
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
Gazi
1926

MONOLİTİK CAD-CAM SERAMİKLERİNİN DİŞ FIRÇALAMA SİMÜLASYONU SONRASI OPTİK VE YÜZEY ÖZELLİKLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Esra KAYNAK ÖZTÜRK

UZMANLIK TEZİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

KASIM 2023

ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmasında;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmasında yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu,

bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Esra KAYNAK ÖZTÜRK

15/11/2023

MONOLİTİK CAD-CAM SERAMİKLERİNİN DİŞ FIRÇALAMA SİMÜLASYONU SONRASI OPTİK VE YÜZEY ÖZELLİKLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

(Uzmanlık Tezi)

Esra KAYNAK ÖZTÜRK

GAZİ ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

Kasım 2023

ÖZET

Bu çalışmanın amacı, monolitik CAD-CAM seramiklerinde diş fırçalama simülasyonu sonrası meydana gelen renk, parlaklık, yüzey pürüzlülüğü ve yüzey topoğrafisi değişimlerini değerlendirmektir. Çalışmada, monolitik zirkonya, lityum disilikat (prekristalize ve kristalize), zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat (prekristalize ve kristalize), hibrit seramik, lösit ile güçlendirilmiş seramik, feldspatik seramik ve hibrit nanoseramik olmak üzere dokuz farklı materyalden 1,5 mm kalınlığında örnekler hazırlandı (n=10). Mekanik polisaj sonrasında her bir seramik materyalinin renk parametreleri, parlaklık ve yüzey pürüzlülüğü değerleri ölçüldü. Sonrasında örnekler 10000 siklus (1 yıllık simülasyon) ve 50000 (5 yıllık simülasyon) siklus şeklinde iki aşamada fırçalama simülasyonuna tabi tutuldu. Fırçalama simülasyonu sonrasında CIEDE2000 formülü ile renk değişimi (ΔE_{00}) miktarları hesaplandı. Parlaklık ve yüzey pürüzlülüğü değerleri ölçüldü. Veriler istatistik olarak iki yönlü tekrarlı ölçümlü ANOVA ve Bonferroni çoklu karşılaştırma testi ile değerlendirildi. Monolitik zirkonya hariç diğer materyal ve fırçalama simülasyonu gruplarında, renk değişimi değerleri algılanabilirlik eşik değerinin (0,8) altında bulundu. Monolitik zirkonyada ise 10000 fırçalama siklusunda renk değişimi değeri 0,79; 50000 siklus sonrasında renk değişimi değeri 1,09 olarak belirlendi. Monolitik zirkonya hariç diğer materyal ve fırçalama simülasyonu gruplarında, yüzey parlaklığı değerlerinin genel olarak arttığı ancak anlamlı bir fark görülmediği tespit edildi (P>0,05). Monolitik zirkonyada fırçalama simülasyonu sonrası yüzey parlaklığı değerlerinin başlangıca göre anlamlı artış gösterdiği belirlendi (P<0,05). Monolitik zirkonya, prekristalize lityum disilikat, prekristalize ve kristalize zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik gruplarında ortalama yüzey pürüzlülüğü değerlerinin 10000 ve 50000 fırçalama siklusu sonrasında anlamlı olarak arttığı görüldü (P<0,05). 10000 siklus ve 50000 siklus diş fırçalama simülasyonu sonrası renk, parlaklık, yüzey pürüzlülüğü ve yüzey topoğrafisi değişimleri değerlendirildiğinde, fırçalama simülasyonunun materyallerin yüzey parlaklığı ve yüzey pürüzlülüğü üzerinde etkili olduğu bulundu. Deney gruplarına ait renk değişimi değerlendirildiğinde; sadece materyal faktörünün renk değişimi üzerinde etkili olduğu ve monolitik zirkonyada meydana gelen renk değişim değerinin klinik olarak gözle farkedebilir eşik değerin üzerine çıktığı belirlendi.

Bilim Kodu : 1050
Anahtar Kelimeler : CAD-CAM, Renk değişimi, Yüzey pürüzlülüğü
Sayfa Adedi : 104
Danışman : Prof. Dr. Merve BANKOĞLU GÜNGÖR

EVALUATION OF THE OPTICAL AND SURFACE PROPERTIES OF MONOLITHIC CAD-CAM CERAMICS AFTER TOOTH BRUSHING SIMULATION

(Speciality Thesis)

Esra KAYNAK ÖZTÜRK

GAZİ UNIVERSITY

FACULTY OF DENTISTRY

November 2023

ABSTRACT

The aim of this study is to evaluate the changes in color, gloss, surface roughness and surface topography of monolithic CAD-CAM ceramics after tooth brushing simulation. In the study, specimens were prepared in 1.5 mm thickness from nine different materials as monolithic zirconia, lithium disilicate (precrystallized and crystallized), zirconia reinforced lithium silicate (precrystallized and crystallized), hybrid ceramic, leucite reinforced ceramic, feldspathic ceramic and hybrid nanoceramic (n=10). After mechanical polishing, the color parameters, gloss and surface roughness values of each specimen were measured. Then, the specimens were subjected to tooth brushing simulation in two stages as 10000 cycles (1-year) and 50000 (5-year). After the brushing simulation, the color change (ΔE_{00}) values were calculated and the gloss and surface roughness values of the specimens were measured. Data were statistically analyzed with two-way repeated measures of ANOVA and Bonferroni multiple comparison tests. Except monolithic zirconia, the color change values were found to be below the perceptibility threshold (0.8) in the experimental groups. In monolithic zirconia, the color change value was 0.79 after 10000 brushing cycles. After 50000 cycles, the color change value was determined as 1.09. Except monolithic zirconia, the surface gloss values increased in general, but the differences were not found to be statistically significant ($P>0.05$). It was determined that after brushing simulation in monolithic zirconia, the gloss values significantly increased ($P<0.05$). The surface roughness values of monolithic zirconia, precrystallized lithium disilicate, precrystallized and crystallized zirconia reinforced lithium silicate ceramic groups increased significantly after 10000 and 50000 brushing cycles ($P<0.05$). When the color, gloss, surface roughness and surface topography changes were evaluated after 10000 cycles and 50000 cycles of tooth brushing simulation, it was found that brushing simulation was effective on the surface gloss and surface roughness of the materials. When the color change of the experimental groups was evaluated, it was determined that only the material factor was effective on the color change and the color change value in monolithic zirconia exceeded the clinical perceptibility threshold value.

Science Code : 1050
Key Words : CAD-CAM, Color change, Surface roughness
Page Number : 104
Supervisor : Prof. Dr. Merve BANKOĞLU GÜNGÖR

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca göstermiş olduğu yakın ilgi, destek ve her türlü yardımlarından, anlayışından dolayı çok sevdiğim, meslek etiğini ve hekimliğini örnek aldığım çok değerli danışman hocam Sayın Prof. Dr. Merve BANKOĞLU GÜNGÖR'e,

Her türlü destek, ilgi, anlayış ve yardımlarından dolayı Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı Sayın Prof. Dr. Cemal AYDIN'a,

Uzmanlık eğitimim sırasında bilgi ve deneyimlerinden yararlandığım çok değerli hocalarım Sayın Prof. Dr. Seçil KARAKOCA NEMLİ'ye ve Sayın Prof. Dr. Bilge TURHAN BAL'a,

Gazi Üniversitesi Diş Hekimliğindeki adını yazamadığım tüm hocalarıma ve arkadaşlarıma,

Her durumda yanımda olan sevgisini ve desteğini hep hissettiğim biricik eşim Murat ÖZTÜRK'e,

Maddi ve manevi destekleriyle her zaman yanımda olan canım annem Serpil KAYNAK'a, kaybettiğim biricik babam Mehmet KAYNAK'a, kıymetli ablalarım Elif ÇAKIR ve Esma ATAŞ'a, canım kardeşim Mehmet Süleyman KAYNAK'a,

Bu süreç boyunca gerek bilimsel gerek içten arkadaşlıklarından ve desteklerinden dolayı çalışmaktan mutluluk duyduğum Dt. Yasemin ORHAN'a, Dt. Fatma GÜNEŞ'e, Dt. Çağlayan SAYLA ÇELİK'e, Dt. Ayşe DEMİR'e ve Dt. Bahar KAVAFOĞLU YILMAZ'a,

TDH-2022-7591 nolu BAP projesi desteği ile tez çalışmama destek sağlayan Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi'ne sonsuz saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖZET iv

ABSTRACT v

TEŞEKKÜR vi

İÇİNDEKİLER vii

ÇİZELGELERİN LİSTESİ x

ŞEKİLLERİN LİSTESİ xi

RESİMLERİN LİSTESİ xii

SİMGELER VE KISALTMALAR xv

1. GİRİŞ 1

2. GENEL BİLGİLER 5

2.1. Tam Seramikler 5

2.1.1. Tam seramiklerin sınıflandırılması 5

2.1.2. Tam seramiklerin üretim teknikleri 7

2.2. CAD-CAM Sistemlerinde Kullanılan Monolitik Seramik Materyaller 7

2.2.1. Cam seramikler 9

2.2.2. Zirkonya seramikler 14

2.2.3. Hibrit seramikler 16

2.3. Monolitik Seramik Materyallerde Uygulanan Yüzey Bitirme İşlemleri 20

2.3.1. Glaze işlemi 21

2.3.2. Mekanik polisaj işlemi 22

2.4. Dental Seramik Materyallerde Renk 22

2.4.1. Munsell renk sistemi 23

2.4.2. CIE L*a*b* renk sistemi 24

2.4.3. Renk ve ışıkla ilgili kavramlar 26

Sayfa

2.4.4. Dental seramiklerde renk ölçüm yöntemleri 27
2.5. Dental Seramik Materyallerde Parlaklık Ölçümü 29
2.6. Monolitik Seramik Materyallerde Renk ve Parlaklık 30
2.7. Seramik Materyallerde Yüzey Pürüzlülüğü 30
2.7.1. Kontakt ve temassız (non-kontakt/ optik) profilometre 32
2.7.2. Atomik kuvvet mikroskobu (AFM) 32
2.7.3. Taramalı elektron mikroskobu (SEM) 32
2.8. Diş Fırçalama Simülasyonu 32
3. GEREÇ VE YÖNTEM 35
3.1. Deney Örneklerinin Hazırlanması 35
3.2. Başlangıç Ölçümlerinin Yapılması 39
3.2.1. Renk parametrelerinin ölçülmesi 39
3.2.2. Parlaklık ölçümü 40
3.2.3. Yüzey pürüzlülüğü ölçümü 41
3.2.4. Yüzey topoğrafisinin ölçümü 42
3.3. Fırçalama Simülasyonunun Uygulanması 42
3.4. 10000 Kez Fırçalama Siklusu Sonrasında İkinci Ölçümlerin Yapılması 45
3.5. 50000 Kez Fırçalama Siklusu Sonrasında Üçüncü Ölçümlerin Yapılması 45
3.6. İstatistik Analiz 45
4. BULGULAR 47
4.1. Renk Değişimi Bulguları 47
4.2. Yüzey Parlaklığı Bulguları 49
4.3. Yüzey Pürüzlülüğü Bulguları 51
4.4. Yüzey Topoğrafisi Bulguları 53
4.4.1. In-Coris TZI C (ZR: Monolitik zirkonya) örneğinin yüzey topoğrafisi bulguları 53

Sayfa

4.4.2. IPS e.max CAD (LD: Lityum disilikat) örneğinin yüzey topoğrafisi bulguları 55

4.4.3. VITA Suprinity (VS: Zirkonya katkılı lityum silikat) örneğinin yüzey topoğrafisi bulguları..... 56

4.4.4. VITA Enamic (VE: Hibrit seramik) örneğinin yüzey topoğrafisi bulguları 58

4.4.5. IPS Empress CAD (EMP: Lösitle güçlendirilmiş seramik) örneğinin yüzey topoğrafisi bulguları 60

4.4.6. Cerec Blocks (CB: Feldspatik seramik) örneğinin yüzey topoğrafisi bulguları 61

4.4.7. Cerasmart (GC: Hibrit nanoseramik) örneğinin yüzey topoğrafisi bulguları 63

4.4.8. Initial LISI Block (L: Lityum disilikat) örneğinin yüzey topoğrafisi bulguları 65

4.4.9. Celtra DUO (CD: Zirkonya katkılı lityum silikat) örneğinin yüzey topoğrafisi bulguları..... 66

5. TARTIŞMA 69

6. SONUÇ VE ÖNERİLER..... 89

KAYNAKLAR..... 91

ÖZGEÇMİŞ..... 103

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge **Sayfa**

Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan materyallerin içerikleri ve üretici firmalar 36

Çizelge 4.1. Farklı materyal türleri ve fırçalama işlemlerinin renk değişimi değerleri üzerindeki etkisinin iki yönlü tekrarlı ölçümlü ANOVA testi sonuçları .. 47

Çizelge 4.2. Farklı materyallere uygulanan fırçalama işlemlerine ait renk değişimi (ΔE_{00}) değerlerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler 48

Çizelge 4.3. Farklı materyallere ait renk değişimi (ΔE_{00}) değerlerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler..... 49

Çizelge 4.4. Farklı materyal türleri ve fırçalama işlemlerinin yüzey parlaklığı değerleri üzerindeki etkisinin iki yönlü tekrarlı ölçümlü ANOVA testi sonuçları..... 50

Çizelge 4.5. Farklı materyallere uygulanan fırçalama işlemlerine ait yüzey parlaklığı ölçüm değerlerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler..... 50

Çizelge 4.6. Farklı materyal türleri ve fırçalama işlemlerinin ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri üzerindeki etkisinin iki yönlü tekrarlı ölçümlü ANOVA testi sonuçları 51

Çizelge 4.7. Farklı materyallere uygulanan fırçalama işlemlerine ait ortalama yüzey pürüzlülüğü değerlerine (µm) ilişkin tanımlayıcı istatistikler ve gruplar arası karşılaştırmalar 52

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil **Sayfa**

Şekil 2.1. Dental seramikler ve seramik benzeri materyallerin sınıflandırılması..... 6

Şekil 2.2. Munsell renk sistemi 23

Şekil 2.3. CIE L*a*b* renk sistemi 25

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim **Sayfa**

Resim 3.1. Hassas kesim cihazında seramik blokların kesilmesi 37

Resim 3.2. Zımparalama ve parlatma cihazı ile zımparalama işleminin yapılması..... 38

Resim 3.3. Deney gruplarının oluşturulması 38

Resim 3.4. EVE Diasynt Plus-Diapol polisaj seti..... 39

Resim 3.5. EVE Diapol Paste polisaj pastası..... 39

Resim 3.6. Renk ölçüm kutusu..... 40

Resim 3.7. Spektrofotometre ile renk ölçümü 40

Resim 3.8. Glossmetre ile parlaklık ölçümü..... 41

Resim 3.9. Profilometre ile yüzey pürüzlülüğü ölçümü 41

Resim 3.10. Profilometre ile yüzey pürüzlülüğü ölçümü..... 42

Resim 3.11. Örneklerin kalıplara yerleştirilmesi 43

Resim 3.12. Fırçalama simülatörü 43

Resim 3.13. Örneklerin fırçalama simülatörüne yerleştirilmesi..... 43

Resim 3.14. Fırçalama simülatörü hareket modunun ve hareket mesafesinin ayarlanması 44

Resim 3.15. Fırçalama simülasyonunda kullanılan diş fırçası..... 44

Resim 3.16. Fırçalama simülasyonunda kullanılan diş macunu 44

Resim 4.1. In-Coris TZI C örneğinin fırçalama simülasyonu öncesi AFM görüntüleri 53

Resim 4.2. In-Coris TZI C örneğinin 10000 siklus fırçalama simülasyonu sonrası AFM görüntüleri 54

Resim 4.3. In-Coris TZI C örneğinin 50000 siklus fırçalama simülasyonu sonrası AFM görüntüleri 54

Resim 4.4. In-Coris TZI C örneğinin 50000 siklus fırçalama simülasyonu sonrasında SEM görüntüleri (X250-X1000)..... 54

Resim 4.5. IPS e.max CAD örneğinin fırçalama simülasyonu öncesi AFM görüntüleri..... 55

Resim **Sayfa**

Resim 4.6. IPS e.max CAD örneğinin 10000 siklus fırçalama simülasyonu sonrası AFM görüntüleri 55

Resim 4.7. IPS e.max CAD örneğinin 50000 siklus fırçalama simülasyonu sonrası AFM görüntüleri 56

Resim 4.8. IPS e.max CAD örneğinin 50000 siklus fırçalama simülasyonu sonrasında SEM görüntüleri (X250-X1000) 56

Resim 4.9. VITA Suprinity örneğinin fırçalama simülasyonu öncesi AFM görüntüleri 57

Resim 4.10. VITA Suprinity örneğinin 10000 siklus fırçalama simülasyonu sonrası AFM görüntüleri 57

Resim 4.11. VITA Suprinity örneğinin 50000 siklus fırçalama simülasyonu sonrası AFM görüntüleri 57

Resim 4.12. VITA Suprinity örneğinin 50000 siklus fırçalama simülasyonu sonrasında SEM görüntüleri (X250-X1000) 58

Resim 4.13. VITA Enamic örneğinin fırçalama simülasyonu öncesi AFM görüntüleri 58

Resim 4.14. VITA Enamic örneğinin 10000 siklus fırçalama simülasyonu sonrası AFM görüntüleri 59

Resim 4.15. VITA Enamic örneğinin 50000 siklus fırçalama simülasyonu sonrası AFM görüntüleri 59

Resim 4.16. VITA Enamic örneğinin 50000 siklus fırçalama simülasyonu sonrasında SEM görüntüleri (X250-X1000) 59

Resim 4.17. IPS Empress CAD örneğinin fırçalama simülasyonu öncesi AFM görüntüleri 60

Resim 4.18. IPS Empress CAD örneğinin 10000 siklus fırçalama simülasyonu sonrası AFM görüntüleri 60

Resim 4.19. IPS Empress CAD örneğinin 50000 siklus fırçalama simülasyonu sonrası AFM görüntüleri 61

Resim 4.20. IPS Empress CAD örneğinin 50000 siklus fırçalama simülasyonu sonrasında SEM görüntüleri (X250-X1000) 61

Resim 4.21. Cerec Blocks örneğinin fırçalama simülasyonu öncesi AFM görüntüleri 62

Resim 4.22. Cerec Blocks örneğinin 10000 siklus fırçalama simülasyonu sonrası AFM görüntüleri 62

Resim **Sayfa**

Resim 4.23. Cerec Blocks örneğinin 50000 siklus fırçalama simülasyonu sonrası AFM görüntüleri 62

Resim 4.24. Cerec Blocks örneğinin 50000 siklus fırçalama simülasyonu sonrasında SEM görüntüleri (X250-X1000)..... 63

Resim 4.25. Cerasmart örneğinin fırçalama simülasyonu öncesi AFM görüntüleri 63

Resim 4.26. Cerasmart örneğinin 10000 siklus fırçalama simülasyonu sonrası AFM görüntüleri..... 64

Resim 4.27. Cerasmart örneğinin 50000 siklus fırçalama simülasyonu sonrası AFM görüntüleri..... 64

Resim 4.28. Cerasmart örneğinin 50000 siklus fırçalama simülasyonu sonrasında SEM görüntüleri (X250-X1000)..... 64

Resim 4.29. Initial LISI Block örneğinin fırçalama simülasyonu öncesi AFM görüntüleri..... 65

Resim 4.30. Initial LISI Block örneğinin 10000 siklus fırçalama simülasyonu sonrası AFM görüntüleri 65

Resim 4.31. Initial LISI Block örneğinin 50000 siklus fırçalama simülasyonu sonrası AFM görüntüleri 66

Resim 4.32. Initial LISI Block örneğinin 50000 siklus fırçalama simülasyonu sonrasında SEM görüntüleri (X250-X1000) 66

Resim 4.33. Celtra DUO örneğinin fırçalama simülasyonu öncesi AFM görüntüleri.. 67

Resim 4.34. Celtra DUO örneğinin 10000 siklus fırçalama simülasyonu sonrası AFM görüntüleri..... 67

Resim 4.35. Celtra DUO örneğinin 50000 siklus fırçalama simülasyonu sonrası AFM görüntüleri..... 67

Resim 4.36. Celtra DUO örneğinin 50000 siklus fırçalama simülasyonu sonrasında SEM görüntüleri (X250-X1000)..... 68

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler	Açıklamalar
>	Büyüktür
<	Küçüktür
%	Yüzde
Δa	Kırmızı-Yeşil Renk Miktarı
Δb	Sarı-Mavi Renk Miktarı
ΔE	Doğal Dişteki Renk Değişikliğinin Sayısal Değeri
ΔL	Rengin Aydınlık Değeri
=	Eşittir
°	Derece
°C	Santigrat Derece
µm/s	Mikrometre/Saniye
μm^2	Mikrometre Kare
AI_2O_3	Alüminyum Oksit
$Al_8K_2Na_6O_34Si_9$	Sodyum Potasyum Alüminyum Silikat
$AlK_{0,29}Na_{0,71}O_3Si_3$	Potasyum Sodyum Alüminyum Silikat
B_2O_3	Borik Oksit
CaO	Kalsiyum Oksit
CeO_2	Seryum Oksit
cm	Santimetre
dk	Dakika
g/ L	gram/ litre
HfO_2	Hafnium (IV) Oksit
Hz	Hertz
K_2O	Potasyum Oksit
$KAlSi_2O_6$	Lösit Kristalleri
La_2O_3	Lanthanum Oksit
Li_2O	Lityum Oksit

Simgeler	Açıklamalar
$Li_2Si_2O_5$	Lityum Disilikat
Li_2SiO_3	Lityum Metasilikat
MgO	Magnezyum Oksit
mm	Milimetre
mol	Moleküler Ağırlık Birimi
N	Newton
Na_2O	Sodyum Oksit
nm	Nanometre
P_2O_5	Potasyum Oksit
Rpm	Dakikadaki Devir Sayısı
SiO_2	Silisyum oksit
sn	Saniye
Tb_4O_7	Terbium (III, IV) Oksit
TiO	Titanyum Oksit
TiO_2	Titanyum Dioksit
Y_2O_3	İtriya
ZnO	Çinko Oksit
ZrO_2	Zirkonyum Oksit

Kısaltmalar	Açıklamalar
AFM	Atomik Kuvvet Mikroskobu
CAD-CAM	Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Destekli Tasarım/ Bilgisayar Destekli Üretim)
CEREC	CEramicREConstruction
CIE	Commision Internationale de l'Eclairage (Uluslararası Aydınlanma Komisyonu)
FSZ	Tam Stabilize Zirkonya Polikristalleri
GU	Gloss Unit
GPa	Gigapaskal
MPa	Megapaskal
PICN	Polimer İnfiltre Seramik
PSZ	Yarı Stabilize Zirkonya

Kısaltmalar	Açıklamalar
Ra	Ortalama Pürüzlülük Değeri
RDA	Relative Dentin Abrasivity
Rmax	En Fazla Pürüzlülük Derinliği
RMS	Yüzey Pürüzlülüğü Kök Ortalama Kare
Rq	Ortalama Karekök Profil Yüksekliği
Rt	En Fazla Profil Yüksekliği
Rz	Ortalama En Fazla Profil Yüksekliği
SEM	Taramalı Elektron Mikroskobu
TEG-DMA	Trietilenglikol Dimetakrilat
TZP	Tetragonal Zirkonya Polikristalleri
UDMA	Üretan Dimetakrilat
Y-TZP	İtriya ile Stabilize Zirkonya Polikristalleri

1. GİRİŞ

Tam seramik restorasyonlar, yüksek biyouyumlulukları ve estetik üstünlükleri nedeniyle yaygın olarak kullanılmaktadır ve doğal diş yapısına yakın ışık geçirgenlikleri, renk seçenekleri ve kimyasal stabiliteleriyle uygun restorasyon materyalleri olarak görülmektedirler. Ancak tam seramiklerle istenen sonucu elde etmek doğru endikasyon ve materyal seçimine bağlıdır (Reich vd., 2015; Kökat vd., 2021). Son dönemde teknolojik gelişmelerle birlikte, farklı mikro yapılara ve farklı özelliklere sahip çok sayıda seramik materyal kullanıma sunulmuştur. Seramik çeşitliliğindeki bu artışa CAD-CAM (Bilgisayar Destekli Tasarım/ Bilgisayar Destekli Üretim) teknolojisindeki hızlı gelişmelerin önemli katkısı olmuştur. Çünkü CAD-CAM teknolojisi sayesinde, seramik restorasyonların hazır bloklardan kazıma yoluyla üretimi mümkün olmuştur. Ayrıca firmalar tarafından standart olarak üretilmiş bloklardan hazırlanan restorasyonların kalitesi artmıştır. CAD-CAM sistemlerinin diş hekimliği pratiğine sağladığı diğer bir avantaj, restorasyonların geleneksel yöntemlere kıyasla daha uyumlu ve daha hızlı bir şekilde üretilebilmesidir. Ayrıca bu yöntemler, hasta ve hekim konforunu arttırmaktadır (Reich vd., 2015).

CAD-CAM seramikleri yüksek dayanıklılığa sahip zirkonyadan, yüksek ışık geçirgenliğe sahip cam seramiklere ve diş dokusuna yakın elastik özelliklere sahip rezin matriks seramiklere kadar geniş bir materyal çeşitliliğini içine almaktadır. Sınıflandırma sistemine göre, tam seramik ve seramik benzeri malzemeler cam seramik, polikristalin seramik ve rezin matriks seramikler olmak üzere üç gruba ayrılmaktadır (Bajraktarova-Valjakova vd., 2018; Gracis vd., 2015). Mekanik özelliklerin geliştirilmesi, aşınma direncinin arttırılması ve estetiğin sağlanması göz önüne alınarak, seramik ve kompozit malzemelerin mikro yapıları geliştirilerek yeni materyaller de kullanıma sunulmuştur. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramikler ve polimer infiltre edilmiş seramikler geliştirilen yeni seramik materyallerdendir. Geliştirilen yeni seramik materyaller monolitik olarak yani veneer tabakasının uygulanmasına ihtiyaç duyulmadan kullanılabilmektedir. Bu materyallere ait bloklardan CAD-CAM sisteminde monolitik (tek tabaka) olarak üretilen restorasyonlar, dayanıklığı yüksek bir altyapı ile desteklenip venerlenen restorasyonlara göre daha avantajlıdır. Materyallerdeki son gelişmeler, monolitik restorasyonların diş hekimliği pratiğindeki kullanımını tek parça implant destekli tam ark köprüleri gibi çok geniş bir yelpazeye yaymıştır. Monolitik restorasyonların bir diğer önemli avantajı da aynı tasarımın tekrarlanabilir bir şekilde oluşturulabilmesidir (Kökat vd., 2021).

Seramik restorasyonların uzun süre başarılı bir şekilde ağızda kullanılabilmeleri için, başlangıçta sahip oldukları, mekanik, optik ve yüzey özelliklerini korumaları gerekmektedir. Ancak zaman içerisinde ağız içerisinde kullanıma bağlı olarak, restorasyon yüzeyinde aşınmalar ve renk değişiklikleri meydana gelebilmektedir. Pürüzlü hale gelen restorasyon yüzeyleri, karşıt dişleri veya restorasyonları aşındırabilmektedir. Ayrıca pürüzlü yüzeyler renk değişimine daha açık hale gelmektedir. Bu nedenle bu yüzeylerin tekrar polisajlanması gerekebilmektedir. Restorasyonların pürüzlülüğünün artma nedenlerinden biri günlük diş fırçalama uygulamalarıdır. Diş fırçalama, yaygın diş hastalıkları için önleyici bir strateji olarak bilinir ve plağı çıkarmanın ve dolayısıyla çürükleri önlemenin en etkili yoludur. Diş macunları aşındırıcı bileşenler içerir ve bu nedenle doğal diş yapısına en az zararlı olan diş macunu kullanılmalıdır (Garza vd., 2016).

Diş fırçalama, karakterize edilen tabakanın çıkarılmasına, artan yüzey pürüzlülüğüne ve seramik restorasyonlarda renk değişimine yol açabilmektedir. Pürüzlü yüzeye sahip seramik restorasyonlarının dış kaynaklı renklenmeye daha duyarlı olduğu gösterilmiştir. Yüzeyin dokusu, daha pürüzlü yüzeylerden daha az ışık yansımasıyla renk algısını etkileyebilmektedir. 0,2 μm'den fazla pürüzlülüğün olması, artan plak birikimi ile ilişkilendirilmektedir ve çürük riskinde ve periodontal enflamasyonda artışa yol açtığı bildirilmiştir (Yuan vd., 2018).

Yüzey pürüzlülüğünü arttırmaktan sorumlu faktörler ayrıca parlaklığın azalmasına da neden olmaktadır. Bu da komşu doğal diş ile restoratif materyal arasında klinik olarak algılanabilir bir farklılığa yol açabilmektedir. Bu nedenle farklı seramik materyallerin günlük diş fırçalama davranışı sonrasında gösterdikleri özelliklerin test edilmesi önemlidir. Yapay fırçalama gibi laboratuvar aşınma testleri, bu malzemelerin ömrünün belirlenmesine yardımcı olmakta ve klinik uygulamalar için ipucu vermektedir (Andrade vd., 2021).

Bu tez çalışmasında, CAD-CAM sisteminde üretilen materyallerden monolitik zirkonya, lityum disilikat seramik (prekristalize form), zirkonya ilaveli lityum silikat seramik (prekristalize form), hibrit seramik, lösitle güçlendirilmiş seramik, feldspatik seramik, hibrit nanoseramik, lityum disilikat seramik (kristalize form) ve zirkonya ilaveli lityum silikat seramik (kristalize form) olmak üzere dokuz farklı monolitik seramik materyali kullanıldı. Mevcut literatür incelendiğinde bu materyallerin ağız içi koşullarda mekanik dayanımlarını konu alan ve birbiriyle karşılaştıran çalışmalar mevcuttur. Ancak yapısal farklılık gösteren

birçok CAD-CAM seramiğinin optik ve yüzey özelliklerinin diş fırçalama simülasyonu sonrasında değerlendirilmesi üzerine sınırlı bilgi bulunmaktadır. Bu nedenle, bu tez çalışmasında monolitik CAD-CAM seramiklerinin fırçalama simülasyonu sonrası renk, parlaklık, yüzey pürüzlülüğü özelliklerinin ve yüzey topoğrafisinin değerlendirilmesi ve fırçalama simülasyonu öncesindeki verilerle karşılaştırılarak klinik uygulamada rehberlik edebilecek bulguların sunulması amaçlandı.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Tam Seramikler

Seramikler yüz yılı aşkın bir süredir estetik diş hekimliğinde kullanılmaktadır. Başlangıçta doğal olarak oluşan feldspatik formda olan seramikler, öncelikle ön dişler için yüksek füzyonlu porselen jaket kronlar, hareketli protez dişleri ve parsiyel kronlar olarak kullanılmıştır. 1960'ların ortalarında alümina porselenin piyasaya sürülmesiyle birlikte dayanıklılık, estetik ve üretim yöntemlerinde sürekli gelişmeler kaydedilmiş ve klinisyenlerin seçim yapabileceği çok sayıda ürün ortaya çıkmıştır. Mevcut ürün sayısının çokluğu ve yeni ürünlerin piyasada yayılmasıyla, günümüz klinisyenleri mevcut bir endikasyon için seçecekleri seramik restoratif materyale karar verirken zorlanmaktadırlar (Bajraktarova-Valjakova vd., 2018; Gracis vd., 2015). Diş hekimliğinde kullanılan seramik malzemelere ait sınıflandırma sistemleri materyalin ağzın hangi bölgesinde kullanılacağı (anterior veya posterior), ne tür bir restorasyon için kullanılacağı (parsiyel veya tam, kısa veya uzun mesafeli) ve nasıl simante edileceği (adeziv veya geleneksel olarak) hakkında klinik bilgiler vermektedir. Klinik endikasyonlara, bileşime, aşındırılabilme özelliğine, üretim yöntemlerine, fırınlama ısılarına, mikroyapıya, renk ve translusensi parametrelerine, kırılma direncine ve antagonist aşınmaya odaklanan farklı sınıflandırma sistemleri önerilmiştir. Ancak bu sınıflandırmalar ya belirsiz ya da kesin olmama eğilimindedir ve yeni restoratif materyallerin dahil edilmesine kolaylıkla izin vermemektedirler (Bajraktarova-Valjakova vd., 2018; Gracis vd., 2015).

2.1.1. Tam seramiklerin sınıflandırılması

Seramikleri kompozisyonlarına göre sınıflandırmak hem teknisyen hem de klinisyen tarafından anlaşılması kolay sonuçlar vermektedir. Çünkü genel olarak seramiğin nasıl bir kompozisyonda olduğu; endikasyonu, yüzey bitirme işlemlerini ve simantasyon yüzeyinin hazırlanma şeklini belirlemektedir. Seramik kompozisyonları esas alınarak yapılan en güncel sınıflamaya göre seramik restoratif materyaller: cam matriks seramikler, polikristalin seramikler ve rezin matriks seramikler olarak üçe ayrılmaktadır (Şekil 2.1).

Cam matriks seramikler

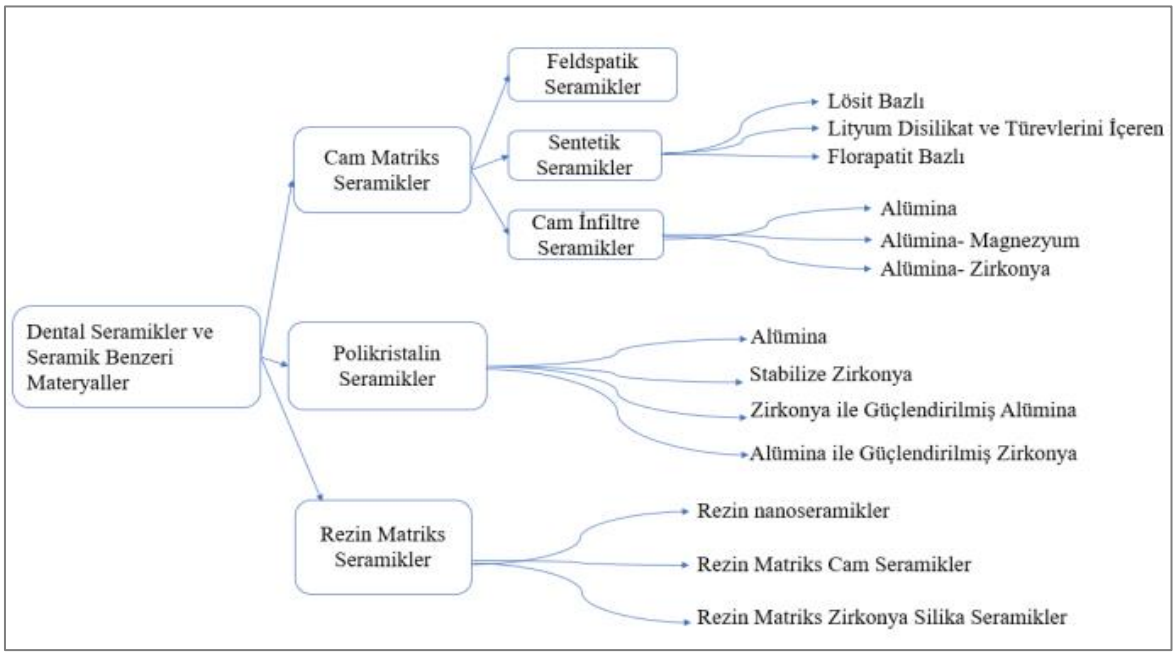
Cam fazı içeren ve metal içermeyen inorganik seramik malzemelerdir. Cam matriks seramikler, doğal olarak oluşan feldspatik seramikler, sentetik seramikler ve cam infiltre seramikler olmak üzere üç alt gruba ayrılmaktadır (Gracis vd., 2015).

Polikristalin seramikler

Herhangi bir cam fazı içermeyen metalik olmayan inorganik seramik malzemelerdir. Polikristalin seramikler ayrıca alümina, stabilize zirkonya, zirkonya ile güçlendirilmiş alümina ve alümina ile güçlendirilmiş zirkonya olmak üzere dört alt gruba ayrılmaktadır (Gracis vd., 2015).

Rezin matriks seramikler

Porselenler, camlar, seramikler ve cam-seramikleri içerebilen ağırlıklı olarak dayanıklı inorganik bileşenler içeren polimer-matrikslerdir. Rezin-matriks seramikler bileşimlerine göre; rezin nanoseramikler, rezin matriks cam seramikler ve rezin matriks zirkonya silika seramikler olmak üzere üç gruba ayrılmaktadır (Gracis vd., 2015).



Şekil 2.1. Dental seramikler ve seramik benzeri materyallerin sınıflandırılması (Gracis vd., 2015)

2.1.2. Tam seramiklerin üretim teknikleri

Tam seramik restorasyonlar farklı yöntemlerle üretilebilirler. Bu yöntemler, geleneksel toz-likit, ısı ile presleme, döküm ve CAD-CAM (bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim) yöntemleridir (Fu vd., 2020). CAD-CAM sistemi üç temel basamaktan oluşur (Şaar vd., 2019):

- Bilgisayar ile yüzeyin taranması (CSD) yoluyla verilerin aktarılması ve bu verilerin kaydedilmesi,
- Bilgisayarda üç boyutlu olarak restorasyonların tasarlanması (CAD),
- Restorasyonların üretimi (CAM).

CAD-CAM yönteminde ilk olarak, hazırlanan dişlerin optik görüntüleri ağız içi tarama yoluyla elde edilir. CAD teknolojisi, restorasyonun şeklini ve boyutlarını tanımlamak için yazılım kullanır. İkinci olarak CAM teknolojisi genellikle dental malzemeden yapılmış bir bloktan, bir freze makinesi ile restorasyonun üretilmesidir. Son adım ise yeni hazırlanan restorasyonun hazırlanan doğal dişin yüzeyine simante edilmesi işlemidir (Fu vd., 2020; Tidehag vd., 2019).

Tam seramik bir restorasyonda, seramik malzeme monolitik (tek katmanlı) veya iki katmanlı olabilmektedir. Monolitik restorasyonlar, tek bir seramik malzemeden oluşurken, iki katmanlı seramik restorasyonlar; seramik bir veneer ile kaplanmış seramik bir kor malzemeden oluşmaktadır. İki katmanlı tam seramik restorasyonda seramik kor restorasyonu destekler ve ona dayanıklılık kazandırır, veneer ise restorasyona son şeklini, renk tonunu ve estetiğini verir. Bununla birlikte, kor da final restorasyonun renk tonunun geliştirilmesinde rol oynamaktadır. Öte yandan, monolitik restorasyon tek bir seramik materyalden oluştuğu için iki katmanlı restorasyonlara göre daha dayanıklı olmaktadır (Hamza vd., 2019; Warreth vd., 2020).

2.2. CAD-CAM Sistemlerinde Kullanılan Monolitik Seramik Materyaller

CAD-CAM sistemleri 1960'larda uçak ve otomotiv endüstrilerinde kullanılmak amacıyla geliştirilmiştir. 1983 yılında diş hekimliği için üretilen ilk CAD-CAM restorasyonunu Dr. Duret üretmiştir. 1985 yılında Dr. Mörmann ve Dr. Marco Brandestini CEREC 1 sistemini piyasaya sunmuşlardır. Takip eden dönemde Cerec, Duret, Procera, Celay, Cercon ve Lava

gibi birçok CAD-CAM sistemi piyasaya sunulmuştur (Girdhar vd., 2020). CAD-CAM sistemi, tek seansta tamamlanan restorasyonlar ile diş hekimleri ve hastalar için zamandan kazanç sağlamaktadır. Bu uygulamalar tekrarlayan randevuların sayısını, geçici protez ihtiyacını ve kontaminasyon olasılığını azaltmaktadır. Geleneksel yöntemlerle üretim sürecinde ölçü maddelerinde distorsiyon, alçı modellerde çatlak ve kırık oluşması gibi sorunlarla karşılaşılmaktadır. CAD-CAM sistemiyle üretim sürecinde ise bu sorunlar ortadan kaldırıldığı için daha doğru ölçüler ile üretilen restorasyonlarda marjinal uyum ve standardizasyon artmaktadır. Laboratuvarda kullanılması gereken birçok malzemenin kullanımını gerektirmediği için maliyet düşmektedir. CAD-CAM sistemlerinin diş hekimliğinde kullanımı bu avantajlar ile artmıştır (Şahin vd., 2021).

CAD-CAM sistemleri diş hekimliğinde birçok endikasyon alanı sunmaktadır. CAD-CAM sistemleri tam kron, laminate veneer, endokron, inley, onley, sabit protezler, implant destekli protezlerde altyapı ve dayanak, tam protez, hareketli bölümlü protezlerde iskelet, çene-yüz protezleri, ortodontik splint, implant cerrahisinde kullanılan rehber stentleri ve implant cerrahisi sonrası kullanılan restorasyonların yapımında kullanılabilmektedir (Marchesi vd., 2021; Şahin vd., 2021; Şaar vd., 2019).

Tam seramik restorasyonlar, yüksek biyouyumlulukları ve estetik üstünlükleri nedeniyle yaygın olarak kullanılmaktadır. Bununla birlikte, dayanıklılık ve estetiği birleştiren monolitik restorasyonlar ortaya çıkana kadar, kullanımları neredeyse anterior bölge ile sınırlandırılmıştır. Materyallerdeki son gelişmeler, monolitik restorasyonların diş hekimliği pratiğindeki kullanımını çok geniş bir alana yaymıştır. Monolitik restorasyonların bir diğer önemli avantajı da aynı tasarımın tekrarlanabilir bir şekilde oluşturulabilmesidir (Kökat vd., 2021). Monolitik seramik restorasyonlarda altyapı ve veneer tabakası arasında bağlantı sorunları ve yapısal özelliklerinin mekanik veya termal stresler altındaki davranışlarının farklılığı gibi sorunlar görülmemektedir. Restorasyon üretimindeki aşama sayısı azalmakta; böylece üretim süresi kısalmakta ve maliyet azalmaktadır. Veneer tabakasına ihtiyaç duyulmaması, bu restorasyonların CAD-CAM sistemleriyle hasta başında tek seansta hızlı bir şekilde tamamlanabilmesine olanak vermektedir (Reich vd., 2015). Hasta başı CAD-CAM sistemleri, frezeleme işlemi sonrasında simantasyona hazır düzgün bir yüzey oluşturmamaktadır. Seramik restorasyonların tamamlanabilmesi için yüzey bitirme işlemlerinin yapılması gerekmektedir. Restorasyonların üretimi sonrasında meydana gelen yüzey pürüzlülüğünü azaltmak için glaze veya mekanik polisaj ile yüzey bitirme işlemleri

kullanılabilmektedir. Rezin yapıdaki malzemelerde glaze veya renklendirme fırınlamaları kontrendikedir. Bu malzemelerde mekanik polisaj işlemleri ve fırınlama gerektirmeyen ışıkla sertleşen glaze sistemleri ile yüzey bitirme işlemi uygulanabilmektedir (Flury vd., 2017).

Monolitik CAD-CAM restorasyonlar, işleme yollarına veya bileşimlerine göre sınıflandırılabilmektedir. Bileşim açısından, çağdaş CAD-CAM monolitik materyalleri cam seramikler, oksit seramikler ve rezin matriks seramikler olmak üzere üç ana gruba ayrılmaktadır (Kökat vd., 2021).

2.2.1. Cam seramikler

Feldspatik seramikler

Bu geleneksel seramik grubu kil/ kaolin (hidratlı alüminosilikat), kuvars (silika) ve doğal olarak oluşan feldspattan (potasyum ve sodyum alüminosilikat karışımı) oluşan üçlü bir malzeme sistemine dayanmaktadır (Bajraktarova-Valjakova vd., 2018). Feldspatik seramikler toz ve sıvının karıştırılmasıyla elde edilir. Dental seramiklerdeki camlar esas olarak feldspat adı verilen bir grup madenden elde edilir ve silika (silikon oksit) ve alümina (alüminyum oksit) bazlıdır, dolayısıyla feldspatik porselenler alüminosilikat camlar olarak adlandırılan bir aileye aittir (Lambert vd., 2017). Feldspatik seramikler translusensi ve opalesans özellikleri ve cam fazının yüksek oranda (%55 ile %70) bulunması nedeniyle en translusent ve en estetik seramik malzemeler arasında yer almaktadır (Kökat vd., 2021; Vichi vd., 2014; Marchesi vd., 2021). CAD-CAM sistemleri için üretilmiş prefabrike feldspatik seramik blokların optik özelliklerine göre monokromatik, dikromatik ve polikromatik olmak üzere farklı tipleri bulunmaktadır. Monolitik feldspatik bloklardan üretilen kalınlığı 0,7 mm'den az olan veneerler alttaki diş rengini maskeleyememektedir (Kökat vd., 2021). Bu malzemeler tek renkli bloklar veya polikromatik bloklar (Vitablocs Triluxe Forte ve Vitablocs RealLife, VITA Zahnfabrik) olarak mevcut olup, dentin ve mineyi taklit eden bir kromatik aralığa ve translusensiye sahiptir (Lambert vd., 2017).

Günümüzde bu materyallerin veneer, onley ve overlay gibi parsiyel adeziv restorasyonlar için kullanımı endikedir. Köprüler gibi geleneksel restorasyonlar için, ön bölgede üç üyeye kadar ve ikinci premolar seviyesine kadar kron restorasyonlarında kullanımları uygundur

(Marchesi vd., 2021). Feldspatik seramikler en iyi biyomimetik malzemeler olarak kabul edilmektedir. CAD-CAM feldspatik bloklar, tek kronlar, porselen veneerler, inleyler, onleyler ve endokronlar için yüksek bir sağkalım oranıyla kullanılmaktadır (Marchesi vd., 2021).

İlk CAD-CAM ince yapılı feldspatik seramikler (VITA Mark II; VITA Zahnfabrik) geleneksel feldspatik seramiklerden geliştirilmiştir ve halen klinik uygulamadadır. Bu feldspatik CAD-CAM seramiğinin mikroyapısal karakterizasyonu, bir sodyum potasyum alüminyum silikat ($Al_8K_2Na_6O_34Si_9$) ve bir potasyum sodyum alüminyum silikat ($AlK_{0,29}Na_{0,71}O_3Si_3$) olmak üzere iki kristalizasyon paterni ortaya koymaktadır (Spitznagel vd., 2018; Wendler vd., 2017; de Carvalho Ramos vd., 2016). VITA Mark II 118,65 MPa düşük bükülme dayanımına sahiptir (Wendler vd., 2017). Yüksek translusensi ile iyi estetik özellik sunarlar, ancak düşük bükülme dayanımları ve kırılganlıkları adeziv bağlanma gerektirmektedir (Kökat vd., 2021).

Cerec Blocks C (Dentsply Sirona) materyallerinin kimyasal yapısında SiO_2 (%56-64), Al_2O_3 (%20-23), Na_2O, K_2O, CaO, TiO_2 bulunan komponentlerdir. Cerec blokları inley, onley, kron ve veneer üretmek için kullanılan endüstriyel olarak üretilmiş, ince yapılı feldspatik seramik bloklardır. Cerec bloklarının en önemli avantajı, restorasyonların frezeleme işleminden hemen sonra yerleştirilebilmesidir. Anterior kron endikasyonları için kullanılabilen bu silikat seramik bloklar üretici tarafından belirtildiği gibi, en az 0,8 mm genişliğinde bir chamfer/ shoulder basamak, en az 1 mm dairesel duvar kalınlığı ve yuvarlatılmış iç kenarlarla 1,5 mm insizal duvar kalınlığı gerektirmektedir (Reich vd., 2013). Diş hekimleri ayrıca Cerec bloklarının iyi parlatılabilirlik özelliklerini ve üstün mine benzeri aşınma özelliklerini de değerlendirmişlerdir. Seramik blokların ince mikro yapısı ve üretimlerinde kullanılan endüstriyel sinterleme işlemi, Cerec bloklarından üretilen restorasyonların iyi parlatılabilirliğinin ve üstün mine benzeri aşınma özelliklerinin başlıca nedenlerindendir. Özel bir üretim süreci, Cerec Blocks PC'de üç farklı renk doygunluğu seviyesinin (chroma) ve dolayısıyla tek bir seramik katman bloğunda üç farklı translusensi seviyesinin birleştirilmesini mümkün kılmaktadır. Cerec blokları altı parlaklık kademesine kadar mevcuttur. Bunlar chroma değeri için üç adet (yarı saydam, orta ve opak) ve polikromatik Cerec Blocks PC katman blokları olmak üzere üç adet parlaklık kademesidir (https://www.dentsplysirona.com/tr-tr/kesfet/cerec/cad-cam-malzemeler.html).

Lösitle güçlendirilmiş cam seramikler

Lösit ($KAlSi_2O_6$) ile güçlendirilmiş cam seramikler, 1962 yılında yaygın dental alaşımlar üzerine doğrudan fırınlanabilen lösit içeren seramikler olarak geliştirilmiştir. Lösit ile güçlendirilmiş seramik (IPS Empress CAD, Ivoclar Vivadent), camsı matriks içine homojen olarak dağılmış lösit kristallerinden (hacimce %35-45) oluşmaktadır. Lösit kristalleri, feldspatın 1150°C'de kontrollü olarak fırınlanmasıyla oluşturulur. Potasyum alüminyum silikat, lösit ve iki silika molekülüne parçalanır. Yüksek silika içeriği (ağırlıkça %60-65) nedeniyle bu seramik gelişmiş translusensi, floresan ve opalesans gibi optik özelliklere sahipken, kristal içeriği 160 MPa'lık bükülme dayanımından sorumlu olmaktadır. Lösit kristallerinin ($KAlSi_2O_6$) çapı 1-5 μm'dir (Bajraktarova-Valjakova vd., 2018; Fu vd., 2020).

IPS Empress CAD monokromatik bir seramiktir. IPS Empress CAD Multi ise polikromatiktir, servikal bölgede yüksek yoğunlukta chroma, opasite ve insizal bölgede yüksek seviyede translusensi özelliklerine sahiptir (Bajraktarova-Valjakova vd., 2018).

IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent) bu malzeme grubunda çokça tercih edilmektedir. IPS Empress CAD, %40 lösit kristalleri içeren CAD-CAM bloklarının ilk nesillerinden türetilmiş bir seramiktir (Spitznagel vd., 2018). Lösit ile güçlendirilmiş cam seramiklerin eğilme dayanımı 185 MPa'dır ve yaklaşık 187,7 MPa'lık bükülme dayanımı gösterirler (Wendler vd., 2017). Bu seramik grubu, ışık geçirgenlik özellikleri açısından yüksek translusent (HT), düşük translusent (LT) ve polikromatik (PC) formlarda bulunmaktadır. Lösitle güçlendirilmiş cam seramikler, feldspatik seramiklere kıyasla artan dayanıklılıkları ve translusensi dereceleri nedeniyle anterior veneerler, kronlar ve posterior inley/onleyler için endikedir (Kökat vd., 2021).

Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler

Lityum disilikat seramik, camsı matriks içinde bulunan yaklaşık %70 hacminde kristal fazdan oluşmaktadır. Üretim sürecinde seramik, lityum ortosilikat içeren şeffaf cam bloklar halinde dökülmektedir. Bunu takip eden kısmi kristalleşme süreci, camsı bir faza gömülü %40 oranında platelet şekilli lityum metasilikat kristallerinin (ortalama 0,2-1,0 μm boyutunda) (Li_2SiO_3) oluşmasına yol açmaktadır. Lityum disilikat seramiklerin kısmen kristalize durumu, tam kristalize haline göre daha kolay frezelenerek daha az frez aşınması

ve yüksek kenar stabilitesi ile sonuçlanmaktadır (Willard vd., 2018). Frezeleme işlemi tamamlandıktan sonra restorasyonlar 850°C'de fırınlanarak lityum disilikat kristalleri ($Li_2Si_2O_5$) oluşmakta ve bu da frezelenen restorasyona son renk tonunu ve 360 ±60MPa bükülme dayanımını kazandırmaktadır (Bajraktarova-Valjakova vd., 2018; Fu vd., 2020; Willard vd., 2018).

Lityum disilikat seramik materyalleri çok çeşitli tonlarda ve translusensilerde mevcuttur. Blokların rengi genellikle üretim sürecinde cam matrikse pigment olarak metal oksitlerin (vanadyum pentoksit ve seryum dioksit) eklenmesiyle ayarlanmaktadır (Phark vd., 2022). Ancak ortaya çıkan restorasyonlar genellikle tek renkli olduğundan teknisyen veya diş hekimi tarafından sıklıkla boyanmaları veya karakterize edilmeleri gerekmektedir (Phark vd., 2022).

Günümüzde lityum disilikat seramikler dental altyapı kullanımı için Ivoclar Vivadent üretici firması tarafından IPS Empress II adı altında piyasaya sürülmüştür. Bununla birlikte, IPS Empress II lityum disilikat seramikler, bu materyalin çok üniteli protezler için yetersiz bükülme dayanımı nedeniyle 24 ile 60 ay sonra %9 ile %50 arasında yüksek klinik başarısızlık oranlarına sahip olmuştur (Esquivel-Upshaw vd., 2004; Fu vd., 2020). Daha sonra, çok daha yüksek bükülme dayanımına (400 MPa'ya kadar) sahip yeni ve geliştirilmiş bir lityum disilikat seramik (IPS e.max) piyasaya sürülmüş ve bu materyal popülerlik kazanmıştır. IPS e.max lityum disilikat seramikler Press ve CAD olmak üzere iki şekilde üretilmektedir (Bajraktarova-Valjakova vd., 2018; Fu vd., 2020). IPS e.max serisi, CAD-CAM sisteminde frezelenebilen bir blok (IPS e.max CAD) ve ısı ile presleme tekniğini takiben preslenebilir kron üretimi için kullanılan bir blok (IPS e.max Press) olmak üzere iki şekilde üretilmektedir (Willard vd., 2018).

IPS e.max Press, dental laboratuvarda iyi bilinen ısı ile presleme tekniği kullanılarak üretilmektedir. Bu teknik, yüksek uyum hassasiyeti sağlamasıyla öne çıkmaktadır (Bajraktarova-Valjakova vd., 2018; Fu vd., 2020).

IPS e.max CAD materyali esas olarak lityum metasilikattan (Li_2SiO_3) oluştuğu ''mavi'' fazda hazırlanmıştır. Bu da frezelemeyi kolaylaştırarak daha düşük frez aşınmasına neden olmaktadır. Frezeleme işlemi tamamlandıktan sonra malzeme ısıl işleme tabi tutularak tek adımda glaze uygulanır ve lityum disilikat restorasyonu meydana getirilir. Estetik yapısı,

dayanıklılığı ve kullanım kolaylığı nedeniyle, IPS e.max CAD piyasaya sürülmesini takiben birkaç yıl içinde artan bir ilgi görmüştür (Zarone vd., 2016; Willard vd., 2018).

IPS e.max CAD'in, çeşitli renklere sahip olmasının yanı sıra, orta opaklık (MO), yüksek translusensi (HT) ve düşük translusensi (LT) olmak üzere üç translusensi seviyesi bulunmaktadır. Bu farklı translüsensi seviyeleri, malzemenin mikro yapısındaki farklılıklar yoluyla gerçekleştirilmektedir. HT seramik camsı bir matriks içinde dağılmış 1,5x0,8 mm'lik kristaller bulundururken, LT seramik daha yüksek yoğunluklu bir matriks içinde daha küçük kristaller (0,8x0,2 mm) bulundurmaktadır (Willard vd., 2018). IPS e.max CAD, 350 MPa'nın üzerinde bükülme dayanımına ve önceki adeziv cam seramiklere göre önemli ölçüde daha yüksek kırılma direncine sahip bir lityum disilikat seramik olarak tanıtılmıştır (Marchesi vd., 2021). Lityum disilikat seramikler, veneer ve onley gibi parsiyel adeziv restorasyonlar, overlay ve kron restorasyonu için endikedirler (Marchesi vd., 2021). Hasta başında uygulanan monolitik lityum disilikat kronlar, 10 yıl sonra %83,5'lik bir sağkalım oranı göstermiştir (Galindo vd., 2011; Rauch vd., 2018).

Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramikler

ZrO_2 partiküllerinin cam matriksine dahil edilmesi, cam seramiklerin mekanik özelliklerini iyileştirmek için etkili bir yöntem olmuştur (Silva vd., 2017). Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramiklerin frezeleme işlemi lityum disilikat seramiklerden daha zor olduğu için, bu seramikler "cam seramikler arasında işlenmesi en zor seramik" olarak tanımlanmaktadır (Chen vd., 2020).

Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramikler prekristalize formda (işlenmesi kolay ancak ara renkte) veya kristalize formda (işlenmesi daha zor ancak final renkte) olarak bulunur. Seramiğin camsı fazında %10 çözünmüş zirkonyum dioksit, lityum metasilikat ve lityum disilikat kristalleri (ortalama boyut: 0,5- 0,7 μm) içerirler. Oluşan kristaller lityum disilikat kristalitlerinden 4 ile 8 kat daha küçüktür (Rinke vd., 2015; Elsaka vd., 2016; Lambert vd., 2017).

VITA Suprinity PC ve Celtra DUO materyalleri homojen camsı bir matriks, lityum metasilikat ve lityum ortofosfat tanelerinden oluşan kristal bir bileşen içeren benzer mikroyapılar sergilemektedirler (Belli vd., 2017; Zarone vd., 2021).

Günümüzde zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramikler, üretici firmalardan prekristalize bloklar halinde (VITA Suprinity PC, VITA Zahnfabrik) veya kristalize bloklar halinde (Celtra DUO, Dentsply Sirona) iki farklı şekilde tedarik edilmektedir. Bu tür seramik malzemeler, veneer, onley, overlay restorasyonlarının endikasyonları için uygun seramiklerdir. Sen ve diğerlerine (2018) göre, bu materyallerin kırılmaya karşı dayanıklı, frezelenmelerinin (özellikle prekristalize form) ve hasta başında parlatılmalarının kolay olduğu bulunmuştur (Sen vd., 2018). Kristalize blok (Celtra DUO), hastaya teslim edilmeden önce elle parlatılabilen tamamen kristalize bir formda bulunmaktadır. Restorasyonun elle parlatılması bükülme direncini 210 MPa'ya kadar arttırmaktadır (Reich vd., 2015; Passos vd., 2019; Zarone vd., 2021). Celtra DUO anterior dişler, premolar ve molar dişlerdeki adeziv restorasyonlarda üç yıllık %99 sağkalım oranı göstermektedir (Rinke vd., 2020; Marchesi vd., 2021).

2.2.2. Zirkonya seramikler

Zirkonya heterojen polikristalin bir seramiktir ve üstün mekanik özellikleri (500-1200 MPa bükülme dayanımı, 210 GPa elastik modül) ve uygun estetik özellikleri ile karakterize edilmektedir. Hem in vivo hem de in vitro olarak yapılan çalışmalarda biyouyumlu, titanyuma göre daha az plak retansiyonuna ve karşıt dişte daha düşük aşınma oranına sahip olduğu görülmüştür (Nakashima vd., 2016).

Zirkonya ilk olarak 1990'ların başında CAD-CAM teknolojisi ile tanıtılmıştır. Çok yüksek bükülme dayanımına (1200 MPa) sahiptir ve yıllarca sabit restorasyonlar için altyapı materyali olarak kullanılmıştır (Marchesi vd., 2021).

Mikro yapılarına göre zirkonya seramikler; tam stabilize (FSZ), kısmi stabilize (PSZ) ve tetragonal zirkonya polikristalleri (TZP) olarak sınıflandırılmaktadır. FSZ'de bulunan zirkonya kübik formdadır ve itriyum oksit (Y_2O_3) oranı %8 mol'den fazladır. PSZ, kübik formlu matriks içinde nano boyutta bulunan tetragonal veya monoklinik partiküllerden oluşmaktadır ve TZP'ler çoğunlukla itriyum ile stabilize edilmiş tetragonal fazdan oluşan monolitik malzemelerdir. Dental zirkonyaların en yaygın olarak kullanılan türü Y-TZP formudur (Gracis vd., 2015; Marchesi vd., 2021).

CAD-CAM tekniği ile veneerleme işlemine ihtiyaç duyulmadan tek parça olarak üretilen, mekanik olarak üstün özelliklere sahip monolitik zirkonya seramikler kullanıma sunulmuştur (Zhang vd., 2017). Monolitik zirkonya seramikler ince üretildiklerinde bile mekanik olarak yüksek dayanıklılığa sahiptir olmaktadırlar. Kalınlığı 1 mm monolitik zirkonya kronun kırılma dayanımı metal destekli krona yakın olmaktadır (Sun vd., 2014). Oklüzal mesafenin yeterli olmadığı posterior bölge restorasyonlarında monolitik zirkonya kullanılabilmektedir (Ozer vd., 2018). Monolitik zirkonya restorasyonlar tabakalı yapılara göre daha az preparasyon gerektirdiği için hem konservatif hem de yeterli dayanıklılığa sahip restorasyonlar hazırlanabilmektedir (Ozer vd., 2018). Monolitik zirkonya seramiklerde veneer ile altyapı arasındaki bağlantı sorunu ortadan kaldırıldığı için klinik başarısızlık oranı daha az görülmektedir (Dhima vd., 2013). Ayrıca, polisaj işlemi uygulanmış monolitik zirkonya doğal dişe yakın aşınma direnci göstermektedir ve karşıt dişte daha az aşınmaya neden olmaktadır (Zaher vd., 2017).

Zirkonya materyalinin yüksek opasitesi, estetik için veneerleme ve tabakalama işlemi gerektirmiştir. Bu restorasyonlarda ise porselenin çatlaması veya kırılması gibi komplikasyonlar sık görülmüştür. Bu sorunun üstesinden gelmek ve monolitik zirkonyayı restorasyon olarak kullanabilmek için yarı saydam zirkonya geliştirilmiştir. Yarı saydam monolitik zirkonya, zirkonyum dioksitin partikül boyutlarının küçültülmesi ile üretilmektedir. Yarı saydamlığı arttırmaya yönelik en son gelişme, zirkonyayı kübik bir kristal faz ile stabilize etmek olmuştur. İtriya içeriğinin %8 mol'ün üzerine çıkarılması kübik fazı stabilize etmektedir (Kökat vd., 2021).

İtriya ile stabilize tetragonal zirkonya polikristalinden üretilmiş olan tek katmanlı monolitik zirkonya seramiklerinden itriyum oksit miktarı ve materyaldeki kimyasal içerik, monolitik zirkonya seramik blokları içerisinde homojen dağılım göstermektedir (Mazda vd., 2017). Diş hekimliğinde kullanılan farklı zirkonya türleri itriya içeriği (%mol) ile sınıflandırılmıştır. İlk üretilen monolitik zirkonya seramikler 3Y-TZP (%85 tetragonal, %15 kübik) yapısındadır. Translusensi derecesi daha yüksek yeni nesil monolitik zirkonya seramikler 4Y-TZP (%75 tetragonal, %25 kübik), 5Y-TZP (%50 tetragonal, %50 kübik) veya 6Y-TZP yapısında bulunmaktadır (Schlenz vd., 2021).

InCoris TZI, Dentsply Sirona tarafından piyasaya sürülen yüksek translusent bir zirkonyum oksit seramiktir. Endikasyonları arasında tam kronlar ve en fazla iki gövdeli köprüler yer

almaktadır (Reich vd., 2015). InCoris TZI zirkonya materyali sadece daldırma yöntemi ile boyanan monokromatik materyal olarak mevcuttur. Bu durum, yüksek translusent Cerec Zirconia blokları (Sirona Dental, GmbH, Bensheim, Almanya) kullanılarak büyük ölçüde ortadan kaldırılabilmektedir. Bu bloklar üç boyutta [20x19 mm (mono L), 40x19 mm (medi S) ve 65x40 mm (maxi M)] üretilmektedir. A1, A2, A3, A3,5, A4, B2, B3, C2, C3 ve D3 VITA tonlarında bulunmaktadırlar (Wiedhahn vd., 2016).

Üretici firmaya göre, Sirona inCoris zirkonya seramiklerinin (inCoris ZI, TZI ve TZI C) bükülme dayanımının 900 MPa'dan fazla olduğu belirtilmektedir. Malzemenin opaklığı ve yaşlanmaya karşı direnci büyük ölçüde Al_2O_3 içeriğine bağlıdır. Teknik özelliklere göre, üç Sirona zirkonya seramik ürününün Al_2O_3 içeriği %0,35'tir (Wiedhahn vd., 2016).

Tek katmanlı monolitik zirkonya seramiklere göre estetik ve mekanik özellikleri daha iyi olan çok katmanlı monolitik zirkonya restorasyonlar piyasaya sürülmüştür (Zhang vd., 2014). Farklı miktarlarda itriya (%3-%8) içeren nanometre boyutlu Y-TZP tozları ile tetragonal ve kübik fazlar oluşturulmuştur. Tetragonal faz mekanik dayanıklılık sağlarken, kübik faz translusensi derecesini arttırmaktadır (Askari vd., 2018). Lava Esthetic (3M ESPE), Cercon Xt ML (Dentsply Sirona), IPS e.max ZirCAD MT Multi (Ivoclar Vivadent) (3Y-TZP ve 5Y-TZP) ve IPS e.max ZirCAD Prime (Ivoclar Vivadent) (5Y-TZP ve 4Y-TZP) bunlara örnek olarak verilmektedir (Kolakarnprasert vd., 2019).

Polikromatik zirkonya seramikler, yüksek translusent çok katmanlı zirkonya (HTML), süper translusent çok katmanlı zirkonya (STML), ve ultra translusent çok katmanlı zirkonya (UTML) olmak üzere üç farklı derecede üretilmektedir. Çok üyeli restorasyonlar için HTML bloklar, tek kronlar için UTML ve üç üye köprü restorasyonları için ise STML bloklar üretici firma tarafından önerilmektedir (Zhang vd., 2018; Lawson vd., 2020).

2.2.3. Hibrit seramikler

Dental restorasyonlar için polimer ve seramik kombinasyonları olan rezin seramik materyallerin sayısı giderek artmaktadır. Bu materyaller mükemmel işlenebilirlik sergiler ve estetik ve minimal invaziv dental restorasyonların üretiminde CAD-CAM iş akışı için geliştirilmişlerdir (Laborie vd., 2022). Hibrit seramiklerin yapısında baskın oranda bulunan seramik ağı, birbiri içerisine tamamen entegre olan bir polimer ağı ile güçlendirilmiştir.

Seramik materyalinde sık karşılaşılan çatlak ilerlemesi sorunu polimer ağ yapısı sayesinde azaltılmıştır. Diğer materyallerde olduğu gibi, hibrit seramiklerin de optik özellikleri; monomer kompozisyonu, kimyasal içeriği, doldurucuların partikül büyüklüğü ve partiküllerin dağılımından etkilenmektedir (Kilinç vd., 2018). Hasta başı CAD-CAM materyallerinin bu yeni kategorisi, cam seramiklerin estetik özellikleri ile polimerlerin daha düşük kırılganlık ve daha yüksek kırılma direnci özelliklerinden yararlanmak üzere tasarlanmıştır. Daha düşük elastikiyet modülüne sahip malzemelerin daha esnek olduğu ve kırılma olmadan daha yüksek bir işlevsel yüke dayanabildiği belirtilmektedir (Fasbinder vd., 2018).

Günümüz teknolojisinin gelişmesiyle dental seramik ve kompozit rezinlerde elde edilen materyal çeşitliliği çok fazla olsa da her iki grubun da avantaj ve dezavantajları bulunmaktadır. Seramiklerin bükülme dayanımı ve renk stabilitesi gibi avantajlarının yanında antagonist dişin aşınması ve en az 1,5-2 mm preparasyon yapılması gibi dezavantajları da vardır. Bu istenmeyen özellikler kompozit materyallerde daha az görülmektedir. Ancak kompozit materyaller doğal dişlere karşı daha fazla aşınmaktadır. Bu nedenle diş yapılarına benzer aşınma gösteren materyal arayışları devam etmektedir. Hibrit seramikler, kompozit materyallerin daha düşük kırılganlığından ve seramik materyallerin estetik özelliklerinden yararlanmak için geliştirilen bir CAD-CAM materyal kategorisidir. Bu kategori nanoseramik ve polimer infiltre seramik-ağ (PICN) olmak üzere iki farklı gruptan oluşmaktadır (Başpınar Alper vd., 2023).

Rezin nanoseramikler

Nanoseramikler ve rezin kompozit aynı mikro yapıya sahiptir ancak farklı oranlardadır. Polimerik bir matrikse ve ağırlığın yaklaşık %80'i oranında seramik nanopartiküllerden oluşan bir dolgu maddesine sahiptirler. Ayrıca, dolgu maddeleri 100 nm'den daha küçük boyuta sahiptir. Bu dolgu maddeleri geleneksel seramik, polikristalin seramik (zirkonya) veya her ikisinin kombinasyonundan oluşabilir (Lambert vd., 2017).

Nanoteknoloji diş hekimliğinde geniş bir uygulama alanına sahiptir. Bu teknoloji ilk olarak materyallerin fiziksel özelliklerini iyileştirmek için kullanılmış ve böylece yeni restoratif materyaller geliştirilmiştir. Nanopartiküllerin eklenmesi dental materyallerin optik, kimyasal ve mekanik özelliklerini geliştirebilmektedir. Nanopartiküller, daha büyük dolgu

partikülleri arasındaki boşluğu doldurmak ve rezin içeriğini azaltmak için kompozit materyallere eklenmektedirler (Schmalz vd., 2017). Nanoseramik materyaller dentine benzer bir elastikiyet modülüne sahiptir. Bu nedenle, nanoseramik materyaller stresleri cam seramiklerden daha iyi absorbe ederler. Nanoseramikler estetik restorasyonlar için en uygun materyallerdir. Lava Ultimate, Cerasmart ve Shofu Block HC blokları bazı rezin nanoseramiklerdir (Kurtulmuş-Yılmaz vd., 2019; Bapat vd., 2019).

Lava Ultimate'in (3M ESPE) yapısı polimerize edilebilir kompozit rezin Filtek Supreme Ultra'ya (3M ESPE) dayanmaktadır. Bu malzeme (ağırlıkça %80) UDMA (üretan dimetakrilat) içeren rezin matriksine gömülü 20 nm çapında silika partikülleri ve 4-11 nm çapında zirkonya partikülleri içerir (Eldwakhly vd., 2019). Fabrikasyon sırasında yapıya silan eklenmesi, seramik partiküller ve rezin matriksi arasında kimyasal bir bağ oluşmasını sağlamaktadır. Bu malzemede seramik yapı baskındır. Hibrit yapısı seramikler kadar kırılgan olmamakla birlikte cam seramikler gibi estetik bir görünüme de sahiptir (Gracis vd., 2015). İnley, onley ve veneer restorasyonlarda kullanım için endikedir. Yüksek ve düşük translusensi seçenekleri sekiz farklı renk tonunda mevcuttur (https://www.3m.com/3M/en_US/p/d/b00008161/). Nanopartikül yapısı malzemeyi kırılmaya ve aşınmaya karşı daha dirençli hale getirir. Eğilme dayanımı 200 MPa ve dentin benzeri elastikiyet modülü 15 GPa'dır. Yüksek eğilme dayanımı sayesinde daha düşük kalınlıklarda da kullanılabilir. Karşısındaki mine dokusunda cam seramiklere göre daha az aşınmaya ancak malzemenin polimer yapısı cam seramiklere göre daha çabuk aşınmasına neden olur. Fabrikasyon sırasında yüksek ısı ile polimerize edilir, bu nedenle frezelemeden sonra sinterleme gerekmez. Bu da restorasyonun tek bir seansta tamamlanmasını sağlar. Frezeleme, uyumlama ve parlatma aşamaları daha kolaydır. Polisaj işlemi kauçuk frezler ve polisaj pastası ile gerçekleştirilebilir. Restorasyonlar üretildikten sonra karakteristik özellikler intraoral veya ekstraoral olarak ışıkla sertleşen materyallerle yapılabilir (Başpınar Alper vd., 2023).

Cerasmart CAD-CAM blok (GC) ince cam partikülleri içeren yüksek dayanıma sahip bir nanoseramik hibrit materyaldir. Homojen ve eşit dağılımlı bir seramik ağına sahiptir. Cerasmart ağırlıkça %71 oranında silika (20 nm) ve baryum cam (300 nm) nanopartikül dolgu maddesi içerir (Kurtulmus-Yilmaz vd., 2019). Doğal dişlere benzer aşınma özellikleri sergiler. Elastikiyet modülü 7,5 GPa'dır. Eğilme dayanımı 220-240 MPa'dır (Coşkun vd., 2020). Frezeleme sonrasında hassas ve pürüzsüz marjinler elde edilir. Yüksek doldurucu

oranı eğilme dayanımını ve kırılma direncini arttırdığı için implant destekli restorasyonlar için uygundur. Bu materyal uzun vadede aşınmaya dirençli olduğu için bruksizm hastalarında kullanılabilir (Spitznagel vd., 2016). Yüksek ve düşük translusenside olmak üzere beş renk tonu mevcuttur. Cerasmart blokları inley, onley, veneer, parsiyel ve tam kron restorasyonları için endikedir. Kristalizasyon ve glaze gerektirmez, kolayca parlatılabilir ve karakteristik özellikler oluşturulabilir (https://www.gc.dental/america/products/digital/ cadcam/cerasmart).

Shofu Block HC (Shofu Inc) hibrit seramik bir yapıya sahiptir. UDMA (üretan dimetakrilat) ve TEGDMA (trietilen glikol dimetakrilat) bazlı bir rezin matriks ile karakterize edilir. Bu malzeme %61 oranında zirkonyum silikat nano doldurucudan oluşmaktadır (https://www.shofu.com/en/product/shofu-block-disk-hc). İskelet yapısı çiğneme kuvvetlerini absorbe ederek materyalin gücünü ve direncini arttırır. Yeterli dayanıklılığa sahip olduğu için ince restorasyonlar üretilebilir. Kısa sürede hızlı ve hassas bir şekilde frezelenip parlatılabilir ve restorasyon hemen simante edilebilir (Başpınar Alper vd., 2023). Eğilme dayanımı yaklaşık 191 MPa'dır. Elastikiyet modülü 7,8 GPa'dır (Marchesi vd., 2021). Anterior ve posterior restorasyonlarda, implant destekli kronlarda kullanılabilir. Yüksek eğilme dayanımı ve düşük elastik modülü sayesinde restorasyondaki stresleri dağıtabilir ve bu özellik materyali lityum disilikat ve zirkonyaya alternatif bir malzeme haline getirir. Materyalin sertliği dentine yakın olduğu için antagonist dişlerde oluşabilecek aşınma kabul edilebilir düzeydedir. Mine benzeri translusensiye sahip olduğu için anterior dişlerin restorasyonunda kullanılabilir. Hızlı frezlenebilir, iyi marjinal bütünlüğe sahiptir ve sinterleme gerektirmez; bu nedenle dijital iş akışı basittir. İntraoral olarak tamir edilebilen materyallerden biridir. Bu materyal anterior ve posterior kron, inley, onley, veneer ve implant destekli kron restorasyonları için endikedir. Farklı translusensiye sahip blokları mevcuttur (https://www.shofu.com/en/product/sho fu-block-disk-hc).

Polimer infiltre seramik (PICN)

Polimer infiltre seramik blokların geliştirilmesi, seramik ve kompozitlerin olumlu özelliklerini birleştirme düşüncesiyle olmuştur. Bu blok yapılarda baskın olan seramik iskelet, tamamen birbirine kenetlenen bir polimer ağı ile güçlendirilmiştir (Lambert vd., 2017). Yapıdaki polimer, yüzeyi modifiye edilmiş polimetil metakrilattır. Polimer ağı, seramik malzemelerde sıklıkla gözlenen çatlak yayılımını azaltmaktadır. Bu durum da

restorasyonun kırılma dayanımında artışa neden olmaktadır (Gracis vd., 2015; Lambert vd., 2017).

PICN malzemesi seramik ve polimer özelliklerini bir araya getirmektedir. Çift ağ hibriti olarak adlandırılan, seramik ve polimerin iç içe geçmiş ağlara sahip hibrit bir yapıdan oluşur. Bu malzemenin üretim süreci iki adım gerektirmektedir: ilk olarak, prekristalize gözenekli bir seramik ağ üretilir ve bir bağlayıcı madde ile muamele edilir; ikinci olarak, bu ağ kapiller hareketle bir polimer ile infiltre edilir. Feldspat seramiğin ince yapısı ve akrilat polimer ağı sayesinde bu materyal dentine yakın bir aşınma, yüksek bükülme dayanımı ve elastikiyete sahiptir. PICN kompozit rezinlere kıyasla daha iyi aşınma direncine sahiptir (Lambert vd., 2017).

VITA Enamic (VITA Zahnfabrik) polimer infiltre seramik bir yapıya sahiptir. Hibrit yapı, seramik ve kompozitlerin iyi özelliklerini bir araya getirmektedir. Seramik yapı, malzemenin hacim olarak %75'ini ve ağırlık olarak %86'sını oluşturmaktadır. Seramik bileşen aşınma direncini artırmakta ancak malzemeyi daha kırılgan hale getirmektedir. Polimer ağı kırılma direncini artırır. Elastisite modülü (30 GPa) dentine yakındır (Başpınar Alper vd., 2023). 150-160 MPa eğilme dayanımına sahiptir. Seramiklere göre daha düşük kırılganlık ve kompozit rezinlere göre daha düşük aşınma sergiler. Cam seramiklerle karşılaştırıldığında, daha düşük kalınlıkta restorasyon frezelemek mümkündür. Minimal invaziv restorasyonlar için uygun bir malzemedir. Doğru frezeleme ile mükemmel marjinal uyum elde edilir. Bu malzeme el ile kolayca parlatılabilir ve seramik malzemelerle karşılaştırılabilir parlak yüzeyler sergilemektedir. VITA Enamic mükemmel esnekliğe, yüksek stres direncine ve iyi ışık iletkenliğine sahiptir. Adeziv veya kendinden adezivli rezinlerle simante edildiğinde, tamamen anatomik, estetik tek diş restorasyonları üretmek için kullanılabilir. Anterior ve posterior kronlar, inleyler, onleyler, parsiyel kronlar, veneerler ve implant destekli kronlar için endikedir. Bloklar (EM-14 ve EM-10) ve diskler (H12 ve H18) olarak mevcuttur. VITA Enamic HT ve T blokları on renk tonunda mevcuttur (Okada vd., 2018).

2.3. Monolitik Seramik Materyallerde Uygulanan Yüzey Bitirme İşlemleri

Seramik restorasyonlar çeşitli yüzey bitirme işlemleri sonrasında kullanılabilmektedir. Restorasyonların üretim süreci sonrasında oluşmuş olan yüzey pürüzlülüğünü azaltmak ve parlaklığı arttırmak için kullanılan yüzey bitirme işlemleri, glaze ve mekanik polisaj

işlemleridir. Yüzey bitirme işlemleri için farklı yapıda ve uygulama çeşitliliğine sahip birden fazla farklı bitirme ve polisaj aletleri kullanıma sunulmuştur. Bunlara, mekanik polisaj için kullanılan silikon polisaj taşları, glaze işlemi için kullanılan materyaller, pastalar, alüminyum içeren diskler örnek verilebilir (Flury vd., 2017; Alao vd., 2017). Yüzey bitirme işlemleri seramiğin türüne ve seramiğin üretim sürecine göre değişmektedir.

2.3.1. Glaze işlemi

CAD-CAM sisteminde üretilen monolitik seramik restorasyonların yüzey dokusu pürüzlü olmaktadır, bu nedenle biyolojik ve estetik özellikleri sağlamak için mekanik polisaj veya glaze işlemi gibi yüzey bitirme işlemleri gerekmektedir (Manziuc vd., 2019). Glaze işlemi, doğal parlaklık ve renk stabilitesi sağlamayı, plağın tutunmasını ve karşıt dişte aşınmayı azaltmayı amaçlayan bir laboratuvar prosedürüdür. Glaze işlemi sonrası seramik yüzey daha pürüzsüz, daha parlak, renk ve translusensi parametreleri daha stabil hale gelmektedir (Manziuc vd., 2019). Glaze işlemi sayesinde pürüzsüz bir yüzey elde edilirken ayrıca parlaklıkta korunmaktadır (Alhabdan vd., 2015). Tekrarlanan fırınlama işlemlerinin glaze tabakası üzerinde kötü bir etki yarattığı ve yüzeyi deforme ettiği belirtilmiştir. Glaze işlemi ile parlatılmış bir yüzey elde edilebilmesine rağmen, bu zaman alıcı bir işlemdir. Farklı seramik malzemeler, glaze işlemi yapıldıktan veya polisaj işlemi yapıldıktan sonra farklı yüzey pürüzlülüğü sergilemektedirler. Günümüzde, kullanılan seramiğin türüne ve üretim yöntemlerine göre; geleneksel glaze sistemleri, pasta ve sprey formda uygulanan glaze sistemleri ve fırınlama gerektirmeyen ışıkla sertleşen glaze sistemleri olmak üzere çeşitli glaze sistemleri kullanılmaktadır (Rani vd., 2021; Marchesi vd., 2021; Lambert vd., 2017).

Feldspatik seramikler [Cerec Blocks C/C PC (Dentsply Sirona), Vitablocs Mark II (VITA Zahnfabrik)], lityum disikat seramikler [IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent)], lösit ile güçlendirilmiş seramikler [IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent)], zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramikler [VITA Suprinity (VITA Zahnfabrik)] ve polikristalin seramiklere [Cerec Zirconia (Dentsply Sirona), IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent), Katana Zirconia Block (Kuraray Noritake dental)] toz/ likit glaze sistemi, pasta ve sprey formda uygulanan glaze sistemleri ile yüzey bitirme işlemi uygulanabilmektedir (Kurt vd., 2020; Akan vd., 2021). Rezin matriks seramiklere ise [Lava Ultimate (3M ESPE), Cerasmart (GC), VITA Enamic (VITA Zahnfabrik), Paradigma MZ100 (3M ESPE) ve

Shofu Block HC (Shofu Inc.)] fırınlama gerektirmeyen ışıkla sertleşen glaze sistemleri ile yüzey bitirme işlemi uygulanabilmektedir (Ruschel vd., 2018).

2.3.2. Mekanik polisaj işlemi

Mekanik polisaj teknikleri, doğal dişlere benzer pürüzsüz yüzeyler oluşturma prensibine dayanmaktadır. CAD-CAM restorasyonları, çeşitli yüzey bitirme işlemleri kullanılarak hazırlanabilmektedir. Yüzey bitirme işlemlerinden sonra yüzey daha parlak ve pürüzsüz olmaktadır (Vichi vd., 2018).

Seramik restorasyonlarda bitim aşamasında aşındırma yoluyla klinik ayarlamalar yapılması genellikle gerekebilmektedir. Bu ayarlamalar, restorasyonda erken oklüzal temaslar veya yetersiz konturlar varlığında gerekmektedir ve bu işlemler sonrasında genellikle glaze tabakası kaldırılmaktadır (Silva vd., 2015). Glaze tabakasının kaldırılması, yüzey pürüzlülüğünü arttırarak karşıt dişte aşınma, plak tutunması ve periodontal sorunlar, estetik problemler ve daha düşük dayanım gibi bazı klinik problemlere yol açmaktadır. Bu nedenlerden dolayı, seramik restorasyonlara tekrardan mekanik polisaj işlemi uygulanması gerekmektedir (Silva vd., 2015). Seramik restorasyonlar için farklı mekanik polisaj sistemleri bulunmaktadır. Bunlar; elmas frezler, keçe diskler, lastik frezler, taş frezler, karbür frezler, zımpara diskleri, alüminyum oksit veya elmas içerikli polisaj patları dahil olmak üzere çeşitli malzemelerden oluşmaktadır (Silva vd., 2015; Alhabdan vd., 2015; Sagsoz vd., 2016).

Yeterli mekanik polisaj işlemi uygulanmış yüzeyin dayanıklılığının glaze işlemi uygulanmış yüzey ile benzer olduğu belirtilmektedir. Rezin içerikli seramiklerde zaman alan glaze işlemi yerine, mekanik polisaj işlemi uygulanabilmektedir (Sagsoz vd., 2016).

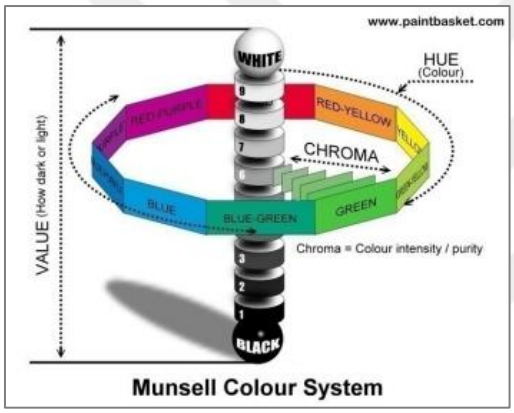
2.4. Dental Seramik Materyallerde Renk

İnsanların rengi nesnelerden yansıyan ışığa göre algıladığı bilinmektedir. Renk ve rengin ayırt edilmesi ışıkla ilgili bir kavramdır. Bir nesneye ait rengin ayırt edilebilmesi için nesneden yansıyan ışığın retinadaki sinirleri uyarması ve beynin görmeyle ilgili bölgelerine sinyal göndermesi gerekmektedir. Işık, elektromanyetik bir enerjidir. İnsan gözünün 400-700 nm dalga boyları arasındaki spektrumlardaki ışığı algıladığı belirtilmektedir (Pekkan vd., 2020; Navarro vd., 2019). Rengi tanımlamak için birçok sistem geliştirilmiştir.

Günümüzde Munsell ve CIEL*a*b* (Commisson İnternationale de I'Eclairage L*, a*, b*) renk sistemleri kullanılmaktadır (Navarro vd., 2019).

2.4.1. Munsell renk sistemi

Albert H. Munsell tarafından 1905 yılında geliştirilen bir sistemdir. Munsell renk sisteminde örneklerin üç boyutlu olarak yerleştirilme prensibini rengin üç özelliği belirlemektedir (Kolakarnprasert vd., 2019; Navarro vd., 2019). Bu özellikler; hue (ton), value (parlaklık) ve chroma (doygunluk) olmak üzere üç boyutta tanımlanmıştır (Şekil 2.2) (Navarro vd., 2019; Strasser vd., 2023).



Şekil 2.2. Munsell renk sistemi

Hue

Bir rengi diğerinden ayırt eden niteliğe denmektedir. Munsell renk sisteminde saat yönünde sıralanmış beş adet ana renk yer almaktadır (kırmızı, sarı, yeşil, mavi ve mor). Ayrıca ana renklerin birleşiminden oluşan birleşim renkleri bulunmaktadır (sarı-kırmızı, yeşil-sarı, mavi-yeşil, mor-mavi ve kırmızı-mor) (O'Brien vd., 2002; Navarro vd., 2019). Diş hekimliğinde en çok kullanılan renk skalası Vitapan Classical renk skalasıdır (VITA Zahnfabrik). A, B, C ve D harfleri ana renkleri simgelemektedir (Kurt vd., 2016).

Value

Cismin açıklık veya koyuluk derecesini gösteren özelliğine value denir (Kurt vd., 2016). Bir cismin parlaklık derecesi, cismin üzerinden yansıyan veya geçen ışık enerjisi miktarına

bağlıdır. Munsell renk sisteminde value değerleri 0'dan 10'a kadar derecelendirilmiştir ve sistemin en altında siyah, en üstünde ise beyaz renk bulunmaktadır. Bu değerler arasında siyahtan beyaza doğru olan gri tonları value değerlerini oluşturur ve saf beyaz 10, saf siyah ise 0 olarak belirlenmiş ve ulaşılmaz olarak değerlendirilmiştir (O'Brien vd., 2002; Navarro vd., 2019) (Şekil 2.3). Doğal dişlerin value değerleri 4-8 arasında değişmektedir. Diş hekimliğinde value değerinin hesaplanması renk seçiminin en önemli aşaması olarak görülmektedir. Bir restorasyonun value değeri, yüksek hesaplanmış ise restorasyon daha parlak ve opak, düşük hesaplanmış ise daha gri ve cansız görülmektedir (Navarro vd., 2019).

Chroma

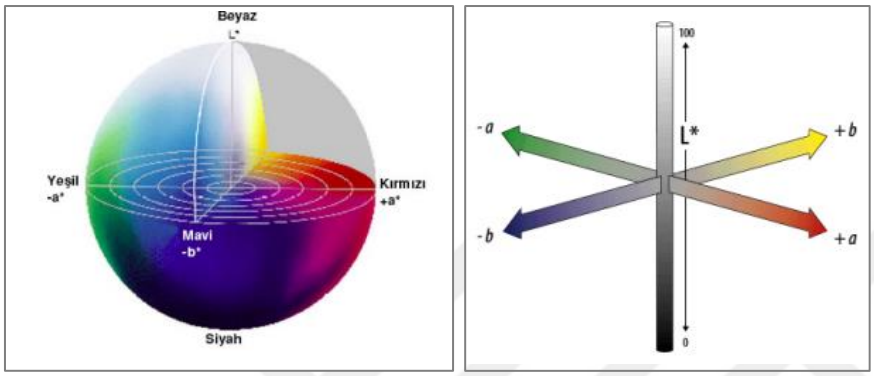
Rengin doygunluğunu, rengin ana renk miktarını yani ana rengin yoğunluğunu ifade etmektedir (Kurt vd., 2016). Munsell bu kavramı kuvvetli bir rengi zayıf bir renkten ayıran özellik olarak tanımlamaktadır. Chroma değeri Vitapan renk skalasında numaralarla belirtilmektedir (Karamouzos vd., 2007; Navarro vd., 2019).

2.4.2. CIE L*a*b* renk sistemi

Munsell renk sisteminde olduğu gibi CIE L*a*b* renk sisteminde de renk üç koordinatta gösterilmektedir. Bu koordinatlarda oluşan eksenlerin kesiştiği merkezin çevresinde bulunan bir küre üzerinde tüm bu renkler yer almaktadır. Renklerin L*, a* ve b* koordinatlarındaki dağılımları CIE L*a*b* renk sistemine göre çizgisel olmaktadır. Sıralamaları daha düzgündür ve farklı renkler arası uzaklıklar eşit olmaktadır. Bu nedenle, diş hekimliğinde yapılan araştırmalar için en çok kullanılan renk sistemi CIE L*a*b* renk sistemidir (Gómez Polo vd., 2016).

CIE L*a*b* sistemindeki L* değeri, Munsell sistemindeki value değeri ile orantılı bulunmaktadır ve rengin açıklık-koyuluk veya siyah-beyaz özelliklerini göstermektedir. L* parametreleri dikey eksende bulunmaktadır. Açık renkler L* dikey ekseninde daha yukarılarda ve daha yüksek değere sahip olurken, koyu renkler eksenin daha altında ve daha düşük değere sahip olmaktadırlar. Saf siyah rengin L* değeri 0 iken, saf beyaz rengin L* değeri 100'e eşit olmaktadır. CIE L*a*b* sisteminde a* ve b* değeri ise, Munsell sistemindeki hue ve chroma değerleri ile orantılı bulunmaktadır. a* parametreleri yatay eksende bulunmaktadır. Bir cismin kırmızı (+) ile yeşil (-) arasındaki chroma koordinatlarını

göstermektedir. a* değeri arttıkça renk kırmızıya kayarken, değeri azaldıkça yeşile kaymaktadır. b* parametreleri yatay eksende bulunmaktadır. Bir cismin sarı (+) ile mavi (-) arasındaki koordinatlarını göstermektedir. b* değeri arttıkça renk sarıya, azaldıkça maviye kaymaktadır. a* ve b* koordinatlarının 0 değerleri nötral renkleri (beyaz, gri) oluştururken, bu değerlerin artması ile renk daha yoğun ve doygun hale gelmektedir (Navarro vd., 2019; Gómez Polo vd., 2016).



Şekil 2.3. CIE L*a*b* renk sistemi

CIE L*a*b* renk sisteminde renkler geometrik olarak dizilmektedir. Bundan dolayı, iki renk arasındaki farklılık matematiksel olarak hesaplanabilmektedir. İki renk arasındaki renk farklılığı (ΔE*), bu renklere ait L*a*b* değerleri ile formül kullanılarak hesaplanmaktadır.

$$\Delta E^* = [(\Delta L)^2 + (\Delta a)^2 + (\Delta b)^2]^{1/2} = [(L_1 - L_2)^2 + (a_1 - a_2)^2 + (b_1 - b_2)^2]^{1/2} \quad (2.1)$$

Bu formüldeki ΔL*, Δa* ve Δb* değerleri, CIEL*a*b* renk parametreleri arasındaki farkları ifade etmektedir. Formülde bulunan, L_1*, a_1* ve b_1* değerleri ilk ölçüm değerleridir. L_2*, a_2* ve b_2* değerleri ise ikinci ölçüm değerleridir. ΔE* değerinin sıfır olması bu iki rengin aynı olduğunu, ΔE* değerinin sıfırdan farklı olması ise bu renkler arasında farklılık olduğunu göstermektedir. ΔE* değeri artması ile renk farklılığı da artarak gözle algılanabilir duruma gelmektedir. Algılanabilirlik, bir diş ile komşu restorasyon arasındaki renk farkını ifade ederken, kabul edilebilirlik, o restorasyonun renginin insan gözü tarafından kabul edilmesini ifade etmektedir (Paravina vd., 2015). Paravina ve diğerleri (2015) algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik eşik değerlerini CIEL*a*b* formülü için (ΔE_{ab}) 1,2 ve 2,7 olarak tanımlamışlardır (Paravina vd., 2015).

CIEDE2000 renk sistemi

Renk farklılıklarını belirlemek için CIEL*a*b* formülüne dayanarak geliştirilen farklı formüller de kullanılmıştır. Paravina ve diğerleri (2015) tarafından kullanılan başka bir formül CIEDE2000 formülüdür (Paravina vd., 2015). CIEDE2000 formülü diş renkleri arasındaki algılanabilir ve kabul edilebilir renk farklılıkları için daha iyi göstergeler sağladığından renk farkı hesaplamaları için daha iyi bir uyum göstermektedir (Pecho vd., 2016). Bunun yanında CIEDE2000 formülü klinik renk analizinde, CIEL*a*b *formülünden daha fazla dikkate alınmalıdır (Paravina vd., 2015). CIEDE2000 renk formülü hesaplamaları aşağıdaki denkleme göre yapılmaktadır (Dang vd., 2023). CIEDE2000 (ΔE_{00}) formülünde karşılık gelen algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik değerlerini ise sırasıyla 0,8 ve 1,8 olarak tanımlanmıştır (Paravina vd., 2015).

$$\Delta E^*_{00} = \sqrt{\left(\frac{\Delta L'}{K_L S_L}\right)^2 + \left(\frac{\Delta C'}{K_C S_C}\right)^2 + \left(\frac{\Delta H'}{K_H S_H}\right)^2 + R_T \frac{\Delta C'}{K_C S_C} \frac{\Delta H'}{K_H S_H}} \quad (2.2)$$

2.4.3. Renk ve ışıkla ilgili kavramlar

Metamerizm

Farklı ışık kaynakları altında cismin renginin farklı görünmesidir (Chu vd., 2017). Farklı spektral eğriye sahip ışık kaynakları, cisimler arasında görsel farklılıklar oluşmasına neden olmaktadır. Bundan dolayı diş hekimleri renk seçerken ışık kaynaklarına dikkat etmelidir (Meller vd., 2012; Kahramanoğlu vd., 2013).

Floresan

Bir cisim üzerine gelen ışığın, bu cisim tarafından kısa dalga boylu olanların emilmesi ve uzun dalga boyluların ise yayılmasıdır. Estetik diş hekimliği yaklaşımında floresan önemli bir kavramdır. Doğal dişlerin özellikle organik içeriği fazla olan dentin bölümü floresandır, ultraviyole ışık altında görünür ışık yayarlar. Bu durum dişlerin daha canlı ve parlak gözükmesini sağlamaktadır (Meller vd., 2012; Suh vd., 2017).

Opalesan

Bir cismin ışığı yansıtıp veya absorbe etmesi ile farklı renkte görünmesine denmektedir. Dişin mine dokusu ve dental porselenler gibi malzemeler kısa dalga boylarını yansıtırlar ve mavimsi-beyaz renkte görünürler. Uzun dalga boylarını absorbe ederler ve turuncu-kahverengi renkte görünürler (Weyhrauch vd., 2015).

Opasite

Bir cismin ışığın geçişini engellemesine opasite denmektedir. Tamamen opak olan cismin tüm ışığı absorbe etmesi ile cisim siyah renkte görünür (Paravina vd., 2004).

Transparanlık

Işığın cismin içinden tamamen geçmesi özelliğine transparan denmektedir. Transparan olan cisim arkasında bulunan nesneleri gösterebilir (Şahin vd., 2021).

Translusensi

Işık, cismin içinden geçerken bir kısmı yansır, bir kısmı cismin içinden geçer ve/veya dağılır. Translusensi derecesinin en yüksek değerde olması saydamlık, en düşük değerde olması ise opaklık kavramıdır (Ahmed vd., 2019).

2.4.4. Dental seramiklerde renk ölçüm yöntemleri

Görsel olarak veya bir cihaz yardımıyla yapılan renk ölçümleri belirli bir diş renginin analizinde kullanılabilecek yöntemlerdir. Diş hekimliğinde en çok tercih edilen yöntem, dişler ile renk skalalarının karşılaştırılması işlemidir. Görsel renk tespiti pratik ve subjektif olan yöntemlerdir. Cihaz yardımı ile yapılan ölçümlerden hızlı, pratik ve objektif sonuçlar elde edilmektedir (Navarro vd., 2019).

Görsel renk ölçümü

Geleneksel olarak görsel yöntem, klinik renk tonu eşleştirme prosedürlerinde kullanılan bir yöntemdir (Chang vd., 2012). İlk olarak 1956 yılında VITA Zahnfabrik tarafından tanıtılmış

ve seramik restorasyonların renk seçimi için kullanılmaları amaçlanmıştır. Bu renk skalasının görsel parametreleri yaygın olarak kabul görmeye ve benimsenmeye devam etmektedir (Navarro vd., 2019). Renk ölçümü sırasında hasta dik oturmalı, hekim hasta ile ışık kaynağı arasında durmalı ve hasta makyaj yapmış ise mutlaka silinmelidir. Renk seçimi esnasında beş saniyeden uzun süre bakılması gözün yorulmasından kaynaklı hata oranını arttıracağı için gri bir zemine bakılması tavsiye edilmektedir (Brewer vd., 2004). Görsel teknikle renk seçiminin hata payının yüksek olduğu belirtilmektedir. İnsan gözü sadece küçük renk farklılıklarını algılayabilir ve çoğu zaman birçok açıdan yetersizdir. Renk algılama yeteneği bir bireyden diğerine ve hatta aynı bireyde bile zamanla farklılık gösterir. Yorgunluk, yaş, stres, ışığa maruz kalma ve metamerizm gibi faktörler renk tonu seçimini etkileyebilmektedir (Navarro vd., 2019).

Vitapan Classical renk skalasında bulunan dört grup (A, B, C ve D) farklı renk tonlarına (hue) ve her grubun içinde bulunan on altı grup farklı renk yoğunluklarına (chroma) sahiptir. A grubu kırmızımsı-kahverengi, B grubu kırmızımsı-sarı, C grubu gri ve D grubu kırmızımsı-gri renk tonlarını oluşturmaktadır. Gruplardaki renklerin sıralanması işlemi renk yoğunluğundaki artışa göre yapılmaktadır. A grubu beş renk (A1, A2, A3, A3.5 ve A4); B grubu dört renk (B1, B2, B3 ve B4); C grubu dört renk (C1, C2, C3, C4) ve D grubu ise üç renk (D2, D3 ve D4) bulundurmaktadır. Vitapan Classical renk skalası uzun yıllar standart yöntem olarak kabul edilmiştir (Kurt vd., 2016). Renk skalalarının gelişimindeki bir diğer önemli adım "Toothguide 3D-Master (Vita Zahnfabrik)" skalasının piyasaya sunulmasıyla gerçekleşmiştir. 3D-Master skalası renklerin açıklık değerlerine (lightness) göre beş gruba ayırarak 26 renkten oluşmaktadır. Vitapan Classical renk skalası ile karşılaştırıldığında, renk seçenekleri daha fazladır, ancak hekimler için kullanımı Vitapan Classical renk skalasına göre daha karmaşık ve zordur (Kurt vd., 2016).

Renk ölçüm cihazları ile ölçüm

Subjektif görsel algıyı en aza indirmek ve renk tonu seçim sürecini basitleştirmek için cihazlar geliştirilmiştir. Bu cihazlar temel olarak kolorimetreler, spektroradyometreler, spektrofotometreler, dijital kamera ve görüntüleme sistemleridir (Kurt vd., 2016; Navarro vd., 2019).

Kolorimetreler, simüle edici bir göz filtresi kullanarak rengi üç eksende ölçerler, spektral yansımayı kaydetmezler. Spektroradyometreler, bir nesnenin ışınım (radiance) ve parlaklık (irradiance) gibi radyometrik değerlerini ölçmektedirler. Diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan spektrofotometre, gözlemlenen nesnenin yansıması veya iletimi yoluyla rengi ölçer ve yalnızca görünür frekans aralığında (350-800 nm) mevcut olan spektral eğriyi kaydedebilir. Ölçüm, spektrumların temel bileşenlerini analiz eder ve bilgileri çeşitli renk ölçüm sistemlerine dönüştürür (Navarro vd., 2019). Diş hekimliğinde renk eşleştirmesi için en doğru ve kullanışlı araç spektrofotometre olarak kabul edilmektedir. Bir spektrofotometre, bir optik radyasyon kaynağı, bir dağıtıcı ışık, bir optik ölçüm sistemi, bir dedektör ve elde edilen ışığı analiz edilebilecek bir sinyale dönüştüren bir araçtan oluşur. İnsan gözüyle karşılaştırıldığında, spektrofotometre doğrulukta %33'lük bir artış ve vakaların %93,3'ünde daha objektif bir eşleşme sunabilir (Navarro vd., 2019). Konica MinoltaCM 3600A (Konica Minolta Sensing, Inc., Tokyo, Japonya) ve Vita Easyshade Compact (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) bazı spektrofotometre cihazlarına örnek olarak verilebilir (Khurana vd., 2007).

2.5. Dental Seramik Materyallerde Parlaklık Ölçümü

Restoratif materyallerin optik özelliklerinde meydana gelen değişimler, materyallerin yüzey parlaklığını da etkileyebilmektedir. Yüzey parlaklığının algılanabilirliği ve kabul edilebilirliği, parlaklık değişimlerinden etkilenmektedir (Rocha vd., 2020). Parlaklık ölçer (glossmetre) belirli bir yüzeyin parlaklığını ölçmek için kullanılan bir cihazdır. Cihaz, sabit yoğunluk ve açıya sahip bir ışık demetini yüzeye yansıtarak dik açıyla yansıyan ışık miktarını ölçmektedir. Yansıyan ışık miktarı malzemenin yapısına göre değişmektedir. Ölçüm ünitesi, parlaklık ünitesi (gloss unit: GU) olarak adlandırılmaktadır ve 0-100 GU arasında bir aralığa sahiptir (Alzahrani vd., 2017). Yüzey parlaklığı için algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik sınırları sırasıyla 6,4 GU ve 35,7 GU olarak tanımlanmıştır (Rocha vd., 2020). Parlaklık değişimlerinde, yaklaşık 6,4 parlaklık ünitesinden fazla bir farkın olması hasta tarafından algılanabilmektedir. Yaklaşık olarak 35,7 parlaklık ünitesinden fazla bir farkın olması da klinik olarak kabul edilmemektedir (De Andrade vd., 2021). Bir parlaklık ölçer yardımı ile ölçülen objektif parlaklık, bir nesnenin yüzeyine belirli bir açıda (20°, 60° veya 85°) yansıyan ve ışık gelişine doğru aynı açıyı sunan, ancak polisajlı bir standartla karşılaştırıldığında ters yönde olan ışık miktarıdır ve seramik malzemeler için bu açı 60° olarak belirtilmektedir (Rocha vd., 2020).

2.6. Monolitik Seramik Materyallerde Renk ve Parlaklık

Monolitik seramiklerin renk, parlaklık ve translusensi gibi optik özellikleri değerlendirilirken, restorasyonun kalınlığı (Harada vd., 2016; Sulaiman vd., 2015; Subaşı vd., 2018), simantasyonun tipi (Malkondu vd., 2016), seramiklerin rengi (Sen vd., 2018), yüzey bitirme protokolleri (Kim vd., 2016), seramiklerin implant dayanağı olarak kullanımı (Capa vd., 2017) gibi klinik parametreler, dışsal faktörler kategorisinde yer alan dental arka plan (Tabatabaian vd., 2017), siman rengi (Tabatabaian 2018; Tabatabaian vd., 2019) ve düşük ısıda bozunma (Kim vd., 2019; Walczak vd., 2019) gibi faktörler göz önünde bulundurulmalıdır (Pekkan vd., 2020). Ayrıca, yüzey yapısı restoratif materyallerin optik özellikleri üzerinde önemli bir etkiye sahiptir ve algılanan translusensiyi değiştirmektedir (Kurtulmuş-Yılmaz vd., 2018). Eğer bir materyalin yüzeyi pürüzsüzse, ışık yüzeye çarptığında aynı açıyla yansıyacaktır. Buna speküler yansıma denmektedir. Ancak yüzey pürüzlü olduğunda dağınık yansıma meydana gelecektir ve ışık çeşitli yönlerde yansıyacaktır. Ayrıca, rezin simanların rengi ve translusensi parametresi de restorasyonların optik özelliklerini etkilemektedir (Dede vd., 2017; Kurtulmuş-Yılmaz vd., 2018).

2.7. Seramik Materyallerde Yüzey Pürüzlülüğü

Bir restorasyonun uzun dönemdeki başarısı, yüzey topoğrafyasına ve pürüzlülüğüne bağlıdır. Yüzey pürüzlülüğünün yüksek olması ile yüzeysel çatlaklar gelişebilir ve yayılabilir. Aynı zamanda yüksek yüzey pürüzlülüğü, restoratif materyallerin kırılganlığının artmasına neden olmakta ve restorasyonun başarısını olumsuz etkilemektedir (Kara vd., 2021).

Dental materyallerin ortalama pürüzlülük değerini hesaplamanın en yaygın yöntemi, tüm yüzeylerin pürüzlülük değerlerinin ölçülerek ve ortalaması alınarak elde edilen ortalama yüzey pürüzlülüğü (Ra) değeridir (Akan vd., 2021). Pürüzlü yüzeye sahip seramik restorasyonlar, dış kaynaklı lekelenmelere daha duyarlı olmaktadır. Yüzeyin dokusu, daha pürüzlü yüzeylerden daha az ışık yansımasıyla renk algısını etkileyebilmektedir. 0,2 μm'den fazla yüzey pürüzlülüğü, artan plak birikimi ile ilişkilendirilmektedir, çürük riskinde ve periodontal enflamasyonda artışa yol açtığı bildirilmektedir (Yuan vd., 2018).

Yüzey pürüzlülüğünü karakterize etmek için, bir pürüzlülük ölçme yöntemi seçilmeli ve genel olarak bir veya daha fazla pürüzlülük parametresinin tanımlanması gerekmektedir. Yüzey pürüzlülüğünü tanımlamak için bazı pürüzlülük parametreleri kullanılmaktadır (Hashmi vd., 2014). Bu parametreler (Santos vd., 2013);

Ra (Ortalama pürüzlülük değeri)

Ölçüm uzunluğunda pürüzlülük profilinin ortalama çizgisine göre elde edilen profil sapmalarının mutlak değerlerinin aritmetik ortalamasına verilen değerdir (Santos vd., 2013).

Rz (Ortalama en fazla profil yüksekliği)

Tüm ölçüm uzunluğu içinde en düşük beş vadi ile en yüksek beş zirvenin toplamının ortalaması olarak tanımlanmaktadır (Santos vd., 2013).

Rq (Ortalama karekök profil yüksekliği)

Ölçüm uzunluğunda elde edilen profil yüksekliğinin ortalamasının karekök ortalaması olarak tanımlanmaktadır (Santos vd., 2013).

Rt (En fazla profil yüksekliği)

Ölçüm uzunluğunda profilin en yüksek ve en alçak noktaları arasındaki dikey uzunluktur (Santos vd., 2013).

Rmax (En fazla pürüzlülük derinliği)

Ölçüm uzunluğunda hesaplanan Rt değerlerinin en fazlasıdır (Santos vd., 2013).

Yüzey pürüzlülüğü, materyalin belirli kısımlarında yüzeydeki çok ince düzensizlikleri tanımlamaktadır. Diş hekimliğinde pürüzlülük kavramı önemli bir yere sahiptir. Bu nedenle, seramik yüzeylerin yüzey topoğrafyasını ve pürüzlülüğünü değerlendirmede ve yüzey analizlerinde profilometre cihazı, atomik kuvvet mikroskobu (AFM) ve taramalı elektron mikroskobu (SEM) olmak üzere çeşitli yöntemler kullanılmaktadır (Dilber vd., 2021; Al Hamad vd., 2022).

2.7.1. Kontakt ve temassız (non-kontakt/ optik) profilometre

Yüzey pürüzlülüğü kontakt ve optik olmak üzere iki çeşit profilometre cihazı ile hesaplanabilmektedir. Ra, Rpm ve Rz gibi pürüzlülük parametrelerinin ölçümleri bu cihazlar ile yapılabilmektedir (Şahin vd., 2021). Kontakt profilometreler iki boyutlu ölçüm yapan cihazlardır. 25-50 µm çözünürlüğe sahip elmas uç ile yüzey taraması işlemi yapılmaktadır. Bir X ekseni boyunca hareket eden sensör, dikey Z ekseni boyunca oluşan yükseklik değişimlerini ölçmektedir. Düz yüzeyli örneklerin kullanılması ve ölçümlerin tekrarlanması değerlerin doğruluk derecesini arttırmaktadır. Ölçümlerden önce ve ölçüm aralarında cihaz kalibre edilmelidir (Heintze vd., 2006). Optik profilometre optik ışınla tarama sağlayan, temassız ve üç boyutlu bir analiz yöntemidir (Şahin vd., 2021).

2.7.2. Atomik kuvvet mikroskobu (AFM)

Atomik kuvvet mikroskobu (AFM), yüzey pürüzlülüğünün üç boyutlu topoğrafik harita görüntülerini yüksek çözünürlükte gösterebilen cihazdır (Kakaboura vd., 2006). Bu cihaz örnek yüzeyini ince ve sivri ucu ile tarayarak ölçüm yapmaktadır. Örneklerin kaplanmasını gerektirmemesi bu cihazın avantajıdır ancak tarama hızının düşük olması ve yüzey düzensizliklerini tam olarak belirleyememesi dezavantajlarıdır (Gadegaard vd., 2006; Şahin vd., 2021).

2.7.3. Taramalı elektron mikroskobu (SEM)

Taramalı elektron mikroskobu (SEM), mikroyapıların morfolojisinin ve kimyasal bileşim özelliklerinin incelenmesi ve analizi için kullanılan bir cihazdır. Belirli bir alanı hedef alarak yüksek voltaj ile hız kazandırılan elektron ışınları sayesinde yüzeyin taranması sağlanır. Örnek yüzeyinin taranması için hız kazandırılan bu elektron ışınlarını çok sayıda sinyal üreterek katot ışın tüpünde görüntülenen görsel bir sinyale dönüştürür (Şahin vd., 2021).

2.8. Diş Fırçalama Simülasyonu

Ağız sağlığını korumak ve diş eti hastalıklarını önlemek için florürlü bir diş macunu ile günlük diş fırçalama en önemli ve uygun maliyetli koruma yöntemi olarak uygulanmaktadır. Diş fırçaları yüzlerce yıldır kullanılmaktadır ve bu nedenle tasarımları ve şekilleri sürekli değişim göstermektedir. Zamanla tasarım özellikleri, plağı etkili bir şekilde temizlerken aynı

zamanda yumuşak dokulara en fazla konforu sağlayacak şekilde geliştirilmiştir. Bir diş fırçasının ömrü, kullanım süresi, uygulanan kuvvet ve teknik gibi kullanım alışkanlıklarına bağlı olarak değişmektedir (Navarro vd., 2019).

İdeal bir diş fırçasının kılları yuvarlatılmış ve yumuşak olmalıdır. Fırça başı, 2-4 sıra demetin her sırasında eşit aralıklı 5-12 kıl demeti olan ve her demette 80-86 kıl olan kıl demetlerinden oluşmalıdır. Ayrıca fırça başı küçük, düz saplı, 0,3 mm çaplı ve 10,3 mm uzunluğunda naylon kıllı olmalıdır. Yumuşak diş fırçaları 0,2 mm, orta sertlikteki diş fırçaları 0,3 mm ve sert diş fırçaları 0,4 mm ortalama kıl çapına sahip olmalıdırlar (Taylor vd., 1995). Etkin bir diş fırçalama işlemini etkileyen iki ana faktör vardır. Bu faktörler, uygulanan kuvvetin miktarı ve kuvvetin süresidir (Wiegand vd., 2013). Rosema ve diğerleri (2013) tarafından yapılan çalışmada ortalama fırçalama kuvvetinin 330 ile 400 gram olduğu kaydedilmiştir. Johannsen ve diğerleri (2013) tarafından yapılan çalışmada fırçalama süresinin uygulanan kuvvetten daha önemli olduğu belirlenmiştir. İki dakikalık fırçalama süresinde, 150 gramın üzerinde artan fırçalama kuvvetinin plak uzaklaştırma üzerindeki etkisinin önemsiz olduğu belirtilmiştir.

Diş macununun ağız kokusu, florür şarjı gibi konularda yardımcı olduğu bilinmektedir. Diş macununun içinde belirli bir aşındırıcılığa sahip olmasına neden olan çeşitli bileşenler bulunmaktadır. Diş macunlarının aşındırıcılığının yüzeysel plak ve lekeleri çıkarmaya yetecek kadar olması hastanın dokularına veya protezine zarar vermemesi gerekmektedir (Navarro vd., 2019)

Diş macunları; sodyum bikarbonat, silika, dikalsiyum fosfat dihidrat, sodyum metafosfat, nano hidroksiapatit, kalsiyum pirofosfat, zirkonyum silikat, perlit, alüminyum oksit, pomza, kalsiyum karbonat, hidrojen peroksit, karbamit peroksit gibi çözünmeyen aşındırıcı bileşenler içerebilmektedirler (Lippert vd., 2013; Brooks vd., 2017; Vaz vd., 2019). Diş macununun bileşenleri, potansiyel olarak ne kadar aşındırıcı olacağından sorumludur. Parçacık boyutu ve miktarı gibi diğer hususlar da önemlidir. Bir diş macununun ne kadar aşındırıcı olabileceğini ölçmek için, rölatif dentin abrasivitesi (RDA) adı verilen bir standart geliştirilmiştir. Bu standart, diş macunu başına belirli bir aşındırıcılık değeri tanımlamaktadır. Amerikan Diş hekimleri Birliği'ne (ADA) göre ağız sağlığı bakımında güvenli bir diş macunu kullanımı için sınır en yüksek 250 RDA'ya izin vermektedir. ADA,

150 RDA'dan daha düşük bir diş macunu ile günde iki kez, iki dakika fırçalama yapılmasını önermektedir (Erkal vd., 2022).

Diş fırçalama, seramik yüzeyinde karakterize edilen tabakanın çıkarılmasına, artan yüzey pürüzlülüğüne ve seramik restorasyonlarda renk değişimine yol açabilmektedir. Pürüzlü yüzeye sahip seramik restorasyonların dış kaynaklı renklenmeye daha duyarlı olduğu gösterilmiştir. 0,2 µm'den fazla pürüzlülüğün, artan plak birikimi ile ilişkilendirildiği, çürük riskinde ve periodontal enflamasyonda artışa yol açtığı bildirilmiştir (Yuan vd., 2018). Restorasyonların pürüzlülüğünün artma nedenlerinden biri günlük diş fırçalama uygulamalarıdır. Bu nedenle farklı seramik materyallerin günlük diş fırçalama davranışı sonrasında gösterdikleri özelliklerin test edilmesi önemlidir (De Andrade vd., 2021). Yapay fırçalama gibi laboratuvar aşınma testleri, bu malzemelerin ömrünün belirlenmesine yardımcı olmakta ve klinik uygulamalar için ipucu vermektedir (De Andrade vd., 2021). Diş fırçalama simülatörleri diş yüzeyleri ya da restoratif materyallerin belli bir süre sabit kuvvetle fırçalanması sonucu yüzey özelliklerinde gerçekleşen değişimlerin değerlendirilmesini sağlayan elektronik cihazlardır. Örneklere uygulanan fırçalama işlemi, ağız ortamında diş fırçalama işlemleri sonucu oluşan aşınmaların taklit edilmesine olanak sağlamaktadır (Erkal vd., 2022). Fırçalama simülatörlerinin; ileri-geri, sağ-sol, çapraz ve dairesel (0 ve 8 çizer gibi) fırçalama gibi farklı fırçalama modları bulunmaktadır. Fırçalama simülatörü ile birden fazla örneğin aynı anda fırçalanması sağlanabilmektedir (Erkal vd., 2022).

Bu tez çalışmasında, farklı monolitik CAD-CAM seramiklerinde diş fırçalama simülasyonu sonrası meydana gelen renk, parlaklık, yüzey pürüzlülüğü ve yüzey topoğrafisi değişimlerinin değerlendirilmesi amaçlandı. Bu amaçla, CAD-CAM sisteminde üretilen materyallerden farklı yapılara sahip dokuz çeşit monolitik seramik materyal çalışmaya dâhil edildi. Bu çalışmanın hipotezi; diş fırçalama simülasyonunun farklı monolitik seramik çeşitlerinin (monolitik zirkonya, prekristalize ve kristalize lityum disilikat seramik, prekristalize ve kristalize zirkonya ilaveli lityum silikat seramik, hibrit seramik, lösitle güçlendirilmiş seramik ve feldspatik seramik, hibrit nanoseramik) optik ve yüzey özellikleri üzerinde etkili olacağı yönündedir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu in vitro çalışma Gazi Üniversitesi/ Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından TDH 2022-7591 nolu proje desteği ile Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi/ Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi Uygulamalı Bilimler Fakültesi/ Fotonik Uygulama ve Araştırma Merkezi/ Fotonik Bölümü ve Gazi Üniversitesi/ Fen Fakültesi/ Biyoloji Bölümü/ Görüntüleme Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi. Bu tez çalışmasında, farklı monolitik CAD-CAM seramik materyallerinde fırçalama simülasyonu sonrasında meydana gelen renk, parlaklık, yüzey pürüzlülüğü ve yüzey topoğrafisi değişimlerinin değerlendirilmesi amaçlandı. Bu amaçla farklı ticari markalara ve içeriklere sahip monolitik CAD-CAM bloklarından örnekler hazırlanarak 9 farklı gruba ayrıldı (n=10).

3.1. Deney Örneklerinin Hazırlanması

Çalışma, 9 farklı CAD-CAM materyali üzerinde in vitro olarak yürütüldü. Bu amaçla In-Coris TZI C, IPS e.max CAD, Vita Suprinity, Vita Enamic, IPS Empress CAD, Cerec Blocks, Cerasmart, Initial LISI Blocks ve Celtra DUO bloklarından, 12x14 mm boyutlarında ve 1,5 mm kalınlığında seramik örnekler hazırlandı (n=10). Kullanılan materyallerin içerikleri ve üretici firmaları Çizelge 3.1.'de gösterildi. Örnek grupları ve kullanılan materyaller ise Çizelge 3.2'de gösterildi.

Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan materyallerin içerikleri ve üretici firmalar

Materyal	Kimyasal Kompozisyon	Marka ve Üretici Firma
Monolitik zirkonya	Ağırlıkça % $ZrO_2+HfO_2+Y_2O_3 \geq$ %99 Y_2O_3 > %4,5 - ≤%6,0 $HfO_2 \leq$ %5 $Al_2O_3 \leq$ %0,07 Diğer oksitler ≤ %1,1	In-Coris TZI C (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya)
Lityum disilikat seramik (Prekristalize)	Ağırlıkça % SiO_2 %5-80 Li_2O %11-19 K_2O %0-13 P_2O_5 %0-11 ZrO_2 %0-8 ZnO %0-8 Al_2O_3 %0-5 MgO %0-5	IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn)
Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik (Prekristalize)	Ağırlıkça % ZrO_2 %8-12 SiO_2 %56-64 Li_2O %15-21 La_2O_3 %0,1 Pigmentler < %10	VITA Suprinity (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya)
Hibrit seramik	Ağırlıkça % SiO_2 %58-63 Al_2O_3 %2-23 Na_2O %6-11 K_2O %4-6 B_2O_3 %0,5-2 CaO <%1 TiO <%1	VITA Enamic (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya)
Lösit ile güçlendirilmiş seramik	Ağırlıkça % SiO_2 %60 -65 Al_2O_3 %16-20 K_2O %10-14 Na_2O %3,5-6,5 Diğer oksitler %0,5-7 Pigmentler %0,2-1	IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn)
Feldspatik seramik	Ağırlıkça % SiO_2 %56-64 Al_2O_3 %20-23 Na_2O %6-9 K_2O %6-8 CaO %0,3-0,6 TiO_2 %0,0-0,1	Cerec Blocks (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya)
Hibrit nanoseramik	%29 Bis-MEPP, UDMA, DMA %71 SiO_2 (20 nm), Barium nanopartikülleri (300 nm)	Cerasmart (GC Dental Products Europe, Leuven, Belçika)
Lityum disilikat seramik (Kristalize)	Hacimce % %70-80 Kristal faz (1,5-3 μm lösit kristalleri)	Initial LISI Blocks (GC Dental Products Europe, Leuven, Belçika)
Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik (Kristalize)	Ağırlıkça % SiO_2 %58 P_2O_5 %5 AI_2O_3 %1,9 Li_2O %18,5 ZrO_2 %10,1 Tb_4O_7 %1 CeO_2 %2	Celtra DUO (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya)

Çizelge 3.2. Deney grupları

Deney Grupları	Kullanılan Materyal	Ölçüm Süreleri
ZR	In-Coris TZI C	Başlangıç – 10000 siklus – 50000 siklus
LD	IPS e.max CAD	Başlangıç – 10000 siklus – 50000 siklus
VS	VITA Suprinity	Başlangıç – 10000 siklus – 50000 siklus
VE	VITA Enamic	Başlangıç – 10000 siklus – 50000 siklus
EMP	IPS Empress CAD	Başlangıç – 10000 siklus – 50000 siklus
CB	Cerec Block	Başlangıç – 10000 siklus – 50000 siklus
GC	Cerasmart	Başlangıç – 10000 siklus – 50000 siklus
L	Initial LISI Block	Başlangıç – 10000 siklus – 50000 siklus
CD	Celtra DUO	Başlangıç – 10000 siklus – 50000 siklus

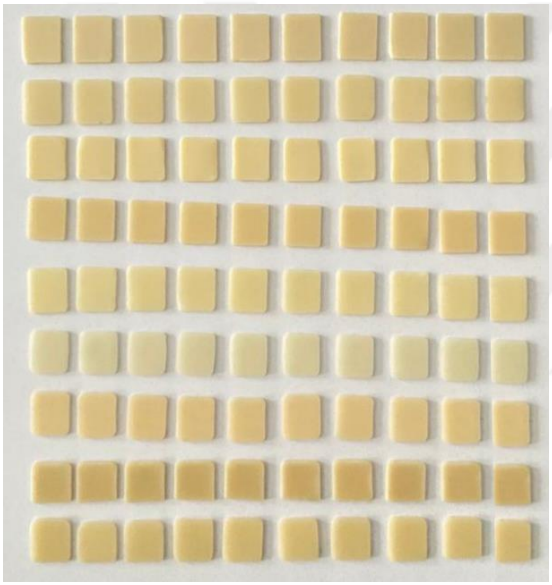
Örneklerin istenen kalınlıkta hazırlanması için, A2 rengindeki seramik bloklar doğrusal hassas kesim cihazı (Metkon Sulu Kesim Micracut Hassas Kesit Alma Cihazı; Metkon, Bursa, Türkiye) kullanılarak su soğutması altında kesildi (Resim 3.1). Kesme işlemi tamamlandıktan sonra, örnek kalınlıkları dijital kumpas ile ölçüldü. Sonrasında monolitik zirkonya örneklere sinterleme işlemi, prekristalize formdaki lityum disilikat ve zirkonya katkılı lityum silikat örneklere üretici firmanın talimatları doğrultusunda kristalizasyon işlemi uygulandı. Feldspatik seramik, lösit içerikli seramik, hibrit seramik ve hibrit nanoseramik örneklere herhangi bir fırınlama işlemi yapılmadı. Sonrasında tüm gruplara ait örneklere su soğutması altında 400, 800 ve 1200 gritlik silikon karbid aşındırma kağıtları (English Abrasives; Londra, İngiltere) ile zımparalama ve parlatma cihazında (Metkon Zımparalama ve Parlatma Cihazı; Metkon, Bursa, Türkiye) zımparalama işlemi yapıldı (Resim 3.2). 12x14 mm boyutlarında ve 1,5 mm kalınlığında toplam 90 örnek elde edildi (n=10) (Resim 3.3).



Resim 3.1. Hassas kesim cihazında seramik blokların kesilmesi



Resim 3.2. Zımparalama ve parlatma cihazı ile zımparalama işleminin yapılması



Resim 3.3. Deney gruplarının oluşturulması

Daha sonra örneklere 10000 rpm ile 60 saniye mekanik polisaj yapılarak yüzey bitirme işlemleri tamamlandı. Mekanik polisaj işleminde seramiklerin polisajı için üretilmiş polisaj seti (EVE Diasynt Plus-Diapol HP-310; EVE Dental, Almanya) kullanıldı (Resim 3.4). Her bir seramik grubu için yeni bir polisaj seti kullanıldı. Homojen bir yüzey sağlamak amacıyla; mekanik parlatma işlemi, mikro motor yardımı ile sabit devir ve sürede uygulandı. Sırasıyla yüzey düzeltmesi sağlayan lastik, ön parlatma sağlayan lastik ve yüksek parlaklık sağlayan lastik 60 saniye boyunca uygulandı. Polisaj sırasında seramik yüzeyine hafif bir el basıncı uygulandı ve seramiğin aşırı ısınmasından kaçınıldı.



Resim 3.4. EVE Diasynt Plus-Diapol polisaj seti



Resim 3.5. EVE Diapol Paste polisaj pastası

Mekanik parlatma işlemi örneklerin tek bir yüzeyine uygulandı ve işlem sonrasında yeniden dijital kumpas ile ölçümler yapılarak kalınlıklar kontrol edildi. Uygulanan işlemler sonrası boyutları deney protokolüne uymayan örnekler ölçüm dışı bırakıldı. Bu örnekler için yeniden örnek hazırlandı. Son olarak örnekler polisaj patıyla (EVE Diapol Paste; EVE Dental, Almanya) mikro motor yardımı ile sabit devir ve sürede, seramik yüzeyine baskı yapılmadan parlatıldı (Resim 3.5).

3.2. Başlangıç Ölçümlerinin Yapılması

3.2.1. Renk parametrelerinin ölçülmesi

Ölçümler öncesinde bütün örnekler, buharlı temizleyici ve ultrasonik temizleyicide temizlenerek ölçüme hazır hale getirildi. Çevre koşullarının standart hale getirilmesi ve ortamdaki ışığın renk ölçümlerini olumsuz etkilememesi için tüm renk ölçümleri, D65 ölçüm

koşullarında renk ölçüm kutusu içinde gerçekleştirildi (Resim 3.6). Her bir örneğin yüzeyinden spektrofotometre ile (Konica Minolta 2300d Spectrophotometer; Konica Minolta, Tokyo, Japonya) ölçümler yapıldı (Resim 3.7). Ölçümler öncesi spektrofotometre, kendi özel kalibrasyon plağı ile kalibre edildi ve örneklerin tam ortasından ölçüm yapılacak şekilde konumlandırıldı. Her bir seramik materyalinin spektrofotometre ile renk parametreleri (L, a, b, C ve H) ölçüldü.



Resim 3.6. Renk ölçüm kutusu



Resim 3.7. Spektrofotometre ile renk ölçümü

3.2.2. Parlaklık ölçümü

Örneklere ait parlaklık değerleri, parlaklık ölçüm cihazıyla (PCE-GM 60 Plus; PCE Deutschland GmbH, Almanya) ISO 2813 standardına uygun olarak 60° açıyla yapıldı (Resim 3.8). Ölçümler öncesi parlaklık ölçüm cihazı (glossmetre) kendi özel kalibrasyon plağı ile kalibre edildi ve örneklerin tam ortasından ölçüm yapılacak şekilde konumlandırıldı. Her bir örnek için üçer kez ölçüm yapıldı ve bu ölçümlerin ortalaması alınarak her bir örnek için parlaklık değeri kaydedildi.



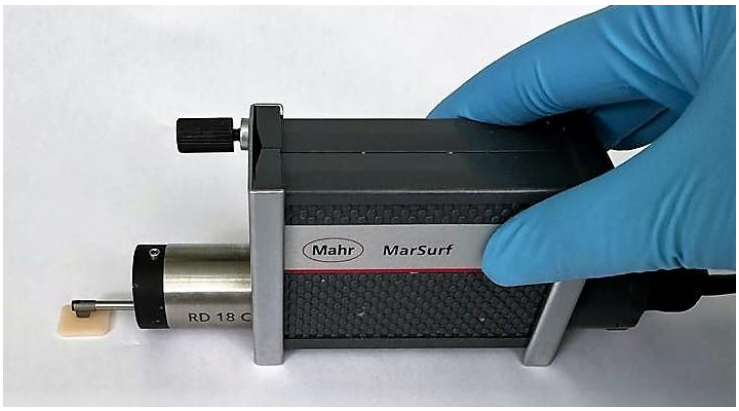
Resim 3.8. Glossmetre ile parlaklık ölçümü

3.2.3. Yüzey pürüzlülüğü ölçümü

Örneklere ait yüzey pürüzlülüğü (Ra) ölçümleri profilometre cihazı (MarSurf M 300C; Mahr GmbH, Götingen, Almanya) kullanılarak yapıldı (Resim 3.9). Profilometre cihazı her grubun ölçümü öncesinde kalibre edildi. Ölçüm yapılırken probun yere paralel olmasına, ölçüm yapan uç kısmının ise ölçüm yapılan yüzeye dik açıyla temas etmesine dikkat edildi. Deney grupları oluşturulduktan sonra her örnekten üç ölçüm yapıldı ve bu ölçümlerin ortalaması alındı. Ölçümler sonrasında ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri hesaplandı (Resim 3.10).



Resim 3.9. Profilometre ile yüzey pürüzlülüğü ölçümü



Resim 3.10. Profilometre ile yüzey pürüzlülüğü ölçümü

3.2.4. Yüzey topoğrafisinin ölçümü

Yüzey topoğrafisinin değerlendirilmesi amacıyla, her bir deney grubundan grubun ortalama yüzey pürüzlülüğü değerine yakın değere sahip bir örnek seçildi. Yüzey topoğrafisi analizi, atomik kuvvet mikroskobu (Alpha 300S TS-150; WITEC, Almanya) yardımı ile yapıldı. Örneklere ait yüzey topoğrafisinin değerlendirilmesi amacıyla; dokuz farklı seramik materyalin yüksek performanslı Atomik Kuvvet Mikroskobu (hp-AFM) sistemi kullanılarak tıklatma modunda yüzey görüntüleri incelendi. Tüm örnekler 30x30 μm^2 yüzey alanında tarandı. Tarama hızı ise 10 µm/s olarak belirlendi. Dokuz örneğe ait iki boyutlu ve üç boyutlu AFM görüntüleri elde edildi.

3.3. Fırçalama Simülasyonunun Uygulanması

Örnekler, diş fırçalama simülasyonundan önce distile suda yıkandı. Tüm örnekler çok istasyonlu fırçalama simülatörüne (Esetron MF-100; MOD Dental, Ankara, Türkiye) uygun olarak yapılmış olan 25 mm çapında ve 35 mm yüksekliğinde polyester kalıplara silikon materyali ile üst yüzeyi silikon tavanının 1 mm üzerinde olacak şekilde gömüldü (Resim 3.11). Hazırlanan kalıpların her iki tarafı paralel olarak hazırlandı ve örneklerin fırçalama simülatöründe yere paralel olmaları sağlandı.



Resim 3.11. Örneklerin kalıplara yerleştirilmesi

Fırçalama simülatörü ile altı adet örneğin aynı anda fırçalanması sağlandı (Resim 3.12). Fırçalama işlemi, simülatörde 200 gramlık kuvvet altında, 2 Hz frekansta, dakikada 120 darbe ile gerçekleştirildi (Resim 3.13). Fırçalama simülatörünün hareket modu ileri-geri olarak, hareket mesafesi 20 mm olacak şekilde ayarlandı (Resim 3.14).



Resim 3.12. Fırçalama simülatörü



Resim 3.13. Örneklerin fırçalama simülatörüne yerleştirilmesi



Resim 3.14. Fırçalama simülatörü hareket modunun ve hareket mesafesinin ayarlanması

Fırçalama işlemi için düz saplı, yumuşak kıllar içeren diş fırçası (Colgate mikro ince/siyah; Colgate Palmolive) kullanıldı (Resim 3.15). Fırçalar seramik yüzeye dik ve birbirine paralel olan fırçalama makinesinin ayrı kollarına bağlandı. Her bölüm, 1 litre damıtılmış su içinde süspanse edilen 250 g düşük aşındırıcı özellikteki diş macunundan (Colgate Optic White; Colgate Palmolive) (Resim 3.16) yapılmış bir solüsyonla dolduruldu. Örnekler, oral ortamda yaklaşık 1 yıllık ve 5 yıllık oral fırçalamaya karşılık gelen 10000 ve 50000 diş fırçalama döngüsüne tabi tutuldu ve her 5000 döngüden sonra fırça ve solüsyon değiştirilip numuneler suyla durulandı.



Resim 3.15. Fırçalama simülasyonunda kullanılan diş fırçası



Resim 3.16. Fırçalama simülasyonunda kullanılan diş macunu

3.4. 10000 Kez Fırçalama Siklusu Sonrasında İkinci Ölçümlerin Yapılması

Örneklere ait ikinci ölçümler, 10000 fırçalama siklusu tamamlandığında başlangıç ölçümlerinde anlatılan şekilde yapıldı. Ölçümler öncesinde bütün örnekler, buharlı temizleyici ve ultrasonik temizleyicide temizlenerek ölçüme hazır hale getirildi. Renk parametreleri (L, a, b, C ve H) tekrar ölçüldü. CIEDE2000 formülü ile renk değişimi (ΔE_{00}-1) miktarları aşağıdaki formüle göre spektrofotometre cihazı ile (Konica Minolta 2300d Spectrophotometer; Konica Minolta, Tokyo, Japonya) ikinci ölçümler yapılarak hesaplandı.

$$\Delta E_{00} = \sqrt{\left(\frac{\Delta L'}{K_L S_L}\right)^2 + \left(\frac{\Delta C'}{K_C S_C}\right)^2 + \left(\frac{\Delta H'}{K_H S_H}\right)^2 + R_T \left(\frac{\Delta C'}{K_C S_C}\right)\left(\frac{\Delta H'}{K_H S_H}\right)} \quad (3.1)$$

Örneklere ait parlaklık ve ortalama yüzey pürüzlülüğünün ölçümü başlangıç ölçümlerinde anlatılan şekilde yapıldı. Atomik kuvvet mikroskobu (AFM) ile yüzey topoğrafisinin analizi, aynı örnekler üzerinden belirlenen şekilde yapıldı ve yüzey görüntüleri karşılaştırıldı.

3.5. 50000 Kez Fırçalama Siklusu Sonrasında Üçüncü Ölçümlerin Yapılması

Örneklere ait üçüncü ölçümler, 50000 kez fırçalama siklusu tamamlandığında yapıldı. Ölçümler öncesinde bütün örnekler, buharlı temizleyici ve ultrasonik temizleyicide temizlenerek ölçüme hazır hale getirildi. Parlaklık ve yüzey pürüzlülüğü değerleri tekrar ölçüldü. Renk parametreleri (L, a, b, C ve H) tekrar ölçüldü. Ölçümler yapıldıktan sonra CIEDE2000 formülü ile renk değişimi (ΔE_{00}-2) miktarları belirtilen formüle göre spektrofotometre cihazı ile (Konica Minolta 2300d Spectrophotometer; Konica Minolta, Tokyo, Japonya) üçüncü ölçümler yapılarak hesaplandı. Atomik kuvvet mikroskobu (AFM) ile yüzey topoğrafisinin analizi, aynı örnekler üzerinden belirlenen şekilde yapıldı ve yüzey görüntüleri karşılaştırıldı. AFM'de yüzey topoğrafisi incelenen aynı 9 adet örnek taramalı elektron mikroskobu (SEM) (JSM 6060 LV; JEOL, Tokyo, Japonya) ile analiz edildi.

3.6. İstatistik Analiz

Verilerin analizi JASP ver 0.12 istatistik paket programı ve R ver 4.2.11 programlama dili kullanılarak yapıldı. Tanımlayıcı istatistikler ortalama ±standart sapma (ort ±ss) olarak sunuldu. Verilerin çok değişkenli normal dağılıma uyum gösterip göstermediği R

programlama dilinde yer alan “mvn” kütüphanesi kullanılarak araştırıldı. Farklı materyal ve fırçalama işlemlerinin renk değişimi, parlaklık ve yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkisi iki yönlü tekrarlı ölçümlü ANOVA ile incelendi. Tekrarlı ölçümlü ANOVA analizinin temel varsayımı olan küresellik varsayımı, Mauchly küresellik testi ile değerlendirildi. Küresellik varsayımı sağlanmadığı için serbestlik derecesi üzerinde Greenhouse-Geisser ε istatistiğinin >0,75 olduğu durumda Huynh-Feldt düzeltmesi ≤0,75 olduğu durumda ise Greenhouse-Geisser düzeltmesi uygulanarak ANOVA sonuçları elde edildi. İki yönlü tekrarlı ölçümlü ANOVA sonucu farklılık bulunması halinde farklılığı yaratan grupların araştırılmasında Bonferroni çoklu karşılaştırma testi kullanıldı. İstatistik olarak anlamlılık düzeyi olarak $P<0,05$ alındı.

4. BULGULAR

4.1. Renk Değişimi Bulguları

Renk değişimi (ΔE_{00}) ölçüm değerlerine ait veriler, iki yönlü tekrarlı ölçümlü ANOVA ile analiz edildi. Küresellik varsayımı iki tane zaman noktası olduğu için test edilemedi. Hesaplanabilmesi için en az üç zaman noktası gerekmektedir. Farklı materyal ve fırçalama işlemlerinin renk değişimi değerleri üzerindeki etkisinin incelendiği ANOVA sonuçlarına göre, materyal ve fırçalama işlemlerinin arasında etkileşim bulunmadı (P=0,370; P>0,05). Fırçalama işlemleri arasında renk değişimi değerleri bakımından istatistik olarak anlamlı farklılık bulunmadı (P=0,178; P>0,05). Materyal türleri arasında renk değişimi değerleri bakımından istatistik olarak anlamlı farklılık bulundu (P<0,001) (Çizelge 4.1.).

Çizelge 4.1. Farklı materyal türleri ve fırçalama işlemlerinin renk değişimi değerleri üzerindeki etkisinin iki yönlü tekrarlı ölçümlü ANOVA testi sonuçları

Değişim Kaynağı	Serbestlik Derecesi	Düzeltilmiş Kareler Toplamı	Düzeltilmiş Kareler Ortalaması	F-değeri	*P*-değeri
Materyal	8	3,955	0,494	5,861	<0,001
Fırçalama İşlemi	1	0,110	0,110	1,849	0,178
Materyal*Fırçalama	8	0,522	0,065	1,103	0,370
Denekler Arası	81	6,832	0,084	---	---
Hata	81	4,797	0,059	---	---
Toplam	179	16,216	---	---	---

S=0,24899156, R^2=%70,4, Adj-R^2=%34,6

Deney gruplarına ait renk değişimi ölçüm değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler ve gruplar arası karşılaştırmalar Çizelge 4.2.'de sunuldu.

Çizelge 4.2. Farklı materyallere uygulanan fırçalama işlemlerine ait renk değişimi (ΔE_{00}) değerlerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler

Materyal		Renk Değişimi	
		ΔE_{00} -1 (Başlangıç-10000 Siklus sonrası)	ΔE_{00} -2 (Başlangıç-50000 Siklus sonrası)
ZR	Ort ±SS	0,79 ±0,29	1,09 ±0,58
LD	Ort ±SS	0,48 ±0,26	0,47 ±0,23
VS	Ort ±SS	0,44 ±0,18	0,55 ±0,21
VE	Ort ±SS	0,39 ±0,23	0,47 ±0,13
EMP	Ort ±SS	0,59 ±0,26	0,69 ±0,41
CB	Ort ±SS	0,50 ±0,20	0,51 ±0,14
GC	Ort ±SS	0,64 ±0,24	0,58 ±0,33
L	Ort ±SS	0,45 ±0,17	0,45 ±0,14
CD	Ort ±SS	0,54 ±0,26	0,47 ±0,16

Ort: Ortalama; SS: Standart sapma; ZR: In-Coris TZI C; LD: IPS e.max CAD; VS: VITA Suprinity; VE: VITA Enamic; EMP: IPS Empress CAD; CB: Cerec Block; GC: Cerasmart; L: Initial LISI Block; CD: Celtra DUO

Farklı materyallere ait renk değişimi değerleri incelendiğinde, 10000 siklus fırçalama işlemi sonrası; en yüksek renk değişimi değeri (ΔE_{00}-1) ZR grubunda (0,79 ±0,29) bulundu. En düşük renk değişimi değeri (ΔE_{00}-1) ise VE grubunda (0,39 ±0,23) bulundu. Farklı materyallere ait renk değişimi değerleri incelendiğinde, 50000 siklus fırçalama işlemi sonrası; en yüksek renk değişimi değeri (ΔE_{00}-2) ZR grubunda (1,09 ±0,58) bulundu. En düşük renk değişimi (ΔE_{00}-2) değeri ise L grubunda (0,45 ±0,14) bulundu. ZR materyaline ait renk değişimi değerleri incelendiğinde 10000 siklus fırçalama işlemi sonrası, ΔE_{00}-1 değerinin (0,79 ±0,29) algılanabilir eşik değere (0,8) yaklaştığı görüldü. 50000 siklus fırçalama işlemi sonrası ise, ΔE_{00}-2 değerinin (1,09 ±0,58) algılanabilir eşik değeri (0,8) geçtiği görüldü.

Materyal türleri arasında renk değişimi değerleri bakımından istatistik olarak anlamlı farklılık bulundu (P<0,001) ve hangi materyalin farklılık yarattığının tespit edilmesi için Bonferronni çoklu karşılaştırma testi yapıldı. Materyallere ait tanımlayıcı istatistikler ve Bonferronni çoklu karşılaştırma testi sonuçları aşağıdaki Çizelge 4.3.'te verildi.

Çizelge 4.3. Farklı materyallere ait renk değişimi (ΔE_{00}) değerlerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler

Materyal	Ort ±SS
ZR	0,936 ±0,474 **A**
LD	0,473 ±0,239 **B**
VS	0,496 ±0,198 **B**
VE	0,428 ±0,184 **B**
EMP	0,642 ±0,337 **A, B**
CB	0,504 ±0,165 **B**
GC	0,607 ±0,281 **B**
L	0,450 ±0,155 **B**
CD	0,504 ±0,216 **B**

Ort: Ortalama; SS: Standart sapma; ZR: In-Coris TZI C; LD: IPS e.max CAD; VS: VITA Suprinity; VE: VITA Enamic; EMP: IPS Empress CAD; CB: Cerec Block; GC: Cerasmart; L: Initial LISI Block; CD: Celtra DUO
*Ortak büyük harfe sahip materyal gruplarının renk değişimi (ΔE_{00}) değerleri arasında istatistik olarak anlamlı fark yoktur (P>0,05).

Farklı materyallere ait renk değişimi değerleri incelendiğinde; ZR grubu ile diğer materyal grupları arasında renk değişimi değerleri bakımından istatistik olarak anlamlı farklılık bulundu (P<0,001). Farklı materyallere ait renk değişimi değerleri (ΔE_{00}) incelendiğinde; en yüksek ΔE_{00} değeri ZR grubunda (0,936 ±0,474) bulundu. En düşük ΔE_{00} değeri ise VE grubunda (0,428 ±0,184) bulundu. ZR grubunda renk değişimi değerinin klinik olarak gözle farkedilebilir eşik değeri geçtiği (> 0,8) belirlendi.

4.2. Yüzey Parlaklığı Bulguları

Yüzey parlaklığı değerlerine ait veriler, iki yönlü tekrarlı ölçümlü ANOVA ile analiz edildi. Küresellik varsayımının sağlanıp sağlanmadığı Mauchly küresellik testi ile değerlendirildi. Küresellik testi sonucu değerlendirildiğinde küresellik varsayımının sağlanmadığı görüldü (Mauchly's W=0,429; P<0,001). Bu durumda serbestlik derecesi üzerinde Greenhouse-Geisser düzeltmesi uygulandı ve sonuçlar buna göre değerlendirildi. Farklı materyal ve fırçalama işlemlerinin yüzey parlaklığı ölçüm değerleri üzerindeki etkisinin incelendiği iki yönlü tekrarlı ölçümlü ANOVA sonuçlarına göre, materyal ve fırçalama işlemlerinin arasında etkileşim bulundu (P<0,001) (Çizelge 4.4.).

Çizelge 4.4. Farklı materyal türleri ve fırçalama işlemlerinin yüzey parlaklığı değerleri üzerindeki etkisinin iki yönlü tekrarlı ölçümlü ANOVA testi sonuçları

Değişim Kaynağı	Serbestlik Derecesi	Düzeltilmiş Kareler Toplamı	Düzeltilmiş Kareler Ortalaması	F-değeri	*P*-değeri
Materyal	8	134892,186	16861,523	60,375	<0,001
Fırçalama İşlemi	1,315	4886,303	3716,458	38,651	<0,001
Materyal*Fırçalama	10,518	21379,149	2032,588	21,139	<0,001
Denekler Arası	81	22621,791	279,821	---	---
Hata	106,497	10240,142	96,155	---	---
Toplam	207,33	194019,571	---	---	---

S= 9,805866; R^2=%94,7; Adj-R^2=%89,7

Deney gruplarına ait ortalama yüzey parlaklığı değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler ve gruplar arası karşılaştırmalar Çizelge 4.5.'te sunuldu.

Çizelge 4.5. Farklı materyallere uygulanan fırçalama işlemlerine ait yüzey parlaklığı ölçüm değerlerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler

Materyal (GU)		Fırçalama İşlemi		
		Başlangıç	10000 Siklus	50000 Siklus
ZR	Ort ±SS	65,73 ±26,62 **A, a**	125,87 ±22,19 **A, b**	125,29 ±26,52 **A, b**
LD	Ort ±SS	30,42 ±8,24 **CD, a**	32,91 ±6,49 **CD, a**	41,13 ±7,80 **BC, a**
VS	Ort ±SS	49,27 ±12,36 **AC, a**	49,49 ±14,41 **BC, a**	51,65 ±15,30 **B, a**
VE	Ort ±SS	26,87 ±4,43 **D, a**	18,44 ±4,39 **D, a**	20,95 ±3,66 **C, a**
EMP	Ort ±SS	32,55 ±9,60 **BCD, a**	33,35 ±7,52 **CD, a**	41,06 ±9,66 **BC, a**
CB	Ort ±SS	36,17 ±7,19 **BCD, a**	34,27 ±6,64 **CD, a**	42,91 ±5,70 **B, a**
GC	Ort ±SS	47,41 ±8,78 **AC, a**	45,22 ±4,84 **BC, a**	49,66 ±5,80 **B, a**
L	Ort ±SS	46,03 ±6,28 **AD, a**	43,11 ±5,72 **BC, a**	48,17 ±6,14 **B, a**
CD	Ort ±SS	52,53 ±12,88 **AB, a**	55,78 ±9,24 **BC, a**	59,79 ±7,98 **B, a**

Ort: Ortalama; SS: Standart sapma; ZR: In-Coris TZI C; LD: IPS e.max CAD; VS: VITA Suprinity; VE: VITA Enamic; EMP: IPS Empress CAD; CB: Cerec Block; GC: Cerasmart; L: Initial LISI Block; CD: Celtra DUO
*Aynı materyal grubu içinde, ortak küçük harfe sahip başlangıç, 10000 siklus ve 50000 siklus fırçalama işlemi gruplarının yüzey parlaklığı değerleri arasında istatistik olarak anlamlı fark yoktur (*P*>0,05).
**Aynı fırçalama işlemi grubu içinde, ortak büyük harfe sahip materyal gruplarının ortalama yüzey parlaklığı değerleri arasında istatistik olarak anlamlı fark yoktur (*P*>0,05).

Farklı materyallere ait başlangıç ortalama yüzey parlaklığı değerleri incelendiğinde; en yüksek ortalama yüzey parlaklığı değeri ZR grubunda (65,73 ±26,62 GU) bulundu. En düşük ortalama yüzey parlaklığı değeri ise VE grubunda (26,87 ±4,43 GU) bulundu. Farklı materyallere ait 10000 fırçalama siklusunda ortalama yüzey parlaklığı değerleri

incelendiğinde; en yüksek ortalama yüzey parlaklığı değeri ZR grubunda (125,87 ±22,19 GU) bulundu. En düşük ortalama yüzey parlaklığı değeri ise VE grubunda (18,44 ±4,39 GU) bulundu. Farklı materyallere ait 50000 fırçalama siklus sonrasında ortalama yüzey parlaklığı değerleri incelendiğinde; en yüksek ortalama yüzey parlaklığı değeri ZR grubunda (125,29 ±26,52 GU) bulundu. En düşük ortalama yüzey parlaklığı değeri ise VE grubunda (20,95 ±3,66 GU) bulundu. Aynı materyallere ait başlangıç, 10000 siklus ve 50000 siklus sonrasında ortalama yüzey parlaklığı değerleri incelendiğinde; ZR grubunun ortalama yüzey parlaklığı değerleri başlangıçta 65,73 ±26,62 GU olarak ve 50000 fırçalama siklusu sonrasında 125,29 ±26,52 GU olarak bulundu. ZR gruplarında fırçalama sonrası yüzey parlaklığı değerlerinin başlangıca göre istatistik olarak anlamlı artış gösterdiği belirlendi (P<0,05). ZR dışındaki diğer tüm materyallerde, fırçalama simülasyonu sonrasında yüzey parlaklığı değerlerinin genel olarak arttığı ancak istatistik olarak anlamlı bir fark görülmediği belirlendi (P>0,05).

4.3. Yüzey Pürüzlülüğü Bulguları

Yüzey pürüzlülüğü değerlerine ait veriler, iki yönlü tekrarlı ölçümlü ANOVA ile analiz edildi. Küresellik varsayımının sağlanıp sağlanmadığı Mauchly küresellik testi ile değerlendirildi. Küresellik testi sonucunda küresellik varsayımının sağlanmadığı görüldü (Mauchly's W=0,827; P<0,001). Bu durumda serbestlik derecesi üzerinde Huynh-Feldt düzeltmesi uygulandı ve sonuçlar buna göre değerlendirildi. Farklı materyal ve fırçalama işlemlerinin ortalama yüzey pürüzlülüğü ölçüm değerleri üzerindeki etkisinin incelendiği ANOVA sonuçlarına göre, materyal ve fırçalama işlemlerinin arasında etkileşim bulundu (P<0,001) (Çizelge 4.6.).

Çizelge 4.6. Farklı materyal türleri ve fırçalama işlemlerinin ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri üzerindeki etkisinin iki yönlü tekrarlı ölçümlü ANOVA testi sonuçları

Değişim Kaynağı	Serbestlik Derecesi	Düzeltilmiş Kareler Toplamı	Düzeltilmiş Kareler Ortalaması	F-değeri	P-değeri
Materyal	8	0,330	0,041	21,460	<0,001
Fırçalama İşlemi	1,738	0,107	0,061	96,036	<0,001
Materyal*Fırçalama	13,9	0,046	0,003	5,178	<0,001
Denekler Arası	81	0,156	0,002	---	---
Hata	140,742	0,090	0,00064	---	---
Toplam	245,38	0,729	---	---	---

S= 0,025298; R^2=%87,6; Adj-R^2=%78,5

Deney gruplarına ait ortalama yüzey pürüzlülüğü değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler ve gruplar arası karşılaştırmalar Çizelge 4.7.'de sunuldu.

Çizelge 4.7. Farklı materyallere uygulanan fırçalama işlemlerine ait ortalama yüzey pürüzlülüğü değerlerine (µm) ilişkin tanımlayıcı istatistikler ve gruplar arası karşılaştırmalar

Materyal (µm)		Fırçalama İşlemi		
		Başlangıç	10000 Siklus	50000 Siklus
ZR	Ort ±SS	0,11 ±0,05 **CD, a**	0,17 ±0,07 **BC, b**	0,19 ±0,05 **BCD, b**
LD	Ort ±SS	0,19 ±0,02 **A, a**	0,25 ±0,04 **A, a**	0,25 ±0,04 **A, a**
VS	Ort ±SS	0,15 ±0,03 **ABC, a**	0,20 ±0,04 **AB, a**	0,21 ±0,03 **AC, a**
VE	Ort ±SS	0,13 ±0,03 **BD, a**	0,14 ±0,03 **C, a**	0,15 ±0,02 **D, a**
EMP	Ort ±SS	0,19 ±0,02 **A, a**	0,21 ±0,04 **AB, a**	0,22 ±0,03 **AB, a**
CB	Ort ±SS	0,18 ±0,02 **AB, a**	0,21 ±0,03 **AB, a**	0,20 ±0,02 **AD, a**
GC	Ort ±SS	0,08 ±0,01 **D, a**	0,09 ±0,02 **D, a**	0,16 ±0,04 **CD, b**
L	Ort ±SS	0,15 ±0,01 **ABC, a**	0,18 ±0,03 **BC, a**	0,18 ±0,03 **BCD, a**
CD	Ort ±SS	0,15 ±0,01 **ABC, a**	0,19 ±0,03 **BC, b**	0,20 ±0,03 **AD, b**

Ort: Ortalama; SS: Standart sapma; ZR: In-Coris TZI C; LD: IPS e.max CAD; VS: VITA Suprinity; VE: VITA Enamic; EMP: IPS Empress CAD; CB: Cerec Block; GC: Cerasmart; L: Initial LISI Block; CD: Celtra DUO
*Aynı materyal grubu içinde, ortak küçük harfe sahip başlangıç, 10000 siklus ve 50000 siklus fırçalama işlemi gruplarının ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri arasında istatistik olarak anlamlı fark yoktur (P>0,05).
**Aynı fırçalama işlemi grubu içinde, ortak büyük harfe sahip materyal gruplarının ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri arasında istatistik olarak anlamlı fark yoktur (P>0,05).

Farklı materyallere ait başlangıç ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri incelendiğinde; en yüksek ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri LD ve EMP gruplarında (0,19 ±0,02 µm) bulundu. En düşük ortalama yüzey pürüzlülüğü değeri ise GC grubunda (0,08 ±0,01 µm) bulundu. Fırçalama siklusu öncesinde bütün materyal gruplarına ait ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri klinik olarak kabul edilebilir pürüzlülük değerinin (0,2 µm) altında bulundu. Farklı materyallere ait 10000 fırçalama siklusunda ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri incelendiğinde; en yüksek ortalama yüzey pürüzlülüğü değeri LD grubunda (0,25 ±0,04 µm) bulundu. En düşük ortalama yüzey pürüzlülüğü değeri ise GC grubunda (0,09 ±0,02 µm) bulundu. Farklı materyallere ait 50000 fırçalama siklusunda ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri incelendiğinde; en yüksek ortalama yüzey pürüzlülüğü değeri LD grubunda (0,25 ±0,04 µm) bulundu. En düşük ortalama yüzey pürüzlülüğü değeri ise VE grubunda (0,15 ±0,02 µm) bulundu.

Aynı materyallere ait başlangıç, 10000 siklus ve 50000 siklus ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri incelendiğinde; ZR, LD, VS ve CD gruplarında ortalama yüzey pürüzlülüğü

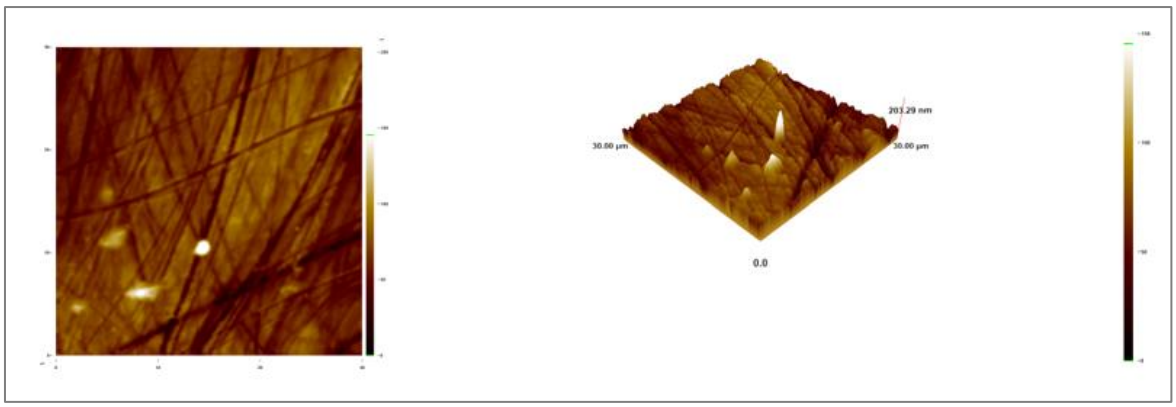
değerlerinin 10000 ve 50000 fırçalama siklusu sonrasında kontrol gruplarına göre anlamlı olarak arttığı görüldü (P<0,05). VE, EMP, CB, GC ve L materyallerinde ise yüzey pürüzlülüğü değerlerinin fırçalama siklusuyla genel olarak arttığı ancak istatistik olarak anlamlı bir fark görülmediği belirlendi (P>0,05).

4.4. Yüzey Topoğrafisi Bulguları

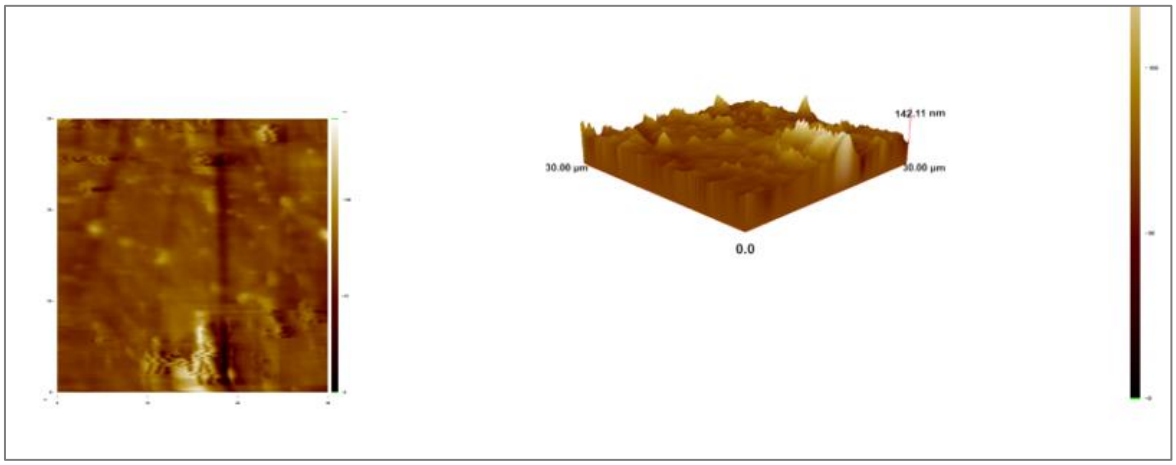
Bu çalışmada, dokuz farklı dental seramik materyalin yüksek performanslı atomik kuvvet mikroskobu (hp-AFM) kullanılarak tıklatma modunda başlangıç, 10000 siklus ve 50000 siklus fırçalama simülasyonu sonrası yüzey görüntüleri incelendi. Tüm örnekler 30x30 μm^2 yüzey alanında tarandı. Dokuz örneğe ait iki boyutlu ve üç boyutlu AFM görüntüleri elde edildi. Yapılan AFM analizlerinde dokuz adet örnek için yapılan incelemeler sonucunda başlangıç, 10000 siklus ve 50000 siklus fırçalama simülasyonu sonrası topoğrafik farklılıklar tespit edildi. Daha sonra, 50000 kez fırçalama siklusuna tabi tutulan aynı dokuz örneğe ait yüzey topoğrafisi görüntüleri SEM ile incelendi.

4.4.1. In-Coris TZI C (ZR: Monolitik zirkonya) örneğinin yüzey topoğrafisi bulguları

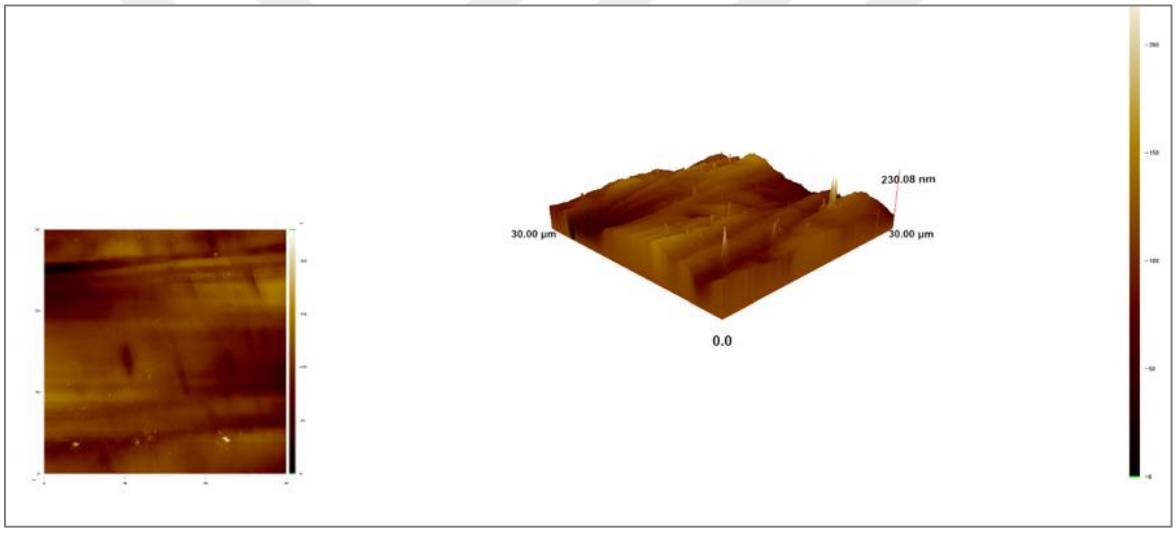
In-Coris TZI C (ZR) örneğinin fırçalama simülasyonu öncesi AFM görüntülerinin görsel değerlendirilmesinde yüzeyinde çizikler olduğu görüldü. 10000 siklus ve 50000 siklus fırçalama simülasyonu sonrası AFM görüntüleri incelendiğinde ise çukurcukların arttığı, çiziklerin ise azaldığı görüldü (Resim 4.1.-4.3.). ZR örneğinin 50000 siklus fırçalama simülasyonu sonrasında SEM görüntüleri incelendiğinde ise 250'lik büyütmede yüzeyde çizikler görüldü. 1000'lik büyütmede ise çiziklerle birlikte çukurcuklar izlendi (Resim 4.4.).



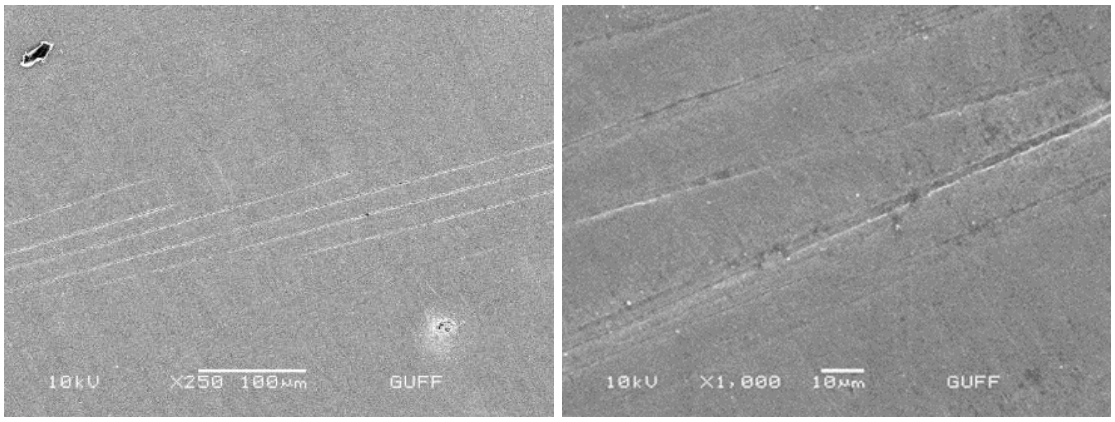
Resim 4.1. In-Coris TZI C örneğinin fırçalama simülasyonu öncesi AFM görüntüleri



Resim 4.2. In-Coris TZI C örneğinin 10000 siklus fırçalama simülasyonu sonrası AFM görüntüleri



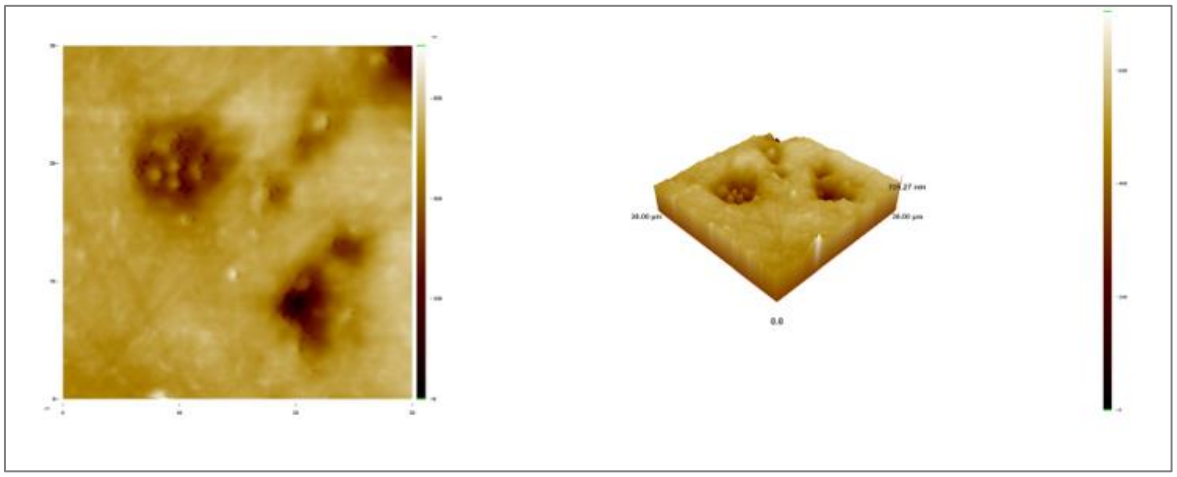
Resim 4.3. In-Coris TZI C örneğinin 50000 siklus fırçalama simülasyonu sonrası AFM görüntüleri



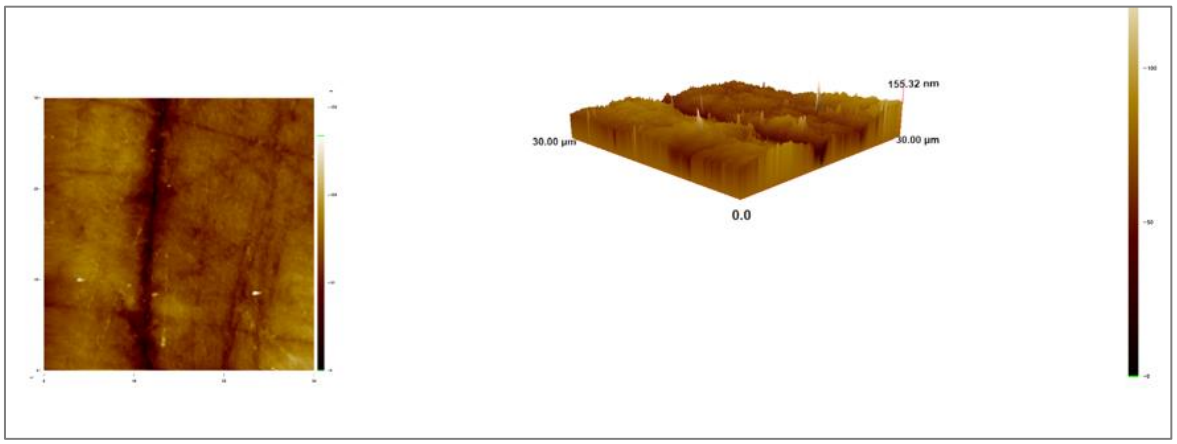
Resim 4.4. In-Coris TZI C örneğinin 50000 siklus fırçalama simülasyonu sonrasında SEM görüntüleri (X250-X1000)

4.4.2. IPS e.max CAD (LD: Lityum disilikat) örneğinin yüzey topoğrafisi bulguları

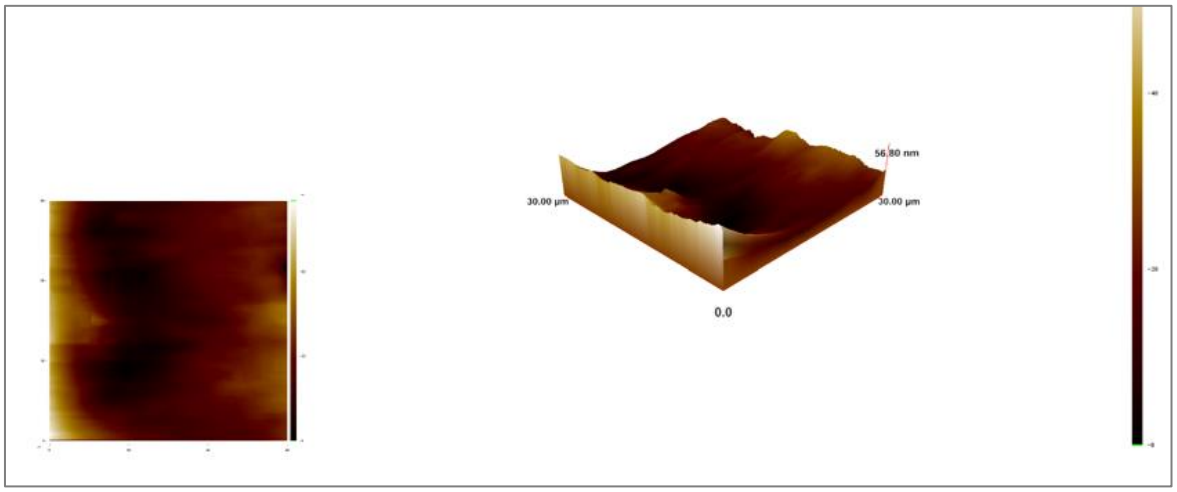
IPS e.max CAD (LD) örneğinin fırçalama simülasyonu öncesi AFM görüntülerinin görsel değerlendirilmesinde yüzeyde çukurcuklar olduğu görüldü. 10000 siklus fırçalama simülasyonu sonrası AFM görüntüleri incelendiğinde ise çukurcuklar ve çizikler görüldü. 50000 siklus fırçalama simülasyonu sonrası ise çizikler görüldü (Resim 4.5.-4.7.). LD örneğinin 50000 siklus fırçalama simülasyonu sonrasında SEM görüntüleri incelendiğinde ise 250'lik ve 1000'lik büyütmede çukurcuklar izlendi (Resim 4.8.).



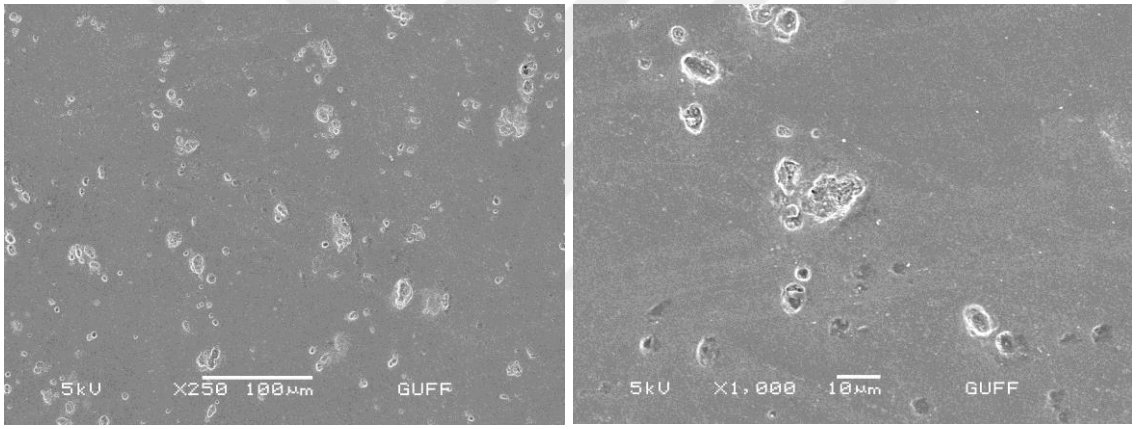
Resim 4.5. IPS e.max CAD örneğinin fırçalama simülasyonu öncesi AFM görüntüleri



Resim 4.6. IPS e.max CAD örneğinin 10000 siklus fırçalama simülasyonu sonrası AFM görüntüleri



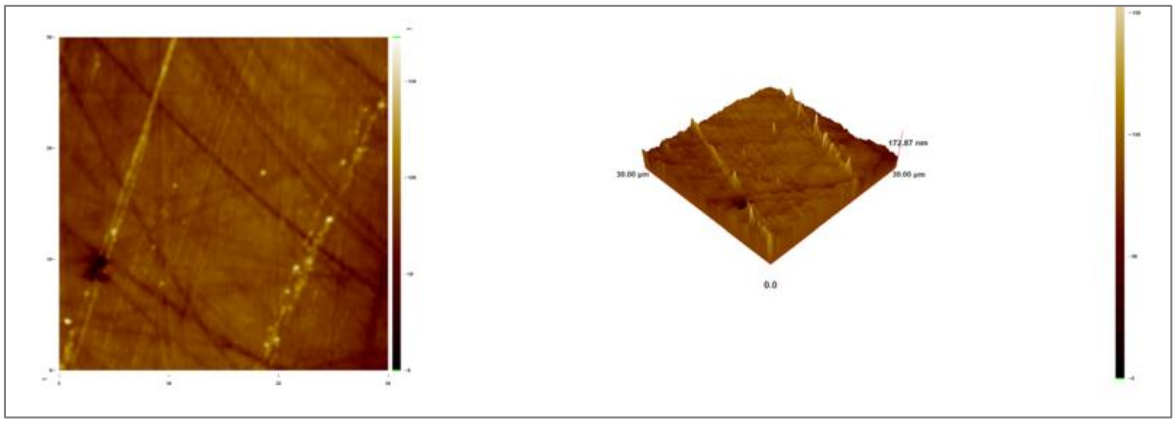
Resim 4.7. IPS e.max CAD örneğinin 50000 siklus fırçalama simülasyonu sonrası AFM görüntüleri



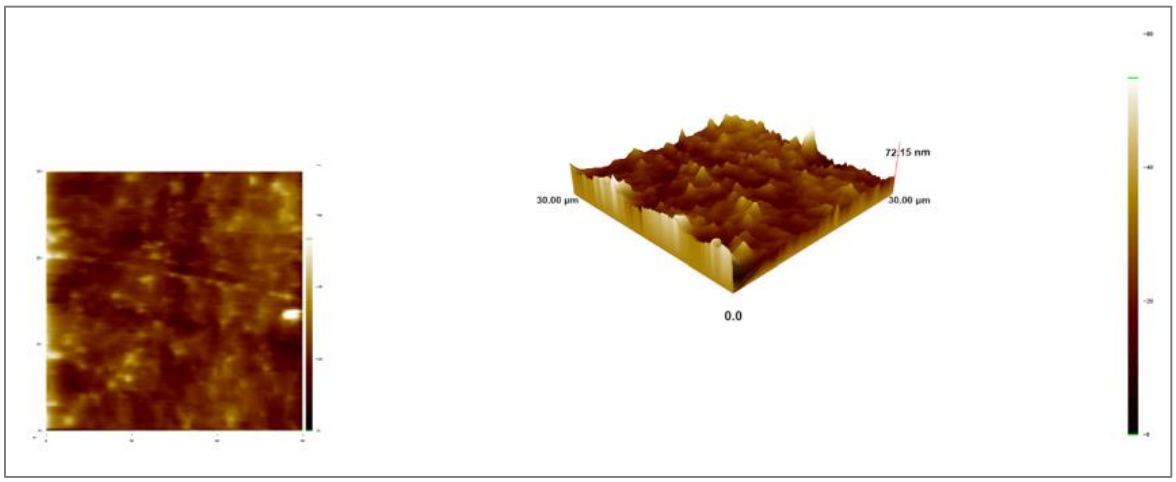
Resim 4.8. IPS e.max CAD örneğinin 50000 siklus fırçalama simülasyonu sonrasında SEM görüntüleri (X250-X1000)

4.4.3. VITA Suprinity (VS: Zirkonya katkılı lityum silikat) örneğinin yüzey topoğrafisi bulguları

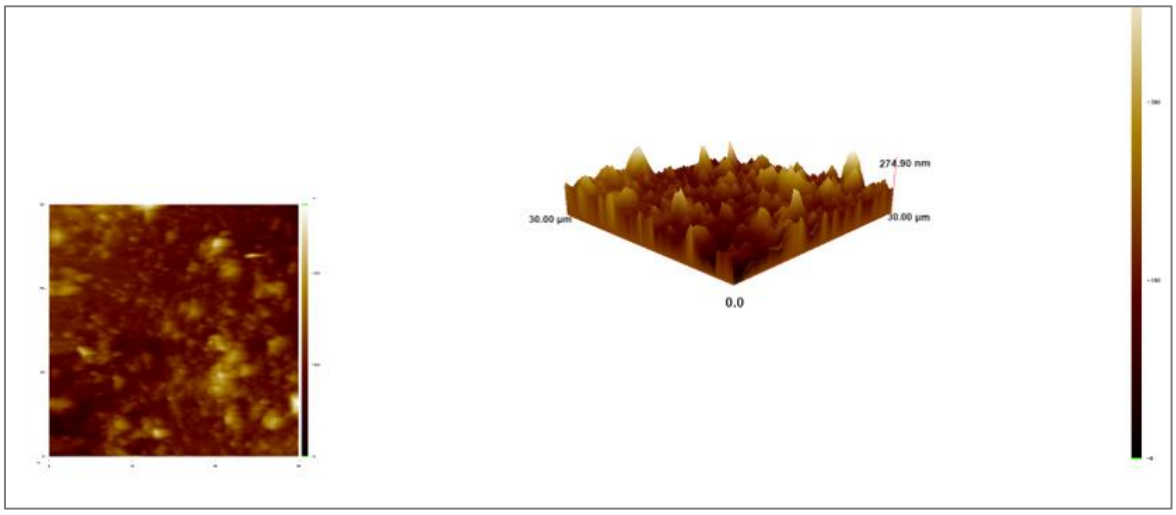
VITA Suprinity (VS) örneğinin fırçalama simülasyonu öncesi AFM görüntülerinin görsel değerlendirilmesinde yüzeyde çizikler olduğu görüldü. 10000 siklus ve 50000 siklus fırçalama simülasyonu sonrası AFM görüntüleri incelendiğinde ise çukurcuklar ve çizikler görüldü (Resim 4.9.-4.11.). VS örneğinin 50000 siklus fırçalama simülasyonu sonrasında SEM görüntüleri incelendiğinde ise 250'lik büyütmede yüzeyde seyrek bir şekilde dağılan çukurcuklar izlendi. 1000'lik büyütmede ise çukurcuklar daha belirgin izlendi (Resim 4.12.).



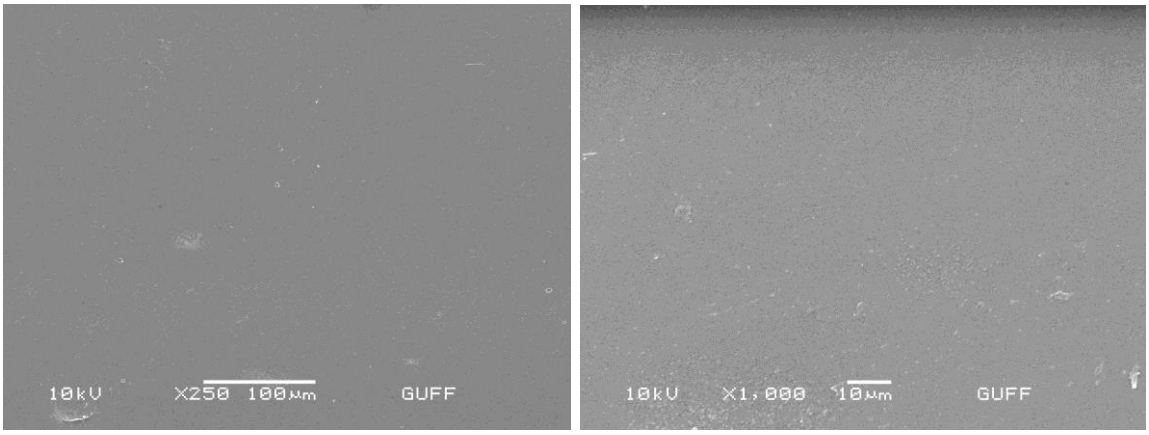
Resim 4.9. VITA Suprinity örneğinin fırçalama simülasyonu öncesi AFM görüntüleri



Resim 4.10. VITA Suprinity örneğinin 10000 siklus fırçalama simülasyonu sonrası AFM görüntüleri



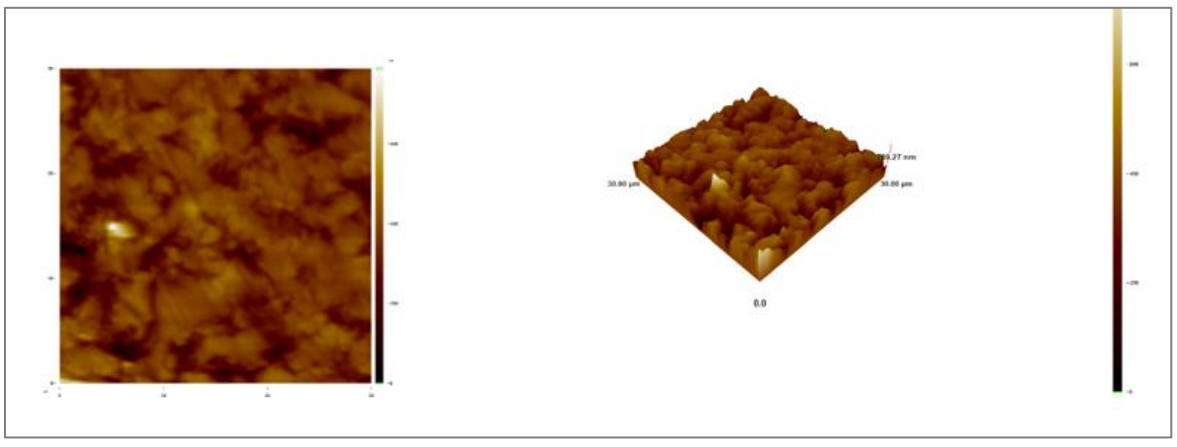
Resim 4.11. VITA Suprinity örneğinin 50000 siklus fırçalama simülasyonu sonrası AFM görüntüleri



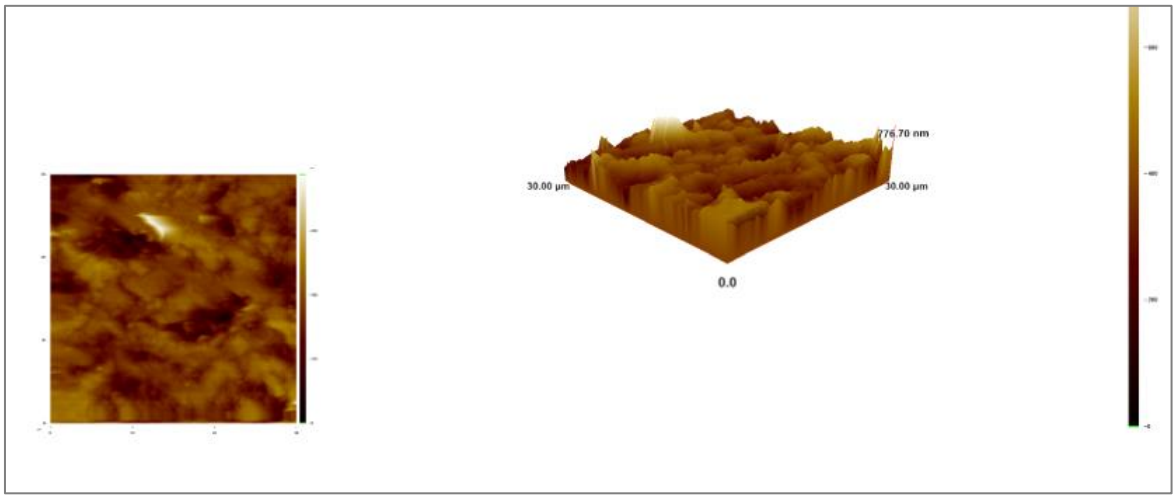
Resim 4.12. VITA Suprinity örneğinin 50000 siklus fırçalama simülasyonu sonrasında SEM görüntüleri (X250-X1000)

4.4.4. VITA Enamic (VE: Hibrit seramik) örneğinin yüzey topoğrafisi bulguları

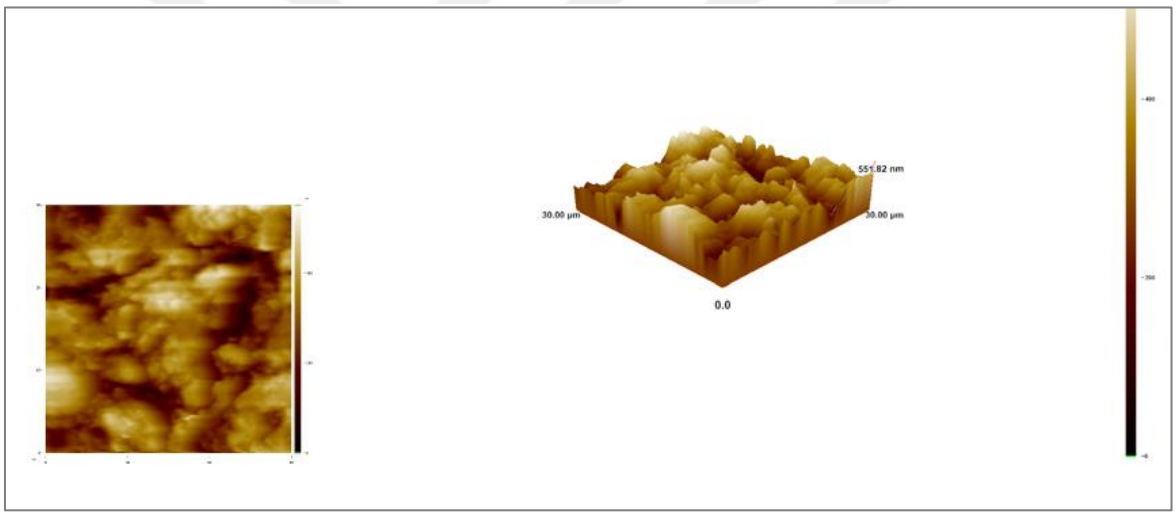
VITA Enamic (VE) örneğinin fırçalama simülasyonu öncesi AFM görüntülerinin görsel değerlendirilmesinde yüzeyde çukurcuklar olduğu görüldü. 10000 siklus ve 50000 siklus fırçalama simülasyonu sonrası AFM görüntüleri incelendiğinde ise çukurcukların arttığı görüldü (Resim 4.13.-4.15.). VE örneğinin 50000 siklus fırçalama simülasyonu sonrasında SEM görüntüleri incelendiğinde ise 250'lik büyütmede yüzeyde çukurcuklar görüldü. 1000'lik büyütmede ise çukurcuklar daha belirgin izlendi (Resim 4.16.).



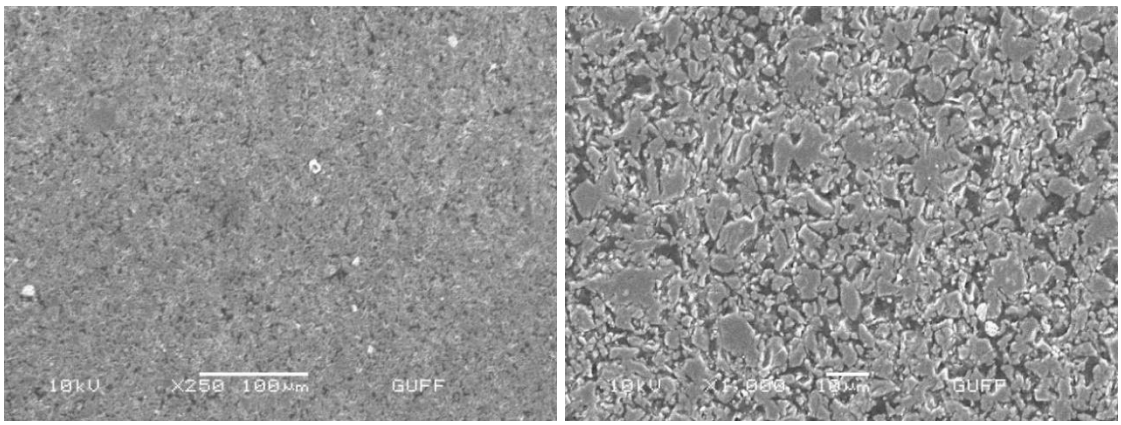
Resim 4.13. VITA Enamic örneğinin fırçalama simülasyonu öncesi AFM görüntüleri



Resim 4.14. VITA Enamic örneğinin 10000 siklus fırçalama simülasyonu sonrası AFM görüntüleri



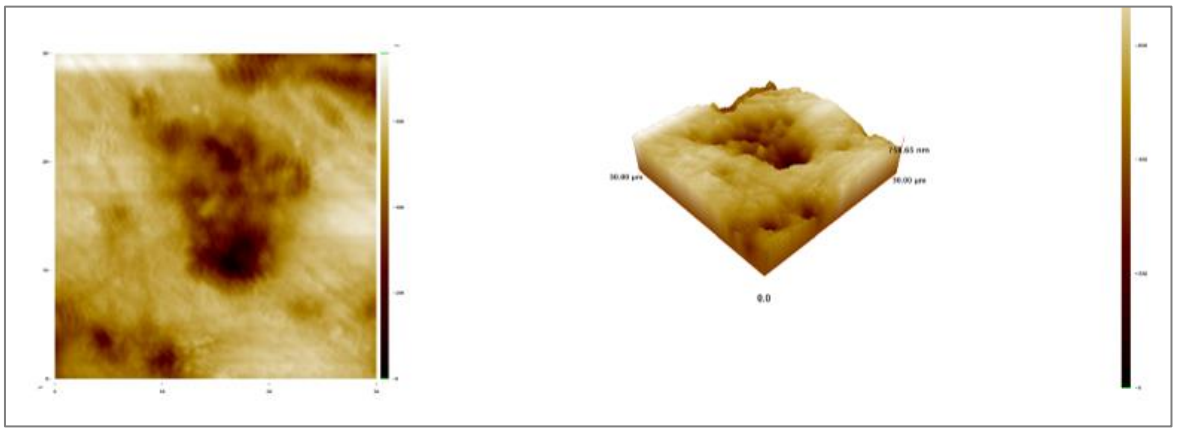
Resim 4.15. VITA Enamic örneğinin 50000 siklus fırçalama simülasyonu sonrası AFM görüntüleri



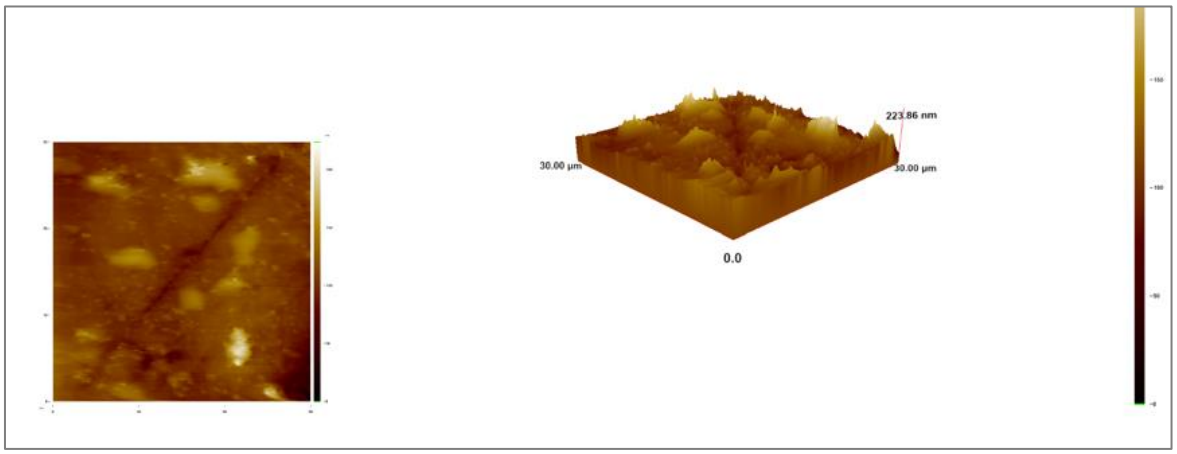
Resim 4.16. VITA Enamic örneğinin 50000 siklus fırçalama simülasyonu sonrasında SEM görüntüleri (X250-X1000)

4.4.5. IPS Empress CAD (EMP: Lösitle güçlendirilmiş seramik) örneğinin yüzey topoğrafisi bulguları

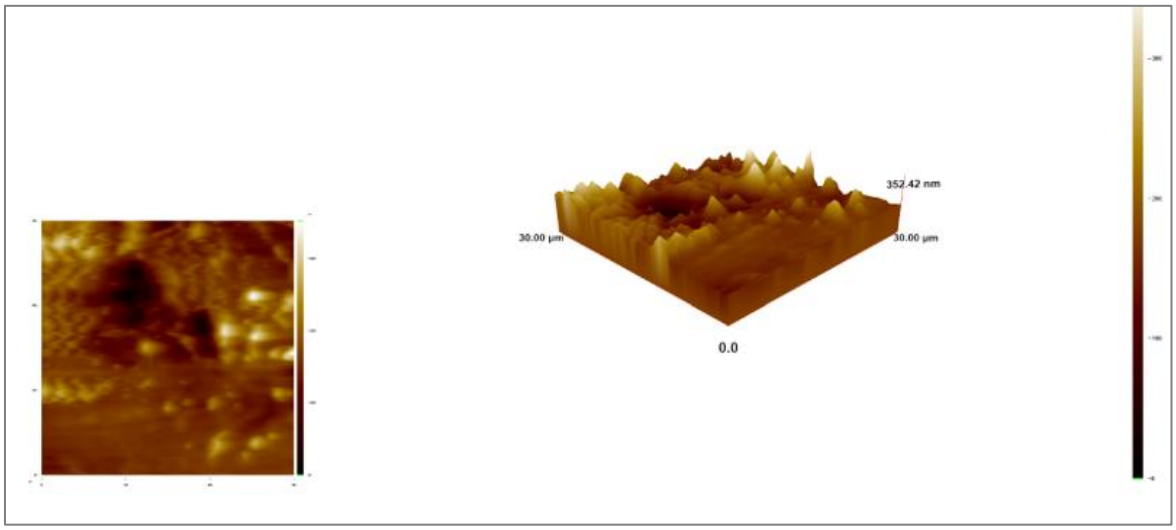
IPS Empress CAD (EMP) örneğinin fırçalama simülasyonu öncesi AFM görüntülerinin görsel değerlendirilmesinde yüzeyde çukurcuklar olduğu görüldü. 10000 siklus ve 50000 siklus fırçalama simülasyonu sonrası AFM görüntüleri incelendiğinde ise çukurcuklar ve çizikler görüldü (Resim 4.17.-4.19.). EMP örneğinin 50000 siklus fırçalama simülasyonu sonrasında SEM görüntüleri incelendiğinde ise 250'lik büyütmede yüzeyde çukurcuklar görüldü. 1000'lik büyütmede ise çukurcuklar daha belirgin izlendi (Resim 4.20.).



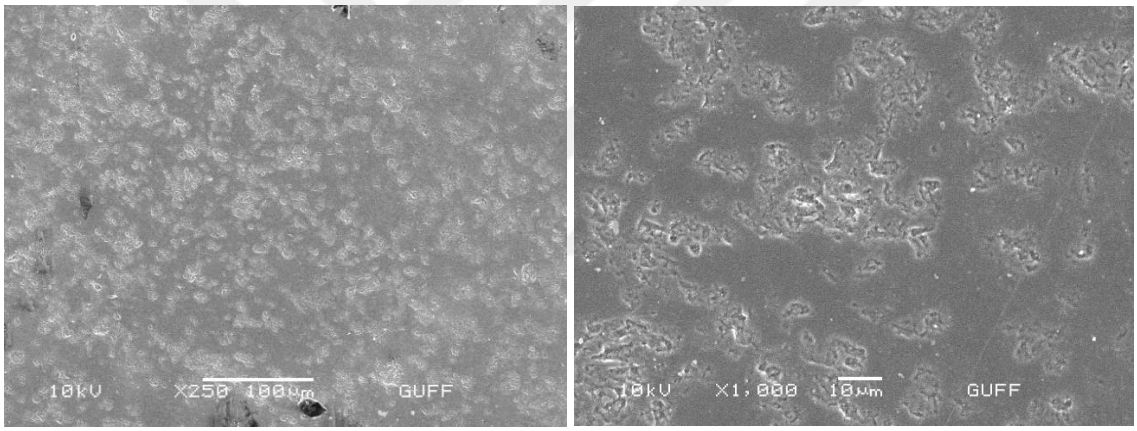
Resim 4.17. IPS Empress CAD örneğinin fırçalama simülasyonu öncesi AFM görüntüleri



Resim 4.18. IPS Empress CAD örneğinin 10000 siklus fırçalama simülasyonu sonrası AFM görüntüleri



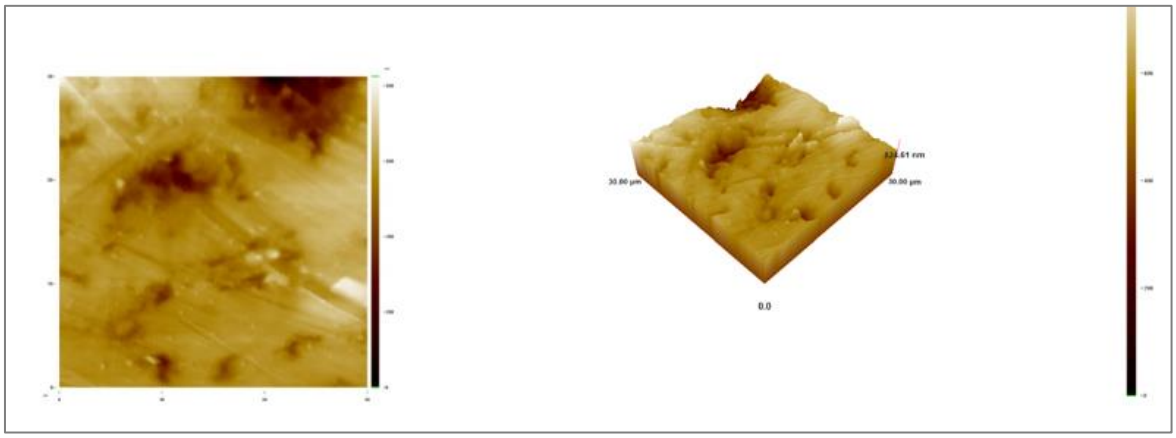
Resim 4.19. IPS Empress CAD örneğinin 50000 siklus fırçalama simülasyonu sonrası AFM görüntüleri



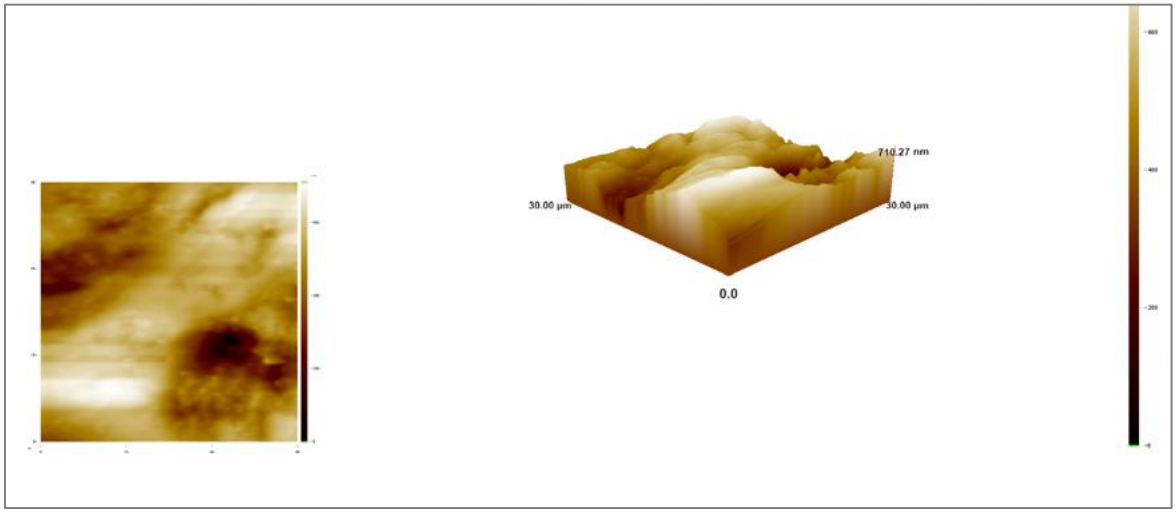
Resim 4.20. IPS Empress CAD örneğinin 50000 siklus fırçalama simülasyonu sonrasında SEM görüntüleri (X250-X1000)

4.4.6. Cerec Blocks (CB: Feldspatik seramik) örneğinin yüzey topoğrafisi bulguları

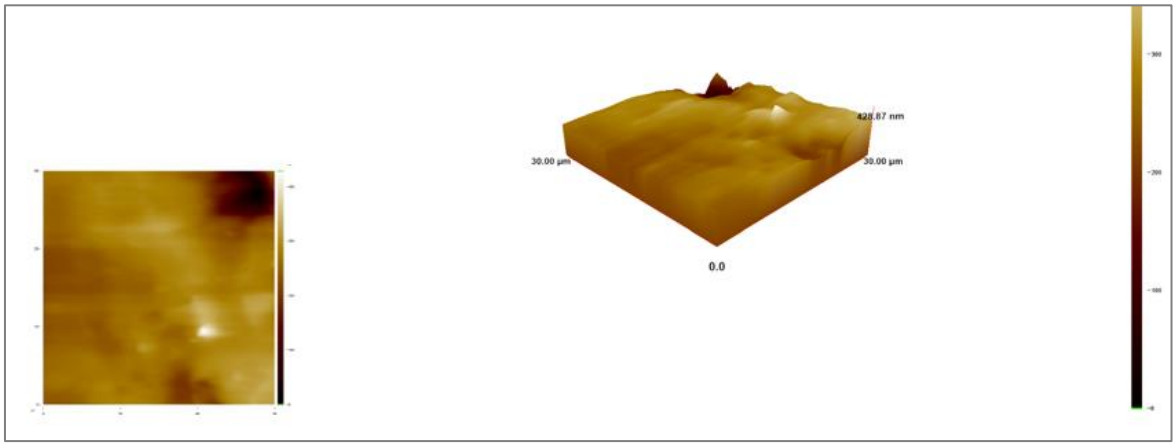
Cerec Blocks (CB) örneğinin fırçalama simülasyonu öncesi AFM görüntülerinin görsel değerlendirilmesinde yüzeyde çizikler ve çukurcuklar olduğu görüldü. 10000 siklus ve 50000 siklus fırçalama simülasyonu sonrası AFM görüntüleri incelendiğinde ise çukurcukların belirginleştiği ve çiziklerinde arttığı görüldü (Resim 4.21.-4.23.). CB örneğinin 50000 siklus fırçalama simülasyonu sonrasında SEM görüntüleri incelendiğinde ise 250'lik büyütmede yüzeyde çukurcuklar görüldü. 1000'lik büyütmede ise çukurcuklar daha belirgin izlendi (Resim 4.24.).



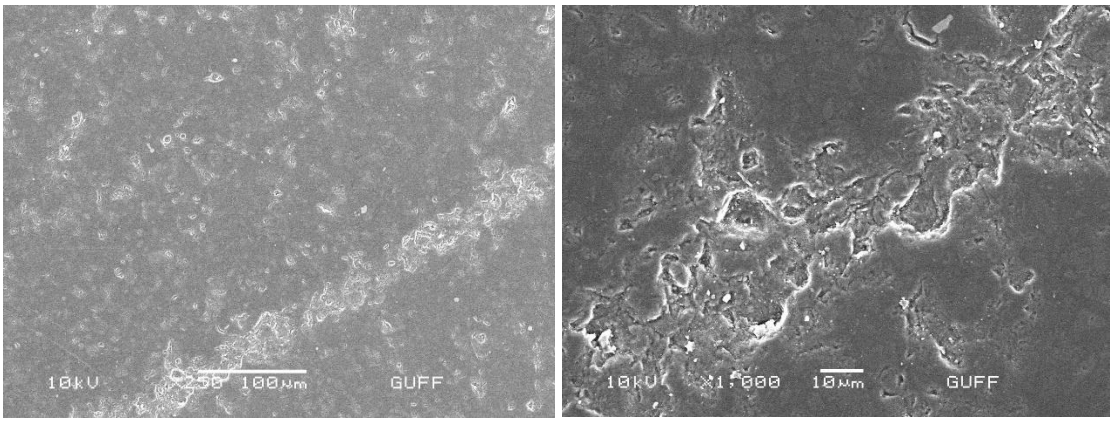
Resim 4.21. Cerec Blocks örneğinin fırçalama simülasyonu öncesi AFM görüntüleri



Resim 4.22. Cerec Blocks örneğinin 10000 siklus fırçalama simülasyonu sonrası AFM görüntüleri



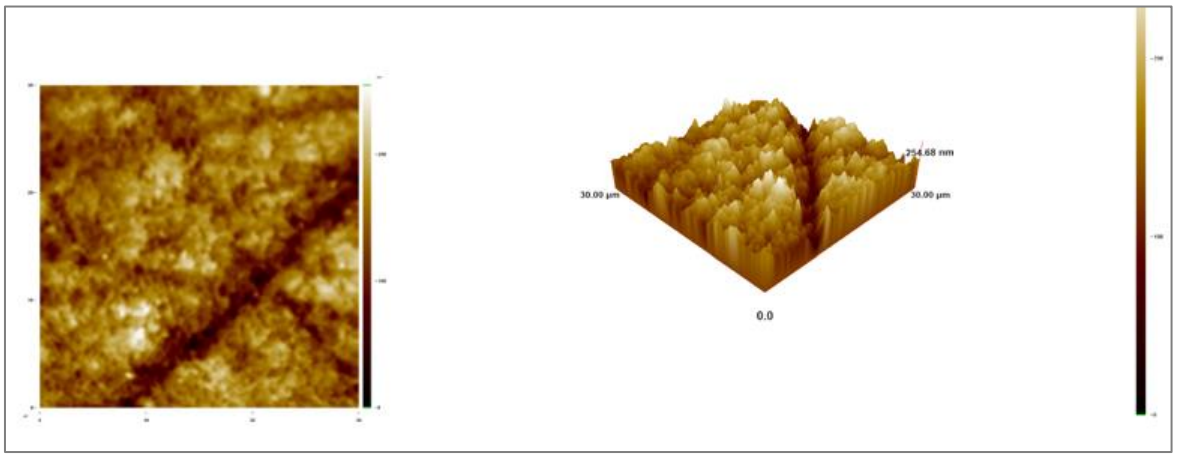
Resim 4.23. Cerec Blocks örneğinin 50000 siklus fırçalama simülasyonu sonrası AFM görüntüleri



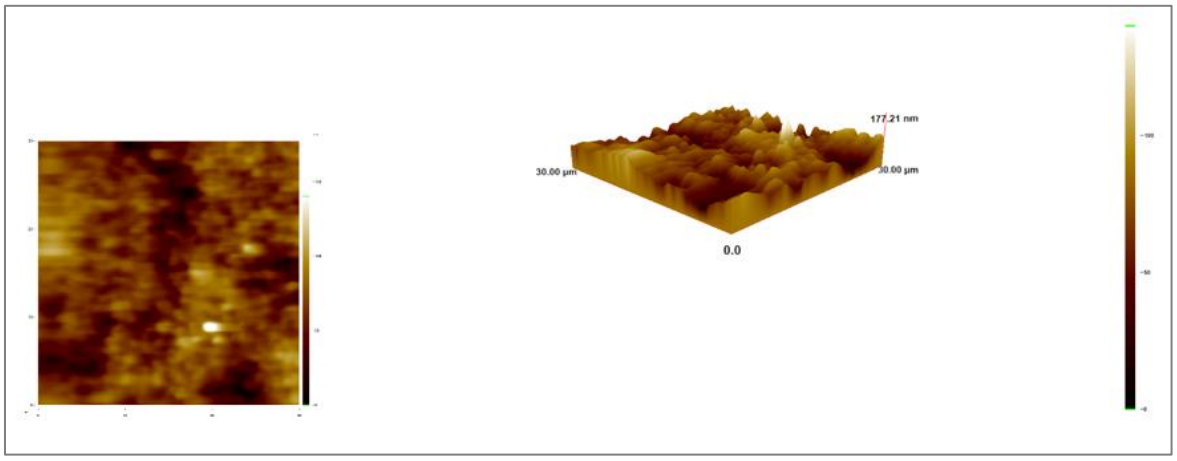
Resim 4.24. Cerec Blocks örneğinin 50000 siklus fırçalama simülasyonu sonrasında SEM görüntüleri (X250-X1000)

4.4.7. Cerasmart (GC: Hibrit nanoseramik) örneğinin yüzey topoğrafisi bulguları

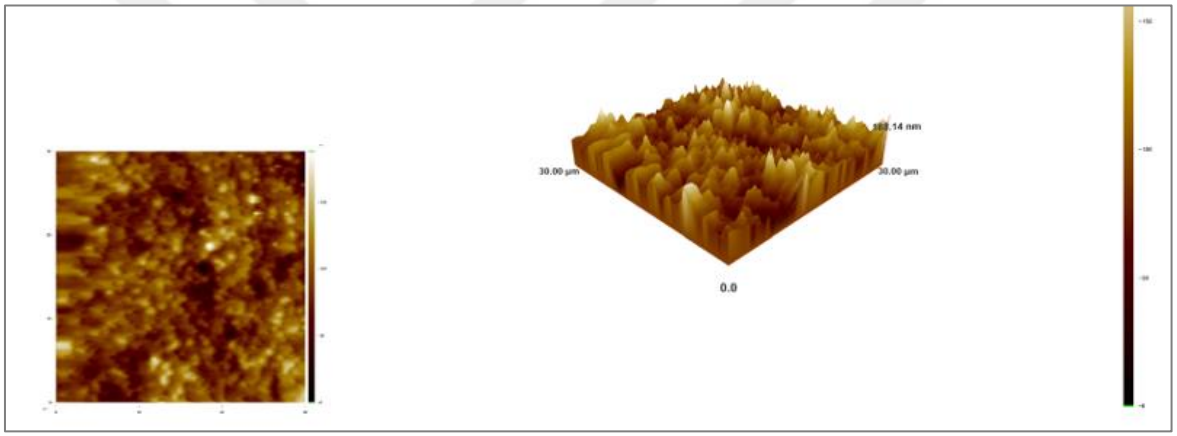
Cerasmart (GC) örneğinin fırçalama simülasyonu öncesi AFM görüntülerinin görsel değerlendirilmesinde yüzeyde çukurcuklar ve çizikler olduğu görüldü. 10000 siklus ve 50000 siklus fırçalama simülasyonu sonrası AFM görüntüleri incelendiğinde ise çukurcukların belirginleştiği ve çiziklerin azaldığı görüldü (Resim 4.25.-4.27.). GC örneğinin 50000 siklus fırçalama simülasyonu sonrasında SEM görüntüleri incelendiğinde ise 250'lik büyütmede yüzeyde çok seyrek çukurcuklar görülse de görüntü homojen ve düzgündü. 1000'lik büyütmede ise çukurcuklar daha belirgin izlenmeye başladı (Resim 4.28.).



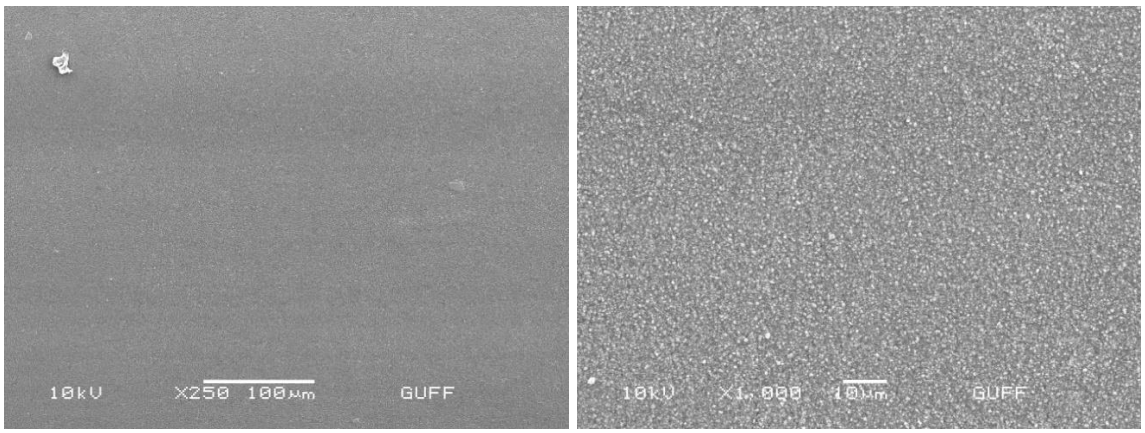
Resim 4.25. Cerasmart örneğinin fırçalama simülasyonu öncesi AFM görüntüleri



Resim 4.26. Cerasmart örneğinin 10000 siklus fırçalama simülasyonu sonrası AFM görüntüleri



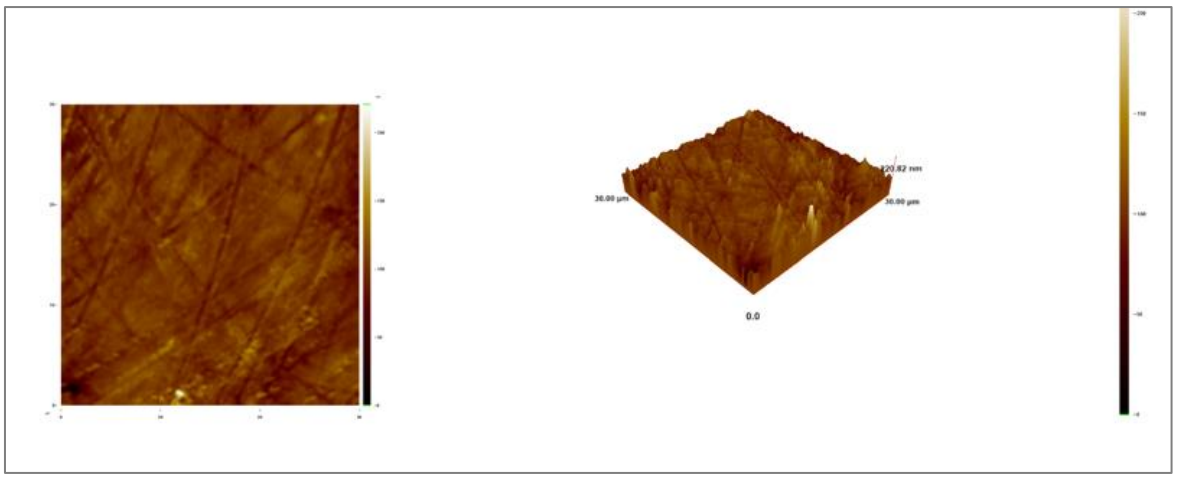
Resim 4.27. Cerasmart örneğinin 50000 siklus fırçalama simülasyonu sonrası AFM görüntüleri



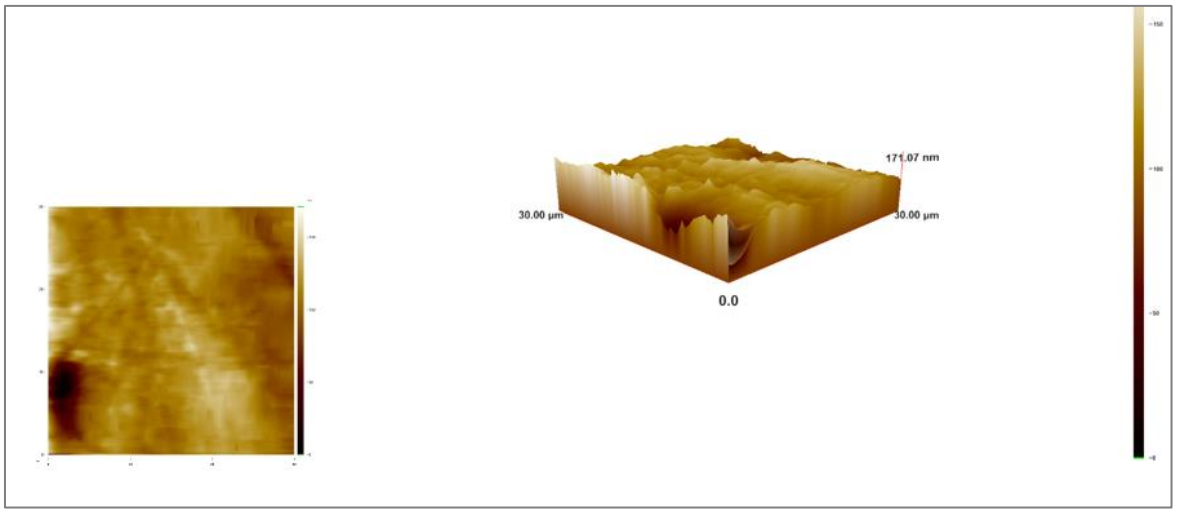
Resim 4.28. Cerasmart örneğinin 50000 siklus fırçalama simülasyonu sonrasında SEM görüntüleri (X250-X1000)

4.4.8. Initial LISI Block (L: Lityum disilikat) örneğinin yüzey topoğrafisi bulguları

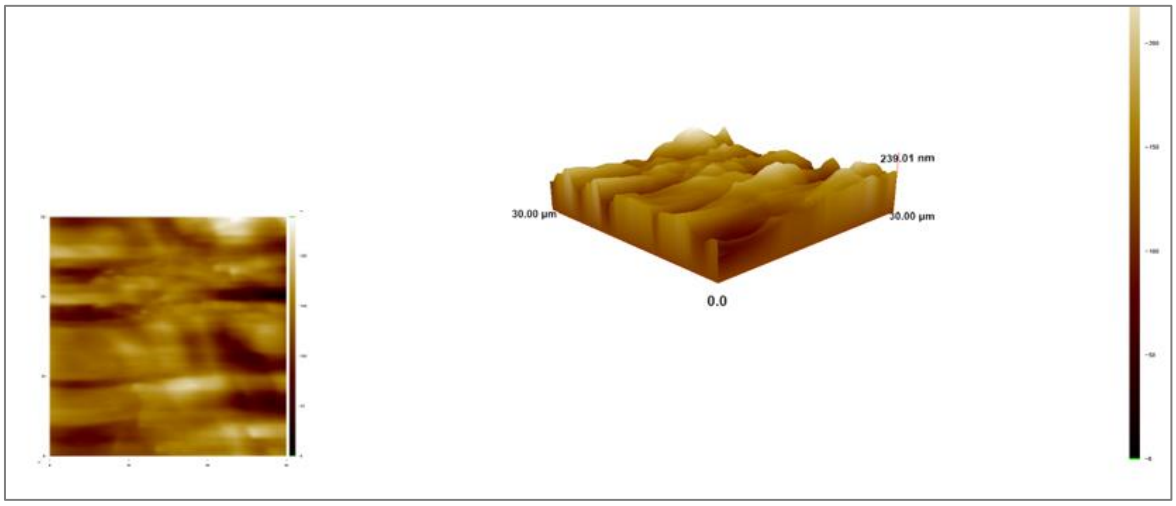
Initial LISI Block (L) örneğinin fırçalama simülasyonu öncesi AFM görüntülerinin görsel değerlendirilmesinde yüzeyde çizikler olduğu görüldü. 10000 siklus ve 50000 siklus fırçalama simülasyonu sonrası AFM görüntüleri incelendiğinde ise çiziklerle birlikte çukurcukların da arttığı görüldü (Resim 4.29.-4.31.). L örneğinin 50000 siklus fırçalama simülasyonu sonrasında SEM görüntüleri incelendiğinde ise 250'lik büyütmede yüzeyde çizikler ve çukurcuklar görüldü. 1000'lik büyütmede ise bu çizikler ve çukurcuklar daha belirgin izlendi (Resim 4.32.).



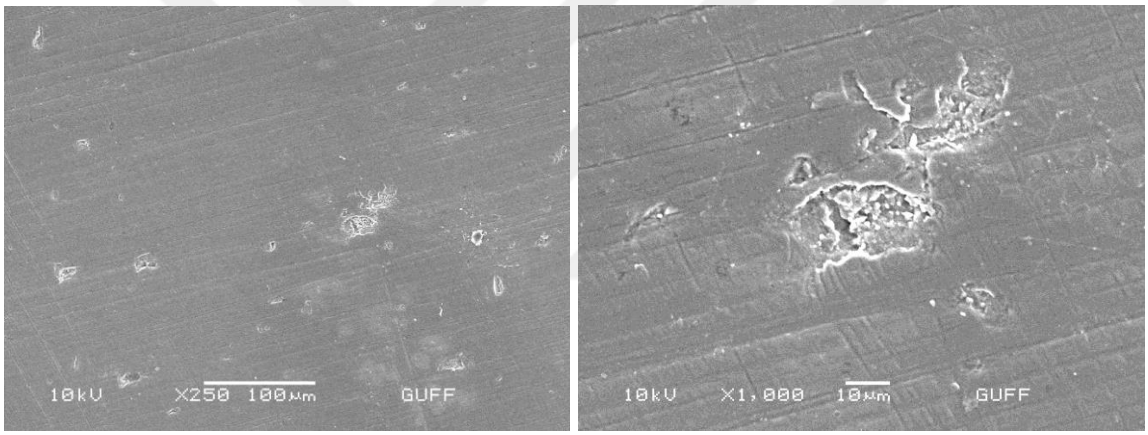
Resim 4.29. Initial LISI Block örneğinin fırçalama simülasyonu öncesi AFM görüntüleri



Resim 4.30. Initial LISI Block örneğinin 10000 siklus fırçalama simülasyonu sonrası AFM görüntüleri



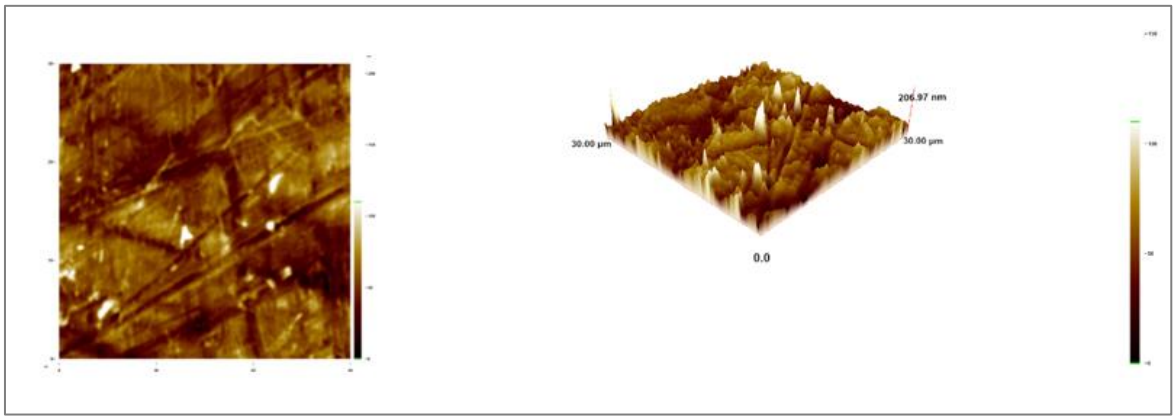
Resim 4.31. Initial LISI Block örneğinin 50000 siklus fırçalama simülasyonu sonrası AFM görüntüleri



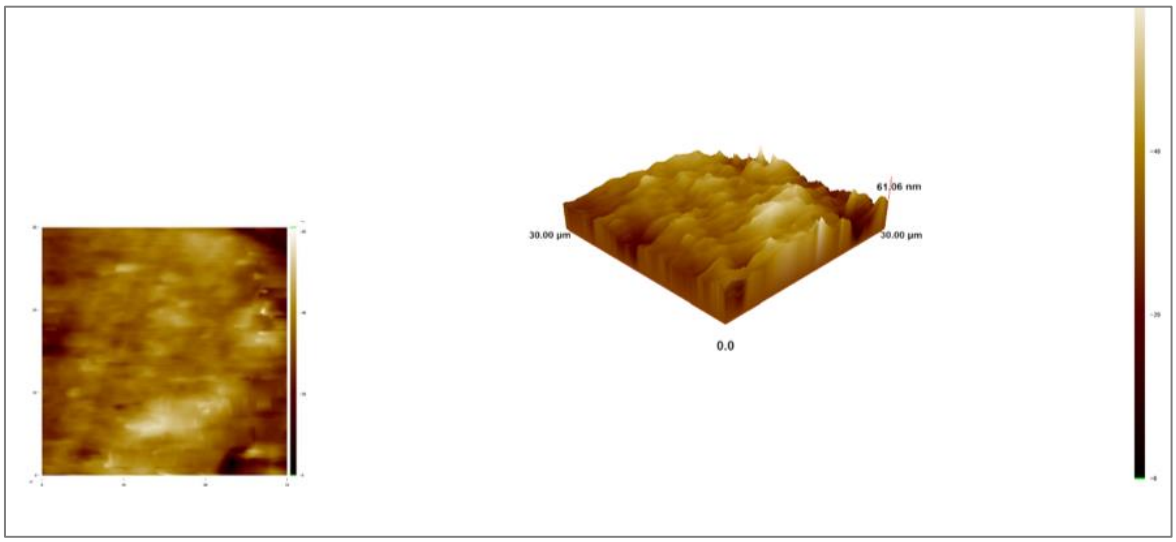
Resim 4.32. Initial LISI Block örneğinin 50000 siklus fırçalama simülasyonu sonrasında SEM görüntüleri (X250-X1000)

4.4.9. Celtra DUO (CD: Zirkonya katkılı lityum silikat) örneğinin yüzey topoğrafisi bulguları

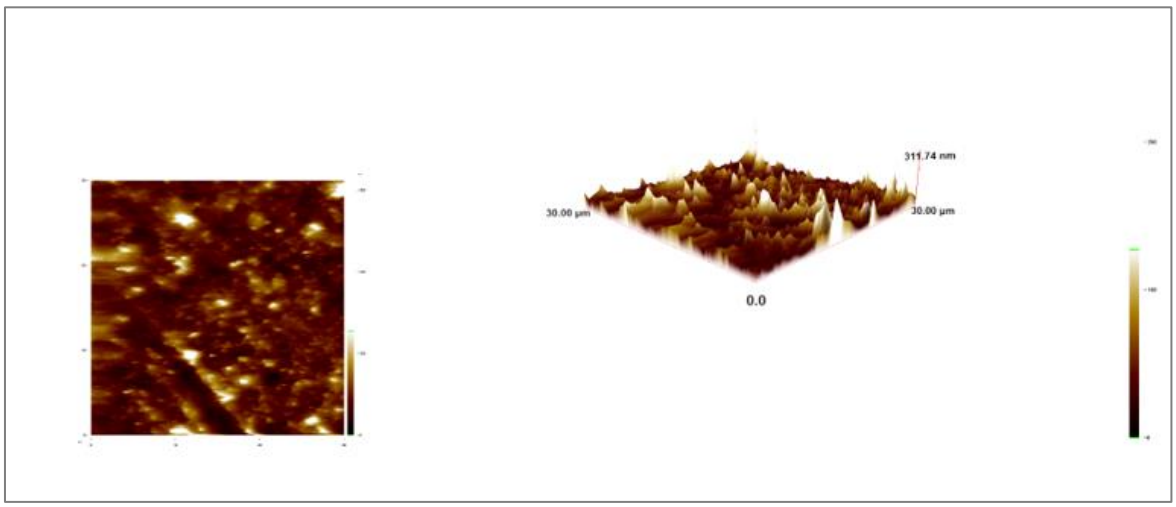
Celtra DUO (CD) örneğinin fırçalama simülasyonu öncesi AFM görüntülerinin görsel değerlendirilmesinde yüzeyde çizikler ve çukurcuklar olduğu görüldü. 10000 siklus fırçalama simülasyonu sonrası AFM görüntüleri incelendiğinde ise çiziklerin azaldığı görüldü (Resim 4.33.-4.35.). 50000 siklus fırçalama simülasyonu sonrası ise, çukurcukların belirginleştiği görüldü. CD örneğinin 50000 siklus fırçalama simülasyonu sonrasında SEM görüntüleri incelendiğinde ise 250'lik büyütmede yüzeyde belirgin olmayan çizikler çukurcuklar görüldü. 1000'lik büyütmede ise bu çizikler ve çukurcuklar daha belirgin izlendi (Resim 4.36.).



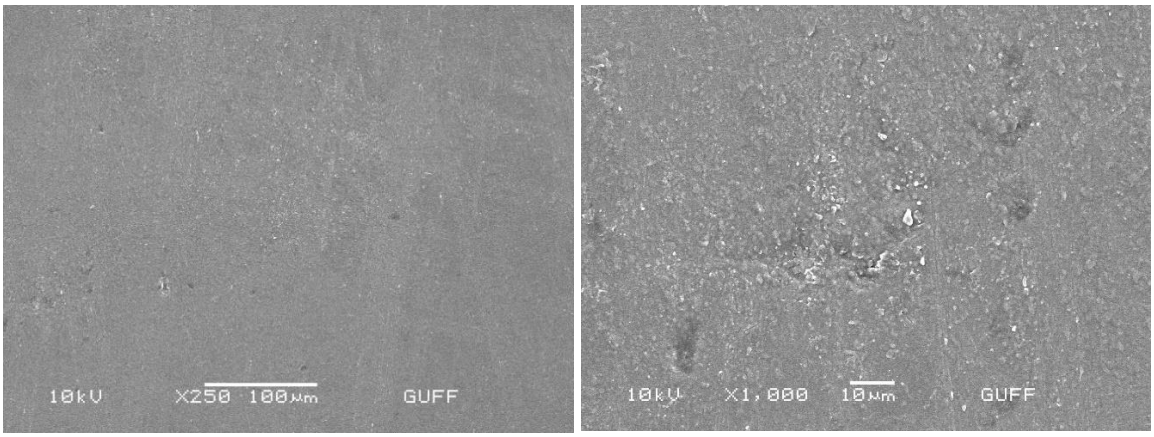
Resim 4.33. Celtra DUO örneğinin fırçalama simülasyonu öncesi AFM görüntüleri



Resim 4.34. Celtra DUO örneğinin 10000 siklus fırçalama simülasyonu sonrası AFM görüntüleri



Resim 4.35. Celtra DUO örneğinin 50000 siklus fırçalama simülasyonu sonrası AFM görüntüleri



Resim 4.36. Celtra DUO örneğinin 50000 siklus fırçalama simülasyonu sonrasında SEM görüntüleri (X250-X1000)

5. TARTIŞMA

Çalışmada, farklı monolitik CAD-CAM seramiklerinde diş fırçalama simülasyonu sonrası meydana gelen renk, parlaklık, yüzey pürüzlülüğü ve yüzey topoğrafisi değişimleri değerlendirildi. Bu amaçla, CAD-CAM sisteminde üretilen materyallerden farklı yapılara sahip dokuz çeşit monolitik seramik materyal çalışmaya dâhil edildi. Diş fırçalama simülasyonunun etkisinin araştırılması amacıyla; 10000 siklus ve 50000 siklus fırçalama simülasyonu sonrası materyallerin optik ve yüzey özelliklerinde meydana gelen değişimler değerlendirildi. Çalışma sonucunda elde edilen bulgulara göre, 10000 siklus ve 50000 siklus diş fırçalama simülasyonu sonrası renk, parlaklık, yüzey pürüzlülüğü ve yüzey topoğrafisi değişimleri değerlendirildiğinde, fırçalama simülasyonunun materyallerin yüzey parlaklığı ve yüzey pürüzlülüğü üzerinde etkili olduğu bulundu. Deney gruplarına ait renk değişimi değerlendirildiğinde; sadece materyal faktörünün renk değişimi üzerinde etkili olduğu ve monolitik zirkonyada meydana gelen renk değişim değerinin klinik olarak gözle farkedebilir eşik değerin üzerine çıktığı belirlendi. Bu nedenle diş fırçalama simülasyonunun farklı monolitik seramik çeşitlerinin optik ve yüzey özellikleri üzerinde etkili olacağı hipotezi kısmen kabul edildi.

Tam seramikler doğal diş yapısına yakın ışık geçirgenlikleri, renk seçenekleri, biyolojik uyumlulukları ve kimyasal stabiliteleriyle uygun restorasyon materyalleri olarak görülmektedirler. Son dönemde teknolojik gelişmelerle birlikte, farklı mikro yapılara ve farklı özelliklere sahip çok sayıda seramik materyal kullanıma sunulmuştur (Zimmermann vd., 2013; Reich vd., 2015). Yeni geliştirilen sınıflandırma sistemine göre tam seramik ve seramik benzeri malzemeler cam seramikler, polikristalin seramikler ve rezin matriks seramikler olarak üç gruba ayrılmaktadır (Bajraktarova-Valjakova vd., 2018; Gracis vd., 2015). Geliştirilen yeni seramik materyaller monolitik olarak yani veneer tabakasının uygulanmasına ihtiyaç duyulmadan kullanılabilmektedir. Bu materyallere ait bloklardan CAD-CAM sisteminde monolitik (tek tabaka) olarak tasarlanıp üretilen restorasyonlar, yüksek dayanıklılığa sahip bir altyapı tarafından desteklenip ışık geçirgenliği fazla olan bir seramikle venerlenen tabakalı restorasyonlara göre önemli avantajlara sahiptir. Monolitik seramik restorasyonlarda altyapı ve veneer tabakası arasında bağlantı sorunları ve yapısal özelliklerin mekanik veya termal stresler altındaki davranışlarının farklılığı gibi sorunlar görülmemektedir. Bununla beraber restorasyon üretimindeki aşama sayısı azalmakta; böylece üretim süresi kısalmakta ve maliyet azalmaktadır. Veneer tabakasına ihtiyaç

duyulmaması, bu restorasyonların CAD-CAM sistemleriyle hasta başında tek seansta hızlı bir şekilde tamamlanabilmesine olanak vermektedir (Reich vd., 2015). Bu tez çalışmasında, CAD-CAM sisteminde üretilen materyallerden monolitik zirkonya, lityum disilikat seramik (prekristalize form), zirkonya ilaveli lityum silikat seramik (prekristalize form), hibrit seramik, lösitle güçlendirilmiş seramik, feldspatik seramik, hibrit nanoseramik, lityum disilikat seramik (kristalize form) ve zirkonya ilaveli lityum silikat seramik (kristalize form) olmak üzere dokuz farklı monolitik seramik materyali kullanıldı. Böylelikle tam seramiklerin sınıflandırılmasında yer alan birçok seramik çeşidinin çalışmada test edilmesi sağlandı.

Hasta başı CAD-CAM sistemleri, frezeleme işlemi sonrasında simantasyona hazır düzgün bir yüzey oluşturmamaktadır. Seramik restorasyonların tamamlanabilmesi için yüzey bitirme işlemlerinin yapılması gerekmektedir. Glaze veya mekanik polisaj ile bitirme işlemleri, restorasyonların üretimi sonrasında meydana gelen yüzey pürüzlülüğünü azaltmak için kullanılabilmektedir. Rezin yapıdaki malzemelerde fırınlama işlemi yapılamamaktadır. Bu malzemelerde, rezin esaslı polimerize glaze sistemi veya mekanik polisaj işlemleri kullanılabilmektedir (Flury vd., 2017). Bu çalışmada, örnek yüzeylerinde standardizasyonu sağlamak amacıyla bütün seramik gruplarına mekanik polisaj işlemi uygulandı.

Seramik restorasyonların uzun süre başarılı bir şekilde ağızda kullanılabilmeleri için, başlangıçta sahip oldukları mekanik, optik ve yüzey özelliklerini korumaları gerekmektedir. Ancak zaman içerisinde ağız içi kullanıma bağlı olarak, restorasyon yüzeyinde aşınmalar ve renk değişiklikleri meydana gelebilmektedir. Pürüzlü hale gelen restorasyon yüzeyleri, karşıt dişleri veya restorasyonları aşındırabilmektedir. Ayrıca pürüzlü yüzeyler renk değişimine daha açık hale gelmektedir. Bu nedenle bu yüzeylerin tekrar polisajlanması gerekebilmektedir (Garza vd., 2016). Restorasyonların pürüzlülüğünün artma nedenlerinden biri günlük diş fırçalama uygulamalarıdır. Diş fırçalama, yaygın diş hastalıkları için önleyici bir uygulama olarak bilinmektedir ve plağı çıkarmanın ve dolayısıyla çürükleri önlemenin en etkili yoludur. Tribst ve diğerleri (2020), rezin matriks seramiğe (VITA Enamic; VITA Zahnfabrik) uygulanan yüzey işlemlerinin ve glaze uygulamalarının diş fırçalama simülasyonu sonrasında aşınmaya etkisini değerlendirmişlerdir. Renk karakterizasyonu yapılmadan önce örnek yüzeylerine yüzey işlemleri uygulanmış ve sonrasında gruplar glaze uygulaması yapılan ve yapılmayan olmak üzere ikiye ayrılmıştır. Örneklere 5 yıl, 10 yıl ve 15 yıllık diş fırçalama simülasyonlarını taklit edecek şekilde fırçalama uygulanmıştır.

Örnekler, yumuşak ve düz bir diş fırçası, diş macunu ve distile su (250 g/ L) solüsyonu ile diş fırçalama simülasyonuna (150000 devir; 2,45 N; 180 darbe/ dakika) tabi tutulmuştur. Yuan ve diğerleri (2018) yaptıkları in vitro çalışmada, diş fırçalamanın ve ağız boşluğundaki ısıl döngü değişiminin, lityum disilikat seramiğin ve monolitik zirkonyanın renk stabilitesi ve yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkisini değerlendirmişlerdir. Fırçalama, 5, 10 ve 15 yıllık ağız ortamı simüle edilerek 50000, 100000 ve 150000 döngüde gerçekleştirilmiştir (Yuan vd., 2018). Garza ve diğerleri (2016) çalışmalarında, diş fırçalamanın lösit ilaveli seramik ve lityum disilikat seramik olmak üzere iki farklı materyal çeşidi üzerindeki etkisini incelemişlerdir. Her malzeme üzerinde; sadece glaze işlemi uygulanmış, boyanmış (stained) ve sonra glaze işlemi uygulanmış, boyama ve glaze işlemi birlikte uygulanmış (stained-glazed) olmak üzere üç farklı yöntem uygulanmıştır. Örnekler fırçalama simülatöründe dakikada 90 darbe hızında yumuşak ve düz bir diş fırçası ile fırçalanmıştır. Fırçalama simülasyonu, 3, 6, 9 ve 12 yıllık ağız ortamını taklit etmiştir (Garza vd., 2016). Yapılan çalışmalardan anlaşıldığı üzere diş fırçalama simülasyonunda kullanılan standart bir prosedür yoktur. Bu tez çalışmasında fırçalama simülasyonu, fırçalama simülatöründe 200 gramlık kuvvet altında, 2 Hz frekansta, dakikada 120 darbe ile gerçekleştirildi. Fırçalama simülatörünün hareket modu ileri-geri olarak, hareket mesafesi 20 mm olacak şekilde ayarlandı. Çalışmada kullanılan fırçalama simülatörü ile 6 adet örneğin aynı anda fırçalanması sağlandı. Örnekler, yumuşak ve düz diş fırçası ve 1 litre damıtılmış su içinde süspanse edilen 250 g düşük aşındırıcı özellikteki diş macunundan (Relative Dentin Abrasivity: RDA~100) yapılmış bir solüsyonla fırçalandı (Yuan vd., 2018). Örnekler, ağız ortamında yaklaşık 1 yıllık ve 5 yıllık fırçalamaya karşılık gelen 10000 ve 50000 diş fırçalama döngüsüne tabi tutuldu.

Diş macunları aşındırıcı bileşenler içerir ve bu nedenle doğal diş yapısına en az zararlı olan diş macunu kullanılmalıdır (Garza vd., 2016). Bu nedenle diş macunlarının aşındırma özellikleri Amerikan Diş Hekimleri Birliği tarafından REA (Relative Enamel Abrasivity) ve RDA indeksleriyle sınıflandırılmakta ve diş macunlarına ait RDA değerlerinin 250'den fazla olmaması gerektiği bildirilmektedir (de Moraes Rego Roselino vd., 2018; O'neill vd., 2018; John vd., 2015; Patil vd., 2015). Sulaiman ve diğerleri (2020) yaptıkları çalışmada; farklı dentin aşınmasına (RDA) sahip diş macunları kullanarak diş fırçalama simülasyonu sonrasında, boyanmış (stained) veya glaze yapılmış (glazed) seramiklerin renk ve parlaklık değişimini değerlendirmişlerdir. Çalışmada, feldspatik (VITA VMK Master; VITA Zahnfabrik), lityum disilikat (IPS e.max CAD; Ivoclar Vivadent) ve polikristalin seramikler

(3Y-PSZ ve 5Y-PSZ; Katana HT) kullanılmıştır. Bu seramikler farklı RDA değerlerine sahip diş macunları (RDA=72 ve RDA<200) kullanılarak diş fırçalama simülasyonuna tabi tutulmuştur. Örneklere 5000 (6 ay), 10000 (1 yıl), 30000 (3 yıl) ve 50000 (5 yıl) diş fırçalama sikluslarında fırçalama simülasyonu uygulanmıştır. Çalışmanın sonunda, bütün seramik materyallerde ΔE_{00} değerleri fırçalama siklusuyla birlikte artmıştır. Aynı materyal türünde, diş macununun etkisi karşılaştırıldığında RDA değeri yüksek olan macun daha yüksek ΔE_{00} değerlerine neden olmuştur. Parlaklıktaki değişiklikler nispeten hızlı bir şekilde, 6 ay (5000 fırçalama siklusu) gibi kısa bir sürede gerçekleşmiştir. Materyal türünden bağımsız olarak her iki tip diş macunu ile diş fırçalamanın ilk yılında parlaklık kaybı kaydedilmiştir. RDA değeri yüksek olan diş macununda diğer diş macununa göre çok daha fazla parlaklık kaybı olmuştur (Sulaiman vd., 2020). Hastaların artan estetik beklentileri nedeniyle diş beyazlatıcı özelliği olan macunlara olan ilgi ve istek artmıştır. Bu nedenle bu tez çalışmasında, beyazlatıcı özelliği olan ancak RDA değeri 250'nin altında olan (RDA~100) ve aşındırıcı özelliği az olarak belirtilen (de Moraes Rego Roselino vd., 2019) bir diş macununun test edilmesi tercih edildi.

Diş fırçalama, seramik yüzeyinde karakterize edilen tabakanın çıkarılmasına, artan yüzey pürüzlülüğüne ve seramik restorasyonlarda renk değişimine yol açabilmektedir. Pürüzlü yüzeye sahip seramik restorasyonların dış kaynaklı renklenmeye daha duyarlı olduğu gösterilmiştir. Yüzeyin dokusu, daha pürüzlü yüzeylerden daha az ışık yansımasıyla renk algısını etkileyebilmektedir. 0,2 µm'den fazla pürüzlülüğün, artan plak birikimi ile ilişkilendirildiği, çürük riskinde ve periodontal enflamasyonda artışa yol açtığı bildirilmiştir (Yuan vd., 2018). Yüzey pürüzlülüğünü arttırmaktan sorumlu faktörler ayrıca parlaklığın azalmasına da neden olmaktadır. Bu da komşu doğal diş ile restoratif materyal arasında klinik olarak algılanabilir bir farklılığa yol açabilmektedir. Bu nedenle farklı seramik materyallerin günlük diş fırçalama davranışı sonrasında gösterdikleri özelliklerin test edilmesi önemlidir (De Andrade vd., 2021). Yapay fırçalama gibi laboratuvar aşınma testleri, bu malzemelerin ömrünün belirlenmesine yardımcı olmakta ve klinik uygulamalar için ipucu vermektedir (De Andrade vd., 2021). Bu nedenle bu çalışmada, fırçalama simülasyonu öncesinde ve sonrasında yüzey pürüzlülüğü, parlaklık ve renk değişimleri değerlendirildi. Renk değişimi algılanabilirlik (0,8) ve klinik olarak kabul edilebilirlik (1,8) eşik değerleriyle karşılaştırıldı (Paravina vd., 2015). Yüzey pürüzlülüğü değerleri, klinik olarak kabul edilebilir değer olan 0,2 µm ile karşılaştırıldı. Ayrıca materyallerin yüzey topoğrafisinde meydana gelen değişimler AFM ve SEM analizleriyle incelendi.

1976 yılında; CIE belirleyici bir renk tanımlaması yapmış ve CIEL*a*b* renk sistemini geliştirmiştir. CIEL*a*b* sisteminde bulunan renkler, L*, a* ve b* olmak üzere üç eksende tanımlamaktadır. L* ekseni, açıklık, koyuluk, parlaklık veya siyah/beyaz derecesini göstermektedir. Saf beyaz 100 L* iken, saf siyah 0 L* değerine sahiptir olmaktadır. a* ve b* eksenleri rengin kromatik özelliklerini ifade etmektedir. a* değeri rengin kırmızılık-yeşillik oranını, b* değeri ise sarılık-mavilik oranını göstermektedir. a* değeri pozitif ise kırmızılık oranını, negatif ise yeşillik oranını; b* değeri pozitif ise sarılık oranını, negatif ise mavilik oranını göstermektedir (Kurt vd., 2016). CIEL*a*b* sistemindeki renk parametreleri kullanılarak, CIEL*a*b* ve CIEDE2000 formülleri yardımıyla renk değişim değerleri hesaplanmaktadır. Hesaplanan renk değişim değerleri, algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik eşik değerleriyle karşılaştırılmaktadır. CIEDE2000 formülü, renk analizinde CIEL*a*b* formülünden daha fazla dikkate alınmalıdır. Çünkü CIEDE2000 formülü, dental seramiklerin renk değişiminin değerlendirilmesinde CIEL*a*b* formülünden daha doğru sonuçlar göstermektedir (Erkal vd., 2022). Diş hekimliğinde yapılan renk analizlerinde bu formülün kullanılması önerilmektedir (Erkal vd., 2022). Algılanabilirlik, bir diş ile komşu restorasyon arasındaki renk farkını ifade ederken, kabul edilebilirlik, o restorasyonun renginin insan gözü tarafından kabul edilmesini ifade etmektedir (Paravina vd., 2015). Paravina ve diğerleri (2015) algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik eşik değerlerini CIEL*a*b* formülü için (ΔE_{ab}) 1,2 ve 2,7 olarak tanımlamışlardır. CIEDE2000 (ΔE_{00}) formülünde karşılık gelen algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik değerlerini ise sırasıyla 0,8 ve 1,8 olarak tanımlamışlardır (Paravina vd., 2015). Bu tez çalışmasında, farklı yapılara sahip CAD-CAM seramiklerinin renk değişim değerlerinin belirlenmesi için CIEDE2000 formülü kullanıldı. Çevre koşullarının standart hale getirilmesi ve ortamdaki ışığın renk ölçümlerini olumsuz etkilememesi için tüm renk ölçümleri, D65 ölçüm koşullarındaki ve renk ölçüm kutusu içinde kalibrasyonu yapılan spektrofotometre ile gerçekleştirildi.

Restoratif materyallerin optik özelliklerinde meydana gelen değişimler, materyallerin yüzey parlaklığını da etkileyebilmektedir. Yüzey parlaklığının algılanabilirliği ve kabul edilebilirliği, parlaklık değişimlerinden etkilenmektedir. Böyle bir klinik durumda restorasyon yüzeyine yeniden mekanik polisaj işlemi uygulanmalı, restorasyon tamir edilmeli veya değiştirilmelidir (Rocha vd., 2020). Parlaklık ölçer (glossmetre) belirli bir yüzeyin parlaklığını ölçmek için kullanılan bir cihazdır. Cihaz, sabit yoğunluk ve açıya sahip bir ışık demetini yüzeye yansıtarak dik açıyla yansıyan ışık miktarını ölçmektedir. Yansıyan ışık miktarı malzemenin yapısına göre değişmektedir. Ölçüm ünitesi, parlaklık ünitesi (gloss

unit: GU) olarak adlandırılmaktadır ve 0-100 GU arasında bir aralığa sahiptir (Alzahrani vd., 2017). Yüzey parlaklığı için algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik sınırları sırasıyla 6,4 GU ve 35,7 GU olarak tanımlanmıştır (Rocha vd., 2020). Parlaklık değişimlerinde, yaklaşık 6,4 parlaklık ünitesinden fazla bir farkın olması hasta tarafından algılanabilmektedir. Yaklaşık olarak 35,7 parlaklık ünitesinden fazla bir farkın olması da klinik olarak kabul edilmemektedir (De Andrade vd., 2021). Bir parlaklık ölçer yardımı ile ölçülen objektif parlaklık, bir nesnenin yüzeyine belirli bir açıda (20°, 60° veya 85°) yansıyan ve ışık gelişine doğru aynı açıyı sunan, ancak polisajlı bir standartla karşılaştırıldığında ters yönde olan ışık miktarıdır ve seramik malzemeler için bu açı 60° olarak belirtilmektedir (Rocha vd., 2020). Bu çalışmada örneklere ait parlaklık değerleri, parlaklık ölçüm cihazıyla 60° açıyla yapıldı (Rocha vd., 2020).

Bir restorasyonun uzun dönemdeki başarısı, yüzey topoğrafisine ve pürüzlülüğüne bağlıdır. Yüzey pürüzlülüğünün yüksek olması ile yüzeysel çatlaklar gelişebilir ve yayılabilir. Aynı zamanda yüksek yüzey pürüzlülüğü, restoratif materyallerin kırılganlığının artmasına neden olmakta ve restorasyonun başarısını olumsuz etkilemektedir (Kara vd., 2021). Yüzey pürüzlülüğü, materyalin belirli kısımlarında yüzeydeki çok ince düzensizlikleri tanımlamaktadır. Diş hekimliğinde pürüzlülük kavramı önemli bir yere sahiptir. Bu nedenle, seramik yüzeylerin yüzey topoğrafisini ve pürüzlülüğünü değerlendirmede ve yüzey analizlerinde profilometre, taramalı elektron mikroskobu (SEM) ve atomik kuvvet mikroskobu (AFM) olmak üzere çeşitli yöntemler kullanılmaktadır (Dilber vd., 2012; Al Hamad vd., 2022). Dental materyallerin ortalama pürüzlülük değerini hesaplamanın en yaygın yöntemi, tüm yüzeylerin pürüzlülük değerlerinin ölçülerek ve ortalaması alınarak elde edilen ortalama yüzey pürüzlülüğü (Ra) değeridir (Akan vd., 2021). Pürüzlü yüzeye sahip seramik restorasyonlar, dış kaynaklı renklenmelere daha duyarlı olmaktadır. Yüzeyin dokusu, daha pürüzlü yüzeylerden daha az ışık yansımasıyla renk algısını etkileyebilmektedir. 0,2 μm'den fazla yüzey pürüzlülüğü, artan plak birikimi ile ilişkilendirilmektedir. Yüzey pürüzlülüğündeki bu artışın çürük riskinde ve periodontal enflamasyonda artışa yol açtığı bildirilmektedir (Yuan vd., 2018). De Andrade ve diğerleri (2021) yaptıkları çalışmada, diş fırçalama simülasyonunun CAD-CAM restoratif materyallerin yüzey parlaklığı ve yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkisini değerlendirmişlerdir. Bir rezin infiltre cam seramik (VITA Enamic; VITA Zahnfabrik), üç farklı rezin nanoseramik [Lava Ultimate (3M), Cerasmart (GC), Grandio (VOCO)] ve bir lösit ilaveli seramik (IPS Empress CAD; Ivoclar Vivadent) olmak üzere beş farklı materyal

kullanmışlardır. Parlaklık (GU) ve yüzey pürüzlülüğü (Ra), diş fırçalama simülasyonundan (100000 siklus) önce ve sonra değerlendirilmiştir. Daha sonra, SEM analizi görüntüleri elde edilmiştir. Çalışmanın sonunda, materyal ve fırçalama simülasyonu faktörlerinin yüzey pürüzlülüğü ve parlaklık değerleri üzerinde birlikte etkisi ve ayrı ayrı materyal ve fırçalama simülasyonu faktörlerinin yüzey pürüzlülüğü ve parlaklık değerleri üzerinde etkisi bulunmuştur (P<0,001). Yüzey pürüzlülüğü analizinde, bütün materyal grupları içinde Ra değerleri fırçalama siklusuyla birlikte artmıştır. Parlaklık analizinde ise, bütün materyal grupları içinde GU değerleri fırçalama siklusuyla birlikte azalmıştır. Çalışmanın SEM analizi görüntülerinde, diş fırçasının neden olduğu çizikler gösterilmiştir (De Andrade vd., 2021). Bu çalışmada, örneklere ait yüzey pürüzlülüğü (Ra) ölçümleri bir profilometre cihazı kullanılarak yapıldı. Ölçümler sonrasında ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri hesaplandı. Örneklere ait yüzey topoğrafisinin değerlendirilmesi amacıyla ise; dokuz farklı seramik materyalin atomik kuvvet mikroskobu kullanılarak tıklatma modunda yüzey görüntüleri incelendi. Tüm örnekler 30x30 μm^2 yüzey alanında tarandı. Tarama hızı ise 10 µm/s olarak belirlendi. Dokuz örnekten başlangıç, 10000 ve 50000 fırçalama siklusları sonrası AFM görüntüleri elde edilerek karşılaştırıldı. Ayrıca bu dokuz örnekten, 50000 fırçalama siklusu sonrası SEM görüntüleri de elde edildi.

CAD-CAM seramiklerinde, diş fırçalama sonrası meydana gelen renk değişimi çeşitli araştırmalarda incelenmiştir (Yuan vd., 2018; Garza vd., 2016; Pouranfar vd., 2020; Mahrous vd., 2023; Alencar-Silva vd., 2019; Lee vd., 2022; Labban vd., 2021; Sulaiman vd., 2020). Lee ve diğerleri (2022) yaptıkları çalışmada, diş fırçalama simülasyonu (10000 ve 50000 fırçalama siklusu) sonrasında boyanmış veya glaze işlemi uygulanmış olan stabilize zirkonyanın (5Y-PSZ) (SHOFU Disk ZR Lucent FA; SHOFU) optik özelliklerini değerlendirmişlerdir. Bu çalışmada 5Y-PSZ yarı saydamlığı nedeniyle seçilmiştir. Renk ve translusensi parametreleri değerleri, glaze ve boyama gibi yüzey işlemlerinden ve diş fırçalama simülasyonundan önce ve sonra ölçülmüştür. Çalışmanın sonunda, başlangıç ve fırçalama simülasyonu sonrası (10000 ve 50000 fırçalama siklusu) yüzeyler arasındaki ortalama renk değişimi değerlerinin (ΔE) 1,74'lük kabul edilebilir eşik değerin altında olduğunu göstermişlerdir. Tek başına grupların (P=0,65), diş fırçalama siklus sayısının (P=0,844) veya bunların etkileşiminin (P=0,233) renk değişimi değerleri üzerinde bir etkisi olmadığını ortaya koymuşlardır. Lee ve diğerlerinin (2022) yaptıkları çalışma ile bu tez çalışması arasındaki zirkonya materyalindeki renk değişimi farklılıklarının, kullanılan zirkonya materyallerinin mikroyapısındaki farklılıklardan (3Y-TZP ve 5Y-PSZ)

kaynaklandığı düşünülmektedir. Ayrıca kullanılan renk değişimi formülü de farklıdır (Lee vd., 2022). Bu tez çalışmasında kullanılan zirkonya materyalinde, 50000 fırçalama siklusu sonrasında gözle görülebilir renk değişimi tespit edildi. Ayrıca monolitik zirkonya da meydana gelen renk değişimi değerleri diğer gruplardan yüksek bulundu. Yuan ve diğerleri (2018) yaptıkları çalışmada, fırçalama ve termal siklus işlemlerinin lityum disilikat seramiğin (IPS e.max CAD; Ivoclar Vivadent) ve monolitik zirkonyanın (Wieland Zenostar Translucent; Ivoclar Vivadent) renk değişimi (ΔEab) üzerindeki etkisini değerlendirmişlerdir. Fırçalama simülasyonu, 5, 10 ve 15 yıllık bir oral ortamı simüle ederek 50000, 100000 ve 150000 fırçalama sikluslarında gerçekleştirilmiştir. Her örneğin renk parametreleri fırçalama simülasyonundan önce ve sonra ölçülerek renk değişimi değerleri hesaplanmıştır. Çalışma sonunda, lityum disilikat materyalinde, tek başına fırçalama, termal siklus ve fırçalama/termal siklus uygulamalarının, tek başına fırçalama siklusunun ve bu iki faktörün birlikte etkisinin renk değişimi değerleri üzerinde etkili olmadığını belirtmişlerdir. Lityum disilikat seramiklerin rengi, termal siklus uygulamasından ve fırçalama simülasyonundan sonra anlamlı bir değişikliğe uğramamış ve renk farkı algılanabilir eşik değerin (2,6) altında bulunmuştur. Zirkonya materyalinde ise fırçalama, termal siklus ve fırçalama/termal siklus uygulamalarının ve fırçalama siklusunun birlikte etkisinin renk değişimi değerleri üzerinde etkili olduğu belirtilmiştir (P<0,001). Zirkonya materyalinde meydana gelen anlamlı renk değişiminin, zirkonyanın maruz kaldığı sıvı ortam nedeniyle düşük ısıda bozunmaya uğramasından kaynaklanabileceği belirtilmiştir. 15 yıllık diş fırçalama simülasyonu uygulanan grup; simülasyon grupları içerisinde (5 yıllık ve 10 yıllık) en yüksek renk değişimini göstermiştir. Ancak zirkonya materyalinde meydana gelen renk değişimi algılanabilir eşik değerin (2,6) altında bulunmuştur. Bu tez çalışmasında, monolitik zirkonya (InCoris TZI C; Dentsply Sirona) hariç diğer materyal gruplarında, renk değişimi (ΔE_{00}) değerleri algılanabilirlik eşik değerinin (0,8) altında bulundu. Monolitik zirkonyada ise 10000 fırçalama siklusunda renk değişimi değeri algılanabilir eşik değerine çok yakın (0,79) bulunurken; 50000 siklus sonrasında renk değişimi değeri algılanabilir eşik değerin üzerinde (1,09) bulundu. 10000 fırçalama siklusu ve 50000 fırçalama siklusu arasında materyallere ait renk değişimi değerlerinde anlamlı farklılık bulunmadı. Bu nedenle her iki gruba ait renk değişimi değeri değerlendirildiğinde; monolitik zirkonyada meydana gelen renk değişim değeri 0,94 ±0,47 olarak belirlendi. Zirkonya materyalindeki bu renk değişiminin, fırçalama simülasyonunun sıvı ortamda uygulanması nedeniyle zirkonyanın düşük ısıda bozunmaya uğramasından kaynaklanabileceği düşünülmektedir.

Garza ve diğerleri (2016) çalışmalarında, lösit ilaveli seramik (IPS Empress Esthetic; Ivoclar Vivadent) ve lityum disilikat seramik (IPS e.max Press; Ivoclar Vivadent) olmak üzere iki farklı materyal üzerinde üç farklı yüzey işlemi (sadece glaze işlemi, boyama sonrası glaze işlemi, boyama ve glaze işleminin birlikte yapılması) uygulamışlardır ve bu yüzey işlemleri sonrasında materyaller üzerinde fırçalama simülasyonunun etkisini incelemişlerdir. 3, 6, 9 ve 12 yıllık diş fırçalama simülasyonu sonrasında örneklerin renk değişimi değerleri incelenmiştir. 12 yıllık diş fırçalama simülasyonu sonrasında, boyama sonrası glaze işleminin boyama/glaze işleminin birlikte yapılması işlemine kıyasla renk değişimine karşı daha dirençli olduğu görülmüştür. Bu durum, boya tabakasının üzerine uygulanan glaze tabakasının koruyucu bir rol oynayabileceğine işaret etmektedir. Algılanabilir eşik değerinin 2,6 ΔE, kabul edilebilirliğin ise 5,5 ΔE olduğu bu çalışmada, 12 yıllık diş fırçalama sonrasında her iki materyal için ortalama ΔE değerleri 0,16 ve 0,66 aralığında bulunmuştur. Her ne kadar 12 yıllık diş fırçalama sonrasında istatistik olarak anlamlı bir renk değişimi (ΔE) kaydedilmiş olsa da renk değişimi değerleri, algılanabilir ve kabul edilebilir eşik değerlerle karşılaştırıldığında çok daha az bulunmuştur. Bu durum, bu çalışmada bulunan renk değişim değerlerinin klinik olarak anlamlı kabul edilemeyeceği anlamına gelmektedir (Garza vd., 2016). Bu tez çalışmasında, CAD-CAM sisteminde üretilmiş olan lityum disilikat seramik (IPS e.max CAD; Ivoclar Vivadent) ve lösit ilaveli seramik (IPS Empress CAD; Ivoclar Vivadent) materyalleri kullanıldı. IPS e.max CAD ve IPS Empress CAD materyallerinin 1 ve 5 yıllık fırçalama simülasyonu sonrası renk değişimi değerleri (sırasıyla ΔE_{00}=0,47 ve ΔE_{00}=0,64) algılanabilir eşik değerin (0,8) altında bulundu. Garza ve diğerlerinin çalışmasında kullanılan lösit ilaveli seramik (IPS Empress Esthetic; Ivoclar Vivadent) ve lityum disilikat seramik (IPS e.max Press; Ivoclar Vivadent) materyallerinin ısı ve basınçla presleme tekniği ile üretilmiştir. Bu tez çalışmasında kullanılan materyaller ise CAD-CAM sistemiyle üretilmiştir. İki çalışma arasındaki kullanılan seramiklerin üretim yöntemlerinin farklı olmasına rağmen, renk değişim değerlerinin benzer olduğu görüldü.

Pouranfar ve diğerleri (2020) yaptıkları çalışmada, diş fırçalama simülasyonunun seramik-polimer materyallere uygulanan boyama işlemlerinin renk değişimi üzerindeki etkilerini incelemişlerdir. İki rezin matriks seramik [Cerasmart (GC), VITA Enamic (VITA Zahnfabrik)] ve bir lityum disilikat seramik (IPS e.max CAD; Ivoclar Vivadent) kullanmışlardır. Materyallere fırçalama simülasyonu uygulanmıştır. CIELab değerleri başlangıç, 3, 6, 9 ve 12 yıllık diş fırçalama simülasyonları sonrasında kaydedilmiştir. Her grup ve fırçalama aralığı için ortalama renk değişimi değerleri (ΔE) belirlenmiştir.

Çalışmanın sonunda; bütün seramik materyallerde ΔE değerleri fırçalama siklusuyla birlikte artmıştır. 12 yıllık diş fırçalama simülasyonunun ardından, Cerasmart materyali en yüksek ΔE (3,3 ±0,2) değerini göstermiştir, ancak VITA Enamic (3,1 ±0,3) ile aralarında ΔE değeri bakımından önemli bir fark bulunamamıştır (*P*=0,88). IPS e.max CAD materyali ise, 12 yıllık diş fırçalama simülasyonunun ardından, Cerasmart ve VITA Enamic materyallerinden daha düşük ΔE (0,8 ±0,2) değerini göstermiştir (*P*<0,0001) VITA Enamic ve IPS e.max CAD arasındaki ΔE farkının 3. yılda anlamlı olmadığını (*P*=0,46), ancak fırçalama simülasyonu sonrasında 6, 9 ve 12. yıllarında aralarındaki farkların anlamlı olduğunu (*P*<0,0001) belirtmişlerdir. Öte yandan, Cerasmart ve VITA Enamic arasındaki ΔE farkı 3. yılda anlamlı iken (*P*<0,0001), 6 yıllık (*P*=0,94), 9 yıllık (*P*=1,00) ve 12 yıllık (*P*=0,88) fırçalama simülasyonu sonrasında aralarındaki farklar anlamlı bulunamamıştır (Pouranfar vd., 2020). Bunun nedeni olarak seramik-polimer materyallerin polimer içeriklerinden dolayı, polimer içermeyen seramik materyallere kıyasla diş fırçalamanın aşındırıcı etkilerine karşı daha az dirençli olmaları gösterilmektedir. IPS e.max CAD'in lityum disilikat içeriği nedeniyle renk değişimine polimer içerikli materyallere göre daha dayanıklı olduğu sonucuna varılabilir. Benzer olarak bu tez çalışmasında, 1 yıllık fırçalama simülasyonunun ardından, Cerasmart materyali daha yüksek ΔE_{00} (0,64 ±0,24) değeri gösterdi. IPS e.max CAD materyali için ΔE_{00} değeri, 1 yıllık fırçalama simülasyonu sonrasında 0,48 ±0,26; 5 yıllık fırçalama simülasyonu sonrasında ise 0,47 ±0,23 olarak bulundu. 10000 fırçalama siklusu ve 50000 fırçalama siklusu arasında materyallere ait renk değişimi değerlerinde anlamlı farklılık bulunmadı. Ayrıca bu materyallere ait renk değişim değerlerinin klinik olarak algılabilirlik eşik değerinin altında olduğu belirlendi.

Mahrous ve diğerleri (2023) çalışmalarında, diş fırçalama simülasyonunun farklı seramik malzemelerin renk değişimi üzerindeki etkisini değerlendirmişlerdir. Bu çalışmada üç farklı lityum disilikat seramik [IPS e.max CAD ve IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent) ve LISI Press (GC)] 10000 fırçalama siklusuna tabi tutulmuştur. Fırçalamadan önce ve sonra renk parametreleri ölçülerek, ΔE değerleri hesaplanmıştır. Bu araştırmadaki renk değişikliklerini klinik bir duruma uygulamak için, renk değişikliklerini (ΔE) Ulusal Standartlar Bürosu (NBS) birimlerine dönüştürmek için bir formül kullanılmıştır (NBS birimleri=E×0,92). Çalışmanın sonunda, IPS e.max CAD için, renk değişimi kabul edilebilir eşik değerden (4,23 ±1,55; NBS=3,89) daha yüksek bulunmuştur. Yine de IPS e.max Press (7,86 ±4,13; NBS=7,23) ve LISI Press (11,67 ±3,02; NBS=10,73) ile karşılaştırıldığında en düşük değere sahip olduğu belirtilmiştir. Lityum disilikat malzemelerde belirlenen bu renk değişimi

farklılıklarının materyallerin üretim yöntemlerinin farklılığından kaynaklanabileceği belirtilmiştir. Bir başka neden olarak; glaze tabakasını etkileyebilecek pişirme sıcaklıklarının farklılığı gösterilmiştir. Çünkü malzemenin türü, malzemelerin üretim yöntemindeki farklılıklar, seramik yüzeyine uygulanan yüzey bitirme ve glaze işlemleri, seramik malzemelerde yüzey değişikliklerine neden olarak renk değişim miktarlarını etkileyebilmektedir (Mahrous vd., 2023). Bu tez çalışmasında kullanılan IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent) (0,47 ±0,24) ve Initial LISI (GC) (0,45 ±0,16) lityum disilikat seramik gruplarında fırçalama simülasyonu sonrası renk değişimi (ΔE_{00}) değerleri algılanabilir eşik değerinin (0,8) altında bulundu. Bu iki materyale ait renk değişim değerleri arasında çok büyük bir farkın olmadığı görüldü. Çalışmada kullanılan her iki materyal de lityum disilikat içerikli CAD-CAM sisteminde üretilmiş olan monolitik kullanıma uygun malzemelerdir. IPS e.max CAD, prekristalize formda olup; fırınlama işlemi ile kristalize edilmektedir. Initial LISI ise kristalize formda olup; kristalizasyon için fırınlamaya ihtiyaç duyulmamaktadır. Bu çalışmada zirkonya ilaveli lityum silikat seramikler de [Celtra DUO (Dentsly Sirona), VITA Suprinity (VITA Zahnfabrik)] test edildi. Celtra DUO materyali kristalize formda, VITA Suprinity materyali ise prekristalize formda zirkonya ilaveli lityum silikat seramiklerdir. Celtra DUO (0,50 ±0,22) ve VITA Suprinity (0,50 ±0,20) zirkonya ilaveli lityum silikat seramik gruplarında fırçalama simülasyonu sonrası renk değişimi (ΔE_{00}) değerleri algılanabilir eşik değerinin (0,8) altında bulundu. Yine bu iki materyale ait renk değişim değerleri arasında anlamlı bir farkın olmadığı görüldü. Lityum disilikat seramik gruplarıyla karşılaştırıldığında zirkonya ilaveli lityum silikat seramik gruplarının fırçalama simülasyonu sonrası renk değişimi (ΔE_{00}) değerlerinin lityum disilikat seramik grubuyla benzer olduğu görüldü.

Alencar-Silva ve diğerleri (2019) çalışmalarında, içeceklerin ve diş fırçalamanın, glaze veya mekanik polisaj uygulanmış lityum disilikat seramiğin (IPS e.max CAD HT; Ivoclar Vivadent) renk değişimi değerleri üzerindeki etkisini değerlendirmişlerdir. Araştırmacılar her grubu, daldırma solüsyonuna (kahve, siyah çay, kırmızı şarap ve kola) ve diş fırçalama simülasyonuna göre gruplara ayırmışlar ve 70 RDA değerine sahip diş macunu karışımı ile 5 yıllık) fırçalama simülasyonuna tabi tutmuşlardır. Çalışmada ΔE_{00} eşik değerleri; 1,30'un üzerindeyse algılanabilir ve 2,25'in altındaysa klinik olarak kabul edilebilir eşik değerler olarak kabul edilmiştir. Çalışmanın sonunda hem glaze hem de polisaj gruplarında çoğu içecek (kırmızı şarap hariç), algılanabilir eşik değerin (ΔE_{00}<1,30) altında renk değişikliğine neden olmuştur. Yüzey işleminden bağımsız olarak materyallerin renk değişim değerlerinde

benzerlik gözlenmiştir. Bu durum ağız içerisinde yapılan mekanik polisajın laboratuvarda uygulanan glaze işlemi kadar etkili olduğunu düşündürmektedir (Alencar-Silva vd., 2019). Bu tez çalışmasında kullanılan IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent) lityum disilikat seramik grubunda yaklaşık 100 RDA aşındırıcılık değerine sahip diş macunu solüsyonu ile fırçalama simülasyonu yapıldı. Ayrıca bu çalışmada kullanılan materyallere yüzey işlemi olarak sadece mekanik polisaj uygulandı. Çalışmanın sonunda, bu materyallere ait fırçalama simülasyonu sonrası renk değişimi (ΔE_{00}) değerleri algılanabilir eşik değerin (0,8) altında bulundu (ΔE_{00}=0,47 ±0,24). Seramik yüzeyine uygulanan yüzey bitirme ve glaze işlemlerinin, seramik materyallerde yüzey değişikliklerine neden olarak renk değişim miktarlarını etkileyebileceği düşünülmektedir.

Labban ve diğerleri (2021) çalışmalarında, dört farklı hibrit rezin seramik materyalini [Lava Ultimate (3M ESPE), VITA Enamic (VITA Zahnfabrik), Shofu HC (Shofu), Crystal Ultra (Digital Dental)] bir feldspatik seramik (VITA mark II; VITA Zahnfabrik) kontrol grubu ile karşılaştırmışlardır. Bu çalışmada her bir materyaldeki örnekler, yüzey işlemine (parlatma veya boyama) ve saklama ortamına (su veya sitrik asit) göre gruplara ayrılmıştır. Her bir örnek 3650 siklus boyunca distile su ve 100 RDA değerine sahip diş macunu karışımı ile diş fırçalama simülasyonuna tabi tutulmuştur. Renk değişimi değerleri diş fırçalama simülasyonundan sonra ölçülmüştür. Çalışmanın sonunda su emiliminin; translusensi, parlaklık ve renk değişimi değerlerindeki değişimde önemli rol oynadığı bildirilmiştir. Bu nedenle, aşındırılan yüzey, su emilim kapasitesini arttıran daha büyük partiküller içeren rezin matriks tabakayı ortaya çıkarmıştır. Su emilimi organik matriksi genişletmiş bu da malzemedeki kompozit rezinin dayanıklılığını azaltıp, renk değişimini arttırmıştır. Ayrıca, bu durum renk değişimiyle birlikte translusensi ve parlaklık kaybına yol açmıştır. Kalan pöröziteler ve mikro çatlaklar da sıvı penetrasyonu için bir taşıyıcı görevi görerek su emilimini artırmıştır. Dolayısıyla, bu çalışma ile nanopartiküllü Lava Ultimate'e kıyasla büyük partikül boyutu nedeniyle Crystal Ultra'nın daha yüksek renk değişimi değerlerine sahip olduğunu bulunmuştur (Labban vd., 2021). Bu tez çalışmasında VITA Enamic (VITA Zahnfabrik) hibrit seramik, Cerasmart (GC) rezin nanoseramik ve Cerec Blocks (Dentsply Sirona) feldspatik seramik materyalleri kullanıldı. Yaklaşık 100 RDA değerine sahip diş macunu solüsyonu ile fırçalama simülasyonu yapıldı. VITA Enamic materyalinde ΔE_{00} değeri 10000 fırçalama siklusu sonrası 0,39 ±0,23 iken 50000 siklus sonrası 0,47 ±0,13 bulundu. Cerasmart materyalinde ise bu değer azaldı (10000 fırçalama siklusu sonrası 0,64 ±0,24; 50000 siklus sonrası 0,58 ±0,33). Cerec Blocks materyalinde ise, ΔE_{00} değeri 10000

fırçalama siklusu sonrası 0,50 ±0,20 iken 50000 siklus sonrası 0,51 ±0,14 bulundu. Çalışmanın sonunda, bu materyallere ait fırçalama simülasyonu sonrası renk değişimi (ΔE_{00}) değerleri algılanabilir eşik değerinin (0,8) altında bulundu. Bu tez çalışmasında kullanılan materyallere sadece mekanik polisaj yüzey işlemi uygulandı. Farklı saklama ortamı kullanılmadı. Bu iki çalışmanın sonuçları arasındaki farklılığın uygulanan yüzey işlemlerinin farklılığı, saklama ortamı ve kullanılan macunun aşındırıcılığındaki farklılıklar nedeniyle olabileceği düşünülmektedir.

CAD-CAM seramiklerinde, diş fırçalama sonrası meydana gelen parlaklık değişimi çeşitli araştırmalarda incelenmiştir (Sulaiman vd., 2020; Sehovic vd., 2022; De Andrade vd., 2021; Nima vd., 2021). Amerikan Diş hekimleri Birliği'nin (ADA) önerilerine göre, polisajlı bir restorasyon 40 ile 60 GU arasında değişen bir yüzey parlaklığına sahip olmalıdır. 35,7 GU'luk bir parlaklık farkı ise klinik olarak algılanabilmektedir. Sulaiman ve diğerleri (2020) yaptıkları çalışmada, farklı dentin aşınmasına sahip olan diş macunları kullanarak diş fırçalama simülasyonu sonrasında, boyanmış veya glaze işlemi uygulanmış seramiklerin renk ve parlaklık değerlerinin değişimini karşılaştırmışlardır. Çalışmada, feldspatik (VITA VMK Master; VITA Zahnfabrik), lityum disilikat (IPS e.max CAD; Ivoclar Vivadent) ve polikristalin seramikler (3Y-PSZ ve 5Y-PSZ, Katana HT) kullanılmıştır. Bu seramikler, farklı RDA değerlerine sahip diş macunları kullanılarak diş fırçalama simülasyonuna tabi tutulmuştur. Örneklere 5000 (6 ay), 10000 (1 yıl), 30000 (3 yıl) ve 50000 (5 yıl) fırçalama sikluslarında fırçalama simülasyonu uygulanmıştır. Çalışmanın sonuçları, 30000 siklus sonrası (3 yıllık diş fırçalamaya eşdeğer) tüm materyaller için istatistik olarak anlamlı renk değişiklikleri olduğunu göstermiştir (P=0,001). Bununla birlikte çalışmada, normal diş macununa (RDA=72) kıyasla kömürlü diş macunu (RDA<200) ile tüm materyallerde daha fazla renk değişimi olmuştur. Her iki diş macunu, 1 yıllık diş fırçalama simülasyonu sonrasında parlaklık değerlerinde azalmaya neden olmuştur. Ancak RDA değeri yüksek olan diş macunu daha fazla parlaklık kaybına neden olmuştur. Zirkonya seramiklerde diğer seramiklere kıyasla renk değişimi değerleri artmış, parlaklık değerleri ise azalmıştır. Ancak bütün materyallerin renk değişimi ve parlaklık değerlerinde gözle görülür farklılık olduğu belirtilmiştir (Sulaiman vd., 2020). Sehovic ve diğerleri (2022) çalışmalarında, diş fırçalama simülasyonu sonrası monolitik CAD-CAM seramik materyallerin renk parametreleri ve parlaklık değişimi değerlerini ölçmüşlerdir. Çalışmada örnekler, preslenebilir lityum disilikat seramik (IPS e.max Press; Ivoclar Vivadent), işlenebilir lityum disilikat seramik (IPS e.max CAD; Ivoclar Vivadent) ve zirkonyadan (Zenostar; Ivoclar Vivadent) üretilmiştir

ve örneklere 3, 6 ve 9 yıla eşdeğer fırçalama sikluslarıyla fırçalama simülasyonu işlemi uygulanmıştır. Renk parametreleri ve parlaklık değerleri başlangıçta ve döngü aralıklarından sonra ölçülmüştür. Bu çalışma, boyanmış monolitik seramik materyallerde diş fırçası aşındırması ile parlaklıkta sadece küçük bir azalma olduğunu göstermiştir. Diş fırçalama simülasyonu sonrasında, parlaklık değerlerindeki en az azalma zirkonya seramiklerde görülmüştür (Sehaovic vd., 2022). Bu tez çalışmasında; feldspatik (Cerec Blocks; Dentsply Sirona), monolitik zirkonya (InCoris TZI C; Dentsply Sirona) ve lityum disilikat (IPS e.max CAD; Ivoclar Vivadent) seramik materyalleri kullanıldı. Yaklaşık 100 RDA aşındırıcılık değerine sahip diş macunu ile fırçalama simülasyonu uygulanan bu çalışmada, monolitik zirkonya hariç diğer materyal ve fırçalama simülasyonu gruplarında, yüzey parlaklığı değerlerinin genel olarak arttığı ancak anlamlı bir fark görülmediği belirlendi (P>0,05). Feldspatik, monolitik zirkonya ve lityum disilikat seramiklerin başlangıç parlaklık değerleri sırasıyla (36,17 ±7,19 GU), (65,73 ±26,62 GU), (30,42 ±8,24 GU) bulundu. Bu değerler 50000 fırçalama siklusu sonrası ise sırasıyla (42,91 ±5,70 GU), (125,29 ±26,52 GU), (41,13 ±7,80 GU) şeklinde bulundu. Monolitik zirkonyanın başlangıç, 10000 ve 50000 fırçalama siklusu sonrası parlaklık değişimi değerleri sırasıyla 65,73 ±26,62 GU, 125,87 ±22,19 GU ve 125,29 ±26,52 GU olarak bulundu. Buna göre, monolitik zirkonyada fırçalama simülasyonu sonrası yüzey parlaklığı değerlerinin başlangıca göre anlamlı artış gösterdiği belirlendi. Başlangıç, 10000 ve 50000 fırçalama siklusu sonrası bulunan istatistik sonuçlar arasındaki parlaklık farkının 35,7 GU' dan büyük olması zirkonyada parlaklık değişiminin klinik olarak algılanabilir olduğunu gösterdi.

De Andrade ve diğerleri (2021) çalışmalarında, diş fırçalama simülasyonunun CAD-CAM restoratif materyallerinin yüzey parlaklığı üzerindeki etkisini değerlendirmişlerdir. Bir rezin infiltre cam seramik (VITA Enamic; VITA Zahnfabrik), üç farklı rezin nanoseramik [Lava Ultimate (3M), Cerasmart (GC), Grandio (VOCO)] ve bir lösit ilaveli seramik (IPS Empress CAD; Ivoclar Vivadent) olmak üzere beş farklı materyal kullanmışlardır. 70 RDA aşındırıcılık değerine sahip diş macunu ile fırçalama simülasyonu uygulanmıştır. Parlaklık değerleri, diş fırçalama simülasyonundan (100000 siklus) önce ve sonra ölçülmüştür. Fırçalamadan önce, Cerasmart, Lava Ultimate, VITA Enamic ve IPS Empress CAD materyalleri 71 ila 74 GU arasında değişen benzer parlaklık değerlerine sahipken, Grandio materyali ise daha düşük parlaklık değerine (50 GU) sahip olmuştur. Daha küçük boyutta doldurucu partiküllere sahip kompozit rezinlerin daha yüksek parlaklığa sahip olduğu bildirilmiştir. Bu nedenle, Grandio materyalinde daha büyük boyutta doldurucu partiküllerin

varlığı bu sonuçları açıklamaktadır. Fırçalamadan sonra sadece VITA Enamic ve IPS Empress CAD kabul edilebilir parlaklık değerleri sunmuştur ve bunun nedeni olarak VITA Enamic (hibrit seramik) ve IPS Empress CAD'nin (lösit ilaveli seramik) kompozit rezinlerden daha yüksek cam içeriğine ve dolayısıyla daha yüksek kırılma indeksine sahip olması gösterilmiştir. Diş fırçalama simülasyonu test edilen tüm materyallerde parlaklıkta klinik olarak anlamlı bir düşüşe neden olmuştur. Lava Ultimate ve Cerasmart materyalleri fırçalamadan sonra Grandio materyalinden daha yüksek olan parlaklık değerlerini korumuşlardır. Grandio bir nanohibrit kompozit rezin olarak sınıflandırılmasına rağmen, daha büyük boyutta doldurucu partiküllerin varlığının, gözlenen düşük parlaklık değerlerinin nedeni olduğu düşünülmektedir (De Andrade vd., 2021). Nima ve diğerleri (2021) yaptıkları çalışmada, diş fırçalamanın dört farklı CAD-CAM restoratif materyalin ve diş minesinin parlaklığı üzerindeki etkilerini değerlendirmişlerdir. Işıkla sertleşen bir kompozit rezin materyali (Filtek Supreme Ultra; 3M), iki farklı rezin matriks seramik [Lava Ultimate (3M) ve VITA Enamic (VITA Zahnfabrik)] ve bir feldspatik seramik (VITA Mark II; VITA Zahnfabrik) olmak üzere dört farklı materyal kullanmışlardır. Çalışmada kontrol grubu olarak sığır minesi kullanılmıştır. Örnekler, parlaklık değerlerindeki değişimi ölçmek için başlangıç, 10000, 20000 ve 30000 fırçalama siklusları sonrası analiz edilmiştir. Çalışmanın sonunda, tüm materyallerin parlaklığı, 30000 döngüye kadar parlaklığını koruyan VITA Mark II hariç, 10000 döngüden sonra önemli bir düşüş göstermiştir. Bununla birlikte, kullanılan tüm materyaller Amerikan Diş Hekimleri Birliği (ADA) tarafından önerilen parlaklık değerlerinin (40 ile 60 GU) üzerindedir (Nima vd., 2021). Bu tez çalışmasında kullanılan VITA Enamic (VITA Zahnfabrik), Cerasmart (GC), IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent) ve Cerec Blocks (Dentsply Sirona) materyallerine ait 50000 siklus sonrası ortalama yüzey parlaklığı değerleri sırasıyla; VITA Enamic (20,95 ±3,66 GU), Cerasmart (49,66 ±5,80 GU), IPS Empress CAD (41,06 ±9,66 GU) ve Cerec Blocks (42,91 ±5,70 GU) bulundu. VITA Enamic grubu hariç çalışmada kullanılan tüm materyallere ait parlaklık değerleri, Amerikan Diş Hekimleri Birliği (ADA) tarafından önerilen parlaklık değerlerinin (40 ile 60 GU) arasında bulundu. 35,7 GU parlaklık değişimi farkının klinik olarak algılandığı düşünüldüğünde, bu tez çalışmasında kullanılan tüm materyallerin başlangıç, 10000 ve 50000 siklus sonrası ortalama yüzey parlaklığı değerleri arasındaki parlaklık değişimi farkı klinik olarak algılanabilir değerin altında bulundu. Bu tez çalışmasında kullanılan monolitik zirkonyada fırçalama simülasyonu sonrası yüzey parlaklığı değerleri başlangıca göre anlamlı artış gösterdi (P<0,05). Monolitik zirkonyanın başlangıç, 10000 ve 50000 fırçalama siklusu sonrası parlaklık değişimi değerleri sırasıyla 65,73 ±26,62 GU,

125,87 ±22,19 GU ve 125,29 ±26,52 GU bulundu. Bu tez çalışmasında yaklaşık 100 RDA aşındırıcılık değerine sahip diş macunu ile fırçalama simülasyonu uygulandı. Bu iki çalışmanın sonuçları arasındaki farkın, farklı RDA değerlerine sahip diş macunları ile fırçalama simülasyonu uygulanmış olması nedeniyle olabileceği düşünülmektedir.

CAD-CAM seramiklerinde, diş fırçalama sonrası meydana gelen yüzey pürüzlülüğü değerlerindeki değişim çeşitli araştırmalarda incelenmiştir (Tribst vd., 2021; Flury vd., 2017; Garza vd., 2016). Bu tez çalışmasında da dokuz adet yapıları birbirinden farklı monolitik CAD-CAM seramiğinin diş fırçalama simülasyonu sonrası pürüzlülüğü değerlendirildi. Kullanılan tüm materyallerin başlangıç ortalama yüzey pürüzlülüğü, klinik olarak kabul edilebilir değer olan 0,2 µm'nin altında bulundu. En düşük yüzey pürüzlüğü değeri Cerasmart (GC) materyal grubunda gözlendi. Bunun sebebinin Cerasmart materyalinin yüksek polisajlanabilme özelliğinin olması olarak düşünülmektedir. Tüm materyal grupları için 10000 fırçalama siklusu sonrası yüzey pürüzlüğünde belirgin bir değişim bulunmadı. Ancak 50000 fırçalama siklusu sonrası yüzey pürüzlüğünde belirgin artış görüldü. Fırçalama siklusunun artmasıyla yüzey pürüzlülüğünü arttırdığı sonucuna varıldı. Bu tez çalışmasında ayrıca, CAD-CAM sisteminde üretilen monolitik zirkonya, lityum disilikat seramik (prekristalize form), zirkonya ilaveli lityum silikat seramik (prekristalize form), hibrit seramik, lösitle güçlendirilmiş seramik, feldspatik seramik, hibrit nanoseramik, lityum disilikat seramik (kristalize form) ve zirkonya ilaveli lityum silikat seramik (kristalize form) materyallerinin fırçalama simülasyonu öncesi AFM görüntülerinin görsel değerlendirilmesinde yüzeylerde çizikler ve çukurcuklar olduğu gözlendi. 10000 siklus ve 50000 siklus fırçalama simülasyonu sonrası AFM görüntüleri incelendiğinde ise çukurcukların ve çiziklerin genellikle arttığı görüldü.

Tribst ve diğerleri (2021) çalışmalarında, rezin matriks seramiğe (VITA Enamic; VITA Zahnfabrik) uygulanan yüzey işlemlerinin ve glaze uygulamalarının diş fırçalama simülasyonu sonrasında yüzey pürüzlülüğüne etkisini değerlendirmişlerdir. Çalışmada renk karakterizasyonu yapılmadan önce yüzeye farklı yüzey işlemleri (mekanik polisaj, asitleme [Hidroflorik asit], kumlama işlemi ve kendinden asitleme [self-etching]) uygulanmıştır. Her yüzey işlemi için, renk karakterizasyonundan sonra glaze uygulanıp uygulanmamasına göre iki alt grup oluşturulmuştur. Daha sonra, örnekler diş fırçalama simülasyonuna (150000 siklus) tabi tutulmuştur. Her 50000 siklustan sonra, karakterize edilen yüzeyin pürüzlülüğü; 5, 10 ve 15 yıllık diş fırçalama simülasyonu sonrası profilometre ile ölçülmüştür. Çalışmanın

sonunda, yüzey işlemleri göz önüne alındığında, mekanik polisaj (12,9 ±4,4 µm) için daha fazla pürüzlülük değerleri gözlenirken, bunu kumlama işlemi (10,2 ±4,5 µm), asitleme işlemi (9,4 ±2,4 µm) ve son olarak kendinden asitleme işlemi (7,6 ±2,9 µm) takip etmiştir. Glaze uygulanması, glaze uygulanmamasına (9±3,2 µm) kıyasla yüzey karakterizasyonunun pürüzlülük oranını (11,1 ±4,7 mm) arttırmıştır. En yüksek yüzey pürüzlülüğü değeri, 15 yıllık (11,3 ±4,5 µm) diş fırçalama simülasyonunun ardından gözlemlenmiştir. Glaze tabakası her diş fırçalama siklusu aralığından sonra kademeli olarak aşınmıştır (Tribst vd., 2021). Başka bir çalışmada (Mühlemann vd., 2019), 5 yıllık diş fırçalama simülasyonundan sonra CAD-CAM rezin matriks seramiklerin (kumlama işlemi uygulanmış) yüzey pürüzlülüğü üzerindeki karakterizasyonun etkisi araştırılmış ve artan fırçalama sikluslarıyla yüzey pürüzlülüğünün arttığı bildirilmiştir. Bir diğer çalışmada (Flury vd., 2017), araştırmacılar dört farklı rezin matriks seramik materyalini diş fırçalama simülasyonundan sonra karakterize etmeden karşılaştırmışlardır ve Vita Enamic'in daha yüksek oranda rezin matriks içeren materyallere kıyasla aşınmaya karşı daha dayanıklı olduğunu bildirmişlerdir (Flury vd., 2017). Flury ve diğerleri (2017) çalışmalarında, kompozit rezin (Paradigm MZ100; 3M ESPE), feldspatik seramik (VITA Mark II; VITA Zahnfabrik), rezin nanoseramik (Lava Ultimate; 3M ESPE), rezin infiltre cam seramik (VITA Enamic; VITA Zahnfabrik) ve nanokompozit rezin seramik (Ambarino High-Class; Creamed) olmak üzere beş farklı materyal kullanarak bu materyallerin yüzey pürüzlülüğü değerlerindeki değişimi (Ra ve Rz) değerlendirmişlerdir. Örneklerin yarısını parlatma diskleriyle (SofLex XT disk; 3M ESPE) ve diğer yarısını parlatma lastikleriyle (VITA Polishing Set Clinical; VITA Zahnfabrik) parlatmışlardır. Tüm örnekler su içinde bir inkübatörde altı ay boyunca 37°C'de saklanmıştır. Her ayın başında, her örneğe 500 siklus boyunca diş fırçalama simülasyonu uygulanmış ve 6 ay sonra toplam 3000 siklus elde edilmiştir. Diş fırçalama simülasyonunda 70 RDA değerine sahip diş macunu ile hazırlanan solüsyon kullanılmıştır. Çalışmanın sonunda yüzey pürüzlülüğü ile ilgili olarak, Lava Ultimate en düşük ve VITA Mark II en yüksek yüzey pürüzlülüğünü göstermiştir. Diğer üç materyal (Paradigm MZ100, VITA Enamic ve Ambarino High-Class) oldukça benzer yüzey pürüzlülükleri göstermiştir ve bu değerler Lava Ultimate materyalinden biraz daha yüksek olmuştur. Bu çalışmada VITA Enamic'in yüzey pürüzlülük değerinin CAD-CAM kompozit rezinler ile CAD-CAM feldspatik seramiğin yüzey pürüzlülük değerleri arasında yer aldığı gösterilmiştir. Son olarak, bu çalışma, materyal ve polisaj sistemine bağlı olarak, yüzey pürüzlülüğünün diş fırçalama simülasyonu ve saklama sonrasında arttığını göstermiştir. Bu materyallerin diğer üç kompozit rezin seramik materyale göre daha güçlü (feldspatik partiküller/ feldspatik bazlı

seramik ağ ve cam matris/akrilat polimer ağ içermeleri) ve heterojen bir yapıya sahip olmaları nedeniyle fırçalama simülasyonuna daha dayanıklı olduğu düşünülmüştür (Tribst vd., 2021; Flury vd., 2017). Bu tez çalışmasında, rezin infiltre cam seramik (VITA Enamic; VITA Zahnfabrik), rezin nanoseramik (Cerasmart; GC) ve bir feldspatik seramik (Cerec Blocks; Dentsply Sirona) materyallerine mekanik polisaj işlemi için, seramiklerin polisajı için üretilmiş polisaj seti (EVE Diasynt Plus-Diapol HP-310; EVE Dental, Almanya) kullanıldı. Fırçalama siklusu öncesinde bütün materyal gruplarına ait ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri klinik olarak kabul edilebilir pürüzlülük değerinin (0,2 µm) altında bulundu. Farklı materyallere ait başlangıç ve 10000 fırçalama siklusu sonrası ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri incelendiğinde; en düşük ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri (Ra) Cerasmart grubunda (Başlangıç 0,08 ±0,01 µm ve 10000 siklus sonrası 0,09 ±0,02 µm) bulundu. 50000 fırçalama siklusu sonrası ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri (Ra) incelendiğinde ise; en düşük ortalama yüzey pürüzlülüğü değeri (Ra) VITA Enamic grubunda (0,15 ±0,02 µm) bulundu. Bunun nedeni olarak VITA Enamic'in yüzey özelliklerinin CAD-CAM kompozit rezinler ile CAD-CAM feldspatik seramik materyalinin yüzey özellikleri arasında olması düşünülmektedir. Aynı materyallere ait başlangıç, 10000 siklus ve 50000 siklus ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri (Ra) incelendiğinde ise; VITA Enamic, Cerec Blocks ve Cerasmart materyallerinde yüzey pürüzlülüğü değerlerinin fırçalama siklusuyla genel olarak arttığı ancak istatistik olarak anlamlı bir fark görülmediği belirlendi (P>0,05).

Garza ve diğerleri (2016) çalışmalarında, lösit ilaveli seramik (IPS Empress Esthetic; Ivoclar Vivadent) ve lityum disilikat seramik (IPS e.max Press; Ivoclar Vivadent) olmak üzere iki farklı materyal üzerinde üç farklı yüzey işlemi uygulamışlardır (sadece glaze işlemi, boyama sonrası glaze işlemi, boyama ve glaze işleminin birlikte yapılması) ve bu yüzey işlemleri sonrasında materyaller üzerinde fırçalama simülasyonunun etkisini incelemişlerdir. 3, 6, 9 ve 12 yıllık diş fırçalama simülasyonu sonrasında örneklerin yüzey pürüzlülüğü değişim değerlerini incelenmiştir (Garza vd., 2016). Bu çalışmada üç farklı yüzey işlemi (sadece glaze işlemi, boyama sonrası glaze işlemi, boyama ve glaze işleminin birlikte yapılması) sonrası uygulanan 12 yıllık diş fırçalama simülasyonunun ardından ortalama Ra değeri, IPS Empress Esthetic materyali için sırasıyla; 0,32 µm, 0,18 µm ve 0,26 µm olarak bulunmuştur. IPS e.max Press materyali için ise; 0,21 µm, 0,22 µm ve 0,23 µm olarak belirlenmiştir. Bu değerler, çalışmada belirtilen klinik eşik değerin (0,50 µm) altındadır (Garza vd., 2016). Bu tez çalışmasında, CAD-CAM sisteminde üretilmiş olan lityum disilikat seramik (IPS e.max

CAD; Ivoclar Vivadent) ve lösit ilaveli seramik (IPS Empress CAD; Ivoclar Vivadent) materyalleri kullanıldı. Farklı materyallere ait başlangıç ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri incelendiğinde; en yüksek ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri IPS e.max CAD (0,19 ±0,02 µm) ve IPS Empress CAD (0,19 ±0,02 µm) gruplarında bulundu. 10000 ve 50000 fırçalama siklusunda ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri incelendiğinde ise; en yüksek ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri IPS e.max CAD (0,25 ±0,04 µm) gruplarında bulundu. Fırçalama siklusu sonrası bu materyal gruplarına ait ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri klinik olarak kabul edilebilir pürüzlülük değerinin (0,2 µm) üzerinde bulundu. Aynı materyallere ait başlangıç, 10000 siklus ve 50000 siklus ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri incelendiğinde; IPS e.max CAD gruplarında ortalama yüzey pürüzlülüğü değerlerinin 10000 ve 50000 fırçalama siklusu sonrasında kontrol gruplarına göre anlamlı olarak arttığı görüldü (P<0,05). IPS Empress CAD gruplarında ise yüzey pürüzlülüğü değerlerinin fırçalama siklusuyla genel olarak arttığı ancak istatistik olarak anlamlı bir fark görülmediği belirlendi (P>0,05). Bu iki çalışma arasındaki renk değişimi değerlerinin farklılığının sebebinin, Garza ve diğerlerinin (2016) çalışmasında kullanılan lösit ilaveli seramik (IPS Empress Esthetic; Ivoclar Vivadent) ve lityum disilikat seramik (IPS e.max Press; Ivoclar Vivadent) materyallerinin ısı-basınç tekniği ile üretilmesi, bu tez çalışmasında kullanılan materyallerin ise CAD-CAM sistemiyle üretilmesi olabileceği düşünülmektedir.

Bu çalışmanın bazı sınırlamaları bulunmaktadır. Pratik uygulamada bir tam seramik kron restorasyonun materyal kalınlığı bölgesel olarak farklılık göstermektedir. Çalışmadaki tüm örnekler, kron restorasyonlardan farklı olarak 12x14 mm boyutlarında ve 1,5 mm kalınlığında düz ve eşit kalınlıkta üretildi. Renk değişimi, parlaklık ve yüzey pürüzlülüğü ölçümleri bu düz örnekler üzerinde yapıldı. Ayrıca çalışmada örneklerin ölçüm yapılan yüzeylerine mekanik polisaj işlemi uygulandı. Seramik restorasyonların bitiminde mekanik polisaj veya glaze işlemleri uygulanarak parlak yüzeyler elde edilmekle beraber doğal diş yüzeyindeki oluk, sırt, çatlak gibi yapıların taklit edilmesi amacıyla yüzey karakterizasyon işlemleri yapılabilmektedir. Yüzeyi polisajlı, düz ve eşit kalınlıktaki örneklerin optik özelliklerinin bir kron restorasyonu klinik olarak taklit etmediği göz önünde bulundurulmalıdır. İn-vitro olarak yapılan bu çalışmada ağız içi ortam tam olarak yansıtılamamaktadır. Ayrıca bu çalışmada tek tip diş fırçası ve diş macununun kullanılmış olması da diğer bir sınırlamadır. Daha güvenilir sonuçların elde edilebilmesi için klinik çalışmaların yapılması gerekmektedir.

Çalışmada örnekler, ağız ortamında yaklaşık 1 yıllık ve 5 yıllık fırçalamaya karşılık gelen 10000 ve 50000 diş fırçalama siklusuna tabi tutuldu. Gelecekteki çalışmalarda diş fırçalama siklusunun daha uzun yıllara karşılık gelmesi önerilmektedir. Ayrıca, bu tez çalışmasında yaklaşık 100 RDA aşındırıcılık değerine sahip diş macunu ile fırçalama simülasyonu uygulandı. Yapılacak olan diğer in-vitro çalışmalarda, başka bir parametre olarak farklı RDA değerlerine sahip diş macunları ile fırçalama simülasyonu işleminin uygulanması önerilmektedir. Bu tez çalışmasında kullanılan materyallere yüzey işlemi olarak sadece mekanik polisaj işlemi uygulandı. Yapılacak olan diğer çalışmalarda, glaze işlemi gibi farklı yüzey işlemlerinin de çalışmaya dâhil edilmesi faydalı olacaktır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Farklı monolitik CAD-CAM seramik materyallerinde fırçalama simülasyonu sonrasında meydana gelen renk, parlaklık, yüzey pürüzlülüğü ve yüzey topoğrafisi değişimlerinin değerlendirildiği bu çalışmanın sınırları dahilinde aşağıdaki sonuçlar elde edildi.

1. Çalışmada kullanılan materyal tipi (monolitik zirkonya, lityum disilikat, hibrit seramik, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat, feldspatik, hibrit nanoseramik), renk, parlaklık, yüzey pürüzlülüğü ve yüzey topoğrafisi değişimlerini etkilemektedir.

2. 10000 siklus ve 50000 siklus diş fırçalama simülasyonu sonrası renk, parlaklık, yüzey pürüzlülüğü ve yüzey topoğrafisi değişimleri değerlendirildiğinde, fırçalama simülasyonunun materyallerin yüzey parlaklığı ve yüzey pürüzlülüğü üzerinde etkili olduğu bulundu. Deney gruplarına ait renk değişimi değerlendirildiğinde; sadece materyal faktörünün renk değişimi üzerinde etkili olduğu ve monolitik zirkonyada meydana gelen renk değişim değerinin klinik olarak gözle farkedebilir eşik değerin üzerine çıktığı belirlendi.

3. Monolitik zirkonya (In-Coris TZI C) hariç diğer materyal ve fırçalama simülasyonu gruplarında, renk değişimi değerleri algılanabilir eşik değerinin (0,8) altında bulundu. Monolitik zirkonyada ise 10000 fırçalama siklusunda renk değişimi değeri eşik değere yakın bulunurken (0,79 ±0,29), 50000 siklus sonrasında renk değişimi değeri eşik değerin üzerinde (1,09 ±0,58) bulundu.

4. Monolitik zirkonya hariç diğer materyal ve fırçalama simülasyonu gruplarında, yüzey parlaklığı değerlerinin genel olarak arttığı ancak anlamlı bir farkın görülmediği tespit edildi. Monolitik zirkonyanın başlangıç, 10000 ve 50000 fırçalama siklusu sonrası parlaklık değişimi değerleri sırasıyla 65,73 ±26,62 GU, 125,87 ±22,19 GU ve 125,29 ±26,52 GU olarak bulundu. Buna göre, monolitik zirkonyada fırçalama simülasyonu sonrası yüzey parlaklığı değerlerinin başlangıca göre anlamlı artış gösterdiği belirlendi. Başlangıç, 10000 ve 50000 fırçalama siklusu sonrası bulunan istatistik sonuçlar arasındaki parlaklık farkının 35,7 GU' dan büyük olması zirkonyada parlaklık değişiminin klinik olarak algılanabilir olduğunu gösterdi.

5. Monolitik zirkonya (In-Coris TZI C), prekristalize lityum disilikat (IPS e.max CAD), prekristalize (VITA Suprinity) ve kristalize (Celtra DUO) zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik gruplarında ortalama yüzey pürüzlülüğü değerlerinin 10000 ve 50000 fırçalama siklusu sonrasında anlamlı olarak arttığı görüldü. Fırçalama siklusu öncesinde bütün materyal gruplarına ait ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri klinik olarak kabul edilebilir pürüzlülük değerinin (0,2 µm) altında bulundu. 10000 fırçalama siklusunda ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri incelendiğinde; lityum disilikat (IPS e.max CAD), lösit ile güçlendirilmiş seramik (IPS Empress CAD) ve feldspatik seramik (Cerec Blocks) gruplarında ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri klinik olarak kabul edilebilir pürüzlülük değerinin (0,2 µm) üzerinde bulundu. 50000 fırçalama siklusunda ise lityum disilikat (IPS e.max CAD), lösit ile güçlendirilmiş seramik (IPS Empress CAD) ve zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik (VITA Suprinity) gruplarında ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri klinik olarak kabul edilebilir pürüzlülük değerinin (0,2 µm) üzerinde bulundu. Çalışmanın sonuçları doğrultusunda, bu materyallere yıllık olarak yeniden mekanik polisaj işleminin uygulanması yüzey pürüzlülüğünün azaltılması açısından önerilebilir.

KAYNAKLAR

Ahmed, H. (2019). Craig's restorative dental materials. *British Dental Journal*, *226*(1), 9.

Akan, E., Colgecen, O., Meşe, I. T., and Bağiş, B. (2021). Effects of different finishing procedures on surface roughness of hybrid CAD/CAM materials. *Journal of Dentistry Indonesia*, *28*(3), 185-191.

Al Hamad, K. Q., Al Quran, F. A., Jwaied, S. Z., Al-Dwairi, Z. N., Al-Rashdan, B. A., and Baba, N. Z. (2022). Effect of CAD/CAM bur deterioration on the Surface roughness of ceramic crowns. *Journal of Prosthodontics*, *31*(4), 320-325.

Alao, A. R., Stoll, R., Song, X. F., Miyazaki, T., Hotta, Y., Shibata, Y., and Yin, L. (2017). Surface quality of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal in CAD/CAM milling, sintering, polishing and sandblasting processes. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, *65*, 102-116.

Alencar-Silva, F. J., Barreto, J. O., Negreiros, W. A., Silva, P. G., Pinto-Fiamengui, L. M. S., and Regis, R. R. (2019). Effect of beverage solutions and toothbrushing on the surface roughness, microhardness, and color stainability of a vitreous CAD-CAM lithium disilicate ceramic. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *121*(4), 711-e1.

Alhabdan, A. A., and El-Hejazi, A. A. (2015). Comparison of surface roughness of ceramics after polishing with different intraoral polishing systems using profilometer and SEM. *Journal of Dental Health, Oral Disorders and Therapy*, *2*(3), 1-11.

Alper, S. B. (2023). Resin matrix CAD/CAM materials. *Uluslararası Diş Hekimliği Bilimleri Dergisi*, *9*(1), 1-10.

Alzahrani, M. M. (2017). *The Effect of Grinding and Polishing of Zirconia Surfaces on Surface Roughness, Gloss and Antagonist Wear.* Master's Thesis, Nova Southeastern University, Davie.

Askari, E., Flores, P., and Silva, F. (2018). A particle swarm-based algorithm for optimization of multi-layered and graded dental ceramics. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, *77*, 461-469.

Bajraktarova-Valjakova, E., Korunoska-Stevkovska, V., Kapusevska, B., Gigovski, N., Bajraktarova-Misevska, C., and Grozdanov, A. (2018). Contemporary dental ceramic materials, a review: chemical composition, physical and mechanical properties, indications for use. *Open Access Macedonian Journal of Medical Sciences*, *6*(9), 1742.

Bapat, R. A., Joshi, C. P., Bapat, P., Chaubal, T. V., Pandurangappa, R., Jnanendrappa, N., and Kesharwani, P. (2019). The use of nanoparticles as biomaterials in dentistry. *Drug Discovery Today*, *24*(1), 85-98.

Belli, R., Wendler, M., de Ligny, D., Cicconi, M. R., Petschelt, A., Peterlik, H., and Lohbauer, U. (2017). Chairside CAD/CAM materials. Part 1: Measurement of elastic constants and microstructural characterization. *Dental Materials*, *33*(1), 84-98.

Brewer, J. D., Wee, A., and Seghi, R. (2004). Advances in color matching. *Dental Clinics*, *48*(2), 341-358.

Brooks, J. K., Bashirelahi, N., and Reynolds, M. A. (2017). Charcoal and charcoal-based dentifrices: A literature review. *The Journal of the American Dental Association*, *148*(9), 661-670.

Camino Navarro, R. (2019). *Abrasion Effects on Time-Lasting Ceramic Stains and Glazes: A Comparison of Color Stability and Gloss Retention*. Master's Thesis, University of North Carolina, Chapel Hill.

Capa, N., Celebi, C., Casur, A., Tuncel, I., and Usmez, A. (2017). The translucency effect of different colored resin cements used with zirconia core and titanium abutments. *Nigerian Journal of Clinical Practice*, *20*(12), 1517-1521.

Chang, J. Y., Chen, W. C., Huang, T. K., Wang, J. C., Fu, P. S., Chen, J. H., and Hung, C. C. (2012). Evaluating the accuracy of tooth color measurement by combining the Munsell color system and dental colorimeter. *The Kaohsiung Journal of Medical Sciences*, *28*(9), 490-494.

Chen, X. P., Xiang, Z. X., Song, X. F., and Yin, L. (2020). Machinability: Zirconia-reinforced lithium silicate glass ceramic versus lithium disilicate glass ceramic. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, *101*, 103435.

Coşkun, E., Aslan, Y. U., and Özkan, Y. K. (2020). Evaluation of two different CAD-CAM inlay-onlays in a split-mouth study: 2-year clinical follow-up. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, *32*(2), 244-250.

da Silva, L. H., de Lima, E., de Paula Miranda, R. B., Favero, S. S., Lohbauer, U., and Cesar, P. F. (2017). Dental ceramics: A review of new materials and processing methods. *Brazilian Oral Research*, *31*,133-146.

Dang, A. D. (2023). *Performance of Different Cellular Phone Applications for Color Measurement of Dental Materials* Doctoral dissertation, The University of Texas School of Dentistry at Houston.

de Andrade, G. S., Augusto, M. G., Simões, B. V., Pagani, C., Saavedra, G. D. S. F. A., and Bresciani, E. (2021). Impact of simulated toothbrushing on surface properties of chairside CAD-CAM materials: An in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *125*(3), 469-e1.

de Carvalho Ramos, N., Campos, T. M. B., de La Paz, I. S., Machado, J. P. B., Bottino, M. A., Cesar, P. F., and de Melo, R. M. (2016). Microstructure characterization and SCG of newly engineered dental ceramics. *Dental Materials*, *32*(7), 870-878.

de Moraes Rego labban, L., Tirapelli, C., and de Carvalho Panzeri Pires-de-Souza, F. (2018). Randomized clinical study of alterations in the color and surface roughness of dental enamel brushed with whitening toothpaste. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, *30*(5), 383-389.

de Moraes Rego Roselino, L., Tonani Torrieri, R., Sbardelotto, C., Alves Amorim, A., Noronha Ferraz de Arruda, C., Tirapelli, C., and de Carvalho Panzeri Pires-de-Souza, F. (2019). Color stability and surface roughness of composite resins submitted to brushing with bleaching toothpastes: An in situ study. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, *31*(5), 486-492.

Dede, D. Ö., Sahin, O., Özdemir, O. S., Yilmaz, B., Celik, E., and Köroğlu, A. (2017). Influence of the color of composite resin foundation and luting cement on the final color of lithium disilicate ceramic systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *117*(1), 138-143.

Dhima, M., Assad, D. A., Volz, J. E., An, K. N., Berglund, L. J., Carr, A. B., and Salinas, T. J. (2013). Evaluation of fracture resistance in aqueous environment of four restorative systems for posterior applications. Part 1. *Journal of Prosthodontics*, *22*(4), 256-260.

Dilber, E., Yavuz, T., Kara, H. B., and Ozturk, A. N. (2012). Comparison of the effects of surface treatments on roughness of two ceramic systems. *Photomedicine and Laser Surgery*, *30*(6), 308-314.

Eldwakhly, E., Ahmed, D. R. M., Soliman, M., Abbas, M. M., and Badrawy, W. (2019). Color and translucency stability of novel restorative CAD/CAM materials. *Dental and Medical Problems*, *56*(4), 349-356.

Elsaka, S. E., and Elnaghy, A. M. (2016). Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dental Materials*, *32*(7), 908-914.

Erkal, T.A.E. (2022). *Fırça Abrazyonunun Farklı CAD/CAM Seramiklerinin Renk ve Parlaklığı Üzerine Etkisinin Değerlendirilmesi,* Diş Hekimliği Uzmanlık Tezi, Van Yüzüncü Yıl Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Van.

Esquivel-Upshaw, J. F., Anusavice, K. J., Young, H., Jones, J., and Gibbs, C. (2004). Clinical performance of a lithium disilicate-based core ceramic for three-unit posterior FPDs. *International Journal of Prosthodontics*, *17*(4), 469-475.

Fasbinder, D. J. (2018). Material matters: A review of chairside CAD/CAM restorative materials. *Journal of Cosmetic Dentistry*, *34*(3), 64-74.

Flury, S., Diebold, E., Peutzfeldt, A., and Lussi, A. (2017). Effect of artificial toothbrushing and water storage on the surface roughness and micromechanical properties of tooth-colored CAD-CAM materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *117*(6), 767-774.

Fu, L., Engqvist, H., and Xia, W. (2020). Glass-ceramics in dentistry: A review. *Materials*, *13*(5), 1049.

Gadegaard, N. (2006). Atomic force microscopy in biology: Technology and techniques. *Biotechnic and Histochemistry*, *81*(2-3), 87-97.

Galindo, M. L., Sendi, P., and Marinello, C. P. (2011). Estimating long-term survival of densely sintered alumina crowns: a cohort study over 10 years. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *106*(1), 23-28.

Garza, L. A., Thompson, G., Cho, S. H., and Berzins, D. W. (2016). Effect of toothbrushing on shade and surface roughness of extrinsically stained pressable ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *115*(4), 489-494.

Girdhar, A., Bansal, Y., and Girdhar, P. (2020). An overview of CAD/CAM in dental restorations. *Baba Farid University Dental Journal*, *10*(2), 31-35.

Gómez-Polo, C., Muñoz, M. P., Luengo, M. C. L., Vicente, P., Galindo, P., and Casado, A. M. M. (2016). Comparison of the CIELab and CIEDE2000 color difference formulas. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *115*(1), 65-70.

Gracis, S., Thompson, V. P., Ferencz, J. L., Silva, N. R., and Bonfante, E. A. (2015). A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *International Journal of Prosthodontics*, *28*(3), 227-235.

Hamza, T. A., and Sherif, R. M. (2019). Fracture resistance of monolithic glass-ceramics versus bilayered zirconia-based restorations. *Journal of Prosthodontics*, *28*(1), e259-e264.

Harada, K., Raigrodski, A. J., Chung, K. H., Flinn, B. D., Dogan, S., and Mancl, L. A. (2016). A comparative evaluation of the translucency of zirconias and lithium disilicate for monolithic restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *116*(2), 257-263.

Hashmi, M. S. J. (2014). *Comprehensive Materials Processing* (Third edition). Oxford: Elsevier

Heintze, S. D., Forjanic, M., and Rousson, V. (2006). Surface roughness and gloss of dental materials as a function of force and polishing time in vitro. *Dental Materials*, *22*(2), 146-165.

İnternet: CEREC CAD/CAM Malzemeleri-Dentsply Sirona. Web: https://www.dentsplysirona.com/tr-tr/kesfet/cerec/cad-cam-malzemeler.html adresinden 27 Ağustos 2023'te alınmıştır.

İnternet: GC America | Cerasmart®- Force Absorbing CAD/CAM Block. Web: https://www.gc.dental/america/products/digital/cadcam/cerasmart adresinden 27 Ağustos 2023'te alınmıştır.

İnternet: SHOFU Block & Disk HC-Shofu USA. Web: https://www.shofu.com/en/product/sho fu-block-disk-hc/ adresinden 27 Ağustos 2023'te alınmıştır.

İnternet: 3M ESPE. Web: https://www.3m.com/3M/en_US/p/d/b00008161/ adresinden 27 Ağustos 2023'te alınmıştır.

Johannsen, G., Tellefsen, G., Johannsen, A., and Liljeborg, A. (2013). The importance of measuring toothpaste abrasivity in both a quantitative and qualitative way. *Acta Odontologica Scandinavica*, *71*(3-4), 508-517.

John, S. S., and White, D. J. (2015). History of the development of abrasivity limits for dentifrices. *Journal of Clinical Dentistry*, *26*(2), 50-54.

Kahramanoğlu, E., ve Özkan, Y. K. (2013). Diş hekimliğinde estetik ve renk. *Cumhuriyet Dental Journal*, *16*(4), 339-347.

Kakaboura, A., Fragouli, M., Rahiotis, C., and Silikas, N. (2007). Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, *18*, 155-163.

Kara, D., Tekçe, N., Fidan, S., Demirci, M., Tuncer, S., and Balcı, S. (2021). The effects of various polishing procedures on surface topography of CAD/CAM resin restoratives. *Journal of Prosthodontics*, *30*(6), 481-489.

Karamouzos, A., Papadopoulos, M. A., Kolokithas, G., and Athanasiou, A. E. (2007). Precision of in vivo spectrophotometric colour evaluation of natural teeth. *Journal of Oral Rehabilitation*, *34*(8), 613-621.

Khurana, R., Tredwin, C. J., Weisbloom, M., and Moles, D. R. (2007). A clinical evaluation of the individual repeatability of three commercially available colour measuring devices. *British Dental Journal*, *203*(12), 675-680.

Kilinc, H., and Turgut, S. (2018). Optical behaviors of esthetic CAD-CAM restorations after different surface finishing and polishing procedures and UV aging: An in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *120*(1), 107-113.

Kim, H. K., and Kim, S. H. (2019). Effect of hydrothermal aging on the optical properties of precolored dental monolithic zirconia ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *121*(4), 676-682.

Kim, H. K., Kim, S. H., Lee, J. B., and Ha, S. R. (2016). Effects of surface treatments on the translucency, opalescence, and surface texture of dental monolithic zirconia ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *115*(6), 773-779.

Kolakarnprasert, N., Kaizer, M. R., Kim, D. K., and Zhang, Y. (2019). New multi-layered zirconias: Composition, microstructure and translucency. *Dental Materials*, *35*(5), 797-806.

Kökat, A. M., and Kökat, A. D. (2021). Monolithic CAD/CAM restorations–esthetic zone applications. *Journal of Experimental and Clinical Medicine*, *38*(3s), 180-187.

Kurt, M., Bal, B. T., and Bal, C. (2016). Güncel renk ölçüm yöntemleri: Sistematik derleme. *Turkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, *22*(2),130-46.

Kurt, M., Güngör, M. B., Nemli, S. K., and Bal, B. T. (2020). Effects of glazing methods on the optical and surface properties of silicate ceramics. *Journal of Prosthodontic Research*, *64*(2), 202-209.

Kurtulmus-Yilmaz, S., Cengiz, E., Ongun, S., and Karakaya, I. (2019). The effect of surface treatments on the mechanical and optical behaviors of CAD/CAM restorative materials. *Journal of Prosthodontics*, *28*(2), e496-e503.

Labban, N., Amri, M. A., Alhijji, S., Alnafaiy, S., Alfouzan, A., Iskandar, M., and Feitosa, S. (2021). Influence of toothbrush abrasion and surface treatments on the color and translucency of resin infiltrated hybrid ceramics. *The Journal of Advanced Prosthodontics, 13*(1), 1-11.

Laborie, M., Naveau, A., and Menard, A. (2022). CAD-CAM resin-ceramic material wear: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, doi: 10.1016/j.prosdent.2022.01.027.

Lambert, H., Durand, J. C., Jacquot, B., and Fages, M. (2017). Dental biomaterials for chairside CAD/CAM: State of the art. *The Journal of Advanced Prosthodontics, 9*(6), 486-495.

Lawson, N. C., and Maharishi, A. (2020). Strength and translucency of zirconia after high-speed sintering. *Journal of Esthetic And Restorative Dentistry*, *32*(2), 219-225.

Lee, W. F., Iwasaki, N., Peng, P. W., and Takahashi, H. (2022). Effect of toothbrushing on the optical properties and surface roughness of extrinsically stained high-translucency zirconia. *Clinical Oral Investigations, 26*(3), 3041-3048.

Lippert, F. (2013). *An Introduction to Toothpaste-Its Purpose, History and Ingredients*. Berlin: Karger Publishers, *13*, 1-14.

Mahrous, A. A., Alhammad, A., Alqahtani, F., Aljar, Y., Alkadi, A., Taymour, N., and Gad, M. M. (2023). The toothbrushing effects on surface properties and color stability of CAD/CAM and pressable ceramic fixed restorations-An in vitro study. *Materials, 16*(8), 2950.

Malkondu, O., Tinastepe, N., and Kazazoglu, E. (2016). Influence of type of cement on the color and translucency of monolithic zirconia. *The Journal of Prosthetic Dentistry, 116*(6), 902-908.

Manziuc, M. M., Gasparik, C., Burde, A. V., Colosi, H. A., Negucioiu, M., and Dudea, D. (2019). Effect of glazing on translucency, color, and surface roughness of monolithic zirconia materials. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, *31*(5), 478-485.

Marchesi, G., Camurri Piloni, A., Nicolin, V., Turco, G., and Di Lenarda, R. (2021). Chairside CAD/CAM materials: Current trends of clinical uses. *Biology, 10*(11), 1170.

Mazda, J. (2017). Shining a light on translucent zirconia. *Inside Dentistry, 13*(8),45.

Meller, C., and Klein, C. (2012). Fluorescence properties of commercial composite resin restorative materials in dentistry. *Dental Materials Journal, 31*(6), 916-923.

Mühlemann, S., Bernini, J. M., Sener, B., Hämmerle, C. H., and Özcan, M. (2019). Effect of aging on stained monolithic resin-ceramic CAD/CAM materials: Quantitative and qualitative analysis of surface roughness. *Journal of Prosthodontics, 28*(2), e563-e571.

Nakashima, J., Taira, Y., and Sawase, T. (2016). In vitro wear of four ceramic materials and human enamel on enamel antagonist. *European Journal of Oral Sciences, 124*(3), 295-300.

Nima, G., Lugo-Varillas, J. G., Soto, J., Faraoni, J. J., Palma-Dibb, R. G., Correa-Medina, A., and Correa-Medina, A. (2021). Effect of toothbrushing on the surface of enamel, direct and indirect CAD/CAM restorative materials. *International Journal of Prosthodontics*, *34*(4), 473-481.

O'Brien, W. J. (Ed.). (2002). *Dental materials and their selection*, Chicago: Quintessence, *10*, 160.

Okada, R., Asakura, M., Ando, A., Kumano, H., Ban, S., Kawai, T., and Takebe, J. (2018). Fracture strength testing of crowns made of CAD/CAM composite resins. *Journal of Prosthodontic Research*, *62*(3), 287-292.

O'Neill, C., Kreplak, L., Rueggeberg, F. A., Labrie, D., Shimokawa, C. A. K., and Price, R. B. (2018). Effect of tooth brushing on gloss retention and surface roughness of five bulk-fill resin composites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, *30*(1), 59-69.

Ozer, F., Naden, A., Turp, V., Mante, F., Sen, D., and Blatz, M. B. (2018). Effect of thickness and surface modifications on flexural strength of monolithic zirconia. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *119*(6), 987-993.

Paravina, R. D., Ghinea, R., Herrera, L. J., Bona, A. D., Igiel, C., Linninger, M., and Mar Perez, M. D. (2015). Color difference thresholds in dentistry. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, *27*, 1-9.

Paravina, R. D., Ontiveros, J. C., and Powers, J. M. (2004). Accelerated aging effects on color and translucency of bleaching-shade composites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, *16*(2), 117-126.

Passos, L., Linke, B., Street, A., and Torrealba, Y. (2019). Effect of thickness, translucency, and firing protocol on the masking ability of a CAD/CAM zirconia-reinforced lithium silicate for different backgrounds. *International Journal of Computerized Dentistry*, *22*(1), 29-38.

Patil, P. A., Ankola, A. V., Hebbal, M. I., and Patil, A. C. (2015). Comparison of effectiveness of abrasive and enzymatic action of whitening toothpastes in removal of extrinsic stains-A clinical trial. *International Journal of Dental Hygiene*, *13*(1), 25-29.

Pecho, O. E., Ghinea, R., Alessandretti, R., Pérez, M. M., and Della Bona, A. (2016). Visual and instrumental shade matching using CIELab and CIEDE2000 color difference formulas. *Dental Materials*, *32*(1), 82-92.

Pekkan, G., Özcan, M., and Subaşı, M. G. (2020). Clinical factors affecting the translucency of monolithic Y-TZP ceramics. *Odontology*, *108*(4), 526-531.

Phark, J. H., and Duarte Jr, S. (2022). Microstructural considerations for novel lithium disilicate glass ceramics: A review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, *34*(1), 92-103.

Pouranfar, F. L., Sheridan, R., Salmon, C., and Vandewalle, K. S. (2020). Effect of toothbrushing on surface color of ceramic-polymer materials: An in vitro study. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, *21*(9), 1054-1058.

Rani, V., Mittal, S., and Sukhija, U. (2021). An In vitro evaluation to compare the surface roughness of glazed, reglazed and chair side polished surfaces of dental porcelain. *Contemporary Clinical Dentistry*, *12*(2), 164.

Rauch, A., Reich, S., Dalchau, L., and Schierz, O. (2018). Clinical survival of chair-side generated monolithic lithium disilicate crowns: 10-year results. *Clinical Oral Investigations*, *22*, 1763-1769.

Reich, S. (2015). Tooth-colored CAD/CAM monolithic restorations. *International Journal of Computerized Dentistry*, *18*(2), 131-146.

Rinke, S., Pfitzenreuter, T., Leha, A., Roediger, M., and Ziebolz, D. (2020). Clinical evaluation of chairside-fabricated partial crowns composed of zirconia-reinforced lithium silicate ceramics: 3-year results of a prospective practice-based study. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, *32*(2), 226-235.

Rocha, R.S., Fagundes, T.C., Caneppele, T.M.F., and Bresciani, E. (2020). Perceptibility and acceptability of surface gloss variations in dentistry. *Operative Dentistry*, *45* (2), 134-42.

Rosema, N. A. M., Hennequin-Hoenderdos, N. L., Versteeg, P. A., van Palenstein Helderman, W. H., van der Velden, U., and van der Weijden, G. A. (2013). Plaque-removing efficacy of new and used manual toothbrushes-A professional brushing study. *International Journal of Dental Hygiene*, *11*(4), 237-243.

Ruschel, V. C., Bona, V. S., Baratieri, L. N., and Maia, H. P. (2018). Effect of surface sealants and polishing time on composite surface roughness and microhardness. *Operative Dentistry*, *43*(4), 408-415.

Sagsoz, O., Demirci, T., Demirci, G., Sagsoz, N. P., and Yildiz, M. (2016). The effects of different polishing techniques on the staining resistance of CAD/CAM resin-ceramics. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, *8*(6), 417-422.

Santos, P. M., and Júlio, E. N. (2013). A state of the art review on roughness quantification methods for concrete surfaces. *Construction and Building Materials*, *38*, 912-923.

Schlenz, M. A., Fiege, C., Schmidt, A., and Wöstmann, B. (2021). Microleakage of thin-walled monolithic zirconia and polymer-containing CAD-CAM crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *125*(2), 316-322.

Schmalz, G., Hickel, R., van Landuyt, K. L., and Reichl, F. X. (2017). Nanoparticles in dentistry. *Dental Materials*, *33*(11), 1298-1314.

Sehovic, E., Ioannidis, A., Hämmerle, C. H., Özcan, M., and Mühlemann, S. (2022). Effect of tooth brush abrasion on the color, gloss and surface roughness of internally and externally stained monolithic ceramic materials. *Journal of Prosthodontic Research*, *66*(2), 303-311.

Sen, N., and Us, Y. O. (2018). Mechanical and optical properties of monolithic CAD-CAM restorative materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *119*(4), 593-599.

Sen, N., Sermet, I. B., and Cinar, S. (2018). Effect of coloring and sintering on the translucency and biaxial strength of monolithic zirconia. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *119*(2), 308-308.

Silva, T. M. D., Salvia, A. C. R. D., Carvalho, R. F. D., Silva, E. G. D., and Pagani, C. (2015). Effects of different polishing protocols on lithium disilicate ceramics. *Brazilian Dental Journal*, *26*, 478-483.

Spitznagel, F. A., Vuck, A., Gierthmühlen, P. C., Blatz, M. B., and Horvath, S. D. (2016). Adhesive bonding to hybrid materials: An overview of materials and recommendations. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, *37*(9), 630-637.

Strasser, T., Wertz, M., Koenig, A., Koetzsch, T., and Rosentritt, M. (2023). Microstructure, composition, and flexural strength of different layers within zirconia materials with strength gradient. *Dental Materials*, *39*(5), 463-468.

Subaşı, M. G., Alp, G., Johnston, W. M., and Yilmaz, B. (2018). Effect of thickness on optical properties of monolithic CAD-CAM ceramics. *Journal of Dentistry*, *71*, 38-42.

Suh, Y. R., Ahn, J. S., Ju, S. W., and Kim, K. M. (2017). Influences of filler content and size on the color adjustment potential of nonlayered resin composites. *Dental Materials Journal*, *36*(1), 35-40.

Sulaiman, T. A., Abdulmajeed, A. A., Donovan, T. E., Ritter, A. V., Vallittu, P. K., Närhi, T. O., and Lassila, L. V. (2015). Optical properties and light irradiance of monolithic zirconia at variable thicknesses. *Dental Materials*, *31*(10), 1180-1187.

Sulaiman, T. A., Camino, R. N., Cook, R., Delgado, A. J., Roulet, J. F., and Clark, W. A. (2020). Time-lasting ceramic stains and glaze: A toothbrush simulation study. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, *32*(6), 581-585.

Sun, T., Zhou, S., Lai, R., Liu, R., Ma, S., Zhou, Z., and Longquan, S. (2014). Load-bearing capacity and the recommended thickness of dental monolithic zirconia single crowns. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, *35*, 93-101.

Şaar, E. (2019). *In-vitro evaluation of marginal adaptation of crown restorations fabricated from different hybrid ceramic materials,* Master's Thesis, Marmara University Faculty of Dentistry, İstanbul.

Şahin, D. (2021). *Farklı CAD/CAM seramik materyallerin yüzey özellikleri ve renklenmelerinin in-vitro incelenmesi,* Diş Hekimliği Uzmanlık Tezi, Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ankara.

Tabatabaian, F. (2019). Color aspect of monolithic zirconia restorations: A review of the literature. *Journal of Prosthodontics*, *28*(3), 276-287.

Tabatabaian, F., Shabani, S., Namdari, M., and Sadeghpour, K. (2017). Masking ability of a zirconia ceramic on composite resin substrate shades. *Dental Research Journal*, *14*(6), 389.

Tabatabaian, F., Taghizade, F., and Namdari, M. (2018). Effect of coping thickness and background type on the masking ability of a zirconia ceramic. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *119*(1), 159-165.

Taylor, J. Y., Wood, C. L., Garnick, J. J., and Thompson, W. O. (1995). Removal of interproximal subgingival plaque by hand and automatic toothbrushes. *Journal of Periodontology*, *66*(3), 191-196.

Tidehag, P., and Shen, Z. (2019). Digital dentistry calls the change of ceramics and ceramic processes. *Advances in Applied Ceramics*, *118*(1-2), 83-90.

Tribst, J. P. M., Dal Piva, A. M. O., Werner, A., Silva, L. T. S., Anami, L. C., Bottino, M. A., and Kleverlaan, C. J. (2021). Effect of surface treatment and glaze application on shade characterized resin-modified ceramic after toothbrushing. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *125*(4), 691-691.

Tribst, J. P., Dal Piva, A. M. O., Werner, A., Anami, L. C., Bottino, M. A., and Kleverlaan, C. J. (2020). Durability of staining and glazing on a hybrid ceramics after the three-body wear. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, *109*, 103856.

Vaz, V. T. P., Jubilato, D. P., Oliveira, M. R. M. D., Bortolatto, J. F., Floros, M. C., Dantas, A. A. R., and Oliveira Junior, O. B. D. (2019). Whitening toothpaste containing activated charcoal, blue covarine, hydrogen peroxide or microbeads: which one is the most effective?. *Journal of Applied Oral Science*, *27*, e20180051.

Vichi, A., Carrabba, M., Paravina, R., and Ferrari, M. (2014). Translucency of ceramic materials for CEREC CAD/CAM system. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, *26*(4), 224-231.

Vichi, A., Fonzar, R. F., Goracci, C., Carrabba, M., and Ferrari, M. (2018). Effect of finishing and polishing on roughness and gloss of lithium disilicate and lithium silicate zirconia reinforced glass ceramic for CAD/CAM systems. *Operative Dentistry*, *43*(1), 90-100.

Walczak, K., Meißner, H., Range, U., Sakkas, A., Boening, K., Wieckiewicz, M., and Konstantinidis, I. (2019). Translucency of zirconia ceramics before and after artificial aging. *Journal of Prosthodontics*, *28*(1), e319-e324.

Warreth, A., and Elkareimi, Y. (2020). All-ceramic restorations: A review of the literature. *The Saudi Dental Journal*, *32*(8), 365-372.

Wendler, M., Belli, R., Petschelt, A., Mevec, D., Harrer, W., Lube, T., and Lohbauer, U. (2017). Chairside CAD/CAM materials. Part 2: Flexural strength testing. *Dental Materials*, *33*(1), 99-109.

Weyhrauch, M., Igiel, C., Pabst, A. M., Wentaschek, S., Scheller, H., and Lehmann, K. M. (2015). Interdevice agreement of eight equivalent dental color measurement devices. *Clinical Oral Investigations*, *19*, 2309-2318.

Wiedhahn, K., Fritzsche, G., Wiedhahn, C., and Schenk, O. (2016). Zirconia crowns-the new standard for single-visit dentistry? *International Journal of Computerized Dentistry*, *19*(1), 9-26.

Wiegand, A., Burkhard, J. P. M., Eggmann, F., and Attin, T. (2013). Brushing force of manual and sonic toothbrushes affects dental hard tissue abrasion. *Clinical Oral Investigations*, *17*, 815-822.

Willard, A., and Chu, T. M. G. (2018). The science and application of IPS e.max dental ceramic. *The Kaohsiung Journal of Medical Sciences*, *34*(4), 238-242.

Yuan, J. C. C., Barão, V. A. R., Wee, A. G., Alfaro, M. F., Afshari, F. S., and Sukotjo, C. (2018). Effect of brushing and thermocycling on the shade and surface roughness of CAD-CAM ceramic restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *119*(6), 1000-1006.

Zaher, A. M., Hochstedler, J. L., Rueggeberg, F. A., and Kee, E. L. (2017). Shear bond strength of zirconia-based ceramics veneered with 2 different techniques. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *118*(2), 221-227.

Zarone, F., Ferrari, M., Mangano, F. G., Leone, R., and Sorrentino, R. (2016). Digitally oriented materials: Focus on lithium disilicate ceramics. *International Journal of Dentistry*, *2016*(10), 9840594.

Zarone, F., Ruggiero, G., Leone, R., Breschi, L., Leuci, S., and Sorrentino, R. (2021). Zirconia-reinforced lithium silicate (ZLS) mechanical and biological properties: A literature review. *Journal of Dentistry*, *109*, 103661.

Zhang, Y. (2014). Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dental Materials*, *30*(10), 1195-1203.

Zhang, Y., and Kelly, J. R. (2017). Dental ceramics for restoration and metal veneering. *Dental Clinics*, *61*(4), 797-819.

Zhang, Y., and Lawn, B. R. (2018). Novel zirconia materials in dentistry. *Journal of Dental Research*, *97*(2), 140-147.

Zimmermann, M., Mehl, A., and Reich, S. (2013). New CAD/CAM materials and blocks for chairside procedures. *International Journal of Computerized Dentistry*, *16*(2), 173-81.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : KAYNAK ÖZTÜRK, Esra

Uyruğu : T.C.

Doğum tarihi ve yeri :

Medeni hali :

Telefon :

e-mail :

Eğitim Derecesi	Okul/ Program	Mezuniyet Yılı
Uzmanlık	Gazi Üniversitesi / Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı	2023
Lisans	Ankara Üniversitesi / Diş Hekimliği Fakültesi	2018
Lise	Bursa Şükrü Şankaya Anadolu Lisesi	2012

İş Deneyimi, Yıl	Çalıştığı Yer	Görev
2020-devam ediyor	Gazi Üniversitesi / Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.B.D.	Araştırma Gör.

Yabancı Dil

İngilizce

Yayınlar

1. Bankoğlu Güngör, M., Kaynak Öztürk, E., Karakoca Nemli, S., and Turhan Bal, B. (2023). Effect of 2-ethylhexyl salicylate incorporation on the color stability of different maxillofacial silicone elastomers after outdoor weathering. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, doi: 10.1016/j.prosdent.2023.05.013.

2. Kaynak Öztürk, E., Kahraman, Ş., Delilbaşı, E., Barış, E. and Bankoğlu Güngör, M. (2023). Rehabilitation of surgically reconstructed partially edentulous mandible with iliac crest graft after ameloblastoma resection with an implant-supported "Toronto prosthesis". *Journal of Gazi University Health Sciences Institute, 5*(1), 42-48.

3. Kaynak Öztürk, E., ve Bankoğlu Güngör, M. (2023). CAD-CAM sisteminde üretilen monolitik seramik restorasyonlarda uygulanan yüzey bitirme işlemleri. *ADO Klinik Bilimler Dergisi, 12*(3), 492-502.

Bildiriler

1. Kaynak Öztürk, E., Karakoca Nemli, S., Turhan Bal, B., ve Bankoğlu Güngör, M. Monolitik CAD-CAM seramiklerinin fırçalama simülasyonu sonrası optik ve yüzey özellikleri. 27. Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi, Ankara, Türkiye. 26-29 Ekim 2023. Sözlü Sunum.



GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR...