol açtığı gösterilmiştir.¹⁸⁰ Ayrıca, kalın grenli elmas frezlerin monolitik zirkonyumun dayanımını ve güvenilirliğini tehlikeye atabileceği de belirtilmiştir.¹⁸¹

Porselen protez dişleri veya sabit porselen protezlerin simantasyonu sonrası yapılan uyumlamalardan sonra yüzeyin düzgünleştirilmesi için bir çok polisaj materyali tavsiye edilmekte, bunlar arasında farklı sertlikte lastik diskler, deri diskler, kıl fırça ve pomza, bitim frezleri ve polisaj patları bulunmaktadır.^{15, 182, 183} Literatür incelendiğinde, parlatma amacıyla aşındırıcı tipleri ardışık olarak (elmas frez + lastik + elmas pat) kullanılmış ya da özel bir parlatma seti uygulanmış,¹⁸⁴⁻¹⁸⁸ bazı çalışmalarda ardışık parlatma yönteminde, en son aşamada elmas pat kullanılmışken,^{15, 17, 101, 105, 110} bazı çalışmalarda ise tercih edilmemiştir.^{117, 153} Parlatma setlerinde kaba, orta, ince ve süper ince grenli esnek diskler ya da lastikler bulunmaktadır.^{16, 189} Parlatma işleminin etkili olabilmesi için, aşındırıcı parçacıklar aşınan yüzeyden daha sert olmalıdır.¹¹⁸ Elmas, silika karbid, alüminyum oksit ve zirkonya için göreceli Mohs sertliği (çeşitli minerallerin çizilmeye karşı direncini karakterize eden niteliksel ölçek, sert bir malzemenin çizilmesini yumuşak malzemeyi kazıma kabiliyeti vasıtasıyla karakterize eder) değerleri sırasıyla 10, 9, 9 ve 8'dir.¹⁹⁰ Sertliğe ek olarak, aşındırıcı maddeler tarafından uygulanan basınç, uygulama hızı ve süresinin, aşındırıcı parçacık şekli ve boyutunun bu parlatma sisteminin verimliliğini etkileyebileceği düşünülmektedir.¹⁹⁰ 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.¹⁹⁰

Bu tez çalışmasında da yüzeyin parlatılması için bitim frezi, elmas ve silika karbid içerikli porselen polisaj lastiklerinden oluşan setler, polisaj patı ve glaze

uygulaması kullanılmıştır. Ayrıca parlatma sistemleri hızlı ve kolay uygulanabilen, etkili polisaj sağlayan ve kolay ulaşılabilen sistemler olduğu için tercih edilmiştir.

Paterson ve ark.¹⁷ Vitadur N porselen örneklerinde, ince ve ekstra ince elmas bitim frezleriyle elde ettikleri polisajlı yüzeylerin otoglaze ile elde ettikleri yüzey düzgünlüğüne kesinlikle ulaşamayacağını ifade etmişlerdir.

Barghi ve ark.¹⁹¹ Ceromco porselenlerinde glaze ve birçok polisaj yönteminin etkinliğini karşılaştırdıkları çalışmalarında zımpara disk ve porselen lastik diski ile yapılan polisajın yüzey düzgünlüğü açısından iyi sonuçlar verdiğini, ancak; glaze kadar pürüzsüz yüzeyler oluşturamadığını belirtmişlerdir.

Kim ve ark.¹⁹² monolitik zirkonya 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.

Al Wahadni ve Martin¹⁹³ yüzey bitirme işlemleri sonrası porselen restorasyonun kullanılan porselenin türüne bağlı olarak elmas patla cilalanması gerektiğini bildirmişlerdir. Polisaj patı kullanımının yüzey pürüzlülüğü değerini anlamlı oranda azaltmadığını belirten çalışmalar da bulunmaktadır.^{13, 149, 152, 175, 194}

Martínez-Gomis ve ark.¹⁰³ tarafından özetlendiği üzere, elmas parlatma patları profil şeklini yuvarlayabilir ve yüzey profilinin aritmetik ortalama yüksekliğini etkileyebilecek maksimum pürüzlü tepelerin yüksekliğini (Rz) düşürebilir, ancak; ortalama yüzey pürüzlülüğünü (Ra) etkileyemez.

Lubrikant madde olmazsa aşındırıcı sistemle birlikte porselen partikülleri de yüzeyden uzaklaşabilmektedir. Bu durum, yüzeyi pürüzsüzleştirmek yerine yüzeyin daha fazla pürüzlenmesine yol açar. Bu nedenle, lubrikant ve su ile serbest haldeki

aşındırıcı olabilecek partiküllerin uzaklaştırılması önerilir.¹⁹³ Mevcut çalışmada, literatür bilgilerine ve üreticilerin de önerilerine uyularak ağızdaki mekanik parlatma işlemlerini simüle etmek ve yüzeyi kontrolsüzce pürüzlendirmemek amacıyla örneklere parlatma işlemi su soğutması altında yapılmıştır.

Chun ve ark.¹⁷³ farklı klinik bitirme işlemleri uyguladıkları monolitik zirkonya (Vita YZ HT) örneklerin mikroyapısal özelliklerini inceledikleri çalışmalarında, glaze tabakasını 151 µm grenli elmas frezle uzaklaştırıp Suprinity Polisaj Kiti (Vita) ile parlattıkları monolitik zirkonya örneklerin yüzey pürüzlülüğünü bu tez çalışmasına benzer şekilde 0.21 ± 0.11 µm olarak bulmuşlardır. Klinik bitirme simülasyonları, zirkonyanın kristal yapısını önemli ölçüde değiştirmemiş ayrıca; parlatma kiti ile yapılan polisaj işlemi, glazeli örneklere kıyasla daha homojen ve pürüzsüz bir yüzeye sonuçlanmıştır.

Janyavula ve ark.¹⁷⁶ monolitik zirkonya (Monolithic Zirconia; Ivoclar) ve veneer seramiğine (Ceramco3) uyguladıkları glaze, CeraGlaze polisaj kiti (Axis) ve CeraGlaze polisaj kiti sonrası tekrar glaze işlemlerinin yüzey pürüzlülüğüne etkisini ve minedeki aşınma miktarını incelemişler; polisajlı monolitik zirkonyanın en düşük yüzey pürüzlülüğüne (0.17 ± 0.07 µm) sahip olduğunu; bunu polisaj işleminin ardından glaze uygulanan (0.69 ± 0.1 µm) ve sadece glaze uygulanan monolitik zirkonya yüzeylerinin (0.76 ± 0.12 µm) takip ettiğini, en yüksek yüzey pürüzlülüğü değerlerini ise glaze uygulanmış Ceramco veneer porseleninin (1.60 ± 0.16 µm) sergilediğini belirtmişlerdir. Polisaj işlemi uygulanan monolitik zirkonya restorasyonların karşıt mineye en az aşındırıcı etkiye sahip olduğunu bildirmişler, çok yüksek bir estetik beklenti olmadıkça zirkonyanın glaze işlemi yerine polisaj uygulanarak parlatılmasını veya estetik beklenti yüksekse önce polisaj işlemi, ardından da reglaze işlemi ile restorasyonların parlatılmasını önermişlerdir.

Amer ve ark.¹⁷¹ monolitik zirkonya (Crystal Zirconia), lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik (IPS e.max CAD) ve düşük ısılı feldspatik seramik (VitaVMK-Master) örneklere pürüzlendirme, polisaj (Axis High Shine) ve glaze işlemi uygulayarak seramiklerin yüzey pürüzlülüklerini incelemiştirler. Ortalama yüzey pürüzlülüğünü monolitik zirkonya için polisaj yapılmış yüzeylerde $0.119 \pm 0.036 \mu\text{m}$, glaze uygulanmış yüzeylerde $0.317 \pm 0.145 \mu\text{m}$ bulmuşlar, feldspatik porselen için polisaj yapılmış yüzeylerde $0.242 \pm 0.380 \mu\text{m}$, glaze uygulanmış yüzeylerde $1.038 \pm 0.252 \mu\text{m}$ bulmuşlardır. Bu değerler, mevcut tez çalışmasında benzer porselenler kullanılarak elde edilen yüzey pürüzlülük değerlerinden oldukça yüksektir. Bunun sebebinin materyallerin üretim aşamalarındaki farklılık, glaze tabakasının homojen bir şekilde uygulanamamış olması veya kullanılan polisaj setinin farklı olmasından kaynaklanabileceği düşünülmektedir.

Glaze ile polisaj işlemlerinin karşılaştırıldığı ve polisaj sonucunda daha pürüzsüz yüzeylerin elde edildiğini belirten yukarıdaki çalışmaların aksine, mevcut tez çalışmasının sonuçlarına göre glazeden daha pürüzsüz yüzeyler sağlayabilen polisaj setine rastlanmamıştır.

Shofu sistemi ile glaze yönteminin yüzey düzgünlüğü üzerindeki etkisinin karşılaştırılmasında Hulterström ve Bergman¹⁷⁵ polisaj yapılan grupların daha iyi olduğunu belirtirken, Klausner ve ark.¹⁷⁷ ise aralarında bir fark bulunmadığını belirtmişlerdir.

Raimondo ve ark.¹⁸² Vita porseleni 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 olduğu tespit edilmiştir. Shofu polisaj kitinin etkinliği yeterli bulunmamıştır.

Fuzzi ve ark.¹⁵² glaze işlemi uygulanmış Vita VMK porselen 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. Bununla birlikte, profilometrik değerlendirmede, elmas enstrümanlarla bitirmenin en iyi sonuç verdiği belirlenmiştir. Profilometre ve SEM incelemeleri arasında korelasyon olmadığını, ayrıca yüzeyin son olarak elmas pat (Premier Dental Products) ile bitirilmesinin yüzeyde önemli bir değişiklik yaratmadığını bildirmişlerdir.

Goldstein ve ark.'nın¹⁵ Biobond ve Ceramco porselenlerine farklı polisaj setleri (Brasseler Truluster, Shofu, Dedeco, Den-Mat ve Dentsply porselen polisaj setleri) uygulayarak elde ettikleri Ra değerleri SEM ve profilometrik incelemede birbiriyle uyumlu bulunmuştur.

Shearer ve ark.¹⁹⁵ Dicor MGC seramiğinin okluzal ve aproksimal yüzeylerine 100 µm grenli frezle mölleme işleminin ardından farklı mekanik parlatma yöntemleri uygulamışlardır. [1) 30 yivli tungsten karbid + Shofu lastik + Truluster elmas pat, 2) Two Striper MPS mikro ince elmas frez + Shofu lastik + Truluster elmas pat, 3) 30 yivli tungsten karbid + Shofu lastik + Two Striper parlatma sistemi, 4) Baker Curson frez + Truluster elmas pat ve 5) Two Striper MPS mikro ince elmas frez + Sof-Lex disk.] Sonuçta; bütün yöntemlerle kabul edilebilir pürüzsüz yüzeylerin elde edildiğini ve yöntemler arasında fark bulunmadığını bildirmişlerdir.

Saraç ve ark.¹³ feldspatik porselen (Vitadur Alpha) örneklere polisaj lastiği (Cera Master, Shofu) ve polisaj lastiğini takiben polisaj patı (Ultra II, Shofu) veya elmas

içerikli polisaj patı (Diamond Stick, Shofu) uygulamalarının glaze uygulamasına benzer Ra değerleri sağladığını bildirmişlerdir.

Bu tez çalışmasında da yüzey pürüzsüzlüğünü sağlamada Shofu polisaj kiti IPS e.max Ceram için glaze kadar etkili bulunurken diğer seramiklerde glazeden daha başarısız bulunmuştur.

Martinez-Gomis ve ark.¹⁰³ Ivoclar IPS Classic renk skalasından elde ettikleri porselen örneklerin yüzey pürüzlülüğüne 4 farklı bitirme yöntemi (Beyaz ve siyah silika bağlı lastik, elmas frez, Shofu porselen polisaj kiti ve Sof-Lex disk sistemi) ve elmas patın (Yeti diamond paste) etkisini incelemişler, Sof-Lex disk sistemiyle elde edilen bitirme işleminin en etkili olduğunu Shofu polisaj kitinin yüzey pürüzsüzlüğünü sağlamada Sof-Lex kadar etkili olmadığını bildirmişlerdir.

Kursoğlu ve ark.¹⁹⁶ yaptıkları çalışmada lösitle güçlendirilmiş seramiklere (IPS Empress Esthetic) glaze, reglaze ve mekanik parlatma işlemleri (Shofu polisaj kiti ve patı, Bredent beyaz taş ve polisaj patı, Ultradent polisaj patı) uygulamışlar seramiklerin yüzey pürüzlülüklerini değerlendirmişlerdir. En pürüzsüz yüzeylerin glaze uygulanan grupta elde edildiği, bunu yeniden glaze işleminin takip ettiği, mekanik parlatma işlemleri içerisinde ise Shofu polisaj kiti ve patı kullanıldığında en pürüzsüz yüzeylere ulaşıldığı rapor edilmiştir.

Akar ve ark.¹⁹⁷ alüminyum oksit, lityum disilikat, zirkonyum oksit ve metal alt yapılar üzerine uyguladıkları veneer seramiklere (Shofu Ceramage, IPS e.max. Ceram, Noritake Cerabien ZR ve Vita VMK 95) otoolaze, 50 µm partiküllü alüminyum oksitle kumlama, Shofu polisaj kiti, Shofu polisaj kiti ve patı kullanarak yüzey işlemleri uygulamışlar, tüm seramik sistemler için en pürüzsüz yüzeylerin otoolaze sonucu elde edildiğini belirtmişlerdir. IPS e.max Ceram için Shofu polisaj kiti ile polisaj yapılan gruplarda ($1.82 \pm 0.16 \mu\text{m}$) ve kit ile birlikte polisaj patının da kullanıldığı gruplarda

($1.73 \pm 0.52 \mu\text{m}$) otoglaze ($1.45 \pm 0.42 \mu\text{m}$) ile istatistiksel olarak benzer yüzey pürüzsüzlük değerleri elde etmişlerdir. Bu tez çalışmasında da bu bulgulara paralel sonuçlar elde edilmiştir.

Bartolo ve ark.¹⁸⁴ tarafından monolitik zirkonya örneklerine (Katana Zirconia HT) Intensiv polisaj lastiği, Shofu ve 3M ESPE polisaj kitleri mekanik parlatma işleminin toplam süresi 60 saniye olacak şekilde uygulanmış, zirkonyanın $0.52 \mu\text{m}$ olarak ölçülen kontrol yüzey pürüzlülüğünün Intensiv gurubunda $0.73 \mu\text{m}$ 'ye, Shofu ve 3M ESPE gruplarında $0.7 \mu\text{m}$ 'ye yükseldiği belirtilmiştir.

Park ve ark.¹⁸⁸ monolitik zirkonya 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, Shofu polisaj kitinin tüm gruplarda en yüksek ortalama yüzey pürüzlülüğü değerlerini gösterdiğini (Prettau: $2.12 \pm 0.56 \mu\text{m}$, Zirmon: $3.10 \pm 0.84 \mu\text{m}$, Cerabien: $2.29 \pm 0.42 \mu\text{m}$) ifade etmişlerdir.

Bu çalışmada ise Shofu polisaj kiti ile benzer materyallerde elde edilen ortalama yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerleri daha düşüktür (Lava Plus: $0.25 \pm 0.06 \mu\text{m}$, IPS e.max Ceram: $0.2 \pm 0.04 \mu\text{m}$, Vita VM9: $0.45 \pm 0.08 \mu\text{m}$).

Goo ve ark.'nın¹⁸⁵ yaptıkları çalışmada monolitik zirkonya (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 zirkonya esaslı materyallerin polisajında yetersiz olduğu; bunun yerine elmas emdirilmiş lastiklerden oluşan parlatma kitlerinin tercih edilmesi gerektiği belirtilmiştir.

Bu çalışmada da Lava Plus monolitik seramiği için en yüksek Ra pürüzlülük değerleri Ceramiste (Shofu) polisaj kiti kullanıldığında ölçülmüştür ($0.25 \pm 0.06 \mu\text{m}$). Bunun sebebinin diğer üç polisaj kitine göre Shofu polisaj kitinin elmas içeriğinin daha az, silika karbid içeriğinin daha fazla olduğundan kaynaklanabileceği düşünülmektedir.

Husain ve ark.¹⁹⁸ monolitik zirkonya (Katana Zirconia HT) örneklerle çeşitli mekanik polisaj işlemleri uygulamışlar (Shofu kit, EVE kit, Ceragloss Edenta kit, Soflex kit, Intensiv elmas frez ($8 \mu\text{m}$)) ve materyallerin Ra değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadığını belirtmişlerdir. Monolitik zirkonya için Shofu polisaj kiti kullanıldığında $0.27 \mu\text{m}$ Ra değeri bildiren çalışma ile Lava Plus seramiği için Shofu polisaj kiti kullanılan mevcut tez çalışmasında elde edilen $0.25 \pm 0.06 \mu\text{m}$ Ra değerleri benzerlik göstermektedir.

Tholt ve ark.¹⁰² IPS Empress 2, AllCeram ve Vitadur Alpha porselenleri kullanarak hazırladıkları örneklerin yüzeylerinde glaze işlemini, elmas frez, Shofu, Eve ve Identoflex polisaj setleri ile karşılaştırmışlardır. Vitadur Alpha seramiği kullanıldıysa, ağıza yerleştirildikten sonra seramik yüzeyini düzeltmekten kaçınılması gerektiği savunulmuştur. IPS Empress 2 kullanıldıysa ve mölleme işlemi gerektiyse, Shofu ya da Identoflex sistemi; AllCeram kullanıldıysa, Shofu ya da Eve sistemi önerilmiştir. Atomik Kuvvet Mikroskobu ve profilometre ile yüzeyler incelendiğinde her iki yöntem arasında uyum olduğu görülmüş, glaze yapılmış yüzeyler ile bazı polisaj uygulanmış yüzeyler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olmadığı bildirilmiştir.

Bu çalışmada da yukarıdaki çalışmalara benzer şekilde IPS e.max Ceram porselen örneğine yapılan farklı mekanik parlatmalar sonucunda Shofu parlatma setleriyle yapılan parlatmanın glaze ile farklı olmadığı bulunmuştur.

Silva ve ark.¹⁹⁹ lityum disilikat esaslı seramiklere (IPS e.max CAD) yaptıkları mekanik parlatma işlemleri sonucunda Shofu polisaj lastiği, Edenta Exa polisaj lastikleri ve Edenta polisaj patlarıyla elde ettikleri yüzey pürüzlülüklerini istatistiksel olarak benzer bulmuşlardır.

Optrafine sistemi ile mekanik parlatma yönteminin yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkisinin incelenmesinde Steiner ve ark.²⁰⁰ Shofu, Komet, Optrafine, Diatech ve Zenostar polisaj kitlerini kullanarak 5 farklı seramiğe (IPS Empress Esthetic, IPS e.max Press, Cergo Kiss, Vita PM 9, Imagine PressX) polisaj işlemi uygulamışlar, hiçbir polisaj kitinin glaze kadar etkili yüzey pürüzsüzlüğü sağlayamadığını bildirmişlerdir. IPS e.max Press hariç diğer seramiklerde en pürüzsüz yüzeyler polisaj kitlerinden Shofu ile elde edilmiş, 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. Özellikle Optrafine parlatma setlerinin kullanımla birlikte en çabuk aşındığını, Shofu polisaj kitinin ise polisaj işlemleri sonucunda neredeyse hiç değişmediğini bildirmişler ancak; polisaj malzemesinin aşınması ve polisaj verimliliği arasında hiçbir korelasyon kurulamadığını da belirtmişlerdir.

Flury ve ark.¹⁷⁴ freze edilebilir iki farklı porselen materyaline (Cerec Vitablocks Mark II ve Cerec IPS Empress CAD) yüzey bitirme işlemi olarak polisaj seti (Sof-Lex ve JOTA) uygulanmasının glaze işlemine göre daha pürüzsüz yüzeyler oluşturduğunu, Optrafine polisaj seti uygulandığında Ra değerinin bu tez çalışmasına ($0.33 \pm 0.08 \mu\text{m}$) benzer şekilde $0.5 \mu\text{m}$ olduğunu ve glaze işlemi ile arasında istatistiksel bir fark bulunmadığını bildirmişlerdir.

Ruschel ve ark.²⁰¹ lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramiklere (IPS e.max Press) uyguladıkları yüzey işlemleri sonucunda, Optrafine polisaj kiti uyguladıkları örneklerin yüzey pürüzlülüğünü $0.71 \pm 0.21 \mu\text{m}$, glaze uyguladıkları örneklerin yüzey pürüzlülüğünü ise $1.26 \pm 0.21 \mu\text{m}$ olarak bulmuşlardır.

Alhanouf ve ark.²⁰² glaze işlemi uygulanan yüzeylere göre ağız içi polisaj yönteminin daha pürüzsüz yüzeyler oluşturduğunu belirtmiş, lityum disilikat esaslı seramik yüzeylerinin SofLex ($0.195 \pm 0.14 \mu\text{m}$), Optrafine ($0.459 \pm 0.191 \mu\text{m}$) ve Eve ($0.448 \pm 0.427 \mu\text{m}$) gruplarında glaze yapılmış yüzeylere ($0.427 \pm 0.278 \mu\text{m}$, $0.666 \pm 0.541 \mu\text{m}$ ve $0.642 \pm 0.312 \mu\text{m}$) göre Ra değerlerinin daha düşük olduğunu rapor etmişlerdir.

Carrabba ve ark.'nın²⁰³ CEREC CAD/CAM sistemiyle VITA Mark II feldspatik seramik bloklardan üretilen örneklere çeşitli yüzey parlatma işlemleri (Identoflex NG-Porcelain Polisher, Identoflex Diamond Ceramic Polisher, HiLuster Polishing System, Optrafine, Identoflex Lucent, Vita Akzent Glaze Spray, Vita Shading Paste and Liquid) uygulayıp yüzey pürüzlülüğü ve parlaklığını inceledikleri çalışmada bu tez çalışmasında da kullanılan Vita Akzent Glaze materyalinin uygulandığı yüzeyler ($0.32 \pm 0.16 \mu\text{m}$) ile Optrafine polisaj kitinin kullanıldığı yüzeylerin en pürüzsüz ($0.55 \pm 0.15 \mu\text{m}$) ve en parlak yüzey özellikleri sergilediğini belirtmişlerdir.

Optrafine elmas polisaj patınının çalışmaya dahil edilmesinin nedeni porselen restorasyonların polisajında yüzey pürüzlülüğünü azaltmada patların etkin olduğunu kabul eden çalışmaların bulunmasıdır.^{15, 17, 101, 105, 110, 193} Ayrıca kullanılan diğer polisaj kitleri 3 ve 4 aşamalı olup, standardizasyonu sağlamak amacıyla, pat kullanımı için polisaj fırçası da içeren Optrafine polisaj kiti, pat ile kullanılarak mekanik parlatma işlemi 3 aşamalı hale getirilmiştir.

Bu çalışmada da Vita VM9 feldspatik seramiğinin ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri glaze grubunda: $0.25 \pm 0.09 \mu\text{m}$, Optrafine grubunda: $0.33 \pm 0.08 \mu\text{m}$ bulunmuştur.

Pradies ve ark.²⁰⁴ aşındırma, polisaj ve glaze işlemlerinin yüzey pürüzlülüğüne etkisini karşılaştırdıkları çalışmalarında IPS e.max Ceram materyalinin yüzey pürüzlülüğünü Optrafine lastikleriyle (25 μm elmas partikül kaplı disk) polisajlı yüzeylerde $1.735 \pm 0.521 \mu\text{m}$, glaze uygulanan yüzeylerde ise $1.819 \pm 0.297 \mu\text{m}$ olarak bulmuşlardır ancak değerler bu tez çalışmasındaki sonuçlardan oldukça yüksektir. Çünkü bu çalışmada IPS e.max Ceram materyali glaze uygulandığında $0.17 \pm 0.03 \mu\text{m}$, Optrafine polisaj kiti uygulandığında $0.18 \pm 0.06 \mu\text{m}$ ortalama yüzey pürüzlülüğü göstermiştir. Sonuçlar arasındaki farklılığın örneklerin üretim aşaması veya uygulanan parlatma işlemlerindeki yöntem farklılıklarından kaynaklanabileceği düşünülmektedir.

Meisinger sistemi ile mekanik parlatma yönteminin yüzey düzgünlüğü üzerindeki etkisinin incelenmesinde Huh ve ark.²⁰⁵ monolitik zirkonya 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 zirkonyanın faz değişimini incelemiştir. Polisaj süresinin yüzey pürüzlülüğüne etkisini istatistiksel olarak anlamlı bulmamış, polisaj kitlerinin monolitik zirkonyanın faz değişimine etkisi olmadığını bildirmişlerdir. Meisinger polisaj kiti uyguladıkları monolitik zirkonyaların ortalama yüzey pürüzlülüğünü $0.16 \pm 0.03 \mu\text{m}$ olarak bulmuşlardır. Bu tez çalışmasında da bu çalışmaya benzer şekilde monolitik zirkonya Lava Plus seramiğine Meisinger polisaj kiti uygulaması sonucu ortalama yüzey pürüzlülüğü değeri $0.17 \pm 0.03 \mu\text{m}$ olarak bulunmuştur.

Mohammadi-Basir ve ark.¹⁸⁷ monolitik zirkonya örneklere (Ceramill) glaze, sarı bantlı (108-102 µm) elmas frezle aşındırma, Meisinger polisaj kitiyle parlatma ve Busch polisaj kiti ile parlatma işlemleri yapmış, Ra ve Rz değerlerini ölçmüşlerdir. Elde edilen verilere göre glaze yapılmış zirkonya örnekler için Ra: 0.08 ± 0.0 µm, Rz: 0.66 ± 0.24 µm, Meisinger polisaj kiti kullanılan zirkonya örnekler için ise Ra: 0.09 ± 0.01 µm, Rz: 1.03 ± 0.25 µm değerleri bildirmişlerdir.

Bu tez çalışmasında bu değerler glaze yapılmış zirkonya örnekler için Ra: 0.08 ± 0.03 µm, Rz: 0.44 ± 0.14 µm, Meisinger polisaj kiti kullanılan zirkonya örnekler için ise Ra: 0.17 ± 0.03 µm, Rz: 0.96 ± 0.19 µm olarak bulunmuş ve belirtilen çalışmaya benzer sonuçlar elde edilmiştir.

Komet sistemi ile mekanik parlatma yönteminin yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkisinin incelenmesinde Bai ve ark.²⁰⁶ monolitik zirkonya örnekleri (Upcera) glaze grubu, Komet polisaj lastikleriyle mekanik parlatma yapılan grup ve yüzey işlemi uygulanmayan grup olarak üçe ayırmış, örneklerin yüzey pürüzlülüklerini ve karşıt mineye aşındırma etkilerini incelemiştir. Glaze uygulanan yüzeylerin polisaj uygulananlara göre karşıt çenede daha fazla aşındırıcı etkisi olduğunu bildirmişlerdir. Komet polisaj lastikleriyle elde ettikleri ortalama yüzey pürüzlülüğü değeri (0.15 µm) bu tez çalışmasında Lava Plus seramiği için elde edilen değere benzer sonuçlar sergilemiştir (0.24 ± 0.07 µm).

Khayat ve ark.¹⁸⁶ monolitik zirkonya örneklere (Tizian Blank Translucent 98-mm Zirconium) glaze, Dialite polisaj kiti (Dialite ZR polishing wheels), Komet polisaj kiti (Komet) ile düzeltme ve aşındırma işlemi yapmış; en pürüzlü yüzeylerin aşındırma işlemi sonucunda (Ra: 1.70 ± 0.44 µm) elde edildiğini, Komet grubunda bu değer 0.81 ± 0.26 µm olduğunu, glaze grubunda ise en pürüzsüz yüzeylerin elde edildiğini (Ra: 0.79

$\pm 0.2 \mu\text{m}$) belirtmişler ancak; Komet grubu ile glaze grubu yüzey pürüzlülük değerleri arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı bulunmadığını ifade etmişlerdir.

Bu çalışmada benzer materyal için (Lava Plus) daha düşük Ra değerleri elde edilmiştir; Glaze Ra: $0.08 \pm 0.03 \mu\text{m}$, Komet Ra: $0.24 \pm 0.07 \mu\text{m}$. Çalışmalar arasındaki farklılığın pürüzlülük ölçüm yöntemi ve polisaj işlemi sırasında uygulanan basınç, hız veya süre farklılığından kaynaklanabileceği düşünülmektedir.

Çalışmalarda materyallerin yüzey pürüzlülüklerini belirlemek amacıyla; görsel değerlendirme,¹⁵ SEM,^{13, 15, 148, 149, 152, 207, 208} profilometre,^{13, 15, 106, 148, 149, 152, 174} lazer aynasal yansıtma¹¹⁹ ve AFM^{207, 208, 209} kullanılabilir. Yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek amacıyla tek bir metodun kullanılması yanıltıcı sonuçlar verebilir. Bu nedenle bir metodu diğerleriyle karşılaştırmak gerekmektedir.¹⁶ Pek çok çalışmada yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesinde profilometre ölçümlerinden sonra SEM'le yüzey incelemesi yapılmıştır.^{13, 15, 148, 152, 210, 211} SEM ve AFM gibi yöntemler profilometreye kıyasla daha ayrıntılı yüzey bilgisi verdiği için profilometre bulgularının bu gibi yöntemlerle desteklenmesi gerekir.^{16, 105, 121, 130} Çalışmamızda çeşitli yüzey bitirme işlemleri uygulanan örneklerin yüzey pürüzlülükleri profilometre ile nicel, SEM ile nitel, AFM ile de hem nitel hem de nicel olarak değerlendirilmiştir.

Profilometre yüzey pürüzlülüğü ile ilgili 2 boyutlu parametre değerlerini rakamsal olarak verebilen bir cihazdır.²¹² İzleyici uçlu cihazlar yardımı ile yüzey pürüzlülüğünün belirlenmesi çalışmalarda en çok kullanılan yöntemdir.²¹³ Pürüzlülük birimi Ra (Roughness Average) değeri olarak bildirilmektedir.¹⁶ Bu değer ölçüm sınırları içinde merkez hattın sonsuz uzaklıktaki yüzeyin pürüzlülük profilinin aritmetik ortalaması ile belirlenir.^{130, 152} Ra değeri arttıkça yüzey pürüzlülüğü artar. Bu çalışmada seramik örneklerin yüzey pürüzlülüğünün nicel olarak değerlendirilmesinde kullanılan profilometre cihazı kalibre edildikten sonra "cut-off" değeri 0.25 mm olarak

ayarlanmıştır. Bu değer, ölçüm sırasında veriler elde edilirken yüzeyin 0.25 mm aralıklara bölünerek ölçülmesi anlamına gelmektedir ve konuyla ilgili daha önce yapılmış çalışmalar esas alınarak belirlenmiştir.^{15, 101, 102, 106, 152, 153, 211} Konuyla ilgili literatür incelenerek ölçümler örneklerin merkezinde olacak şekilde her örnek için 3 kez tekrarlanıp ortalaması alınarak her bir örneğin ortalama yüzey pürüzlülüğü (Ra) kaydedilmiştir.^{102, 103, 152} Cihaz her bir grup örneğin ölçümünden sonra kalibre edilmiştir.

Ra'nın bir maddenin yüzeyini tamamen tanımlayamadığı, yüzey pürüzlülüğünün temsili bir tahminini verdiği ve hesaplanmasının kolay olduğu belirtilmiştir.²¹⁴ Ra'nın değerleri kullanılan tekniklerle değişebilmekte ve doğrudan karşılaştırmayı zorlaştırabilmektedir. Yüzey pürüzlülüğü bildiren birçok diğ hekimliğı araştırmasının eleştirisi, yalnızca ortalama pürüzlülük parametresini (Ra) bildirdikleridir. Ra parametresinin asıl problemi, zirveleri vadilerden ayıramadığıdır. Bu nedenle tepeleri, vadileri, bunların aralıklarını ve profil şeklini ölçebilen diğere parametreleri de hesaplamak önemlidir.²¹⁴

Bu çalışmada Ra parametresi ile birlikte art arda gelen beş parçada ortalama tepe-vadi yüksekliğı olarak tanımlanan Rz parametresi de değerlendirilmiştir. Ayrıca yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesi amacıyla profilometre ölçümlerine ek olarak görsel değerlendirme amacıyla SEM kullanılmıştır. Yapılan literatür incelemesinde profilometre verileri ve SEM görüntülerinin birbiri ile uyumlu olduğunu^{15, 215} ve olmadığını belirten çalışmalara rastlanmıştır.¹⁵²

Tez çalışmasında SEM incelemesinde polisaj yapılan örneklerin yüzeyinde birbirine paralel çizikler ve poröz bir yapı izlenirken, glaze uygulanan örneklerin daha pürüzsüz olduğu görülmüştür. SEM bulguları profilometre bulgularını destekler tarzdadır.

Profilometre iki boyutlu olarak yüzey değerlendirmesi yaparken, AFM üç boyutlu yüzey incelemesi yapmaktadır. Ancak yüzeyin incelenmesi için yüzey üzerinde temsili noktalar seçilip (20 µm × 20 µm, 10 µm × 10 µm ya da 5 µm × 5 µm gibi) tarama yapılarak bu sonuçlar tüm örnek yüzeyine mal edilmektedir.²¹⁶ Ayrıca tarama yapılan alan diğer yöntemlere nazaran daha küçük olduğundan, tekrarlanan ölçümlerde aynı noktayı yeniden bulmak zor olabilmektedir.^{102, 133} Bununla birlikte, hazırlanan örnekler her zaman homojen olmayabilir ve taranan alan örneğin tamamını temsil edemeyebilir. Bu durumda oldukça hassas olan bu yöntemle yanlış sonuçlar elde edilebilmektedir.²⁰⁷ Buna karşın Yüzügüllü ve ark.¹⁶⁸ AFM ile profilometre sonuçlarının uyumlu olduğunu belirtmiştir. Griggs ve ark.²¹⁷ Duceram LFC hidrotermal dental seramiğinin yüzey gerilimini ve kırılma dayanıklılığını araştırmışlar, yüzey topografisini AFM ile incelemiştir. Çalışmada kullanılan AFM, kontakt olmayan moda bir AFM'dir. AFM incelemesi sonucunda, dikine oluklar görmüşlerdir. Keskin ve keskin olmayan çatlaklara rastlamışlardır.

Bu tez çalışmasında yüzey profilometresiyle elde edilen pürüzlülük değerleri SEM ve AFM bulgularıyla desteklenerek incelenmiş, Lava Plus ve Vita VM9 gruplarında Meisinger, Komet ve Shofu parlatma kitleri kullanıldığında glazeden daha pürüzlü yüzeyler elde edildiği bulunmuştur. IPS e.max Ceram porselenine yapılan mekanik parlatma işlemleri sonucunda da Meisinger parlatma kitiyle elde edilen yüzeylerin glazeden anlamlı derecede daha yüksek Ra değerleri sergilediği, daha pürüzlü olduğu görülmüştür.

Çalışmada Lava Plus monolitik zirkonya seramiğinde farklı polisaj teknikleri arasında yüzey pürüzlülüğü sonuçlarında çeşitliliğin fazla olmamasının nedeninin Lava blokların yüksek yüzey sertliğine bağlı olarak materyalde polisaj tekniklerinin etkin olmamasından kaynaklanabileceği düşünülmektedir. Yüzey pürüzlülüğünü azaltabilmek

amacıyla Lava seramiğinin yüzeyinden materyal uzaklaştırabilmek için daha fazla kuvvet gerekmektedir. Ayrıca bu materyalin solid ve neredeyse mikro boşluksuz bir yapı sergilemesi, hep uniform bir yapıya sahip olması da bu durumun oluşmasında sebep teşkil etmektedir.^{91, 92}

Zirkonya örneklerle yapılan frezeleme ve aşındırma sonucunda materyalin yüzeyinde meydana gelen mikro çatlaklar, fırınlama esnasında tanecik büyüklüğündeki ve tanecik sınırlarındaki değişiklik sebebiyle materyalin içerisine ilerleyebilir. Isı uygulaması materyalin içerisindeki porözitelerin şeklini değiştirebilir ve bu da çatlak ilerlemesini kolaylaştırabilir.²¹⁸

Monolitik zirkonyanın aşındırılması ve polisajlanması için klinik protokoller daha fazla optimizasyon gerektirir.^{180, 181} Tam konturlu zirkonya protezlerin bitirme ve parlatma prosedürlerinin materyalin fiziko-mekanik özelliklerine, güvenilirliğine ve klinik ömrüne etkisi de ilave araştırmalarla desteklenmelidir.

Polisaj yönteminin etkinliği açısından restorasyonda hangi büyüklükte bir yüzeyde ve ne türde bir alanda kullanılacağı belirlenmesi önem taşır.¹⁷⁰ 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.

Bu çalışmada aynı yüzey bitirme işlemi uygulanmasına rağmen farklı seramik materyallerinde elde edilen pürüzlülük değerleri farklılık göstermiştir. Polisaj tekniklerinin her porselen sisteminde etkinliğinin aynı olmadığı tespit edilmiştir. Bu bulgu üç farklı porselen materyali (Vitadur Alpha, IPS Empress 2 ve AllCeram) ile yaptıkları çalışmada polisaj tekniklerinin her porselen sisteminde etkinliğinin farklı olduğunu tespit eden Tholt ve ark.¹⁰² ile uyumludur.

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.^{10, 219} Parçacık boyutu, en küçük parçacık boyutunun daha iyi nihai parlatma sağladığı seramik malzemelerin topografik sonucunda temel bir role sahiptir.¹²

Curtis ve ark.¹⁸¹ parçacık boyutunun artırılmasının yüzey pürüzlülüğünün azalmasına neden olduğunu bildirmiştir. Bununla birlikte, daha önceki bazı çalışmalarda, daha büyük parçacıkların yüzey pürüzlülüğünün artmasına neden olduğu belirtilmiştir.^{220, 221} Bu tez çalışmasında en küçük partikül boyutuna sahip olan Optrafine polisaj patı ile yapılan polisaj işleminin en etkin yüzey pürüzsüzlüğü sağlaması ile, büyük partiküllü materyallerin ardından daha küçük partiküllü polisaj materyalleriyle yapılan polisajın en etkili mekanik parlatma yöntemi olduğu sonucuna varılmıştır.

Sasahara ve ark.¹⁶⁹ da yaptıkları bir çalışmada; mekanik parlatma yönteminin seçiminde materyal yapısının önemli olduğunu savunmuş, mikro yapının parlatma yöntemine etkisini saptamak zor olsa da, lösit içeriğinin parlatılabilirlik üzerinde etkili olduğunu ve elmas patla birlikte lastik ya da disk kullanarak yapılan parlatma işleminde, lösit içeriği az olan seramiklerde, yüzey pürüzlülüğünde de azalma görüleceğini bildirmişlerdir.

Bu çalışmada kullandığımız üç farklı seramik materyalinden en fazla lösit içeriğine sahip olan Vita VM9 feldspatik porseleni de bütün yüzey parlatma işlemleri sonucunda en yüksek yüzey pürüzlülüğü değerlerini sergilemiştir. Ayrıca Vita VM9 porseleni ile restorasyonlar üretilirken, porselenin likiti ve tozunun karıştırılmasının el ile yapılması ve tabakalama işleminin fırça ile uygulanması materyalin içinde porözite

oluşmasında etken faktörlerdir. Ek olarak kontrol edilemeyen çok sayıda yapım aşaması içermesi de bu materyalin daha poröz bir yapı sergilemesinde ana etkenlerdir.²²²

Glaze işleminin farklı porselen materyallerinde yüzey pürüzlülüğünü farklı oranda etkilediği görüşü savunulmuştur.¹⁸⁸ Bu tez çalışmasında elde ettiğimiz yüzey pürüzlülüğü sonuçları da bu görüşü destekler niteliktedir. Glaze işlemi uygulanan Lava Plus örneklerinin ortalama yüzey pürüzlülüğü değeri $0.08 \pm 0.03 \mu\text{m}$, IPS e.max Ceram örneklerinin $0.17 \pm 0.03 \mu\text{m}$, Vita VM9 örneklerinde ise bu değer $0.25 \pm 0.09 \mu\text{m}$ olarak elde edilmiştir ve bu materyallerin ortalama pürüzlülük değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır.

Bakteri retansiyonu açısından, klinik uygulamalarda kabul edilebilir yüzey pürüzlülüğü değerleri için ideal eşik henüz oluşturulmamıştır. Bununla birlikte, $0.2 \mu\text{m}$ üzerindeki Ra değerlerinin artmış plak birikimine ve periodontal inflamasyona neden olabileceği ve aynı zamanda çürük gelişme riskinin yükseldiği bildirilmiştir.¹⁰ Vita VM9 seramiğinin, polisaj işlemlerinden sonra Lava Plus ve IPS e.max gruplarına kıyasla önemli ölçüde daha yüksek yüzey pürüzlülüğü sergilediği bulunmuştur. Bununla birlikte, test edilen her üç malzemedede yapılan çeşitli mekanik parlatma işlemleri sonucunda $0.2 \mu\text{m}$ kritik eşik değerinin üstünde son Ra değerleri sergileyen gruplar bulunmuştur.

Ayrıca dilin $0.3 \mu\text{m}$ 'lik pürüzlülük değişikliklerini algılayabilmesinden dolayı, restorasyonun yüzeyi daha pürüzlü olduğunda hastanın konforu da azalmaktadır.²²³

Çalışmada Lava Plus ve IPS e.max Ceram örneklerinde tüm parlatma işlemlerinde yüzey pürüzlülüğü değeri bu değerden düşükken, Vita VM9 grubunda glaze yapılan yüzeyler dışında, mekanik parlatma yapılan tüm yüzeylerde pürüzlülük değeri $0.3 \mu\text{m}$ 'den daha fazladır. Vita VM9 porseleniyle hazırlanan restorasyonlar için glaze işleminin en güvenilir parlatma yöntemi olduğu düşünülmektedir.

Restorasyonun yüzey pürüzlülüğünün klinik önemini değerlendirirken, kritik referans noktası, oklüzal temas bölgelerinde bulunan karşılıklı mine yüzeylerinin yüzey pürüzlülüğü olmalıdır. Bu değer 0.64 μm olarak bildirilmiştir.¹¹⁶

Bu çalışmada kullanılan bütün seramik türlerinde elde edilen nihai yüzey pürüzlülüğü, oklüzal temas alanındaki mine pürüzlülüğünden daha düşük olduğu için, her üç materyalin de klinik olarak kabul edilebilir olduğu düşünülebilir. İstisna olarak Vita VM9 seramiğinde Komet polisaj kiti uygulandığında elde edilen Ra değeri ($0.72 \pm 0.1 \mu\text{m}$) bu kritik değerden yüksek olduğu için, Vita VM9 veneer porseleni için Komet polisaj kiti ile polisaj işlemi önerilmemektedir.

Demirel ve ark.'nın¹³² topikal florid ve sitrik asidin preslenebilir dental seramiğe etkisini araştırdıkları çalışmada, hazırlanan IPS Empress örneklerinin yarısı 2 kere boyama + glaze, geri kalan yarısı ise 2 kere boyama + over glaze ile parlatılmıştır. Bitirilmiş yüzeylerin topografisini görüntülemek amacıyla AFM kullanılmıştır. Tholt ve ark.¹⁰² yüzey pürüzlülüğü çalışmalarında AFM kullanarak IPS Empress 2, AllCeram ve Vitadur Alpha dental seramiklerinde glaze yöntemine kıyasla mekanik parlatmanın etkinliğini incelemişlerdir.

Profilometre analizini destekleyici ve geliştirici sonuçları ortaya çıkarmak ve dental seramiklerde yüzey pürüzlülüğünü değerlendirme yöntemi olarak kullanımının etkinliğini saptamak amaçlarıyla mevcut çalışmada yüzey pürüzlülüğü değerlendirme yöntemi olarak profilometre ve SEM incelemesinin yanında AFM de kullanılmıştır. Kullanılan AFM de tam kontakt olmayan tapping modunda inceleme yapmıştır.

AFM, teknik ve donanım özelliklerinden dolayı çok sayıda ölçüme el vermediğinden ve ölçüm sırasında sadece 20 μm^2 'lik sahalar tarandığından,²¹⁶ her ana grupta, farklı materyallerden birer örnek seçilmiş (toplam 15 örnek) ve AFM değerlendirmesi yapılmıştır. İstatistiksel analiz için yeterli sayıya ulaşamadığından,

AFM ölçümlerinin istatistiksel değerlendirmesi yapılmamıştır. Bunun yerine 3 boyutlu görüntünün, SEM incelemelerinde olduğu gibi profilometre analizini destekleyici biçimde yorumlanması amaçlanmıştır. AFM ölçümleri sonucunda Lava Plus monolitik zirkonyumda yüzey daha pürüzsüz bulunmuş ancak, materyalin sertliğinden dolayı glaze tabakasını aşındırmada kullanılan frezin yol açtığı çiziklerin polisaj kitleri tarafından tamamen yok edilemediği görülmüştür. Vita VM9 seramiği ise AFM ölçümleri sonucunda profilometre verileri ve SEM görüntülerini destekler nitelikte daha düzensiz ve pürüzlü yüzey özellikleri sergilemiştir.

Sertlik, materyallerin sürekli deformasyona karşı gösterdiği dirençle ifade edilen bir yüzey özelliğidir. Diş mine yüzeyinin ve dental materyallerin sertlik ölçümlerinde en çok kullanılan metotlar Brinell, Rockwell, Vicker's ve Knoop'dur. Brinell ve Rockwell sertlik testlerinin daha çok metal alaşımlarda, Vicker's ve Knoop sertlik testlerinin ise altın, porselen, kompozit rezinler, simanlar gibi diş hekimliğinde kullanılan bütün materyallerin ve diş minesinin sertliğinin ölçülmesinde kullanılabileceği bildirilmiştir.²²⁴ Birçok araştırmacı dental materyallerin mikro sertlik değerini Vicker's sertlik testi ile değerlendirmiştir.²²⁵⁻²²⁷ Mevcut çalışmada dental seramik materyallerinin incelenmesinden dolayı Vicker's sertlik testi kullanılmıştır.

Mikro sertlik ölçümünün çok iyi polisajlı, düz bir yüzeyde yapılması gerekmektedir.²²⁸ Bu çalışmada polisajlı ve glaze yapılmış yüzeylerin sertliği incelendiği için ölçümler düz yüzeylerde yapılmıştır.

Sertlik, materyalin klinik başarısını etkileyen önemli mekanik özelliklerdendir ve materyale uygulanan yüzey işlemleri ve polisaj ile doğrudan ilişkilidir.²²⁹ Bir materyalin yüzey sertliğinin düşük olması o materyalin kolaylıkla çizilebilmesi ve böylelikle yorgunluğa uğrayarak başarı süresi kısalmış bir restorasyon elde edilmesine sebep olabilmektedir.^{147, 230}

Zirkonyum polimerik bir materyal olduğundan, uygulanan yüzey işlemlerinin hatta polisaj işleminin bile yüzey sertlik değerlerini etkileyebileceğini bildiren çalışmalar vardır.^{147, 231}

Çalışmalardaki metotlar farklı olduğu için mikro sertlik değerlerini karşılaştırmak zordur. Örneklere uygulanan yük ve zaman miktarları çalışmalara göre değişiklik göstermektedir. Bu çalışmada seramik yüzeylere 15 saniye süreyle 980 gr (1 kg) yük uygulanmıştır.

Pittayachawan ve ark.²²⁶ Lava'nın mikro sertlik değerini 1.5 kg kuvvet uygulayarak 1300 VHN, Curtis ve ark.¹⁸¹ ise 1 kg yük uygulayarak 1590 ± 91 VHN bildirmişler ve Lava örnekleri 24 saat 37 °C'deki suda beklettiklerinde mikro sertlik değerinde bir değişiklik gözlenmediğini de bildirmişlerdir. Uygulanan kuvvet arttıkça sertlik değerinin azaldığı düşünülmektedir.

Oilo ve ark.²¹⁸ DC-Zirkon için Vicker's mikro sertlik değerinin 4 N kuvvet uyguladıklarında 1571 VHN olduğunu ifade etmişlerdir.

Hjerppe ve ark.²²⁷ yaptıkları bir çalışmada ZirkonZahn örnekleri 1500°C'de 1 saat 40 dak. sinterlediklerinde Vicker's mikro sertlik değerini 1532 ± 81 VHN, aynı örneklere termal siklus uyguladıklarında 1503 ± 76 VHN, 3 saat sinterlenen örneklerde 1519 ± 85 VHN, 3 saat sinterlenen örneklere termal siklus uyguladıklarında 1478 ± 77 VHN elde etmişlerdir. Gruplar arasında Vicker's mikro sertlik değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır.

Pittayachawan ve ark.²³¹ iki eksenli bükülme direncini incelemek için standart monolitik zirkonya disk (Cercon) kullandıkları çalışmalarında, örneklerin polisaj yapılmış ve işlem uygulanmamış aynı yüzeylerinin Vicker's sertliğini de ölçmüşler, işlem yapılmayan yüzeylerin (1378.7 ± 51.8 HV), polisajlı yüzeylere (1354.33 ± 50.9 HV) kıyasla biraz daha yüksek sertlik değerine sahip olduğunu bildirmişlerdir. Bununla

birlikte, cilalanmış ve işlem yapılmamış yüzeylerin sertlik değerlerindeki farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığını belirtmişlerdir ($P > 0.05$).

Edwards ve ark.²³² glazür sıcaklığında spesifik bekletme zamanına uyarak glaze uygulanan porselenin glaze uygulanmayana göre daha yüksek kırılma direnci gösterdiğini bildirmişlerdir. Bu durum sadece glazür sıcaklığında spesifik bekletme zamanında meydana gelmektedir.

Guazzato ve ark.²³³ çalışmalarında kullandıkları farklı seramik türlerinin sertlik değerlerini DC Zirkon'da 12000 MPa, Y-TZP'de 13000 MPa, In-Ceram Zirconia'da 11000 MPa, IPS Empress'de 6500 MPa, IPS Empress 2'de 5300 MPa ve In-Ceram Alümina'da 11000 MPa olarak belirtmişlerdir.

Bu tez çalışmasında kullanılan IPS e.max Ceram ve Vita VM9 seramik türlerinin yapılan tüm yüzey işlemleri sonucunda yüzey sertlik değerleri arasında anlamlı bir fark bulunmamış, Lava Plus seramiğinin ise bu iki gruptan anlamlı derecede yüksek yüzey sertliği değerleri gösterdiği belirlenmiştir (Lava Plus : 1418.36 ± 88.79 HV, IPS e.max Ceram : 492.82 ± 62.74 HV, Vita VM9 : 502.62 ± 89.59 HV).

Elsaka ve ark.²³⁴ tarafından mekanik özellikleri ve Vicker's mikro sertlik değerleri karşılaştırılan üç çeşit monolitik zirkonyadan (Ceramill Zolid FX Multilayer: 11.36 ± 0.61 GPa, Prettau Anterior: 5.41 ± 0.26 GPa , Wieland Zenostar: 7.09 ± 0.40 GPa) bu tez çalışmasında kullanılan Lava Plus zirkonya materyalinin yüzey sertliği değeri (13.91 ± 0.86 GPa) daha yüksektir.

Minenin mikro sertlik değerleri 2.94–4.08 GPa aralığındadır.^{235, 236} Daha sert yüzeylere sahip olan seramiklerin diğer restoratif materyallere kıyasla daha yüksek antagonist diş aşınmasına neden olduğu belirtilmiştir.²³⁷ Oh ve ark.'nın²³⁸ çalışmasına göre ise sertlik tek başına karşıt materyalde aşındırıcılığı açıklamamakta, seramik maddenin sertliğinin karşıt yüzeylerin aşındırıcılığı ile doğrudan doğruya orantılı

olmadığı belirtilmektedir. Aslında sertlik ve aşınmanın arasında bir korelasyonun olmadığı ve aşınmanın karşıt restorasyonun sertlik değerlerine kıyasla pürüzlülük ve kırılma direnciyle daha fazla ilişkili olduğu bildirilmektedir.^{238 238 238 238 238 238 238 238} Aksine, daha sert ve daha yoğun restorasyonların çizilme ve oklüzal aşınma direncinin artırılmasında avantajlı olabileceği belirtilmektedir.

Kosmac ve ark.¹⁴⁷ kalın ve ince tanecikli zirkonya örneklerine kumlama, kuru aşındırma, suyla aşındırma gibi işlemler uygulamışlar ve bükme dayanımını ve monoklinik faz içeriğini incelemişlerdir. Bükme dayanımı değerleri kalın tanecikli veya ince tanecikli örnekler arasında fark göstermemiştir. Kuru ve su ile aşındırma işlemi ince tanecikli örneklerin bükme dayanımını anlamlı derecede azaltmışken, kalın tanecikli örneklerin bükme dayanımında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık meydana getirmemiştir. Aşındırma sırasında onlarca mikron büyüklüğünde materyalin yüzeyden koptuğu ve kıvılcım gözleendiği ancak; zirkonya miktarının düşük değerlerde dönüşüme uğradığı bildirilmiştir.

Curtis ve ark.¹⁸¹ kalın grenli frezle su soğutması altında aşındırma yapmışlar, zirkonyanın bükme dayanımının 1267 MPa'dan 1074 MP'a, aynı frezle kuru ortamda aşındırma yaptıklarında 1057 MPa'a düştüğünü, aşındırma ince grenli frezle yapıldığında ise bükme dayanımının anlamlı bir değişikliğe uğramadığını bildirmişlerdir.

Hatanaka ve ark.²³⁹ monolitik zirkonya bloklara (Lava Frame) kaba grenli (150 µm) elmas frezlerle ıslak ve kuru ortamda aşındırma yapmışlar, materyalin mikroyapısal ve kristallografik faz değişimleri, eğilme dayanımı ve Weibull modülünü incelemişler; monolitik zirkonyaya bitirme işlemlerinin su soğutması altında yapılmasının materyalin mekanik özellikleri için en doğru yöntem olduğunu bildirmişlerdir.

Coric ve ark.²⁴⁰ tarafından farklı yükleme kuvvetleri altında [29.42 N (HV3), 49.03 N (HV5), 196.13 N (HV20) ve 294.20 N (HV30)] mekanik parlatma işlemi yapılan monolitik zirkonya örneklerin (BruxZir) Vicker's sertlik değerleri ölçülmüş ve yükleme kuvveti arttıkça mikro sertlik değerlerinin azaldığı belirtilmiş; mikro sertlik değerleri: HV3:1379, HV5:1344, HV20:1345, HV30:1337 olarak belirtilmiştir.

Bu çalışmada da 0.98 kg yük uygulanan monolitik zirkonya örneklerin ortalama yüzey sertliği değeri HV:1418.36 ± 88.79 olarak bulunmuştur.

Sinthuprasirt ve ark.²⁴¹ lösit, diopsit ve feldspatik cam içeren yeni bir seramik materyal hazırlamak için yaptıkları çalışmalarında, materyalin kimyasal ve mekanik özelliklerini Vita VM9 porseleni ile karşılaştırmışlardır. Vita VM9 feldspatik seramiğinin mikro sertlik değerini 527 ± 17 kg/mm² olarak belirtmişlerdir.

Bu tez çalışmasında Vita VM9 için ölçülen yüzey sertliği değeri (502.61±89.59 kg/mm²) belirtilen çalışmayla uyumluluk göstermektedir.

Kukiattrakoon ve ark.²⁴² fluoroapatit (IPS e.max Ceram) ve lösit ilave edilmiş fluoroapatit yapılı (IPS d.SIGN) veneer seramiklerin Vicker's mikro sertliklerini inceledikleri çalışmalarda IPS e.max Ceram için 15 saniye süreyle 2 kg yük altında elde edilen yüzey sertliği değeri (4.79 ±0.12 GPa) bu tez çalışmasında 15 sn süreyle 0.98 kg yük altında elde edilen yüzey sertliği değerine (4.82 ±0.61 GPa) yakındır.

Değer ve ark.²⁴³ Ceramco porselenine uyguladıkları glaze işlemini, Shofu polisaj kitiyle mekanik polisaj, glaze işleminin ardından polisaj, polisaj işlemi ardından glaze işlemini ve glazesiz Ceramco porselenlerini yüzey pürüzlülüğü ve yüzey sertliği açısından karşılaştırmışlar, glaze sonrası polisaj işlemi uygulanan yüzeyler ile glaze uygulanmayan yüzeylerin sertliği arasında anlamlı bir fark bulamamışlardır. En pürüzlü yüzeylerin glaze uygulanmayan grupta, en pürüzsüz yüzeylerin ise glaze sonrası polisaj işlemi yapılan grupta elde edildiğini belirtmişlerdir.

Bu tez çalışmasında seramik türlerine uygulanan tüm yüzey işlemleri sonucu IPS e.max Ceram ve Vita VM9 porselen örneklerinin yüzey sertlik değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamış, Lava Plus materyalinde ise glaze uygulanan grupta yüzey sertliği değerlerinin diğer mekanik parlatma işlemleri uygulanan gruplara göre anlamlı düzeyde daha düşük olduğu sonucuna varılmıştır. Bu sonucun, mekanik parlatma işlemleriyle aşındırma sonucu bozulan glazür tabakasının altındaki daha sert tabakanın açığa çıkmasına bağlı olduğu düşünülmektedir. Bu durum glazür materyalinin Lava Plus monolitik zirkonya seramiğinden daha düşük yüzey sertliğe sahip olduğunu göstermektedir. Diğer seramik türlerinde glaze işlemi ve mekanik parlatma işlemleri sonucunda yüzey sertliği değerleri arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Mevcut tez çalışmasına ait tüm sonuçlar ele alındığında; farklı seramik materyallerine uygulanan çeşitli polisaj sistemleri materyallerin yüzey sertliğini değiştirmedikten ve her seramik materyali için glaze kadar pürüzsüz yüzeyler sağlayabilecek polisaj sistemleri tespit edildiğinden dolayı hipotezimiz kabul edilmiştir.

Bu çalışmanın bir sınırlaması, her sistem için önerilen tüm polisaj setlerini test etmek yerine seçilen sayıda set kullanılmış olmasıdır. Ayrıca 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.

Porselen örneklerin alt yapı ile desteklenmemiş olması bu çalışma için diğer bir sınırlamadır. Düz yüzeyler üzerinde yapılan bu çalışmanın sonuçlarından farklı olarak kuron formu taşıyan restorasyonlarda polisaj materyallerinin ulaşımının zor olduğu pit, fissür ve diğer anatomik alanların bulunmasından dolayı daha farklı sonuçların da elde edilebileceği düşünülmektedir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Farklı yüzey parlatma işlemlerinin farklı dental seramiklerin yüzey sertliği ve pürüzlülüğüne etkisini incelediğimiz bu çalışmanın sınırları dahilinde bulgular değerlendirildiğinde şu sonuçları ifade edebiliriz:

1. Seramik materyallerin yüzey pürüzlülüğü üzerinde parlatma işlemlerinin etkili olduğu tespit edilmiştir.
2. İncelenen dental seramik sistemleri içinde, uygulanan bütün yüzey parlatma işlemleri sonucunda Lava Plus monolitik zirkonya grubu en düşük yüzey pürüzlülüğü gösterirken (Ra: 0.17 μm); bunu IPS e.max Ceram (Ra: 0.21 μm) ve Vita VM9 (Ra: 0.45 μm) feldspatik porselenleri takip etmiştir.
3. Porselenin ağız içinde uyumlanması sonrası glaze tabakası uzaklaştırıldığında, yüzey pürüzlülüğünü azaltmak için yeniden glaze uygulanmasının en doğru yöntem olduğu görülmüştür.
4. Polisaj sistemleri arasında Optrafine polisaj setinin, patı ile uygulandığında feldspatik porselenler, düşük ısı porselenleri ve monolitik zirkonya yüzeyinde glaze işlemi kadar etkili olduğu görülmüştür.
5. En düşük yüzey pürüzlülüğü glaze uygulanan Lava Plus seramiğinde (Ra: 0.08), en yüksek yüzey pürüzlülüğü ise Komet polisaj setiyle mekanik parlatma yapılan Vita VM9 porseleninde (Ra: 0.72 μm) elde edilmiştir.
6. Yüzey sertliği açısından yapılan değerlendirmede, seramik grupları arasında istatistiksel olarak önemli farklar bulunmuştur. Fakat yüzey sertliğinin genel değerlendirmesinde seramik sistemler ile yüzey işlemleri arasında bir etkileşim tespit edilmemiştir.
7. İncelenen dental seramik sistemleri içinde, uygulanan tüm yüzey parlatma işlemleri sonucunda Lava Plus monolitik zirkonya grubu en yüksek yüzey

sertliği gösterirken (VHN:1418.36) bunu Vita VM9 (VHN: 502.61) ve IPS e.max Ceram (VHN: 492.82) feldpatik porselenleri takip etmiştir.

8. En düşük yüzey sertliği Shofu polisaj setiyle mekanik parlatma yapılan Vita VM9 porseleninde (VHN: 467.25), en yüksek yüzey sertliği ise aynı kitin kullanıldığı Lava Plus seramiğinde (VHN: 1460,78) bulunmuştur.
9. Her gruptan alınan SEM görüntüleri incelendiğinde; bütün seramik sistemlerin mekanik parlatma uygulanan gruplarında, geniş kraterler, çentikler ve yaygın düzensiz alanlar gözlenmiştir. Optrafine grubunda ise düzensiz alanların nispeten azaldığı, kenar çıkıntılarının yuvarlaklaştığı görülmektedir. Shofu ve Meisinger uygulanan gruplarının SEM görüntüleri incelendiğinde ise yüzeylerin nispeten birbirine benzer olduğu ve Komet grubuna göre yüzeyde oldukça düzgün alanlar gösterdiği tespit edilmiştir.
10. AFM incelemeleri sonucunda; tüm örneklerde glaze yapılan gruplarda, glaze parlatıcısı nedeniyle, diğer gruplardaki örneklere göre yüzey daha pürüzsüzdür. Mekanik parlatma işlemi sırasında, yüzeyin mekanik olarak aşındırılması, bunun el kontrolünde yapılması, yapısal olarak seramik dirençli olduğundan aşındırmanın yüzeyde dengesizce gerçekleşmesi ve yetersiz parlatma nedenleriyle bozulmuş bir görünüm ortaya çıkmıştır. Uygulanan bütün yüzey parlatma işlemleri sonucunda en pürüzsüz yüzeylere ise Lava Plus seramiklerinde rastlanmıştır.
11. Seramik materyallerinin içerikleri ve materyal özellikleri dikkate alınarak en uygun polisaj yöntemi seçilmelidir.

Çalışmamızın sonuçları; restoratif amaçlı seçilen seramik materyale ağız içinde uygulanan bitirme işlemleri sonucunda materyalin türüne en uygun mekanik parlatma yöntemi seçildiğinde glaze işlemi kadar pürüzsüz yüzeyler elde edilebileceği hakkında bilgi vermektedir. Ayrıca mekanik parlatma işlemlerinin seramik materyal yüzeyinin mikro sertliğinde herhangi bir değişiklik oluşturmadan bu etkiye ulaştığı sonucuna varılmaktadır. Klinik açıdan başarılı bir restorasyonun yapılabilmesi amacıyla glaze işlemi kadar etkili yüzey düzgünlüğü sağlamak için, kullanılan seramik türüne uygun bir polisaj sistemi seçimi kritik önem taşımaktadır.

AFM, profilometre bulgularını destekleyici ve geliştirici bulgular ortaya çıkarmıştır. Bu nedenle, dental restorasyonlarda yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmede AFM cihazının kullanılmasının başarılı sonuçlar vereceği düşünülmektedir.

KAYNAKLAR

1. Ulusoy M, Aydın K. Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler, Ankara Üniversitesi Basımevi, Ankara. 2003.
2. Toksavul S, Turkun M, Toman M. Esthetic enhancement of ceramic crowns with zirconia dowels and cores: a clinical report. *J Prosthet Dent*, 2004, 92: 116-119.
3. Elshahawy W, Watanabe I, Koike M. Elemental ion release from four different fixed prosthodontic materials. *Dent Mater J*, 2009, 25: 976-981.
4. Tan PL, Dunne JT, Jr. An esthetic comparison of a metal ceramic crown and cast metal abutment with an all-ceramic crown and zirconia abutment: a clinical report. *J Prosthet Dent*, 2004, 91: 215-218.
5. Raigrodski AJ, Chiche GJ. The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent*, 2001, 86: 520-525.
6. Denry IL, Holloway JA, Rosenstiel SF. Effect of ion exchange on the microstructure, strength, and thermal expansion behavior of a leucite-reinforced porcelain. *J Dent Res*, 1998, 77: 583-588.
7. Mackert JR, Jr., Twiggs SW, Russell CM, Williams AL. Evidence of a critical leucite particle size for microcracking in dental porcelains. *J Dent Res*, 2001, 80: 1574-1579.
8. Isgro G, Pallav P, van der Zel JM, Feilzer AJ. The influence of the veneering porcelain and different surface treatments on the biaxial flexural strength of a heat-pressed ceramic. *J Prosthet Dent*, 2003, 90: 465-473.
9. Prasad S, Monaco EA, Jr., Kim H, Davis EL, Brewer JD. Comparison of porcelain surface and flexural strength obtained by microwave and conventional oven glazing. *J Prosthet Dent*, 2009, 101: 20-28.

10. Bollen 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. *Dent Mater J*, 1997, 13: 258-269.
11. Kawai K, Urano M, Ebisu S. Effect of surface roughness of porcelain on adhesion of bacteria and their synthesizing glucans. *J Prosthet Dent*, 2000, 83: 664-667.
12. 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.
13. 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.
14. Pereira SM, Kantorski KZ, Brentel AS, Valandro LF, Bottino MA. SEM analysis of the in situ early bacterial colonization on two novel feldspathic ceramics submitted to different types of glazing. *J Contemp Dent Pract*, 2008, 9: 49-56.
15. Goldstein GR, Barnhard BR, Penugonda B. Profilometer, SEM, and visual assessment of porcelain polishing methods. *J Prosthet Dent*, 1991, 65: 627-634.
16. Jefferies SR. The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. *Dent Clin North Am*, 1998, 42: 613-627.
17. Patterson CJ, McLundie AC, Stirrups DR, Taylor WG. Efficacy of a porcelain refinishing system in restoring surface finish after grinding with fine and extra-fine diamond burs. *J Prosthet Dent*, 1992, 68: 402-406.
18. Ancowitz S, Torres T, Rostami H. Texturing and polishing. The final attempt at value control. *Dent Clin North Am*, 1998, 42: 607-612.
19. Jones DW. Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dent Clin North Am*, 1985, 29: 621-644.

20. McLean JW. The Science and Art of Dental Ceramics, *The Nature of Dental Ceramics and their Clinical Use*. Chicago, Quintessence Int. 1: 23-28.
21. Uludag B, Usumez A, Sahin V, Eser K, Ercoban E. The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of ceramic systems: an in vitro study. *J Prosthet Dent*, 2007, 97: 25-31.
22. Akın E. Diş Hekimliğinde Porselen. Baskı. İstanbul, İstanbul Üniversitesi Basımevi ve Film Merkezi. 1983: 1-26.
23. Anusavice K. Phillips' Science of Dental Materials 11 Baskı. St. Louis, Saunders. 2003: 655-719.
24. Van Dijken JW. All-ceramic restorations: classification and clinical evaluations. *Compend Contin Educ Dent*, 1999, 20: 1115-1124.
25. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part II: Zirconia veneering ceramics. *Dent Mater J*, 2006, 22: 857-863.
26. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent*, 1996, 75: 18-32.
27. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent*, 2001, 85: 61-66.
28. McLean JW, Hughes TH. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br Dent J*, 1965, 119: 251-267.
29. O'Brien WJ. Dental Materials and their Selection. 3rd ed. Chicago, Quintessence Int. 2002.
30. Craig R, Powers J. *Restorative Properties in Restorative Dental Materials*. New York: Mosby Publication. 2002:551-592.

31. Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. *J Prosthet Dent*, 1992, 67: 859-865.
32. Yoshinari M, Derand T. Fracture strength of all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*, 1994, 7: 329-338.
33. El-Mowafy O, Brochu JF. Longevity and clinical performance of IPS-Empress ceramic restorations--a literature review. *J Can Dent Assoc*, 2002, 68: 233-237.
34. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *J Prosthet Dent*, 2003, 89: 374-380.
35. Documentation: hicIS. IPS e.max Press, Ivoclar Vivadent Scientific Service. 2007.
36. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent*, 2007, 98: 389-404.
37. McLean JW. The Science and Art of Dental Ceramics. Volume II: *Bridge Design and Laboratory Procedures in Dental Ceramics*. Chicago, Quintessence Int. 1979. p. 25,28,31-37,189,241.
38. Yavuzyılmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. *Tam porselen sistemleri I*. GÜ Dişhek Fak Derg. 22(1): 41-48. 2005.
39. Akın E. *Diş Hekimliğinde Porselen*. (3. Baskı) İ. Ü. Basımevi, İstanbul. 1999.
40. Naylor W. *Introduction to Metal Ceramic Technology*, Chicago, Quintessence Publishing Co., Inc., Illinois. 1992, s. 9-10.
41. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy A, Aksu L. *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi*, A.Ü. Basımevi, Ankara. 1993.

42. Zan T. Çeşitli Yüzey Şartlandırma İşlemlerinin Konvansiyonel Dental Porselenlerin Eğilme Dayanıklılığı Üzerine Etkisi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi, Ankara: Gazi Üniversitesi. 1999.
43. Touati B, Miara P, Nathanson D. *Esthetic Dentistry and Ceramic Restorations*. London, Martin Dunitz Ltd. 1999, p. 25-28.
44. Yavuzylmaz H. *Metal Destekli Estetik Kuronlar*. Ankara, Gazi Üniversitesi İletişim Fakültesi Basımevi. 1996. p. 49-52, 192-196.
45. Yılmaz B. Beş Farklı Yöntemle Hazırlanan Zirkonyum Alt Yapılı Kuronların Marjnal Uyum ve Kırılma Dirençlerinin İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi. *J Dent Fac Atatürk Uni* 2008;9:24-29.
46. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc*, 1997, 128: 297-307.
47. Asai T, Kazama R, Fukushima M, Okiji T. Effect of overglazed and polished surface finishes on the compressive fracture strength of machinable ceramic materials. *Dent Mater J*, 2010, 29: 661-667.
48. Dalkiz M, Sipahi C, Beydemir B. Effects of six surface treatment methods on the surface roughness of a low-fusing and an ultra low-fusing feldspathic ceramic material. *J Prosthodont*, 2009, 18: 217-222.
49. Lohbauer U, Muller FA, Petschelt A. Influence of surface roughness on mechanical strength of resin composite versus glass ceramic materials. *Dent Mater J*, 2008, 24: 250-256.
50. Nakamura Y, Sato H, Ohtsuka M, Hojo S. Polishing of dental porcelain by polycrystalline diamond. *Biomed Mater Eng*, 2010, 20: 283-293.

51. 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.
52. Denry I, Holloway J. Ceramics for dental applications: a review. *Materials*. 2010, 3: 351-368.
53. Sakaguchi R, Powers J. *Craig's Restorative Dental Materials*. 13th ed. Philadelphia, Mosby. 2012.
54. Crispin B. Contemporary Esthetic Dentistry : Practice Fundamentals. Chapter 6: *Esthetic ceramic restorative materials and techniques*, Tokyo, Quintessence Pub Co, Inc. 1994.
55. Kurbad A, Reichel K. Multicolored ceramic blocks as an esthetic solution for anterior restorations. *Int J Comput Dent*, 2006, 9: 69-82.
56. Alison J, Piddock V, Qualtrough P. *Recent advances in ceramic materials and systems for dental restorations*,. 1999 *Dent Update*, 26:65-72.
57. Dong JK, Luthy H, Wohlwend A, Scharer P. Heat-pressed ceramics: technology and strength. *Int J Prosthodont*, 1992, 5: 9-16.
58. Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *J Dent*, 2000, 28: 529-535.
59. Wassell RW, Walls AW, Steele JG. Crowns and extra-coronal restorations: materials selection. *Br Dent J*, 2002, 192: 199-202, 205-111.
60. Zaimoğlu A, Can G. *Porselen-metal kronlar*. Zaimoğlu A, Can G. Editörler, Sabit protezler'de, 1. Baskı, Ankara; Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları. 2004a;111-133.
61. Attia A, Kern M. Influence of cyclic loading and luting agents on the fracture load of two all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent*, 2004, 92: 551-556.

62. Van Noort R. Introduction to Dental Materials. *Chapter 3. 4: Dental Ceramics*, 2nd ed. Mosby Yearbook St Louis. 2002.
63. Kedici S. *Tam Seramikler*, TDBD,71: 78-80. 2002.
64. Ural Ç. Beş Farklı Seramik Restorasyon Yapım Yönteminde Marjinal Uyumların In Vitro Olarak Değerlendirilmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi, Samsun: Ondokuz Mayıs Üniversitesi. 2006.
65. Holand W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. *J Biomed Mater Res*, 2000, 53: 297-303.
66. AG. IV. The Compatible All-Ceramic System, Dental Technician and Instructor, Schaan, Liechtenstein,. 2005.
67. Stappert CF, Att W, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of different partial-coverage ceramic molar restorations: An in vitro investigation. *J Am Dent Assoc*, 2006, 137: 514-522.
68. Chai J, Takahashi Y, Sulaiman F, Chong K, Lautenschlager EP. Probability of fracture of all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*, 2000, 13: 420-424.
69. Rosenstiel S, Land M, J. F. Contemporary Fixed Prosthodontics. 3rd ed. St. Louis, Mosby, Inc. 2001.
70. Giordano RA, 2nd, Pelletier L, Campbell S, Pober R. Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic, and feldspathic porcelain. *J Prosthet Dent*, 1995, 73: 411-418.
71. VITA In-Ceram Alümina All Ceramic System Direction for Use Brochure. 2007 (pp 3-4).

72. Sundh A, Sjogren G. A comparison of fracture strength of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *J Oral Rehabil*, 2004, 31: 682-688.
73. 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.
74. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *J Prosthet Dent*, 2002, 88: 10-15.
75. Blatz MB. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. *Quintessence Int*, 2002, 33: 415-426.
76. Odman P, Andersson B. Procera AllCeram crowns followed for 5 to 10.5 years: a prospective clinical study. *Int J Prosthodont*, 2001, 14: 504-509.
77. Ottl P, Piwowarczyk A, Lauer HC, Hegenbarth EA. The Procera AllCeram system. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 2000, 20: 151-161.
78. Wagner WC, Chu TM. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *J Prosthet Dent*, 1996, 76: 140-144.
79. Van der Zel JM, Vlaar S, De Ruitter WJ, Davidson C. The CICERO system for CAD/CAM fabrication of full-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, 2001, 85: 261-267.
80. Denissen H, Dozic A, van der Zel J, van Waas M. Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered CICERO, CEREC, and Procera onlays. *J Prosthet Dent*, 2000, 84: 506-513.
81. Mormann WH, Bindl A. The new creativity in ceramic restorations: dental CAD-CIM. *Quintessence Int*, 1996, 27: 821-828.

82. Mormann W, Brandestini M, Ferru A, Lutz F, Krejci I. [Marginal adaptation of adhesive porcelain inlays in vitro]. *Schweiz Monatschr Zahnmed (1984)*, 1985, 95: 1118-1129.
83. Mormann WH, Bindl A. All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dent Clin North Am*, 2002, 46: 405-426.
84. Giray Z, Özkurt Z, Kazazoğlu E. Zirkonyumun yapısı ve zirkonya alt yapıların üretim teknikleri. 2007, 3: 34-38.
85. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent Clin North Am*, 2004, 48: 531-544.
86. Besimo CE, Spielmann HP, Rohner HP. Computer-assisted generation of all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *Int J Comput Dent*, 2001, 4: 243-262.
87. Van Meerbeek B, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G. The clinical performance of adhesives. *J Dent*, 1998, 26: 1-20.
88. Ersu B, Yüzügüllü B, Canay Ş. Sabit restorasyonlarda CAD/CAM uygulamaları *Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2007, 2: 58-72.
89. Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P. Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *Eur J Oral Sci*, 2005, 113: 174-179.
90. Batson ER, Cooper LF, Duqum I, Mendonca G. Clinical outcomes of three different crown systems with CAD/CAM technology. *J Prosthet Dent*, 2014, 112: 770-777.
91. Zhang Y, Lee JJ, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dent Mater J*, 2013, 29: 1201-1208.
92. Berthelsen CL, Stilley KR. Automated personal health inventory for dentistry: a pilot study. *J Am Dent Assoc*, 2000, 131: 59-66.

93. Triwatana P, Nagaviroj N, Tulapornchai C. Clinical performance and failures of zirconia-based fixed partial dentures: a review literature. *J Adv Prosthodont*, 2012, 4: 76-83.
94. Marchack BW, Sato S, Marchack CB, White SN. Complete and partial contour zirconia designs for crowns and fixed dental prostheses: a clinical report. *J Prosthet Dent*, 2011, 106: 145-152.
95. Bayındır F, Ulu H. Monolitik Zirkonyum Restorasyonlar J Dent Fac Atatürk Uni 2016; 15:67-72.
96. Sripecthdanond J, Leevailoj C. Wear of human enamel opposing monolithic zirconia, glass ceramic, and composite resin: an in vitro study. *J Prosthet Dent*, 2014, 112: 1141-1150.
97. Paravina RD, Powers JM. *Esthetic Color Training in Dentistry*, First ed., Elsevier-Mosby, China. 2004.
98. Turkun LS, Turkun M. The effect of one-step polishing system on the surface roughness of three esthetic resin composite materials. *Oper Dent*, 2004, 29: 203-211.
99. Borges AB, Marsilio AL, Pagani C, Rodrigues JR. Surface roughness of packable composite resins polished with various systems. *J Esthet Restor Dent*, 2004, 16: 42-47; discussion 48.
100. Drummond JL, Jung H, Savers EE, Novickas D, Toepke TR. Surface roughness of polished amalgams. *Oper Dent*, 1992, 17: 129-134.
101. Chu FC, Frankel N, Smales RJ. Surface roughness and flexural strength of self-glazed, polished, and reglazed In-Ceram/Vitadur Alpha porcelain laminates. *Int J Prosthodont*, 2000, 13: 66-71.

102. Tholt de Vasconcellos B, Miranda-Junior WG, Prioli R, Thompson J, Oda M. Surface roughness in ceramics with different finishing techniques using atomic force microscope and profilometer. *Oper Dent*, 2006, 31: 442-449.
103. Martinez-Gomis J, Bizar J, Anglada JM, Samsó J, Peraire M. Comparative evaluation of four finishing systems on one ceramic surface. *Int J Prosthodont*, 2003, 16: 74-77.
104. De ASMF, Davies RM, Stewart B, DeVizio W, Tonholo J, da Silva Junior JG, Pretty IA. Effect of whitening gels on the surface roughness of restorative materials in situ. *Dent Mater J*, 2006, 22: 919-924.
105. Brewer JD, Garlapo DA, Chipps EA, Tedesco LA. Clinical discrimination between autoglazed and polished porcelain surfaces. *J Prosthet Dent*, 1990, 64: 631-634.
106. 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.
107. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Effect of sandblasting, grinding, polishing and glazing on the flexural strength of two pressable all-ceramic dental materials. *J Dent*, 2004, 32: 91-99.
108. McLean JW. High strength ceramics. *Quintessence Int.*, 1987 18: 97-106.
109. Fischer H, Marx R. Improvement of strength parameters of a leucite-reinforced glass ceramic by dual-ion exchange. *J Dent Res*, 2001, 80: 336-339.
110. Campbell SD, Kelly JR. Influence of surface preparation on the strength and surface microstructure of a cast dental ceramic. *Int J Prosthodont*, 1989, 2: 459-466.
111. Seghi RR, Sorensen JA. Relative flexural strength of six new ceramic materials. *Int J Prosthodont*, 1995, 8: 239-246.

112. Burke FJ. Maximising the fracture resistance of dentine-bonded all-ceramic crowns. *J Dent*, 1999, 27: 169-173.
113. Williamson RT, Kovarik RE, Mitchell RJ. Effects of grinding, polishing, and overglazing on the flexure strength of a high-leucite feldspathic porcelain. *Int J Prosthodont*, 1996, 9: 30-37.
114. Anusavice K. *Phillips' Science of Dental Materials*, Tenth ed., WB Saunders Company, Philadelphia. 1996.
115. Yap AU, Yap SH, Teo CK, Ng JJ. Comparison of surface finish of new aesthetic restorative materials. *Oper Dent*, 2004, 29: 100-104.
116. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vuylsteke-Wauters M, Vanherle G. The surface roughness of enamel-to-enamel contact areas compared with the intrinsic roughness of dental resin composites. *J Dent Res*, 1991, 70: 1299-1305.
117. Patterson CJ, McLundie AC, Stirrups DR, Taylor WG. Refinishing of porcelain by using a refinishing kit. *J Prosthet Dent*, 1991, 65: 383-388.
118. Jefferies SR. Abrasive finishing and polishing in restorative dentistry: a state-of-the-art review. *Dent Clin North Am*, 2007, 51: 379-397.
119. Jung M. Finishing and polishing of a hybrid composite and a heat-pressed glass ceramic. *Oper Dent*, 2002, 27: 175-183.
120. Schmidlin PR, Gohring TN. Finishing tooth-colored restorations in vitro: an index of surface alteration and finish-line destruction. *Oper Dent*, 2004, 29: 80-86.
121. Anusavice K, Antonson S. Finishing and polishing materials. In: Anusavice KJ, editor. *Phillips' science of dental materials*, 11th Ed., St. Louis; WB Saunders Company. 2003;351-380.
122. Craig R, Powers J, Wataha J. *Dental Materials; Properties and Manipulation*, Eighth ed., Mosby, China. 2004.

123. Ferracane J. *Materials in -dentistry principles and applications*, Lippincott Williams and Wilkins, London. 2001.
124. Yavuzyılmaz H, Ulusoy M, Kedici P, Kansu G. *Protetik Dis Tedavisi Terimleri Sözlüğü*. Ankara: Özyurt Matbaacılık Ltd. 2003.
125. 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.
126. Scurria MS, Powers JM. Surface roughness of two polished ceramic materials. *J Prosthet Dent*, 1994, 71: 174-177.
127. Barghi N. Color and glaze: effects of repeated firings. *J Prosthet Dent*, 1982, 47: 393-395.
128. Ecker GA, Moser JB, Wozniak WT, Brinsden GI. Effect of repeated firing on fluorescence of porcelain-fused-to-metal porcelains. *J Prosthet Dent*, 1985, 54: 207-214.
129. Öztaş D, Kaplan R, Atakol O, Önel M. *The effect of glaze thickness of the microstructure of low fusing dental porcelain*. Abstracts. 6th Congress of the Balkan Stomatological Society. 2001; 3-6 May.
130. Whitehead SA, Shearer AC, Watts DC, Wilson NH. Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. *J Oral Rehabil*, 1995, 22: 421-427.
131. Aydın A. Investigation of Fractal Dimension on Atomic Force Microscopic Images. A thesis of Department of Physics of the Middle East Technical University. 2001.
132. Demirel F, Yuksel G, Muhtarogullari M, Cekic C. Effect of topical fluorides and citric acid on heat-pressed all-ceramic material. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 2005, 25: 277-281.

133. Teixeira E, Thompson J, Piascik J, Thompson J. In vitro toothbrush-dentifrice abrasion of two restorative composites. *J. Esthet. Restor. Dent.*, 2005;17: 172–82.
134. Mironov V. Fundamentals of Scanning Probe Microscopy. The Russian Academy of Sciences Institute of Physics of Microstructures, Nizhniy Novgorod. 2004.
135. Cengiz T, Mısırlıgil A, Aydın M. Tıp ve diş hekimliğinde genel ve özel mikrobiyoloji. Ankara; Güneş Kitabevi Ltd. Şti. 2004.
136. 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. *J Mater Sci Mater Med*, 2007, 18: 155-163.
137. Donald AM. The use of environmental scanning electron microscopy for imaging wet and insulating materials. *Nat Mater*, 2003, 2: 511-516.
138. Zaimoğlu L. Görünür ışınla polimerize olan bir kompozit reçinede yüzey sertliğinin tesbiti. *AÜ Dişhek Fak Derg.* 1985; 12: 427-437.
139. Ulusoy N, Gökay O, Kasar B, Müjdecı A. Çeşitli restoratif materyallerin değişik sertleşme ve polimerizasyon şartlarındaki yüzey sertlik değerlerinin zamana bağlı olarak karşılaştırılması. *AÜ Dişhek Fak Derg.* 1998; 25: 221-228.
140. Seymen F, Gülhan A. Arka grup dişlerde kullanılan çeşitli dolgu materyallerinin yüzey sertliklerinin incelenmesi. *İÜ Diş Hek Fak Derg.* 1998; 30: 145-152.
141. Bayne S, Y. T, Taylor D. Dental Materials. In: Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ, editors. Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry. Fourth Edition ed. Missouri: Mosby Inc;. 2002: p 134-233.
142. Türkün L, Gökay N. Poliasit modifiye kompozit rezin materyallerin aşınma ve sertlik özelliklerinin hibrit bir kompozitle karşılaştırılması. *E Ü Diş Hek Fak Derg.* 2002; 23: 137-143.

143. Dietschi D, Marret N, Krejci I. Comparative efficiency of plasma and halogen light sources on composite micro-hardness in different curing conditions. *Dent Mater J*, 2003, 19: 493-500.
144. Meyers C. *Mechanical Behavior of Materials*: Prentice Hall Inc. 1999.
145. http://vident.com/files/2008/12/VM9-Working-Instructions_rev08091.pdf, 2011a.
146. Oh WS, Shen C, Alegre B, Anusavice KJ. Wetting characteristic of ceramic to water and adhesive resin. *J Prosthet Dent*, 2002, 88: 616-621.
147. 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. *Dent Mater J*, 1999, 15: 426-433.
148. 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.
149. Sarikaya I, Guler AU. Effects of different polishing techniques on the surface roughness of dental porcelains. *J Appl Oral Sci*, 2010, 18: 10-16.
150. Boaventura JM, Nishida R, Elossais AA, Lima DM, Reis JM, Campos EA, de Andrade MF. Effect finishing and polishing procedures on the surface roughness of IPS Empress 2 ceramic. *Acta Odontol Scand*, 2013, 71: 438-443.
151. Camacho GB, Vinha D, Panzeri H, Nonaka T, Goncalves M. Surface roughness of a dental ceramic after polishing with different vehicles and diamond pastes. *Braz Dent J*, 2006, 17: 191-194.
152. Fuzzi M, Zaccheroni Z, Vallania G. Scanning electron microscopy and profilometer evaluation of glazed and polished dental porcelain. *Int J Prosthodont*, 1996, 9: 452-458.

153. Ward MT, Tate WH, Powers JM. Surface roughness of opalescent porcelains after polishing. *Oper Dent*, 1995, 20: 106-110.
154. ASTM. C1327-08 Standar test method for Vickers indentation hardness of advanced ceramics. ASTM International; 2009.
155. Leinfelder KF. Porcelain esthetics for the 21st century. *J Am Dent Assoc*, 2000, 131 Suppl: 47S-51S.
156. Holand W, Rheinberger V, Schweiger M. Control of nucleation in glass ceramics. *Phil Trans R Soc Lond A*, 2003, 361, 575-589.
157. Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Donovan TE, Ritter AV, Vallittu PK, Narhi TO, Lassila LV. Optical properties and light irradiance of monolithic zirconia at variable thicknesses. *Dent Mater J*, 2015, 31: 1180-1187.
158. Elsaka SE, Elnaghy AM. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dent Mater J*, 2016, 32: 908-914.
159. Şanal F. Mikrodalga ile Yapılan Glaze İşleminin Farklı Üstyapı Porselenlerinin Yüzey Özelliklerine ve Renk Stabilitesine Etkisinin İncelenmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi, Samsun: On Dokuz Mayıs Üniversitesi, 2011.
160. Heintze SD, Forjanic M, Ohmiti K, Rousson V. Surface deterioration of dental materials after simulated toothbrushing in relation to brushing time and load. *Dent Mater J*, 2010, 26: 306-319.
161. 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.

162. Magne P, Oh WS, Pintado MR, DeLong R. Wear of enamel and veneering ceramics after laboratory and chairside finishing procedures. *J Prosthet Dent*, 1999, 82: 669-679.
163. Baharav H, Laufer BZ, Pilo R, Cardash HS. Effect of glaze thickness on the fracture toughness and hardness of alumina-reinforced porcelain. *J Prosthet Dent*, 1999, 81: 515-519.
164. Brackett SE, Leary JM, Turner KA, Jordan RD. An evaluation of porcelain strength and the effect of surface treatment. *J Prosthet Dent*, 1989, 61: 446-451.
165. Chen HY, Hickel R, Setcos JC, Kunzelmann KH. Effects of surface finish and fatigue testing on the fracture strength of CAD-CAM and pressed-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, 1999, 82: 468-475.
166. Seghi RR, Daher T, Caputo A. Relative flexural strength of dental restorative ceramics. *Dent Mater J*, 1990, 6: 181-184.
167. Holloway JA, Denry IL, Rosenstiel SF. Surface layer characterization after dual ion exchange of a leucite-reinforced dental porcelain. *Int J Prosthodont*, 1997, 10: 136-141.
168. Yuzugullu B, Celik C, Erkut S, Ozcelik TB. The effects of extraoral porcelain polishing sequences on surface roughness and color of feldspathic porcelain. *Int J Prosthodont*, 2009, 22: 472-475.
169. Sasahara RM, Ribeiro Fda C, Cesar PF, Yoshimura HN. Influence of the finishing technique on surface roughness of dental porcelains with different microstructures. *Oper Dent*, 2006, 31: 577-583.
170. Newitter DA, Schlissel ER, Wolff MS. An evaluation of adjustment and postadjustment finishing techniques on the surface of porcelain-bonded-to-metal crowns. *J Prosthet Dent*, 1982, 48: 388-395.

171. Amer R, Kurklu D, Kateeb E, Seghi RR. Three-body wear potential of dental yttrium-stabilized zirconia ceramic after grinding, polishing, and glazing treatments. *J Prosthet Dent*, 2014, 112: 1151-1155.
172. Artopoulou, II, Powers JM, Chambers MS. In vitro staining effects of stannous fluoride and sodium fluoride on ceramic material. *J Prosthet Dent*, 2010, 103: 163-169.
173. Chun EP, Anami LC, Bonfante EA, Bottino MA. Microstructural analysis and reliability of monolithic zirconia after simulated adjustment protocols. *Dent Mater J*, 2017, 33: 934-943.
174. Flury S, Lussi A, Zimmerli B. Performance of different polishing techniques for direct CAD/CAM ceramic restorations. *Oper Dent*, 2010, 35: 470-481.
175. Hulterstrom AK, Bergman M. Polishing systems for dental ceramics. *Acta Odontol Scand*, 1993, 51: 229-234.
176. Janyavula S, Lawson N, Cakir D, Beck P, Ramp LC, Burgess JO. The wear of polished and glazed zirconia against enamel. *J Prosthet Dent*, 2013, 109: 22-29.
177. Klausner LH, Cartwright CB, Charbeneau GT. Polished versus autoglazed porcelain surfaces. *J Prosthet Dent*, 1982, 47: 157-162.
178. Aykent F, İnan Ö, Üşümez A, Sevimay M. Farklı polisaj yöntemleri uygulanan seramiklerde yüzey pürüzlülüğünün incelenmesi, G Ü Diş Hek Fak Derg,18, 63-67. 2001.
179. Uctasli S, Ergun G, Korkmaz T, Güllü A. Geleneksel ve düşük ısı porselenlerinin, glaze veya cilalama işlemlerinden sonra yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesi, A Ü Diş Hek Fak Derg, 29, 73-80. 2002.

180. 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 2010,224(10)1185-1194.
181. Curtis AR, Wright AJ, Fleming GJ. The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. *J Dent*, 2006, 34: 195-206.
182. Raimondo RL, Jr., Richardson JT, Wiedner B. Polished versus autoglazed dental porcelain. *J Prosthet Dent*, 1990, 64: 553-557.
183. Jagger DC, Harrison A. An in vitro investigation into the wear effects of unglazed, glazed, and polished porcelain on human enamel. *J Prosthet Dent*, 1994, 72: 320-323.
184. Bartolo D, Cassar G, Al-Haj Husain N, Ozcan M, Camilleri J. Effect of polishing procedures and hydrothermal aging on wear characteristics and phase transformation of zirconium dioxide. *J Prosthet Dent*, 2017, 117: 545-551.
185. Goo CL, Yap A, Tan K, Fawzy AS. Effect of Polishing Systems on Surface Roughness and Topography of Monolithic Zirconia. *Oper Dent*, 2016, 41: 417-423.
186. Khayat W, Chebib N, Finkelman M, Khayat S, Ali A. Effect of grinding and polishing on roughness and strength of zirconia. *J Prosthet Dent*, 2017.
187. 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.

188. 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.
189. Al-Wahadni A, Martin DM. Glazing and finishing dental porcelain: a literature review. *J Can Dent Assoc*, 1998, 64: 580-583.
190. Anusavice K, Shen C, Rawls H. Phillip's Science of Dental Materials. 12th edition Saunders, St Louis, MO, USA. 2012.
191. Barghi N, Alexander L, Draugh RA. When to glaze--an electron microscope study. *J Prosthet Dent*, 1976, 35: 648-653.
192. Kim HK, Kim SH, Lee JB, Ha SR. Effects of surface treatments on the translucency, opalescence, and surface texture of dental monolithic zirconia ceramics. *J Prosthet Dent*, 2016, 115: 773-779.
193. Al-Wahadni AM, Martin DM. An in vitro investigation into the wear effects of glazed, unglazed and refinished dental porcelain on an opposing material. *J Oral Rehabil*, 1999, 26: 538-546.
194. Sarac D, Turk T, Elekdag-Turk S, Sarac YS. Comparison of 3 polishing techniques for 2 all-ceramic materials. *Int J Prosthodont*, 2007, 20: 465-468.
195. Shearer AC, Kusy RP, Whitley JQ, Heymann HO, Wilson NH. Finishing of MGC Dicor material. *Int J Prosthodont*, 1994, 7: 167-173.
196. Kursoglu P, Karagoz Motro PF, Kazazoglu E. Correlation of surface texture with the stainability of ceramics. *J Prosthet Dent*, 2014, 112: 306-313.
197. Akar GC, Pekkan G, Cal E, Eskitascioglu G, Ozcan M. Effects of surface-finishing protocols on the roughness, color change, and translucency of different ceramic systems. *J Prosthet Dent*, 2014, 112: 314-321.

198. Al-Haj Husain N, Ozcan M. A Study on Topographical Properties and Surface Wettability of Monolithic Zirconia after Use of Diverse Polishing Instruments with Different Surface Coatings. *J Prosthodont*, 2016.
199. Silva TM, Salvia AC, Carvalho RF, Silva EG, Pagani C. Effects of Different Polishing Protocols on Lithium Disilicate Ceramics. *Braz Dent J*, 2015, 26: 478-483.
200. 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. *J Prosthet Dent*, 2015, 113: 616-622.
201. Ruschel VC, Maia HP, Lopes GC. Influence of external and internal surface roughness modifications on ceramic flexural strength. *J Prosthet Dent*, 2014, 112: 903-908.
202. Alhanouf AA, El-Hejazi A. Comparison of surface roughness of ceramics after polishing with different intraoral polishing systems using profilometer and SEM. *Journal of Dental Health, Oral Disorders & Therapy* 2015; 2(3): 50-61.
203. Carrabba M, Vichi A, Vultaggio G, Pallari S, Paravina R, Ferrari M. Effect of Finishing and Polishing on the Surface Roughness and Gloss of Feldspathic Ceramic for Chairside CAD/CAM Systems. *Oper Dent*, 2017, 42: 175-184.
204. Pradies G, Godoy-Ruiz L, Ozcan M, Moreno-Hay I, Martinez-Rus F. Analysis of Surface Roughness, Fracture Toughness, and Weibull Characteristics of Different Framework-Veneer Dental Ceramic Assemblies after Grinding, Polishing, and Glazing. *J Prosthodont*, 2017.
205. 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.

206. Bai Y, Zhao J, Si W, Wang X. Two-body wear performance of dental colored zirconia after different surface treatments. *J Prosthet Dent*, 2016, 116: 584-590.
207. 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 J*, 2010, 26: 416-425.
208. 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.
209. 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.
210. Ersu B, Yuzugullu B, Ruya Yazici A, Canay S. Surface roughness and bond strengths of glass-infiltrated alumina-ceramics prepared using various surface treatments. *J Dent*, 2009, 37: 848-856.
211. Endo T, Finger WJ, Kanehira M, Utterodt A, Komatsu M. Surface texture and roughness of polished nanofill and nanohybrid resin composites. *Dent Mater J*, 2010, 29: 213-223.
212. Wan Bakar W, McIntyre J. Susceptibility of selected tooth-coloured dental materials to damage by common erosive acids. *Aust Dent J*, 2008, 53: 226-234.
213. Eliades T, Gioka C, Eliades G, Makou M. Enamel surface roughness following debonding using two resin grinding methods. *Eur J Orthod*, 2004, 26: 333-338.
214. Al-Shammery HA, Bubb NL, Youngson CC, Fasbinder DJ, Wood DJ. The use of confocal microscopy to assess surface roughness of two milled CAD-CAM ceramics following two polishing techniques. *Dent Mater J*, 2007, 23: 736-741.

215. Reddy ES, Patil NP, Guttal SS, Jagadish HG. Effect of different finishing and polishing agents on the surface roughness of cast pure titanium. *J Prosthodont*, 2007, 16: 263-268.
216. Heintze SD, Forjanic M, Rousson V. Surface roughness and gloss of dental materials as a function of force and polishing time in vitro. *Dent Mater J*, 2006, 22: 146-165.
217. Griggs JA, Kishen A, Le KN. Mechanism of strength increase for a hydrothermal porcelain. *Dent Mater J*, 2003, 19: 625-631.
218. Oilo M, Gjerdet NR, Tvinnereim HM. The firing procedure influences properties of a zirconia core ceramic. *Dent Mater J*, 2008, 24: 471-475.
219. Yin L. Property-process relations in simulated clinical abrasive adjusting of dental ceramics. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2012, 16: 55-65.
220. Turp V, Sen D, Tuncelli B, Goller G, Ozcan M. Evaluation of air-particle abrasion of Y-TZP with different particles using microstructural analysis. *Aust Dent J*, 2013, 58: 183-191.
221. 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. *J Prosthet Dent*, 2014, 112: 1385-1391.
222. Lima JM, Souza AC, Anami LC, Bottino MA, Melo RM, Souza RO. Effects of thickness, processing technique, and cooling rate protocol on the flexural strength of a bilayer ceramic system. *Dent Mater J*, 2013, 29: 1063-1072.
223. Jones CS, Billington RW, Pearson GJ. The in vivo perception of roughness of restorations. *Br Dent J*, 2004, 196: 42-45; discussion 31.

224. Sasaki RT, Arcanjo AJ, Florio FM, Basting RT. Micromorphology and microhardness of enamel after treatment with home-use bleaching agents containing 10% carbamide peroxide and 7.5% hydrogen peroxide. *J Appl Oral Sci*, 2009, 17: 611-616.
225. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater J*, 2008, 24: 299-307.
226. Pittayachawan P, McDonald A, Petrie A, Knowles JC. The biaxial flexural strength and fatigue property of Lava Y-TZP dental ceramic. *Dent Mater J*, 2007, 23: 1018-1029.
227. Hjerpe J, Vallittu PK, Froberg K, Lassila LV. Effect of sintering time on biaxial strength of zirconium dioxide. *Dent Mater J*, 2009, 25: 166-171.
228. Basting RT, Rodrigues AL, Jr., Serra MC. The effects of seven carbamide peroxide bleaching agents on enamel microhardness over time. *J Am Dent Assoc*, 2003, 134: 1335-1342.
229. Fischer H, Marx R. Fracture toughness of dental ceramics: comparison of bending and indentation method. *Dent Mater J*, 2002, 18: 12-19.
230. Raigrodski AJ, Hillstead MB, Meng GK, Chung KH. Survival and complications of zirconia-based fixed dental prostheses: a systematic review. *J Prosthet Dent*, 2012, 107: 170-177.
231. Pittayachawan P, McDonald A, Young A, Knowles JC. Flexural strength, fatigue life, and stress-induced phase transformation study of Y-TZP dental ceramic. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 2009, 88: 366-377.
232. Edwards MR, Jacobsen PH, Williams GJ. The three-point beam test for the evaluation of dental porcelain. *J Dent Res*, 1983, 62: 1086-1088.

233. 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 J*, 2004, 20: 449-456.
234. Elsaka SE. Optical and Mechanical Properties of Newly Developed Monolithic Multilayer Zirconia. *J Prosthodont*, 2017: 1-7.
235. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Celis JP, Vanherle G. A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. *Dent Mater J*, 1992, 8: 310-319.
236. Forss H, Seppa L, Lappalainen R. In vitro abrasion resistance and hardness of glass-ionomer cements. *Dent Mater J*, 1991, 7: 36-39.
237. Olivera AB, Marques MM. Esthetic restorative materials and opposing enamel wear. *Oper Dent*, 2008, 33: 332-337.
238. Oh WS, DeLong R, Anusavice KJ. Factors affecting enamel and ceramic wear: a literature review. *J Prosthet Dent*, 2002, 87: 451-459.
239. Hatanaka GR, Polli GS, Fais LMG, Reis J, Pinelli LAP. Zirconia changes after grinding and regeneration firing. *J Prosthet Dent*, 2017, 118: 61-68.
240. Ćorić D, Renjo MM, Ćurković L. Vickers indentation fracture toughness of Y-TZP dental ceramics. *Int J Refract Metals Hard Mater*, 2017, 64: 14-19.
241. Sinthuprasirt P, van Noort R, Moorehead R, Pollington S. Evaluation of a novel multiple phase veneering ceramic. *Dent Mater J*, 2015, 31: 443-452.
242. Kukiattrakoon B, Junpoom P, Hengtrakool C. Vicker's microhardness and energy dispersive x-ray analysis of fluorapatite-leucite and fluorapatite ceramics cyclically immersed in acidic agents. *J Oral Sci*, 2009, 51: 443-450.

243. Deger S, Sermet B, Comert Z, Bultan O. Effect of different surface treatments on the surface roughness and hardness of dental porcelain. *Key Engineering Materials*, 2004, 264-268: 2123-2130.



EKLER

EK-1. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler
<p>Adı Soyadı: Esra İNCESU Doğum Tarihi: 29.11.1990 Doğum Yeri: Ankara Medeni Hali: Bekâr Uyruğu: T.C. Adres: Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, 25240, ERZURUM Tel: 04422361751 Faks: 04422361751 E-mail: esraaincesu@gmail.com</p>
Eğitim
<p>Lise: Ümitköy Anadolu Lisesi (2008) Lisans: Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi (2008-2013) Uzmanlık : Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı (2015 – Devam Ediyor)</p>
Yabancı Dil Bilgisi
<p>İngilizce: İngilizce: 70 (ÜDS 2012 Sonbahar) 76,25 (YÖKDİL 2017) Almanca: Rusça:</p>
Üye Olunan Mesleki Kuruluşlar
İlgi Alanları ve Hobiler

EK-2. ETİK KURUL ONAY RAPORU



T.C
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI
ETİK KURULU

Oturum Tarihi: 25/ 10/ 2017
Oturum Sayısı: 13 2017

KARAR

SORUMLU ARAŞTIRMACI	Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU Arş. Gör. Dt. Esra İNCESU
Araştırmanın Açık Adı	<i>Farklı Yüzey Parlatma Sistemlerinin Çeşitli Yapılardaki Dental Seramiklerin Yüzey Sertliği ve Pürüzlülüğüne Etkisinin Değişik Metotlarla Değerlendirilmesi</i>
Karar No	78.
Alınan Karar	Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU'nun danışmanlığında Arş. Gör. Dt. Esra İNCESU'nun hazırladığı " <i>Farklı Yüzey Parlatma Sistemlerinin Çeşitli Yapılardaki Dental Seramiklerin Yüzey Sertliği ve Pürüzlülüğüne Etkisinin Değişik Metotlarla Değerlendirilmesi</i> " konulu Uzmanlık Tez çalışması 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 oybirliği ile karar verildi.

Prof. Dr. Taşkın GÜRBÜZ

Etik Kurul Başkanı

Prof. Dr. Ertunç DAYI

Prof. Dr. A. Berhan YILMAZ

Prof. Dr. Recep ORBAK

Prof. Dr. K. Meltem ÇOLAK