



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ



**MONOLİTİK LİTYUM DİSİLİKAT CAM SERAMİK
BLOKLARDAN, FARKLI KALINLIKTAKİ ÜRETİLEN İNDİREKT
RESTORASYONLARIN GLAZE İŞLEMİ İÇİN FARKLI SAYIDA
FIRINLAMA SONUCUNDA RENK DEĞİŞİKLİĞİNİN VE
MEKANİK ÖZELLİKLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Agajan RAHMANOV

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Prof. Dr. Remzi NİĞİZ

DİYARBAKIR

2018



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ



**MONOLİTİK LİTYUM DİSİLİKAT CAM SERAMİK
BLOKLARDAN, FARKLI KALINLIKTAKİ ÜRETİLEN İNDİREKT
RESTORASYONLARIN GLAZE İŞLEMİ İÇİN FARKLI SAYIDA
FIRINLAMA SONUCUNDA RENK DEĞİŞİKLİĞİNİN VE
MEKANİK ÖZELLİKLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Agajan RAHMANOV

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Prof. Dr. Remzi NİĞİZ

DIYARBAKIR

2018





TÜRKİYE CUMHURİYETİ
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ



BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını ve tezimi Dicle Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kılavuzu standartlarına uygun bir şekilde hazırladığımı beyan ederim.

14/12/2018

Agajan Rahmanov

İmza

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince bilgi ve birikimleri ile bana büyük yardımda bulunan, tezimin hazırlanmasında yardımcı olan, çok değerli danışman hocam **Prof. Dr. Sayın Remzi NİĞİZ'** e ve **Prof. Dr. Sayın Zelal SEYFİOĞLU POLAT'a**

Protetik Diş Tedavisi eğitimim boyunca teorik ve pratik olarak katkıda bulunan, deneyim ve tecrübelerini benimle paylaşan değerli öğretim üyelerine, birlikte çalıştığım doktora öğrencisi ve araştırma görevlisi arkadaşlarıma ve personellerimize,

Doktora eğitimim süresince birbirimize destek olduğumuz değerli arkadaşlarım Dt.Çağlar Bursa'ya, Dt.Mustafa Karakurt'a ,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım...

Bu tez çalışması Dicle Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Projeleri Komisyonu Başkanlığı tarafından DİŞ.17.030 numaralı proje ile desteklenmiştir.

İÇİNDEKİLER

KAPAK

İÇ KAPAK

ONAY SAYFASI

BEYAN.....	I
TEŞEKKÜR.....	II
İÇİNDEKİLER.....	III
TABLolar LİSTESİ.....	VII
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	VIII
RESİMLER LİSTESİ.....	IX
GRAFİKLER LİSTESİ.....	XIII
SİMGE VE KISALTMALAR LİSTESİ.....	XV

1.ÖZETLER	1
1.1. Türkçe Özet.....	1
1.2. Abstract	3
2.GİRİŞ ve AMAÇ	5
3.GENEL BİLGİLER.....	6
3.1. Seramik Restorasyonların Tarihçesi	6
3.2. Tam Seramik Restorasyonlar	8
3.3. Tam Porselen Sistemlerinin Avantajları	9
3.4. Tam Porselen Sistemlerinin Dezavantajları	9
3.5. Yapım Tekniğine göre Tam Seramik Restorasyonları.....	10

3.5.1. Day'lar üzerinde fırınlanan porselen sistemleri	10
3.5.2. Dökülebilir (cam) porselen sistemleri	12
3.5.3. Sıkıştırılabilir porselen sistemleri	14
3.5.4. CAD-CAM sistemi (Computer Aid Design- Computer Aided Manufacture System).....	17
3.6. Diş Hekimliğinde Bilgisayar Destekli CAD-CAM Sistemi.....	18
3.6.1. Diş hekimliğinde Bilgisayar Destekli CAD-CAM sisteminin tarihçesi	19
3.6.2. Diş hekimliğinde güncel kullanılan CAD-CAM sistemleri	22
3.6.3. Diş hekimliğinde CAD-CAM sisteminde kullanılan materyaller	24
3.6.4. Dental CAD-CAM sistemlerin avantajları.....	33
3.6.5. Dental CAD-CAM sistemlerinin dezavantajları	33
3.7. Optik özellikler.....	34
3.8. Rengin üç boyutu	34
3.9. Renk teorileri.....	36
3.10. Renk Sentezleri	39
3.11. Renk Sistemleri	39
3.12. Renk Seçimini Etkileyen Faktörler	43
3.13. Diş Hekimliğinde Renk Analiz Yöntemleri	45
3.13.1. Görsel renk eşleştirmesi	45
3.13.2. Digital renk seçim yöntemleri	50
3.14. Optik özellikler.....	54
3.14.1. Diş Hekimliğinde Kullanılan Porselenlerin Optik Özellikleri.....	60
3.14.2. Yansıma	62
3.15. Dental Porselenlerin Kırılma Dayanımı Ve Tesbitinde Kullanılan Test Yöntemleri.....	64
3.15.1. Bükme testleri (Bending)	65
3.15.2. Burkulma testi (Torsion test)	67

3.15.3. Makaslama testi (Shear test)	68
3.15.5. Basma testleri (Compressive tests)	69
3.15.6. Vickers sertlik testi.....	69
3.16. Seramik Yüzey pürüzlülüğünün Analiz Yöntemleri.....	71
3.16.1. Seramik yüzeylerinin topografik incelenmesi.....	71
3.16.1.1. SEM (Taramalı Elektron Mikroskobu)	71
3.16.1.2. Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM).....	72
3.16.1.3. Lazer uçlu Profilometre	73
3.16.1.4. X Ray Difraksiyon Spektrometesi (XRD)	73
4.GEREÇ VE YÖNTEM.....	76
4.1. Çalışmada Kullanılan Cihaz Ve Materyaller	78
4.2. Tam Porselen Örneklerin Hazırlanması	79
4.3. Örneklerin Gruplandırılması	82
4.4. Fırınlama İşleminin Yapılması.....	84
4.5. Renk Değerlendirmesi.....	85
4.5.1. Renk seçimi yapılacak ortamın hazırlanması.....	85
4.5.2. Dijital renk seçimi	86
4.6. Mekanik Analizlerin Yapılması	87
4.6.1. Örnek yüzeylerinin SEM incelemesinin yapılması.....	87
4.6.2. Atomik Kuvvet Mikroskobu ile yüzey analizi	88
4.6.3. XRD analizi.....	88
4.6.4. Vickers Mikrosertlik	89
4.7. İstatistik Yöntem ve Gereçleri	90
5.BULGULAR.....	91
5.1. Renk Bulguları	91

5.2. Mekanik Analiz Bulguları.....	110
5.2.1. SEM görüntülerine ait bulgular.....	110
5.2.2. Atomik Kuvvet Mikroskobu ile Yüzey Analizi Bulguları.....	123
5.2.4. XRD Analizi Bulguları	136
5.2.3. Vickers Sertlik (Microhardness) Bulguları	138
6. TARTIŞMA	142
7. SONUÇLAR	162
8. KAYNAKÇA	163
9. ÖZGEÇMİŞ.....	1833
10. TURNİTİN (ORJİNALLİK RAPORU SAYFASI).....	184

TABLolar LİSTESİ

Tablo 1: Çalışma planı.

Tablo 2: Çalışmamızda kullanılan materyaller.

Tablo 3: Çalışmamızda kullanılan cihazlar.

Tablo 4: L, C, H değerlerinin ANOVA istatistik analiz sonuçları.

Tablo 5: 1. Fırının L, C, H değerlerinin ANOVA istatistik analiz sonuçları.

Tablo 6: 2. Fırının L, C, H değerlerinin ANOVA istatistik analiz sonuçları.

Tablo 7: 3. Fırının L, C, H değerlerinin ANOVA istatistik analiz sonuçları.

Tablo 8: 4. Fırının L, C, H değerlerinin ANOVA istatistik analiz sonuçları.

Tablo 9: Tüm örneklerin ΔE değerleri.

Tablo 10: İstatistik testlerden Tek yönlü Varyans Analizi sonuçları. (ANOVA).

Tablo 11: Farklı bulunan grupların Pst Hock testi sonuçları.

Tablo 12: Gruplar arasındaki farklar.

Tablo 13: 2., 3. ve 4. fırınlama işlemlerinden sonra analiz edilen Vickers sertlik testi sonuçları.

Tablo 14: Örneklerin Dağılımı

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1: Newton Renk Teorisi

Şekil 2: Young Teorisi

Şekil 3: Helmholtz Teorisi

Şekil 4: Brewester Teorisi

Şekil 5 a, b: Munsell Renk Sistemi

Şekil 6: CIE Lab Renk Sistemi

Şekil 7: RGB Renk Sistemi

Şekil 8 a, b: Munsell Renk Sistemi

Şekil 9: CIE Lab Renk Sistemi

Şekil 10: Kırılma ve yansımaya

Şekil 11: Metamerizm

Şekil 12: Düzenli yansımaya ve Diffüz Yansımaya

Şekil 13: Üç Nokta Bükme Testi

Şekil 14: ΔE Formülü

Şekil 15: 1. fırınlamadan sonrası XRD analiz sonucu.

Şekil 16: 4. fırınlamadan sonrası XRD analiz sonucu

Şekil 17: 1. fırınlamadan ve 4. fırınlamadan sonrası XRD analiz sonucunun karşılaştırması.

RESİMLER LİSTESİ

Resim 1: Dubois Dechemant ve ilk kez porselen dişlerin kullanıldığı protezler

Resim 2: Dr. Charles Land

Resim 3 a, b: In-Ceram Alümina yapım aşamaları

Resim 4 a, b: Dicor yapım aşamaları

Resim 5: IPS Empress yapımı

Resim 6: IPS Empress 2 yapımı

Resim 7: IPS e.max yapımı

Resim 8: Dr. Mörmann CEREC sistemi tanıtımı

Resim 9 a, b: CEREC 1 ve CEREC 2

Resim 10: CEREC 3

Resim 11 a, b: CEREC MCXL ve CEREC 4.0 Omnicam

Resim 12: CEREC AC

Resim 13: iTero sistemi

Resim 14: Feldspatik porselen

Resim 15 a, b, c: Lityum disilikat bloklar

Resim 16: Kolorimetre

Resim 17: Spektrometreler

Resim 18: Spektrofotometreler

Resim 19: Restorasyonlardaki Işık Geçirgenliği

Resim 20: Opalesans özellik

Resim 21: Floresans özellik

Resim 22: Fosforesans özellik

Resim 23 a, b, c: IPS e.max cad bloklar

Resim 24 a, b, c: Çalışmamızda renk değerlendirmesi için IPS e.max CAD bloklardan 1 mm ,1.5 mm , 2 mm kalınlıkta örneklerin hazırlanma işlemi.

Resim 25: Kalibrasyona hazır örnekler

Resim 26 a, b, c: Örneklerin boyutlarının kontrol edilmesi.

Resim 27: Örnekleri gruplandırma işlemi.

Resim 28: Örneklerin yerlerini değiştirmeden fırınlama ve renk kontrolü yapılabilmesi için sabitleme işlemi.

Resim 29: IPS e.max CAD bloklarından elde edilen örneklerin fırınlama işlemi için kullanılan Empress Fırını.

Resim 30 a, b: Renk seçiminin yapıldığı özel hazırlanmış kabin.

Resim 31: Floresan Gün Işığı Lambası.

Resim 32 a, b, c: Digital renk ölçme cihazı.

Resim 33: SEM cihazı.

Resim 34: Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM)

Resim 35: XRD cihazı

Resim 36: Vickers Microhardness sertlik cihazı

Resim 37 a, b, c: 1. fırınlama sonrası 1 mm örneklerin SEM analizi görüntüleri.

Resim 38 a, b, c: 1. fırınlama sonrası 1.5 mm örneklerin SEM analizi görüntüleri.

Resim 39 a, b, c: 1. fırınlama sonrası 2 mm örneklerin SEM analizi görüntüleri

Resim 40 a, b, c: 2. fırınlama sonrası 1 mm örneklerin SEM analizi görüntüleri.

Resim 41 a, b, c: 2. fırınlama sonrası 1.5 mm örneklerin SEM analizi görüntüleri.

Resim 42 a, b, c: 2. fırınlama sonrası 2 mm örneklerin SEM analizi görüntüleri.

Resim 43 a, b, c: 3. fırınlama sonrası 1 mm örneklerin SEM analizi görüntüleri.

Resim 44 a, b, c: 3. fırınlama sonrası 1.5 mm örneklerin SEM analizi görüntüleri.

Resim 45 a, b, c: 3. fırınlama sonrası 2 mm örneklerin SEM analizi görüntüleri

Resim 46 a, b, c: 4. fırınlama sonrası 1 mm örneklerin SEM analizi görüntüleri.

Resim 47 a, b, c: 4. Fırınlama sonrası 1.5 mm örneklerin SEM analizi görüntüleri.

Resim 48: 4. fırınlama sonrası 2 mm örneklerin SEM analizi görüntüsü.

Resim 49: 1. fırınlama sonrası 1 mm örneklerin Atomik Kuvvet Mikroskobu ile Yüzey Analizi sonucunda geniş alana yayılmış tepelere benzer görüntüler izlenmektedir. Tepeler 159 nm'ye kadar çıkmış ve yuvarlak şekillidir. Ra: 44.305 nm

Resim 50: 1. fırınlama sonra 1.5 mm örneklerin Atomik Kuvvet Mikroskobu ile Yüzey Analizi sonucunda geniş alana yayılmış tepelere benzer görüntüler izlenmektedir. Tepeler 63 nm'ye kadar çıkmış ve yuvarlak şekillidir. Ra: 25 nm.

Resim 51: 1. Fırınlama sonra 2 mm örneklerin Atomik Kuvvet Mikroskobu ile Yüzey Analizi sonucunda tepelere benzer görüntüler izlenmektedir tepelerin dağılımı seyrek. Tepeler 107 nm'ye kadar çıkmış ve yuvarlak şekillidir. Ra: 36.68 nm.

Resim 52: 2. fırınlama sonra 1 mm örneklerin Atomik Kuvvet Mikroskobu ile Yüzey Analizi incelendiğinde geniş alana yayılmış kabartılar izlenmektedir. Tepeler 110 nm'ye kadar çıkmış ve yuvarlak şekillidir. Ra: 25 nm.

Resim 53: 2. fırınlama sonrası 1.5 mm örneklerin Atomik Kuvvet Mikroskobu ile Yüzey Analizi sonucunda diğer fırınlamalardan farklı olarak çok fazla tepeler izlenmektedir. Tepeler 101.53 nm'ye kadar çıkmış ve yuvarlak şekillidir. Ra: 31.1 nm.

Resim 54: 2. fırınlama sonrası 2 mm örneklerin Atomik Kuvvet Mikroskobu ile Yüzey Analiz sonucunda 2. fırınlama sonrası 1.5 mm örneklerine benzer görüntüler izlenmektedir. Tepeler 70.1 nm'ye kadar çıkmış ve yuvarlak şekillidir. Ra: 40.1 nm.

Resim 55: 3. fırınlama sonrası 1 mm örneklerin Atomik Kuvvet Mikroskobu ile Yüzey Analiz sonucunda birbirinden uzak ve yüksek kabartılar izlenmektedir. Tepeleri 168.4 nm'ye ulaşmış ve yuvarlak şekillidir. Ra: 72.2 nm.

Resim 56: 3. fırınlama sonra 1.5 mm örneklerin Atomik Kuvvet Mikroskobu ile Yüzey Analizi sonucunda tepelerin çok yaygın olmadığı ama yüksekliklerinin 1 mm lik örneğe benzediği izlenmektedir. Tepeler 150 nm'ye kadar çıkmış ve yuvarlak şekillidir. Ra: 68 nm.

Resim 57: 3. fırınlama sonrası 2 mm örneklerin Atomik Kuvvet Mikroskobu ile Yüzey Analizi sonucunda diğer fırınlamalardan farklı olarak az sayıda tepe var ama yükseklikleri bariz derecede arttığı izlenmektedir. Tepeler 336 nm'ye kadar çıkmış ve yuvarlak şekillidir. Ra: 106 nm. Yüzey pürüzlülüğü artmış.

Resim 58: 4. fırınlama sonrası 1 mm örneklerin Atomik Kuvvet Mikroskobu ile Yüzey Analizi sonucunda tuz kayalarına benzer görüntüler oluşmuş ve uzun kraterler izlenmektedir. Tepeler 94 nm'ye kadar çıkmış ve dikdörtgen şekillidir. Ra: 54 nm.

Resim 59: 4. fırınlama sonrası 1.5 mm örneklerin Atomik Kuvvet Mikroskobu ile Yüzey Analizi sonucunda 1 mm örnekten farklı olarak çok geniş tepeler izlenmektedir. Tepelerin 139 nm'ye kadar çıkmış olduğu ve yuvarlak olduğu görüldü. Ra: 81.4 nm.

Resim 60: 4. fırınlama sonrası 2 mm örneklerin Atomik Kuvvet Mikroskobu ile Yüzey Analizi sonucunda çok sıkı sivri tepeler oluşmuş. Tepeler 861 nm'ye kadar çıkmış ve sivri şekillidir. Ra: 17.8 nm.

Resim 61a, b, c: Fırınlama işlemlerinden sonra Vickers sertlik testi görüntüleri

Resim 62: 1. fırınlama sonrası 1 mm örneklerin Vickers Sertlik analizi görüntüleri.

Resim 63: 1. fırınlama sonrası 1.5 mm örneklerin Vickers Sertlik analizi görüntüleri.

Resim 64: 1. fırınlama sonrası 2 mm örneklerin Vickers Sertlik analizi görüntüleri.

GRAFİKLER LİSTESİ

Grafik 1: Tüm fırınlama işlemlerinin L, değerinin ANOVA istatistiksel analiz sonuç grafiği.

Grafik 2: Tüm fırınlama işlemlerinin C, değerinin ANOVA istatistiksel analiz sonuç grafiği.

Grafik 3: Tüm fırınlama işlemlerinin H, değerinin ANOVA istatistiksel analiz sonuç grafiği.

Grafik 4: 1. fırınlama sonrası L değerinin değişkenlerinin gruplara göre istatistiksel olarak değerlendirilmesi ANOVA istatistiksel analiz sonuç grafiği.

Grafik 5: 1. fırınlama sonrası C değerinin değişkenlerinin gruplara göre istatistiksel olarak değerlendirilmesi ANOVA istatistiksel analiz sonuç grafiği.

Grafik 6: 1. fırınlama sonrası H değerinin değişkenlerinin gruplara göre istatistiksel olarak değerlendirilmesi ANOVA istatistiksel analiz sonuç grafiği.

Grafik 7: 2. fırınlama sonrası L değerinin değişikliklerinin gruplara göre istatistiksel olarak değerlendirilmesi, ANOVA istatistiksel analiz sonuç grafiği.

Grafik 8: 2. fırınlama sonrası C değerinin değişikliklerinin gruplara göre istatistiksel olarak değerlendirilmesi, ANOVA istatistiksel analiz sonuç grafiği.

Grafik 9: 2. fırınlama sonrası H değerinin değişikliklerinin gruplara göre istatistiksel olarak değerlendirilmesi, ANOVA istatistiksel analiz sonuç grafiği.

Grafik 10: 3. Fırınlama sonrası L değerinin değişikliklerinin gruplara göre istatistiksel olarak değerlendirilmesi, ANOVA istatistiksel analiz sonuç grafiği.

Grafik 11: 3. Fırınlama sonrası C değerinin değişikliklerinin gruplara göre istatistiksel olarak değerlendirilmesi, ANOVA istatistiksel analiz sonuç grafiği.

Grafik 12: 3. Fırınlama sonrası H değerinin değişikliklerinin gruplara göre istatistiksel olarak değerlendirilmesi, ANOVA istatistiksel analiz sonuç grafiği.

Grafik 13: : 4. fırınlamanın L, değerlerinin ANOVA istatistik analiz sonucu grafiği.

Grafik 14: : 4. fırınlamanın C, değerlerinin ANOVA istatistik analiz sonucu grafiği.

Grafik 15: 4. fırınlamanın H, değerlerinin ANOVA istatistik analiz sonucu grafiği.

Grafik 16: 1. ve 2. gruplar arasındaki ölçümler arasında fark yoktur.

Grafik 17: 2. ve 3. gruplar arasındaki ölçümler arasında fark yoktur.

Grafik 18: 3. ve 4. gruplar arasındaki ölçümler arasında fark vardır.



SİMGE VE KISALTMALAR LİSTESİ

a*	Rengin kırmızı-yeşil eksenindeki yeri
AFM	Atomic Force Microscopy (Atomik Kuvvet Mikroskobu)
Al₂O₃	Aluminyum Oksit-Alumina
b*	Rengin sarı-mavi eksenindeki yeri
B₂O₃	Borik Oksit
BaO	Baryum Oksit
CaO	Kalsiyum Oksit
CeO₂	Seryum Oksit
C	Celcius
CIE	Comission Internationale de l'Elairage (Uluslararası Aydınlatma Komisyonu)
dk	Dakika
EC	IPS e.max Ceram ile işlenmiş IPS e.max Press
gr	Gram
H V/C	Hue/ Value/ Chroma (Ton/ Parlaklık/ Yoğunluk)
Hz	Hertz
K₂O	Potasyum Oksit
K	Kelvin
KAlSi₂O₆	Potasyum alüminyum silikat
L*	Rengin siyah-beyaz eksenindeki yeri

Li₂O	Lityum Oksit
MgAl₂O₄	Magnezyum Aluminat
MgO	Magnezyum Oksit
mm	Milimetre
MPa	Megapaskal
ml	Mililitre
n	Örnek sayısı
nm	Nanometre
Na₂O	Sodyum süperoksit
p	Anlamlılık
Ra	Yüzey pürüzlülüğü
Sd	Standart sapma
Sn	saniye
SEM	Scanning Electron Microscopy (Taramalı Elektron Mikroskopi)
SiO₂	Silikon Dioksit
TiO₂	Titanyum Dioksit
ZrO₂	Çinko Oksit
µm	Mikrometre
µ	Mikron
mm	Mili metre
mN	Mili newton

ΔE	Renkteki toplam değişiklik
ΔL	Siyah-beyaz ekseninde değişiklik
Δa	Yeşil-kırmızı ekseninde değişiklik
Δb	Sarı-mavi ekseninde değişiklik
N	Newton
N/m	Esneklik katsayısı
nm	Nanometre
XRD	X-Işını Kırınım yöntemi

1.ÖZETLER

MONOLİTİK LİTYUM DİSİLİKAT CAM SERAMİK BLOKLARDAN, FARKLI KALINLIKTA ÜRETİLEN İNDİREKT RESTORASYONLARIN GLAZE İŞLEMİ İÇİN FARKLI SAYIDA FIRINLAMA SONUCUNDA RENK DEĞİŞİKLİĞİNİN VE MEKANİK ÖZELLİKLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Öğrencinin Adı ve Soyadı: Agajan RAHMANOV

Danışman: Prof. Dr. Remzi NİĞİZ

Anabilim Dalı: Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

1.1. Türkçe Özet

Amaç: Bu çalışmanın amacı, monolitik lityum disilikat cam seramik bloklarından 3 farklı kalınlıkta hazırlanan indirekt restorasyonların, tekrarlanan fırınlamalar sonucunda, oluşabilecek renk değişimleri, yüzey pürüzlülüğündeki değişimler ve mikrosertlik değişimlerinin değerlendirilmesidir.

Gereç ve yöntem: Çalışmamızda, lityum disilikat cam seramik materyali olarak IPS e.max CAD bloklar (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, LICHTENSTEIN) kullanıldı. IPS e.max CAD bloklarından, kalınlıkları 1 mm, 1.5 mm ve 2 mm olacak şekilde örnekler hazırlandı ve hazırlanan örnekler kalınlıklarına göre 3 gruba ayrıldı. Her bir grupta (n) 30 örnek bulunmaktadır. Mekanik değerlendirmeler için her fırınlama işleminden sonra 48 örnek kullanıldı, toplamda mekanik analiz için 144 örnek kullanıldı. Tüm çalışmada toplamda IPS e.max CAD bloklarında elde edilmiş 234 örnek kullanıldı.

Bulgular: Monolitik lityum disilikat cam seramik materyalinden üretilmiş indirekt restorasyonlar 1, 2, 3 ve 4 kez fırınlandıktan sonra renk değerleri ve mekanik özelliği değerlendirildi. Sonuçlar istatistiksel olarak değerlendirildi. Fırınlama sonucunda, örnek yüzeyleri, SEM analizi ile incelendi. Fırınlama öncesi ve fırınlama sonrası yüzey pürüzlülükleri AFM analiz ile değerlendirildi. Yüzey pürüzlülüğü değerlendirmesinde Ra değeri referans alınarak, tekrarlanan fırınlamanın yüzey

pürüzlülüğüne etkisi değerlendirildi. Restorasyon kalınlığının ve fırınlama sayısının atomik düzeyde yaptığı değişikliği değerlendirmek için XRD analizi uygulandı. Tekrarlanan fırınlamanın sertlik üzerindeki etkisini değerlendirmek için Vickers mikrosertlik analizi kullanıldı. Mikrosertliği ölçmek için ilgili örneğe, 15 sn'ye boyunca 300 gr yük uygulandı.

Sonuç: Yapılan çalışmamızda IPS e.max CAD bloklarından elde edilen 1 mm örnekleri ile 2 mm örnekleri arasında 4. fırınlamadan sonra renk farklılığı görülmüştür. SEM ve AFM analizlerinde 3. fırınlama işleminden sonrası esas değişimin olduğu ve 4. fırınlamadan sonra porselenin yüzeyinin çok değiştiği görülmüştür. Yapılan XRD analizi sonucu 4. fırınlama materyalin faz dönüşümüne sebep olduğu bulunmuştur. Bu sonucu SEM ve AFM analizlerinin desteklediği görülmüştür.

Anahtar Sözcükler: Tam porselen, lityum disilikat, tekrarlanan fırınlama, renk değişimi, yüzey pürüzlülüğü.

EVALUATING OF COLOR CHANGES AND MECHANICAL CHARACTERISTICS OF DIFFERENT THICKNESSES OF INDIRECT RESTORATIONS WHICH PRODUCED BY MONOLITHIC LITHIUM DISILICATE GLASS CERAMIC BLOCKS DUE TO DIFFERENT FIRING TIMES FOR GLAZE.

Student's Surname and Name: RAHMANOV Agajan

Adviser of Thesis: Prof. Dr. NİĞİZ Remzi

Department: Department of Prosthodontics

1.2. Abstract

Aim: The aim of this study is to evaluate the changes in the color, the changes in the surface roughness and the changes in the microhardness that may occur as a result of repeated restorations of monolithic lithium disilicate glass ceramic blocks as a result of repeated firings.

Material and Method: In our study, IPS e.max CAD blocks (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, LICHTENSTEIN) were used as lithium disilicate glass ceramic material. The samples that obtained from IPS e.max CAD blocks were divided into 3 groups as 1 mm, 1.5 mm and 2 mm according to their thickness. There were 30 samples in each group (n). For mechanical evaluations, 48 samples were used after each firing process, 144 samples were used for total mechanical analysis. A total of 234 samples obtained from IPS e.max CAD blocks were used in the whole study.

Results: The color and mechanical properties changes were evaluated after baking the samples 1, 2, 3 and 4 times. The results were evaluated statistically. Sample surfaces were examined by SEM analysis. The effect of repeated firing on surface roughness was evaluated with reference to Ra value in AFM analysis results. XRD analysis was performed to evaluate the change of the restoration thickness and the number of firing at the atomic level. Vickers microhardness analysis was used to

evaluate the effect of repeated firing on hardness. In order to measure microhardness, 300 gr load was applied to the sample for 15 seconds.

Conclusion: In our study, samples obtained from IPS e.max CAD blocks 1 mm and 2 mm samples showed the color difference after the 4th firing. In SEM and AFM analysis, it was seen that the main change after the 3rd firing process and the surface of the porcelain changed very much after the 4th firing. As a result of XRD analysis, it was found that the 4th firing causes phase transformation. It was seen that this result was supported by SEM and AFM analyzes.

Keywords: Full porcelain, lithium disilicate, repeated firings, color change, surface roughness.

2.GİRİŞ ve AMAÇ

Restoratif diş hekimliğinin amacı, kaybedilmiş olan yapı bütünlüğünün, fonasyonun, fonksiyonun ve estetiğin tekrar sağlanması olmuştur. Dental seramikler uzun yıllardır bu amaçla kullanılmaktadır. Seramik materyalinin dayanıklılıklarının artırılması, bağlanma kalitesi, fizikokimyasal özelliklerinin geliştirilmesi, destek dişle olan uyumunun sağlanması ve estetiğin daha üst seviyelere taşınması en çok istenilen ve araştırılan konulardır (1).

Seramiklerin restorasyonlarının yapısal içeriğindeki gelişmeler, fırınlama tekniklerindeki değişiklikler ve CAD-CAM sistemiyle üretilen blokların geliştirilmesine bağlı olarak, makaslama ve gerilme kuvvetlerine karşı daha dirençli materyaller elde edilmiştir. Bu değişiklikler sayesinde, günümüzde seramiklerin daha güçlü bir alt yapı kullanılarak desteklenme zorunluluğu ortadan kalkmıştır. Güçlendirilmiş tam seramikler kullanılarak yapılan sabit restorasyonlar, günümüzde yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır (2,3).

İçeriğinde lityum disilikat bulundurması nedeniyle IPS Empress 2 ve Leucite içeriğiyle ProCAD (Cerec), metal destekli restorasyonlardaki metal alt yapıyı kullanmayarak, metal alt yapılı restorasyonların dezavantajlarını elmine edebilmektedir. Estetik olmaları ve mekanik olarak yüksek dirence sahip olmaları nedeniyle, tam seramiklerin anterior ve posterior diş bölgelerinde kullanılabilmesine olanak sağlamaktadır (5,6).

Çalışmamızın amacı; glaze işlemi için farklı kalınlıktaki monolitik lityum disilikat cam seramik materyallerinin, 1, 2, 3 ve 4 kez fırınlama işlemi sonucunda, farklı sayıda fırınlama işlemlerinin tam porselende renk değişikliğine ve tam porselenin yapısında mekanik değişikliklere sebep olup olmadığının incelenmesidir.

3.GENEL BİLGİLER

3.1. Seramik Restorasyonların Tarihçesi

Diş hekimliğine büyük emek veren kişilerden biri olan Pierre Fauchard, 1728 yılında yazdığı ‘Le Chirurgien Dentiste, ou Traité des Dents’ isimli kitapta porselenin, mine ve dişeti rengini taklit ederek, diş hekimliği alanında kullanılabileceğini bildirmiştir (2).

1790 yılında, Fransız dişhekimlerinden, Chemant Alexis isimli eczacının fikirlerinden yola çıkarak, porselenlerin gelişimini sağlamıştır (3). Geliştirdiği mineral hamur protezler, Paris’te bulunan İtalyan dişhekimi Fonzi tarafından geliştirilerek; Ferro Metalik dişlerin ortaya çıkmasına sebep olmuştur. Bu sayede, ilk kez kişisel porselen dişler ve küçük blok dişler başarılı bir şekilde üretilmiştir (3).

1774 yılında Paris’li diş hekimi Nicholas Dubois de Chemant ve eczacı Alexis Duchateau, ilk porselen restorasyonları dişleri üretmişlerdir (4).



Resim 1: Dubois Dechemant ve ilk kez porselen dişlerin kullanıldığı protezler (5).

Porselenin sabit protezlerde kullanımının öncüsü, 1886 yılında platin yaprak üstüne feldspatik porseleni işlemesi ile Dr. Charles Land olmuştur (6).



Resim 2: Dr. Charles Land (7).

1965 yılında Hughes ve Mc Lean; alt yapısı %40-50 oranında alumina kristalleri olan ve günümüzde kullanılan tam porselen sistemlerinin temelini oluşturan, kuvvetlendirilmiş jaket kuron yapımını geliştirmişlerdir (8).

Porselenin fırınlama sırasında büzülmesine ait problemlerin ortadan kaldırılması amacıyla Sozia ve Riley tarafından 1983 yılında, büzülmesiz (shrink free) diye ifade edilen Cerestore geliştirilmiştir (9).

1980'li yıllardan itibaren artmış dayanıklılık ve estetiği bir arada sunan üretim teknikleri, tam porselen sistemlerine ilginin artmasına neden olmuştur (10).

1990 yılında Wohlwend tarafından IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) geliştirilmiştir. Esas olarak feldspatik porselen olan IPS Empress'in kristalin yapısı, lösit kristalleri ile güçlendirilmiştir. Bu materyallerin tam porselen kron restorasyonlarının yapımında kullanılabilmesine rağmen köprü restorasyonları için yeterli dayanıklılığa sahip olmadığı tespit edilmiştir (11).

Tam seramik sistemi ilk kez 1993 yılında Andersson & Oden tarafından kullanılmaya başlanmıştır. Die üzerinde kron CAD / CAM teknolojisi kullanılarak

taranmıştır ve veriler internetten İsveç'teki ikinci bir modelin işlendiği fabrikaya gönderilmiştir (12).

1998 yılında kırılma dayanımı diğer materyallere oranla daha yüksek olan IPS Empress II geliştirilmiştir. % 70 oranında lityum disilikat kristalleri içeren IPS Empress II tam porselen sistemi ile, ikinci premolar dişlere kadar üç üyeli köprü restorasyon yapımı mümkün olmuştur (13).

Daha sonra CAD-CAM sistemler için geliştirilmiş olan lityum disilikat içerikli IPS e.max CAD bloklar da üretilmiştir. Bu bloklar, IPS e.max Press ile aynı kimyasal özelliğe sahiptir fakat daha farklı bir ısıl işlem ile parsiyel olarak kristalize edilirler (14).

3. 2. Tam Seramik Restorasyonlar

Estetik beklentinin artması nedeniyle hem hasta hem de diş hekimleri, sadece anterior bölgedeki dişlerle sınırlı olmayan estetik restorasyonlara ilgi duymaya başlamıştır (15). Metal esaslı kronların, zayıf özelliklerinin yanı sıra, galvanik ve koroziv yan etkileri gibi dezavantajlarının olduğu söylenmektedir. Ayrıca dişetinde renklenmeye yol açtığı bildirilmiştir (16). Bu dezavantajlarından dolayı, tam seramik kronlar rutin olarak sadece anterior estetik bölgede değil, aynı zamanda büyük oklüzyon kuvvetlerine maruz kaldıkları ve dönüşsel (cyclic) yüklemekten kaynaklanan strese maruz kalınan posterior bölgede de kullanılmaya başlanmıştır (17).

Daha doğal görünümlü kronlara olan talep arttıkça, diş hekimleri ve porselen üreticileri, mükemmel estetik ve iyi biyo-uyumluluk sağlayan bir seramik restorasyonunun üretilmesi amacıyla tam seramiklerin güçlendirilmesi konusunda bir çok yöntemi araştırmışlardır (12).

Cam seramik ve feldspatik porselen gibi silika esaslı seramikler, tam seramik restorasyonlar için metal çerçeveler veya yüksek basınca dayanıklı seramik kopingler için sıklıkla kullanılırlar (18). Mükemmel estetik özellikleri, onları porselen laminate

restorasyonlar ve inleyler/onleyler için tercih edilen malzeme haline getirmektedir (19). Silika esaslı seramiklerin içsel kırılma direnci ve sınırlı eğilme dayanımına rağmen, adeziv simantasyonu, seramik restorasyonunun kırılma direncini arttırmaktadır (20).

3.3. Tam Porselen Sistemlerinin Avantajları

- Doğal dişlere benzer bir estetik elde edilebilir.
- Seramikler direkt restoratif malzemelere göre, aşınmaya karşı daha dayanıklıdır.
- İndirekt yöntem kullanılarak üretilmiş tüm seramik restorasyonlar, direkt yöntem kullanılarak üretilmiş restorasyonlardan daha hassas kontur ve temas sağlar.
- Bazı metal alaşımları alerjik reaksiyonlara neden olmaktadır. Metal alaşımların sitotoksik etkileri, dental alaşımın türüne bağlı olarak değişir. Tam seramik restorasyonlar ise biyouyumludur (21).

3.4. Tam Porselen Sistemlerinin Dezavantajları

-Tüm seramik restorasyonlar indirekt olarak üretilir ve hastaya teslim edilebilmesi için en az iki randevu gerektirir. CAD-CAM sistemlerinin kullanımı ile bu dezavantaj ortadan kalkmıştır. Ek laboratuvar ücretleri bu tip restorasyonları diğer direkt restorasyonlardan daha pahalı hale getirmektedir (22).

-Restorasyonun kırılmasını önlemek için yeterli kalınlıkta seramik sağlanmalıdır.

-Seramikler, karşıt restorasyonların veya dişlerin yıpranmasına neden olabilir. Bu problem, seramik restorasyonların iyileştirilmesi sırasında dikkate alınmıştır.

-Eğer kırık meydana gelirse, onarımları kesin bir tedavi olarak kabul edilmez.

-Seramik restorasyonların, erişim problemleri ve bu görevi yerine getirmek için uygun enstrümanların olmaması nedeniyle simantasyondan sonra cilalanması zordur (23).

Tam seramik sistemler yapım tekniklerine göre 4 ana gruba ayrılabilirler (24).

Bunlar;

1. Day'lar üzerinde fırınlanan porselen sistemleri.
2. Dökülebilir porselen sistemleri
3. Sıkıştırılabilir porselen sistemleri
4. Cad-Cam sistemi dir (24).

3. 5. Yapım Tekniğine göre Tam Seramik Restorasyonları



3. 5. 1. Day'lar üzerinde fırınlanan porselen sistemleri.

Bu yöntemde tam porselen restorasyonlar, ısıya dayanıklı day'lar kullanılarak hazırlanır. Çoğunlukla laminate veneer, inley ve onley yapımında tercih edilen bir sistemdir. Teknikle ilgili en büyük dezavantaj; restorasyonun refraktör daydan çıktıktan sonra ilave gereksiniminin oluşması durumunda, uygulanan ilave fırınlama işlemlerinin marjinal bölgelerde yuvarlanma ve büzölmeye neden olmasıdır (25).

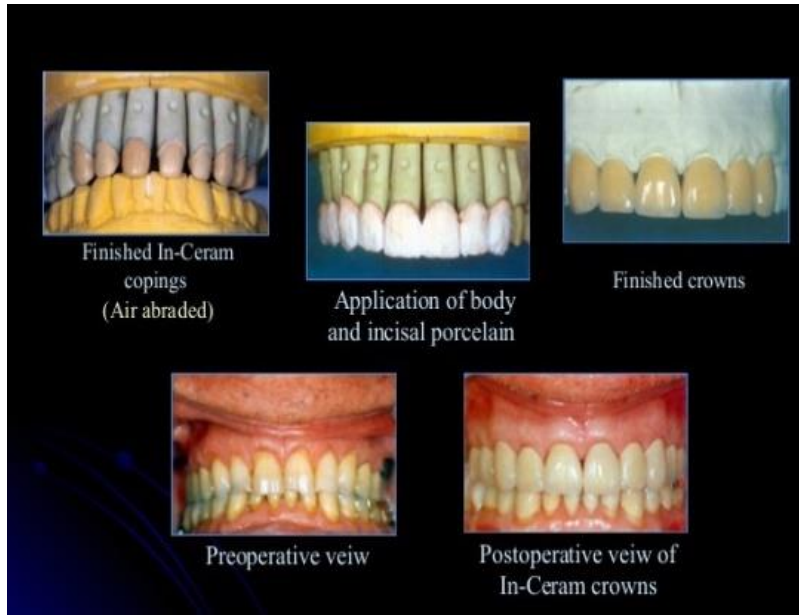
Day'lar üzerinde fırınlanan porselen sistemleri: (26)

- a. Alüminöz porselenler
- b. Magnezyum kor
- c. Cerestore/Alceram
- d. Optec

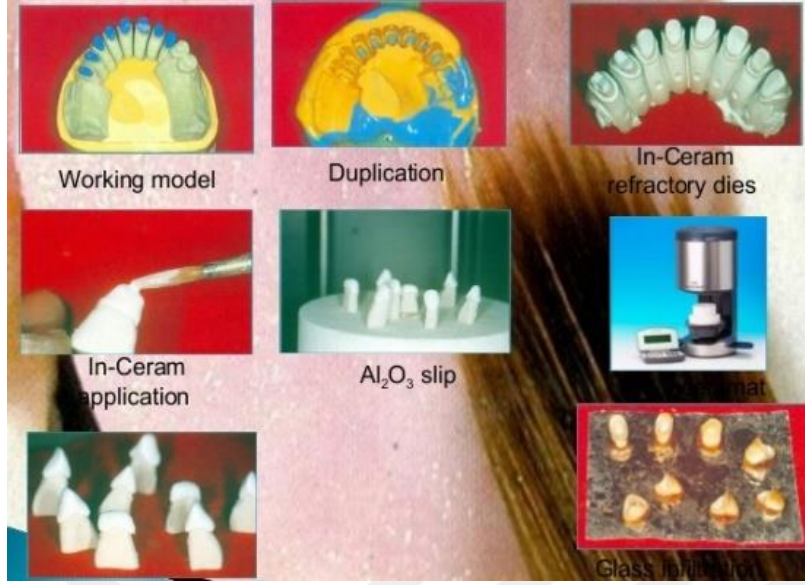
e. In-Ceram

f. Hi-Ceram

In-Ceram Alümina, 1989 yılında geliştirilmiş ve döküm (slip-casting) yöntemi ile üretilmiş olan ilk cam-infiltrate materyaldir. Slip cast tekniği, poröz bir kalıbın, üzerinde katı bir tabaka oluşturmak amacıyla, kapiller kuvvet yardımıyla sıvı fazlı bir maddeyi bünyesine çekmesi olarak açıklanmaktadır (27). Yoğun bir bulamaç kıvamına getirilmiş Al_2O_3 , refraktör die üzerinde sinterize edilir. Alümina partiküllerinden poröz iskelet oluştuktan sonra, poröziteyi azaltmak ve dayanıklılığı arttırmak için ikinci fırınlama ile lantan cam infiltrasyonu gerçekleştirilir. Opasitesi nedeniyle In-Ceram Alümina'nın, bir porselen veneer ile kaplanması şarttır. Üreticiye göre kompozisyonu Al_2O_3 (%82), La_2O_3 (%12), SiO_2 (%4.5), CaO (%0,8) ve diğer oksitler (%0,7)'dir. In-Ceram Spinell, 1994 yılında geliştirilmiş ve benzer şekilde üretilmektedir. Sentetik olarak üretilmiş $MgAl_2O_4$ poröz kor üzerine cam infiltrate edilmektedir. In-Ceram Zirconia, seramiğin güçlendirilmesi amacıyla slip kompozisyonuna yarı stabilize zirkonyum oksitin ilave edildiği bir In-Ceram Alümina modifikasyonudur (28).



Resim 3a



Resim 3b

Resim 3 a, b: In-Ceram Alümina yapım aşamaları (29).

3. 5. 2. Dökülebilir (cam) porselen sistemleri

a. Dicor

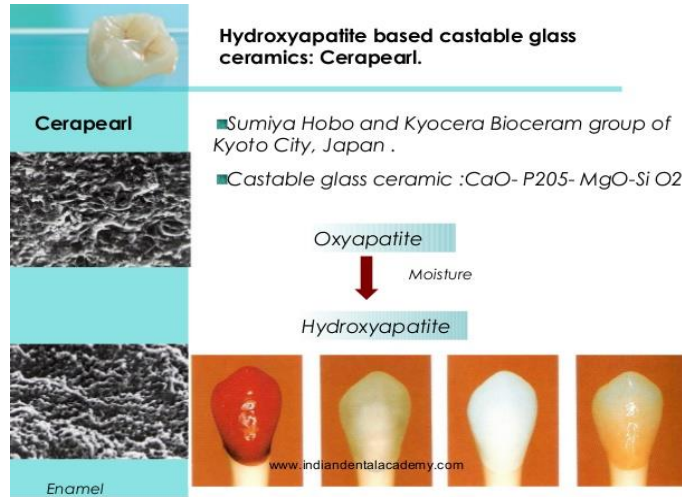
b. Cerapearl

Dökülebilir cam porselenler, mum atımı tekniği ile üretilmektedirler. Cam yapı, mum modelasyon yardımı ile oluşturulan model içerisine dökülmektedir. Isıl işlem, cam matriks içerisinde kristalda değişim oluşturularak seramikleşme olarak adlandırılan yapısal değişimi sağlamaktadır. Örnek olarak; Dicor, Cera Pearl verilebilir (30). Dökülebilir cam seramikler, seramikleşme esnasında büzülme, laboratuvarında üretim gerektirmesi sebebi ile üretimin uzun sürmesi, ürün

homojenitesinin sağlanmasındaki güçlük, metal destekli porselen restorasyonlara göre kenar adaptasyonun daha zayıf olması gibi çeşitli dezavantajlara sahiptir. Bu dezavantajlar preslenebilir cam seramiklere geçiş sürecini hızlandırmıştır (25).



Resim 4a



Resim 4b

Resim 4 a, b: Dicor yapım aşamaları (29).

3. 5. 3. Sıkıştırılabilir porselen sistemleri

Wohlwend tarafından 1990 yılında IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) geliştirilmiştir. Temel olarak bir feldspatik porselen olan IPS Empress'in kristalin yapısı, lösit kristalleri ilave edilerek daha dayanıklı hale getirilmiştir. Lösit ile güçlendirilmiş porselen çekirdekleri elde etmek için, ilk başta esas cam yapı eritilir. Kontrollü kristalizasyon için ısıl işlem uygulandıktan sonra öğütülür. Toz durumundaki yapıya, stabilize edici kimyasal katkı maddeleri, floresans bileşikler, skalalardaki renkleri oluşturacak şekilde boyalar ilave edilir. Daha sonra tabletler şeklinde preslenip ısıl işleme tabi tutularak kullanıma uygun duruma getirilir. Ölçüden elde edilen model üzerinde hazırlanan mum modelaj özel rövetmanına transfer edilir. Özel fırınında modelaj mumu uzaklaştırıldıktan sonra, elde edilen boşluğa empess tabletler ısı ve vakumlu ortamda preslenir. Fırınlama esnasında, klasik porselen sistemlerinde toz halinden katı hale geçerken görülen büzülme bu sistemde görülmez. Soğuma sırasında oluşan büzülme ise cam ile uyumlu genleşme katsayısına sahip rövetman ile engellenir (31).

Günümüzde çoğu firma, piyasaya ilk sunulan IPS Empress sistemi ile uyumlu pres seramik ürünleri üretmektedir. Bu ürünlerin büyük bir bölümü, Empress II dışında lösit ile güçlendirilmiş feldspatik porselendir.

Güncel preslenebilir seramik; (32)

IPS Empress (Ivoclar, Liechtenstein)

IPS Empress II (Ivoclar, Liechtenstein)

Finesse ALL Ceramic (Dentsply/Ceramco,USA)

IPS e max Press (Ivoclar, Liechtenstein)

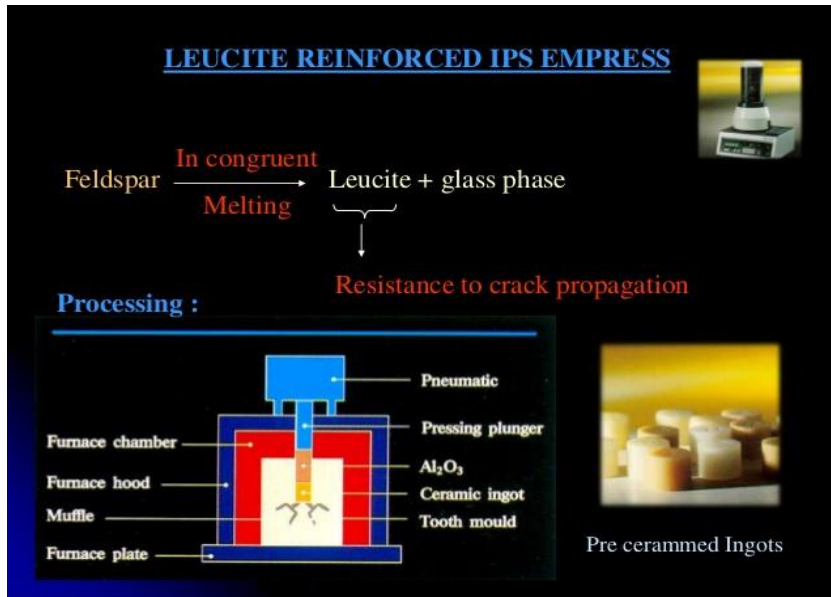
Creation Press-ceramics dir (32).

IPS Empress, ısı ile presleme ve lösit kristalleriyle ($KAlSi_2O_6$) güçlendirilmiş cam seramiklerdir. Bunların kimyasal içeriği $SiO_2-Al_2O_3-K_2O$ 'dan oluşturmaktadır. %17 Al_2O_3 , %63 SiO_2 , %11, %4,6 Na_2O , %1,6 seryum oksit (CeO_2), %1'den az bor

trioksit (B_2O_3), baryum oksit (BaO), kalsiyum oksit (CaO) ve titanyum dioksit (TiO_2)' den oluşan feldspatik porselenlerdir (33).

Silikat cam matriks hacminin %35-45 yapısını 1-5 μm büyüklüğünde olan lösit kristalleri oluşturmaktadır (34). Mikro yapı içinde bulunan lösit kristalleri gerilime karşı direnmekte ve mikro çatlaklara karşı direnç oluşturmaktadır. Lösit kristalleri materyal direncini iki farklı etki ile yükseltmektedir. Birinci etki, lösit kristallerinin çatlak yönünü değiştirerek çatlağın ilerlemesine engel olmaktadır. İkincisi ise, lösit ve cam matriksin termal genleşme katsayısındaki farklılığa bağlı olarak yapı içerisindeki lösit kristallerinin genleşme katsayısının içinde bulunduğu cam matriksten daha çok olması nedeniyle, lösit kristallerinin yapı değişikliğine bağlı olarak materyal bünyesinde hafif kompresyon yaratmasıdır (35).

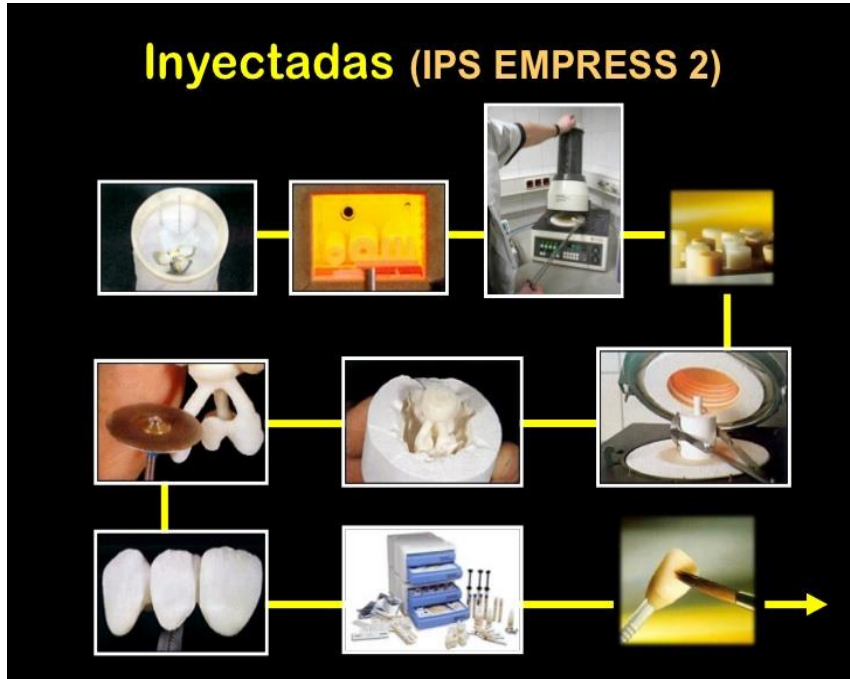
İnley, onley, overlay, veneer porselen ve tek kron yapmak için kullanılmaktadır. Fakat, mekanik direncinin düşük olması sebebi ile üç ya da daha fazla üyeli köprü yapımında tercih edilmemektedir (36).



Resim 5: IPS Empress yapımı (37).

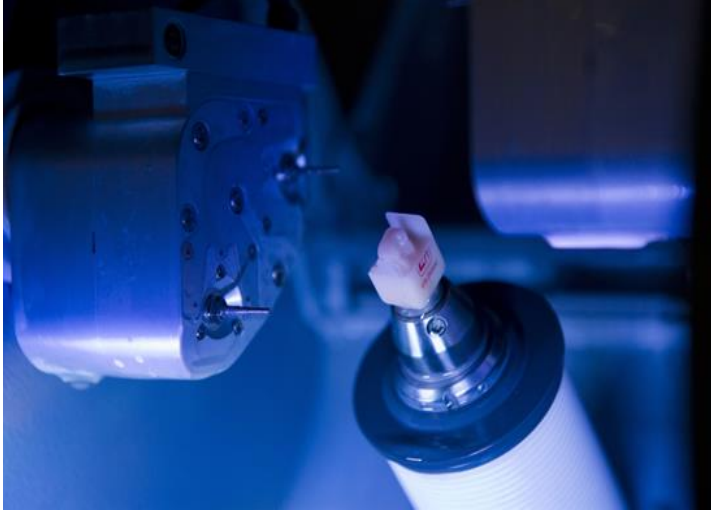
Lityum disilikat içerikli cam seramik IPS Empres II 1998 yılında geliştirilmiştir. Laboratuvar tekniği IPS Empres ile aynıdır ancak bitimi sadece tabakalama yöntemi

ile yapılmaktadır (13). Cam seramik kontrollü kristalizasyon tekniği ile % 60 oranında kristalleşir. Kırılma tokluğu 2,8- 3,5 MPa ve bükülme dayanımı 300-440 MPa'dır (38). Empress II anterior posterior tek kron restorasyonlarında ve anterior bölgede 3 üyeli köprülerde kullanılabilir (39). IPS Empress II, ikinci jenerasyon ısı ile sıkıştırılabilir seramiklerdir ve esas kristal fazı olarak lityum disilikat materyali içermektedir. Yaklaşık olarak %70 lityum disilikat bulunmaktadır (33). Üreticilerin bu materyal için kullanım endikasyonları, inley, veneer, onley ve kronlardan, posterior alanda ikinci premolara kadar anterior üç üyeli sabit restorasyonlara kadar farklılık göstermektedir (40). IPS Empress II materyali için klinik veriler, tek kronlarda yüksek uzun dönem kullanım oranı, 3 üyeli sabit parsiyel protezlerde ise, bariz seviyede düşük uzun dönem kullanım oranı rapor edilmektedir (41). Lityum disilikat sistemlerin mekanik özelliklerinin geliştirilmesi için zirkonyum oksit (ZrO_2) ilave edilmiştir. Bu restorasyonlar %70 oranında lityum disilikat kristalleri içerir (30).



Resim 6: IPS Empress 2 yapımı (42).

IPS e.max anterior ya da premolar bölgede inley, onley, laminate veneer, kron ve üç üniteli sabit protezler için geliştirilmiştir (28). Farklı konsantrasyonlarda florapatit kristali içermesi ile cam seramik restorasyonların ışık geçirgenlikleri ve translusensileri artmış ve doğal diş görünümüne daha yakın bir restorasyon elde edilebilmiştir. Sıkıştırılabilen (IPS e.max Press) ve CAD-CAM cihazları ile frezelenen yarı kristalize seramik blokları bulunmaktadır (IPS e.max CAD). Empress II formu sadece altyapı materyali olarak kullanılabilirken, preslenebilen ve frezelenen formu IPS e.max hem alt yapı hem de monolitik formda kullanılabilir. Bu materyallerin translusent ve yüksek dayanıma sahip materyaller oluşu, diş hekimleri tarafından geniş kullanım alanı bulmalarına neden olmuştur (30).



Resim 7: IPS e.max yapımı (43).

3.5.4. CAD-CAM sistemi (Computer Aid Design- Computer Aided Manufacture System)

Tüm endüstrilerde ve disiplinlerde meydana gelen dijital devrim ile birlikte, dijital teknolojinin diş hekimliğini de içine alması kaçınılmaz olmuştur.

Konvansiyonel metodlarla kıyaslandıklarında, dijital iş akışı çoğunlukla veri elde edilmesi ve değerlendirilmesinde etkin rol oynamıştır. Aynı zamanda, gelişmiş

uyumun elde edilmesine yol açmış olup tedavi planlamasında üstün etkinlik, daha kontrollü ve hızlı üretim süreci sağlamıştır (31,32).

CAD-CAM, teknolojinin birçok alanında kullanılan yeni bir üretim yöntemidir. Bilgisayar destekli üretim ve bilgisayar destekli tasarım şeklinde ifade edilebilir. Diş hekimliğinde CAD-CAM sisteminin kullanılmaya başlanmasıyla porselen materyallerin eritme, kondensasyon, kaynaştırma işlemlerinin büyük kısmı azalmaktadır. İşlenmiş restorasyon, istenen karakterizasyonu elde etmek için boyanabilir ve parlatılabilir (44).

3. 6. Diş Hekimliğinde Bilgisayar Destekli CAD-CAM Sistemi

Dijital diş hekimliği, CAD/CAM 'in klinik uygulamasını tanımlamak için kullanılan bir terimdir (Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli üretim).

CAD/CAM sistemleri tarayıcı, yazılım programı ve üretim donanımı olarak üç komponentten oluşur (45).

CAD-CAM sistemi, günümüzde, restoratif tedavilerde en çok kullanılan uygulamalar olmalarının yanı sıra, son dönemlerde, hareketli tam protezlerin üretiminde de kullanılmaktadır (46).

İmplant ile ilişkili komponentlerin üretiminde, ortodontik okluzal splintlerde, yumuşak doku ölçümü için ortodontik tedavi planlamasında ve cerrahi pozisyonlandırıcı splint üretiminde de faydalanılmaktadır (39,40). Ayrıca, CAD/CAM oral ve fasiyal protezlerin üretiminde de kullanılmaktadır (41,42).

3. 6. 1. Diş hekimliğinde Bilgisayar Destekli CAD-CAM sisteminin tarihçesi

CAD-CAM teknoloji ile ilgili ilk girişimler 1980'lerin ortalarında başlamıştır. Dr. Mörmann, restorasyonların hasta başında, aynı gün içerisinde yapılabilmesi için, CEREC sistemini geliştirmiştir (47). CEREC sistemi, ilk olarak 1985 yılında kullanılmaya başlanmıştır ve geliştirilen ilk CAD-CAM sistemidir (48). 1994 yılında CEREC 2, 2000 yılında CEREC 3 (49) kullanılmak üzere piyasaya sürüldü.



Resim 8: Dr. Mörmann CEREC sistemi tanıtımı (50).

CEREC sistemi birkaç teknik değişiklik geçirmiştir. CEREC 1, kullanıma sunulan ilk nesil sistemdir. İnlay, onlay ve venerler gibi intrakoronel restorasyonların imalatında kullanılmak üzere tasarlanmıştır. CEREC 2, 1994 yılında, intrakoronel restorasyonlara ek olarak tam kronları üretmek için, yeniden tasarlanmış olan yazılım ve donanım ile piyasaya sürüldü. 2003 yılında CEREC 2 sistemi üzerinde iyileştirme yapılarak, CEREC 3 sistemi geliştirildi. CEREC 3 sistemi, daha ince ayrıntıları ve derinliği yeniden üretebilen geliştirilmiş bir intraoral optik kamera ve hazırlığı çok daha hızlı kaydedebilen gelişmiş yazılıma sahiptir. CEREC 3 sistemi, CEREC 2'den

daha esnek ve daha detaylı kaydetmeyi sağlar (51). Tüm prosedürler tek randevuda gerçekleştirilebilir (52).



Resim 9a: CEREC 1 (53).



Resim 9b: CEREC 2 (54).

CEREC 3 kullanımında, teknik olarak, boşluk hafif yansıtıcı bir tozla kaplanır ve küçük el tipi 3 boyutlu bir intraoral video kamera kullanılarak eşleştirilir. Bu sürece, optik etki, denir. Elde edilen bilgi, ekranda gösterilen 3 boyutlu düzeni saklayan bir bilgisayara aktarılır. Video ekranı, bir elektrik sinyali ile gerekli manuel yapı için bir format görevi görür. Daha sonra entegre mikroişlemci, 2 boyutlu yapıdan nihai 3 boyutlu restorasyonu geliştirir. Bu işlemden sonra, elektronik bilginin bağlantılı minyatür 3-eksenli freze cihazına sayısal olarak aktarılır. Bir su türbini cihazı tarafından işlenen öğütme birimi standart seramik bloklardan bir restorasyon üretir. Üretilen restorasyon daha sonra cilalanır ve hastanın ağızında bulunan ilgili dişe simante edilir (55).



Resim 10: CEREC 3 (56).

CEREC 3D, dijital görüntüleri yakalamak için kızılötesi tarayıcıya ihtiyaç duymaktadır. Taranacak diş yüzeyleri, titanyum oksit sprey ile kaplanmaya ihtiyaç duymaktadır. 2006'da Sirona firması, BIOGENERIC'i piyasaya sürmüştür. 2008 yılında, ise Sirona firması, ofis ortamında dört dakika sürede restorasyon üretebilen MCXL'yi tanıtmıştır. 2012 yılının Ağustos ayında, yazılımın güncellenmiş bir sürümü olan CEREC 4.0 piyasaya sürülmüştür. CEREC 4.0, Omnicam 4.0 yazılımı ile çalışan renkli akış kamerasına sahiptir (55).



Resim 11a



Resim 11b

Resim 11 a, b: CEREC MCXL ve CEREC 4.0 Omnicam (57,58).

CEREC AC, CEREC in en son sürümüdür. Kapanış kaydı gerektirir, ve bukkal kapanış (bukkal bite) görüntüsü içerir.



Resim 12: CEREC AC (59).

3. 6. 2. Diş hekimliğinde güncel kullanılan CAD-CAM sistemleri

Diş hekimliğinde güncel CAD / CAM sistemleri şunlardır:

- Omniscam CEREC AC (Sirona)
- E4D Diş Hekimi Sistemi (D4D Teknolojiler)
- Lava Chairside Oral Scanner (COS) ve iTero (Cadent, Inc.) (60).

2008 yılında piyasaya sürülen E4D sistemi, görüntü sabitleme için bir lazer içerir. Ofiste, suya ihtiyaç duyan bir freze ünitesi ve hava kaynağı vardır. iTero sistemi, görüntü elde edebilmek için hem bir lazer, hem de bir ışık yayan diyot (LED) içerir. Model elde edilirken, intraoral olarak çekilen 21 görüntü serisine

ihtiyaç duyulur. Lava COS, görüntüleri bir LED ışığı kullanarak sürekli bir video olarak çeker. Stereo litografi ile laboratuvarında restorasyon üretilir (48).



Resim 13: iTero sistemi (61).

CEREC sistemi en popüler CAD / CAM sistemidir. İlk kez 1986 yılında tanıtılmıştır. 1994 yılında CEREC 2, inleyler, onleyler ve tam porselen üretme yeteneği ile tanıtıldı. CEREC 3, 2000'de ve 2003'te üç boyutlu bir yazılım sürümü yayınlandı. CEREC 3D, dijital görüntüleri yakalamak için kızılötesi tarayıcıya ihtiyaç duyar taranacak diş yüzeyleri titanyum oksit sprey ile kaplanmaya ihtiyacık duymaktadır. 2006'da Sirona, BIOGENERIC'i piyasaya sürmüştür. 2008 yılında, Sirona, ofis ortamında dört dakikada sürede restorasyon üretebilen MCXL'yi tanıtılmıştır. 2012 yılında, yazılımın güncellenmiş bir sürümü olan CEREC 4.0 piyasaya sürülmüştür. 2012 yılının ağustos ayında tanıtıldı. Omnicam 4.0 yazılımı ile çalışan renkli akış kamerasına sahiptir (55).

CEREC sistemini kullanarak, bir diş hekimi veya teknisyen tasarım yaklaşımları için üç ana bölümden birini seçebilir.

Mevcut gelişmiş CAD-CAM sistemler, üretim yöntemlerine göre üç gruba ayrılmaktadır:

-Ofis sistemi: Hekim prepare edilmiş dişi dijital olarak tarar, restorasyonu hasta başında oluşturur ve daha sonra tek randevuda restorasyonu bitirir.

-In-Lab sistemi: Ölçü materyali ile alınan ölçü laboratuvar ortamında taranır ve restorasyonların üretimi için CAD-CAM kullanılır.

-Merkezi Üretim: Hekim modeli tarar ve sonrasında verileri internet yardımı ile laboratuvara gönderir.

Hasta başı frezeleme cihazları ile kullanılan güncel ‘Ofis sistemleri’; CEREC ve E4D’dir. Görüntüleri laboratuvara transfer eden hasta başı dijital ölçü sistemleri iTero, CEREC ve Lava C.O.S. sistemleridir (62).

Geleneksel sistemlerde olduğu gibi, CAD-CAM restorasyonların başarılı olabilmesi ve uzun ömürlü olması; iyi preperasyon, detaylı ölçü (bu durumda optik/ dijital tarama), ve tasarımın nasıl yapılacağına bilinmesine gerekmektedir (63).

Günümüzde CAD-CAM sistemlerin büyük kısmı monolitik blokların eksiltme yöntemi kullanılarak yapılır. Piyasada mevcut olan ve eksiltme yöntemini kullanan sistemlerin yanı sıra, materyal ekleme yöntemi kullanan sistemler de bulunmaktadır (64).

Klinikte kullanılan CAD-CAM sistemlerinin avantajı, dijital ölçünün alınmasından sonra tasarımın ve üretimin hasta başında gerçekleştirilebilmesidir, Restorasyonun yapımının hızlı olması avantaj, maliyetinin yüksek olması dezavantajdır (65).

3. 6. 3. Diş hekimliğinde CAD-CAM sisteminde kullanılan materyaller

Diş hekimliğinde CAD-CAM sisteminde kullanılan materyaller şu şekilde sınıflandırılmaktadır; (66)

1. Feldspatik seramikler

2. LÖsitle güçlendirilmiş cam seramikler
3. Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramikler
4. Oksit seramikler
 - a. Cam infiltre oksit seramikler
 - b. Sinterlenen oksit seramikler
5. Hibrit seramikler
6. Nanoseramikler
7. Zirkonyum esaslı seramikler
 - a. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat seramikler
8. Kompozitler
9. Polimerler
10. Metaller (66).

1. Feldspatik seramikler

Feldspatik seramik içerikli bloklar diş hekimliğinde CAD-CAM sistemlerinde kullanılmaya başlanan ilk bloklardır. Bu bloklar ile yapılmış olan çalışmalarda %90.4 gibi oldukça yüksek bir başarı elde edilmiştir (67).

Monokromatik, polikromatik ve dikromatik olarak 3 çeşit feldspatik seramik bloklar mevcuttur. Monokromatik blokların yetersiz olması, dikromatik ve polikromatik blokların bulunmasını ve geliştirilmesine sebep olmuştur. Dikromatik bloklarda küresel bir dentin çekirdeği ve etrafında translüsent mine tabakası bulunmaktadır. Bu bloklarda renk geçişi dentin ve mineye benzeyebilmesi için 3 boyutlu olarak bir yay formunda hazırlanmıştır. Polikromatik bloklar farklı renk

doğunluğu ve ışık geçirgenliklerine sahip olmalarından dolayı, doğal diş yapısını taklit edebilmektedirler (68).



Resim 14: Feldspatik porseelen (69).

Bu bloklar, onlay, inley, laminate veneer, parsiyel kron ve tam kron yapılmasına elverişlidirler. Cam içeriklerinin fazla olması nedeniyle hidroflorik asitle pürüzlendirilebilir ve adeziv simantasyonda oksit seramiklere oranla daha yüksek başarı elde edilebilir (70).

2. Lösitle güçlendirilmiş cam seramikler

1998 yılında Cerec sisteminde kullanılmak üzere, lösit ile güçlendirilmiş cam seramik olan ProCAD blokları tanıtılmıştır (71) Silikat cam matris hacminin %30-40 kadarını 1-5 μm çapındaki lösit kristalleri oluşturur (72). Amorföz cam matrisi içine dağılmış lösit kristalleri, çatlakların artmasını engelleyerek klinik performansı yükseltir (73). IPS empress CAD blokların kırılma direnci 160 MPa olup, tek üyeli restorasyonlarda kullanılabilir. Lösit kristallerinden oluşan blokların translusentlik, renk, opalesanslık, floresanslık, aşınma ve abrazyona karşı direnç gibi özellikleri doğal dişe benzerlik göstermektedir. Adeziv simantasyon gerektirir. Diş dokusuna olan adezyonu oldukça iyidir. CAD-CAM teknolojisi, klinisyenlerin cam seramik kullanımını tek üyeli restorasyonlarda sınırlı kılmıştır (74). Bu sebeple,

üretici firmalar cam seramiklerin yapısını güçlendirmeye çalışarak kullanım alanlarını genişletmek için çalışma yapmışlardır.

Lösit kristallerinin direnç üzerindeki etkisi iki farklı mekanizma sonucunda ortaya çıkmaktadır.

Birinci mekanizma; lösit kristallerinin çatlak yönünü değiştirerek çatlak ilerlemesini engellemesidir.

İkinci mekanizma; seramiğin soğuma esnasında cam matriks içerisinde artık baskı geriliminin oluşmasıdır. Yapı içerisinde %40 oranında bulunan lösit kristallerinin genleşme katsayısı, cam matriksten daha fazladır. Porselen ısıtılıp soğutulurken lösit kristalleri büzülerek, cam matriksi kendine doğru çeker ve böylece yapı içinde oluşan iç basınç mikro çatlakların daha fazla ilerlemesini önler (75).

3. Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramikler

Cam seramik restorasyonların endikasyon alanının tek üye restorasyonlarla sınırlı kalmasından dolayı, daha yüksek kırılma ve dayanım direncine sahip materyallerin üretilmesine ihtiyaç duyulmuştur (76). Bundan dolayı 2006 yılında, piyasaya, lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik blokları sunulmuştur.

Lityum disilikat bloklar; kuartz, fosfor oksit, lityum dioksit, alümina oksit, potasyum oksit ve diğer komponentlerden oluşur. CAD-CAM sistemleri ile kullanılarak üretilen lityum disilikatla güçlendirilmiş ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) cam seramiklerin üretim esnasında seramik, kısmi olarak kristalize olmaktadır. Kısmi kristalize bloklardaki temel kristal faz, lityum metasilikattır (Li_2SiO_3). Seramik, bu fazda ek renklendiricilerin miktarına bağlı olarak, mavi renkte olur. Lityum metasilikat kristalleri %40 oranında bulunurlar ve kristal boyutları ortalama 0,5 μm 'dur. Kısmi kristalizasyonun amacı, blokların hem hızlı, hem de kolay bir şekilde freze edilebilmesini sağlamak, frezeleme işlemi esnasında porselene yeteri kadar direnci kazandırarak, çatlak oluşumunu engellemektir (77). Materyalin bu aşamadaki dayanıklılığı, 130-150 MPa'dır. Mavi fazdaki bloklar, iki aşamalı kristalizasyon işlemine tabi tutulur. Kristalizasyonun ilk aşaması, lityum metasilikat kristallerinin

çökeldiği, kontrollü, çift nükleasyon aşamasından oluşur. Frezeleme işlemi bittikten sonra, ikinci bir ısıtma işlemi, metasilikat faz tamamen eriyip dağıldıktan sonra lityum disilikat kristalize olur. Kristalizasyon işlemi sırasında, seramik lityum metasilikat kristal fazdan, lityum disilikata geçiş yapar. Bu ısıtma işlemi ortalama 840-850 C° de seramik fırınında gerçekleşir. Kristalizasyon süresi ortalama olarak 25 dk.'dır (78). Lityum disilikat seramiklerde büzülme % 0,2 düzeyinde izlenir. Bu büzülme; marjinal, aproksimal ve okluzal adaptasyonu etkilememektedir (79). Dayanıklılık, 360-400 MPa'a çıkar ve mavi renkten asıl seçilen renk tonuna dönüşmeye başlar. Cam seramik bu aşamada yaklaşık %70 oranında lityum disilikat kristalleri içerir, kristallerin boyutları yaklaşık 1,5 µm'dur (80). Simantasyon öncesi, lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramik restorasyonların simantasyon yüzeyine asit uygulanması ile, cam matris kaybolur ve gömülü kristaller açığa çıkar. Bu kristaller birbirine kenetlenmiş bir ağ şeklinde homojen bir şekilde dağılmıştır. Yoğun kristalin yığılımı, çatlakların çoğalmasına engel olur ve mekanik dayanımı artırır. Çatlak oluşmuşsa bile kristaller tarafından karışık bir yapıda tutulur ve daha fazla ilerlemesine engel olur (81).

Estetik olarak bakıldığında lityum disilikat çok yönlü bir materyaldir. Kullanıldıkları bölgeye veya endikasyon alanlarına göre farklı translusensiteye sahiptir (Örneğin; HT, LT, MO, HO).

Yüksek translusensiteye sahip HT bloklar, çevre dokuların rengini absorbe etme özelliğinin bulunması ve estetik özellikleriyle inley, onley, endokron, kron restorasyonların yapımında da kullanılabilirlerdir.

HT ye göre daha düşük translusensiteye sahip olan LT bloklar, farklı renk seçenekleri ile full anatomik restorasyonların yapımında kullanılabilirlerdir.

MO bloklar, kullanım alanı daha çok renkleşmiş dişlerde tercih edilir. Lityum disilikat cam seramiklerin rengi ise matris içine yayılmış renklendirici iyonlar tarafından kontrol edilir. Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik bloklar, köprü restorasyonlar yapmak için de kullanılabilir. Son yıllarda lityum disilikat ile güçlendirilmiş monolitik seramik köprü endikasyonu yaygınlaşmıştır. Yapılan çalışmalarda, lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramiklerden yapılan posterior

köprülerin, en az metal destekli porselen köprüler kadar başarılı olduğu tespit edilmiştir. Üretici firmalar her ne kadar önermeseler de, klinisyenler lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik blokları anterior ve posterior köprülerde başarıyla kullanılabilir olduğunu ispatlamışlardır (82).



Resim 15a



Resim 15b



Resim 15c

Resim 15 a, b, c: Lityum disilikat bloklar

4. Oksit seramikler

a. Cam infiltre oksit seramikler

Cam infiltre oksit seramikler, CAD/CAM blokların esas yapısını oluşturan, alumina veya alümina-zirkonya karışımının kristalleri etrafındaki boşluklara frezeleme işlemi uygulanarak, pöröz yapının giderilmesi amacıyla cam infiltre edilerek, yapının bütünlüğünü oluşturmaktadır.

Blokların In-Ceram Alumina, In-Ceram Zirkonia ve In-Ceram Spinell olmak üzere üç farklı türü mevcuttur. In-Ceram Spinell, sistemler arasında en çok translüsentliğe sahip olan materyaldir. Bükülme dayanıklılığı 350 MPa'dır. Translüt özelliği sayesinde anterior bölge restorasyonlarda daha çok kullanılır (83).

Son yıllarda, In-Ceram Zirconia alüminyum oksit yapısına ek olarak, %33 oranında Seryum Stabilize Zirkonyum (12 Ce-TZP) eklenerek piyasaya sürülmüştür. Cam faz, son halini almış yapının ortalama %23'ünü oluşturmaktadır (84).

b. Sinterlenen oksit seramikler

Alüminyum oksit seramikler, yüksek dayanıklılığa sahip, alüminyum oksit kristalleri içeren yarı sinterlenmiş oksit bloklardır. Freze edildikten sonra 1520 °C' de fırınlanırlar. Kırılma dayanımı 500 MPa'nın üzerindedir. Frezeleme işleminden sonra, cam infiltrasyonu gerektirmez. Bu bloklar, monokromatiktirler, fakat daha sonra üzerine yerleştirilecek porselen rengine göre renklendirici solüsyon ile renklendirilirler. Yeni üretimler sonradan renklendirilmiyor, kendinden renkli formlardır (85).

5. Hibrit seramikler

Bu bloklar freze işlemi uygulandıktan sonra sinterlenemez. Yüzey parlatma işlemleri mekanik olarak yapılır ve bükülme dayanımları 150-220 MPa'dır. Kırılma dayanımları yüksektir, aşınmaya karşı dayanıklıdırlar. Adeziv rezin simanlar ile diş dokularına bağlanabilme başarısı yüksektir (86,87).

6. Nano seramikler

Son yıllarda nano boyutlu seramiklerin üretilmesi için teknikler geliştirilmiştir. Bu teknikler, kimyasal buhar yoğunlaştırma, reaktif püskürtme ve mekanokimyasal sentezleme (yüksek enerjili öğütmedir) (88,89). Mekanokimyasal sentezleme, reaksiyon başlangıç tozlarının karışımından sonra oda sıcaklığı veya daha düşük olan sıcaklıklarda, kimyasal reaksiyonları içeren, katı hal toz malzeme sentezleme yöntemidir (90).

7. Zirkonyum esaslı seramikler

1990 yılında Y-TZP, dişhekimliğinde; endodontik postlar ve implant abutmentleri olarak kullanılmaya başlanmıştır. Daha sonra, tam seramik kron ve köprü restorasyonlarının üretiminde alternatif bir alt yapı malzemesi olarak kullanılmaya başlanmıştır (91). Restorasyonlar, önceden sinterlenmiş blokların az bir şekilde şekillenmesini takiben yüksek ısıda sinterleme ile ya da tamamen sinterlenmiş blokların sert bir şekilde işlenmesi ile üretilmektedir (70).

Üretim şekiline göre zirkonyum dioksit bloklar 3 gruba ayrılırlar:

-Sinterlenmemiş zirkonyum dioksit bloklar: Zirkonyum dioksit partiküllerinin herhangi bir sinterlenme işlemi uygulanmadan basınçsız uygulanmadan preslenmesi ile üretilirler. Sert yapıda olmadıklarından dolayı kolaylıkla frezlenebilirler. Frezleme işlemi bittikten sonra üretilen restorasyonlar sinterlenir (92).

-Yarı sinterlenmiş zirkonyum dioksit bloklar: Zirkonyum partiküllerinin yapısına bağlayıcı madde yerleştirilerek, preslenip blok haline getirilmesi ile elde edilirler. Üretici firma tarafından, zirkonyum dioksit tozları, ısı uygulamadan basınçla sıkıştırılır ve 1350-1550 °C derecede ön sinterleme işlemi uygulanır (70).

-Tam sinterlenmiş zirkonyum dioksit bloklar: Tam sinterlenmiş bloklar, ilk önce ortalama 1300 °C' de sinterlenir ve %95 yoğunluğa ulaşır. Bu işlemden sonra frezleme yapılır. Oluşturulan bloklar çok sert olduğu için frezleme işlemi uzun sürmektedir (45). Polikristalin porselenlerin translusentliği, materyalin mikro ve

kimyasal yapısına bağlıdır. Yapı içerisindeki düzenli olmayan partikülle ve poroziteler, ışık geçirgenliğini azaltır. Standart zirkonya blokların yapısında dayanıklılığını arttıran ancak, optik özelliklerini olumsuz yönde etkileyen organik bağlayıcılar mevcuttur. Altyapı materyali olarak kullanılabilen bu bloklar ayrıca üstyapı porseleni kullanılmaksızın, tek parça şeklinde kullanılabilir. İnterokluzal aralığın az olduğu vakalarda, restorasyon 0,3 mm'ye kadar inceltilebilir kullanılabilmektedir (72). Dayanıklılığı, sinterleme işlemi bittikten sonra 900 MPa'dır. Ancak, bu restorasyonlarda sinterlemeden sonra aşındırma işlemlerinden kaçınmak gerekir.

a) Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat seramikler

Cam seramiğin optik özellikleri ve zirkonyanın dayanıklılık özellikleri bir araya getirilerek elde edilen bir materyaldir (Suprinity, Vita Zahnfabrik, Germany, Celtra Duo, Dentsply, U.S.). İçeriğindeki zirkonya partiküllerinden (%8-10) dolayı mekanik olarak çok dayanıklıdır. İnce kristalin yapı ortalama olarak 0,5 µm boyutunda ve homojen bir şekilde bulunurlar (93).

8) Kompozitler

Hastalarda uzun süreli geçici restorasyonların hazırlanmasında tercih edilirler (93). Bruksizimli hastalarda çiğneme kuvvetinin çok fazla ve sürekli olmasından dolayı, karşı dişte daha az aşınmaya sebep olması ve çiğneme kuvvetlerini daha iyi absorbe etme özellikleri sayesinde tek üye kronlarda, onley ve inley restorasyonlarda kullanılması önerilmektedir (76).

9) Polimerler

Hastalarda uzun süreli geçici restorasyonların yapılmasında kullanılırlar (Telio CAD, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) (94).

10) Metaller

Geleneksel yöntemlerle üretilmiş olan metal alt yapılı restorasyonların dökümden kaynaklanan büzölmeleri ve uyumsuzlukları ortadan kaldırmak için, metallere üretilmiş olan bu bloklar CAD-CAM sistemlerinde kullanılmak üzere

geliştirilmiştir. Endüstriyel olarak üretildikleri için, daha az porözite içermektedirler ve çok daha dayanıklıdırlar (95,96).

3. 6. 4. Dental CAD-CAM sistemlerin avantajları

1. Alt yapılarının geleneksel yöntemler ile diş laboratuvarı teknolojileri kullanılarak işlenmesi zordur.
2. Zaman tasarrufu sağlar.
3. Daha az emek harcanır.
4. Kalite kontrolü sağlar.
5. Dijital ölçü sayesinde, geleneksel yöntemlerle ölçü alma sırasında hastaların konforunu bozan durumlarla (bulantı, koku) karşılaşılmamaktadır.
6. Geliştirilmiş son CAD-CAM sisteminde, oklüzyon kaydedilebilir ve oklüzyon dinamik şekilde hazırlanabilir,
7. Çapraz kontaminasyon önlenir (73).

3. 6. 5. Dental CAD-CAM sistemlerinin dezavantajları

1. Sistemin kullanılabilmesi için uzun öğrenme süreci ve çalışılması gerekmektedir.
2. Sistemlerin maliyeti oldukça yüksektir.
3. Bazı CAD-CAM sistemleri ile çalışılırken, subgingival bölgeyi digital olarak kayıt etmekte sıkıntı olabilmektedir.
4. CAD-CAM sistemleri, sürekli gelişen teknolojidir. Yazılımların güncellenmesi ve yükseltilmesi gerekmektedir. Güncellenmelerin sürekli takip edilmesi gerekmektedir.

5. Hastanın diş rengini seçtikten ve monolitik bloklardan kazıdıktan sonra, yeniden düzenleme ve uyumlandırma sorun yaratmaktadır (74).

3. 7. Optik özellikler

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

Optik özellikler, görünür ışığın bize yansımalarını herhangi bir biçimde etkileyen faktörlerin tümüdür. Bunlar içerisinde; **renk**, en belirgin optik özelliktir (97,98).

Restorasyonun optik görünümünü etkileyen faktörler; ışığın yansıma ve kırılması, materyalin ışık geçirgenlik seviyesi (transparanlığı-transluserliği), ışıldama özelliğı (floresans-fosforesans), opalesansı, parlaklığı ve metamerizmdir (97).

3. 8. Rengin üç boyutu

Rengi anlamak doygunluk, ton, parlaklık ve transluserensi gibi renk boyutlarının anlaşılması çok önemlidir. Bir cismin gözlenen rengi fiziksel özelliklerinden, objeye gelen ışığın doğasından, diğer renklerdeki objelerle ilişkisinden ve gözlemcinin sübjektif görüşünden etkilenir. Katı bir cisim fiziksel formun üç boyutu (uzunluk, genişlik, derinlik) ile anlatılabilir. Rengin açıklanabilmesi için de üç nicelik vardır. Bu genel özellikler anlatılırken kullanılan renk sistemi göz önünde bulundurulmalıdır.

Ton (Hue)

Bir dişin gözlemci tarafından algılanan rengi, dentin ve minenin absorbe ettiği farklı ışınların toplamının bir sonucudur. Gözlemci ancak bunun sonucunda dişin belirli bir tonu olduğunu algılar (ör: pembemsi sarı, mavimsi sarı, gri-sarı gibi). Eğer klinisyen dişleri belirli tonlarda grup oluşturmayı başarabilirse renk seçimi çok daha kolaylaşmaktadır. Porselen üreticileri de, bu düşünce ile dişlerin gruplandırılmasında belirli tonları tespit etmişlerdir. Bununla birlikte, şu da unutulmamalıdır ki; uygun koşullar altında göz yaklaşık olarak 200 den fazla renk tonunu algılayabilirler (98).

Doygunluk (Chroma)

Farklı renk tonlarının birbirinden bağımsız olarak oluşturduğu doyum rengin yoğunluğudur. Aynı renk tonuna sahip iki dişten biri daha yoğun ve saf görünebilir. Bu, rengin yoğunluğuna ve tonunun gücü ile bağlantılıdır ve benzer iki dental porselen örneğinin kıyaslanmasıyla da gözlenebilir. İki örnekte benzer renk tonuna sahip olmasına rağmen, örneklerden birinin kalınlığı azaldığında bu örneğin renginin yoğunluğu ve saflığı kalın örneğe oranla azalacaktır. Dişin renk yoğunluğu çok önemlidir ve bu minenin şeffaflığına ve kalınlığına ve de alttaki dentin tabakasının kalsifikasyonuna bağlıdır. Eğer diş hekimi mine tabakasının kalınlığını ve bunun renge olan etkisini doğru bir şekilde tespit edemezse, teknisyen yaptığı restorasyonda mine tabakasını oluşturmakta büyük güçlük yaşayacaktır. İdeal olarak dental porselende renk yoğunluğu 0,5-1 mm arasındaki bir kalınlık ile sağlanabilir (98).

Parlaklık (Value)

Parlaklık tonun nisbi açıklık veya koyuluğudur. Burada ışık kaynağı ile cisim arasındaki mesafe çok önemlidir. Cisim ışık kaynağına yaklaştıkça daha parlak görünüm kazanır. Bir cismin parlaklığı, yansıttığı ya da iletmediği ışık enerjisinin direkt bir sonucudur. Doğal dişler 5,5-8,5 arasında değişen parlaklık değeri göstermektedirler. Çok yüksek parlaklık değeri gösteren bir restorasyon gözlemci tarafından kolay fark edilir (99).

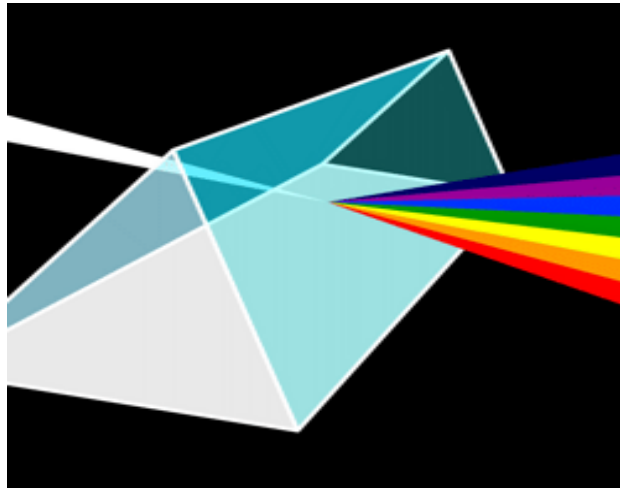
Renk değeri fotometrik bir özelliktir. Renk değeri, koyu ve açık kelimeleri ile ifade edilebilen bir renk boyutudur. Belirli bir renk tonunun siyah ile beyaz arasındaki ölçülebilen parlaklığıdır (100). Beyaz bir ışık kaynağından yayılan spektrumun bütün renkleri bir obje tarafından olduğu gibi geri yansıtılırsa obje beyaz

görülmektedir. Bunun aksine tüm spektrum renkleri eşit oranda absorbe edilirse obje siyah görünür. Siyah ve beyaz arasındaki renk kontrastı objeler arasındaki parlaklık farklarını belirler. İnsan dişleri söz konusu olduğunda genç bireylerde çok daha az sekonder dentin bulunmakta ve sonuç olarak dişler daha beyaz ve parlak görünür. Dental porselenlerde de bu şekilde bir genç diş görüntüsü oluşturulmak istendiğinde, zirkonyum oksit gibi beyazlatıcı ajanlar daha yüksek oranlarda kullanılmalıdır (98).

3. 9. Renk teorileri

1. Newton Teorisi:

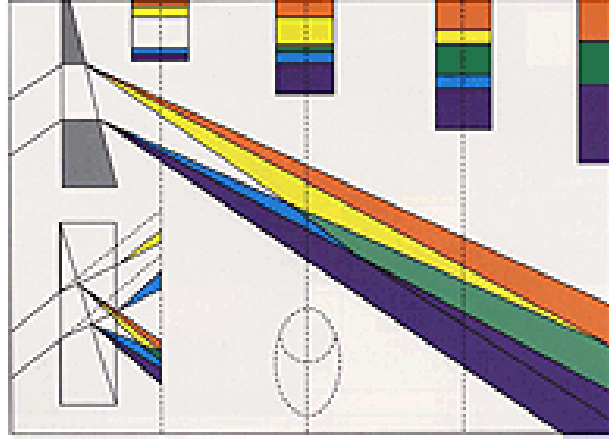
Işık üzerine yaptığı deneyler ile en çok bilinen bilgin Sir Isaac NEWTON 1676 yılında yaptığı bir deneysel araştırmada, tek bir beyaz ışık demetini cam prizmadan geçirerek tayf renklerine ayrıldığını göstermiştir. Işığın Tayf Renklerine Ayrılması Newton'un gerçekleştirmiş olduğu deneysel çalışmada; ince bir aralıktan geçen ışık demeti, cam prizmadan kırılarak geçerken dalga boyuna bağlı olarak farklı açılarda kırılmaktadır. Dolayısıyla beyaz ışık prizmadan geçirildiğinde dalga boylarına göre ayrılarak tayf renklerini oluşturmaktadır. Bu spektrum kırmızıdan mora; kırmızı, oranj, sarı, yeşil, mavi ve mor olmak üzere kesintisiz olarak yayılmaktadır (101).



Şekil 1: Newton Renk Teorisi (102).

2. Young Teorisi:

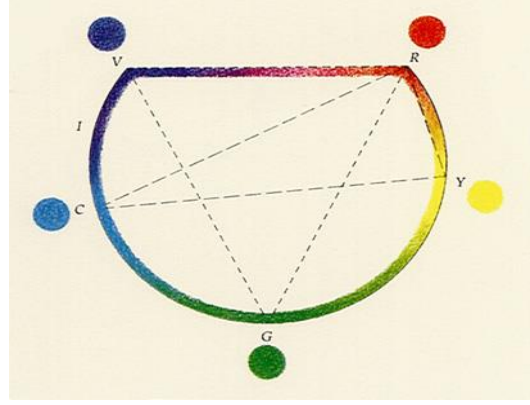
Renk konusunda, ışığın dalga teorisini ortaya koymuş Newton'un yaptığı deneyin tam zıttı gerçekleştirmiştir. Newton ışığı tayfin altı rengine ayırmış, Young ise beyaz ışığı yeniden oluşturmuştur. Tayfin altı renginin birer ışını beyaz bir perdede birbiri üzerine düşürerek beyaz ışığı elde etmeyi başarmıştır (103).



Şekil 2: Young Teorisi (104).

3.Helmholtz Teorisi:

Helmholtz teorisinde merkezleri aynı, iç içe iki daire bulunmaktadır. Dış daireyi dört kısma ayırıp her bir kısmı sırayla sarı ve maviye, iç daireyi de bu renklerin karışımı sonucu ortaya çıkan yeşil renge boyamıştır. Bu şekilde hazırlanan daire hızlı bir şekilde döndürüldüğünde dış kısmında mavi ve sarı renklerin optik karışımı meydana gelmektedir. Sonuçta dairenin dışı beyaza yakın bir gri olarak gözükmektedir. Bu iki renk birbirlerinin tamamlayıcısı olup süratle birbirlerini nötrleştirmektedirler(107).



Şekil 3: Helmholtz Teorisi (105).

4.Brewester Teorisi:

Brewester; kırmızı, mavi ve sarı olmak üzere üç esas renk bulunduğunu ve bu renklerin değişik oranlarda birbirleri ile karıştırıldığı zaman bütün renk ışınlarını vereceğini kabul etmektedir. Bu teoriden yola çıkarak bir kromatik daireyi şöyle meydana getirmiştir. Brewester Renk Teorisi daire içerisine kenarları eşit şekilde üçgen çizmiş ve ucuna üç ana renk yerleştirmiştir. Daha sonra üzerine ikinci bir ters üçgen çizilerek bu üçgenin uçlarına ise iki ana rengin karışımı ara renkler konmuştur (101).



Şekil 4: Brewester Teorisi (106).

3. 10. Renk Sentezleri

Renklerin tanımlanıp sınıflanmasına yönelik teorilerin geliştirilmesi gibi, farklı renklerin oluşturulmasını amaçlayan sentez yaklaşımları da mevcuttur.

1. Toplamsal Renk Sentezi

Toplamsal renk sentezi yöntemine göre; üç ana renge ait ışık kaynaklarının üçü de ışık saçarsa beyaz renk elde edilir. Benzer bir biçimde kırmızı ile yeşil ışık saçarsa sarı renk, kırmızı ile mavi ışık saçarsa koyu pembe renk, yeşil ile mavi ışık saçarsa açık mavi renk elde edilmektedir (103). Birbirlerinin bütünleyicisi olan renkler temelde birbiri ile minimum ortak özelliğe sahip olan renklerdir.

2. Çıkarımsal Renk Sentezi

Çıkarımsal renk sentezi, farklı farklı renkteki ışıkların üst üste gelmesi sonucu ile değil, beyaz ışık önüne yerleştirilen şeffaf filtrelerin bazı dalga boyundaki ışığı geri yansıtarak geri kalanını geçirmesi sonucu, renkli ışığın elde edilmesi ilkesine dayanmaktadır (107). Örnek olarak: beyaz ışık altında bakıldığında kırmızı boya kırmızı gözükür, çünkü yalnızca kırmızı ışığı yansıtmaktadır, beyaz ışığın mavi ve yeşil bileşenlerini yutmaktadır. Başka bir ifade ile kırmızı boya beyaz renkten mavi ve yeşil renkleri çıkararak, görüntüde kırmızı rengi bırakır (101).

3. 11. Renk Sistemleri

1. Munsell Renk Sistemi

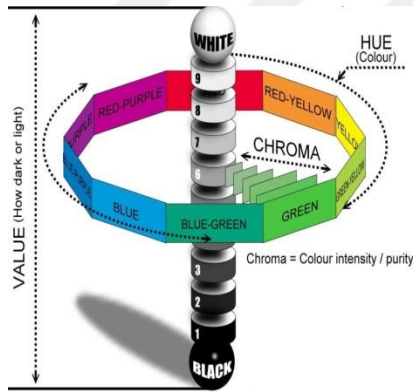
Munsell renk sistemi, esneklik, tutarlılık, kullanım kolaylığı gibi sebeplerle dış hekimliğinde renk seçimi için tercih edilen ve dünya çapında bilinen bir sistemdir. Munsell renk sisteminde renkler; “hue”, “value” ve “chroma” terimleri ile açıklanmaktadır (108).

Renk tonu (Hue): Kırmızı, mavi ve yeşil gibi değişik renk gruplarının ayrımını sağlar.

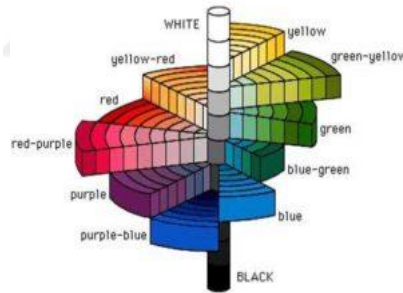
Renk değeri (Value): Siyah ve beyaz arasındaki parlaklık derecesini ifade eder.

Renk yoğunluğu (Chroma): Rengin doygunluk derecesidir, güç ya da berraklık olarak da tanımlanır.

1915 yılında yayınlanan Munsell renk sistemi atlasında renklerin üç boyutlu sıralanması bir renk ağacında sunulur. İçi dolu bir küre veya silindir özelliklerine sahip üç boyutlu figürün merkezinde renksiz veya akromatik eksen yer alır. Saf beyaz renk en üstte, saf siyah renk ise en alt kısımdadır (107). Hue boyutu; merkez eksen çevresinde sıralanmış on renk ile belirtilirken, chroma tekerlek parmağında yer alır. Renkler periferde en safken, merkezdeki akromatik value eksenine yaklaştıkça soluklaşmakta. Value rengin açıklık-koyuluğunu belirler ve dokuz value değeri, renk ağacındaki dokuz tekerlek ile sembolize edilir. En koyu renkler en alttaki tekerlekte iken; en açık renkler en üstteki tekerlekte yer alırlar. Noktalar ise, sarı ve mor- mavi hue değerlerini yansıtmak için silindirdeki değişimi gösterir (109).



Şekil 5a



Şekil 5b

Şekil 5 a, b: Munsell Renk Sistemi (110).

2. CIE Lab Renk Sistemi

1986 yılında kurulan Uluslararası Aydınlatma Komisyonu (International Commission on Illumination (CIE)); renk, görüntü gibi alanlarda, standart ışık kaynağında, gözlemcinin bir renge karşı görme sisteminin cevabını gösteren,

tristimulus değerlerinin hesaplanmasında yetkisi olan bir organizasyondur (111). CIE, renk ölçümlerinde uluslararası bir standart olarak kabul edilmektedir. CIE'nin tristimuluslu standart gözlemci eğrisi, ilk defa 1931 yılında açıklanmıştır. Belli bir rengin tristimulus değerleri bu eğriden elde edilir (112). Bu tanıma göre; tüm renkler, başlıca üç rengin karışımı ile (kırmızı (X), yeşil (Y) ve mavi (Z)) elde edilir. Bu, aşağıdaki şekilde özetlenebilir.

$$x = X/(X+Y+Z) \text{ veya } x = \text{Kırmızı} / (\text{Kırmızı} + \text{Yeşil} + \text{Mavi})$$

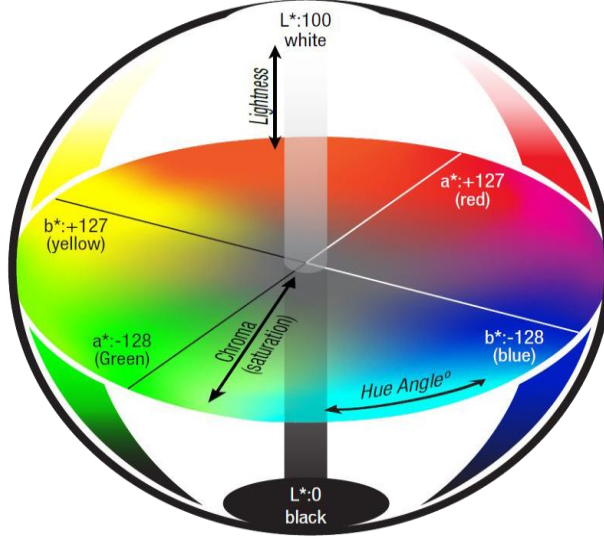
$$y = Y/(X+Y+Z) \text{ veya } y = \text{Yeşil} / (\text{Kırmızı} + \text{Yeşil} + \text{Mavi}) \text{ iken}$$

$$(x + y + z) = 1 \text{ ve üçüncü eksen, } z = 1 - (x + y) \text{ 'dir.}$$

1976 yılında, CIE daha iyi belirleyici bir renk tanımlaması yapmıştır. CIE Lab; renk algılamasının insan gözündeki üç farklı renk reseptörüne (kırmızı, yeşil ve mavi) bağlı olduğunu onaylayan teoriyi destekler ve günümüzde en popüler renk sistemlerinden biridir (113).

CIE Lab renk sisteminin avantajı, görsel renk algılaması esasına göre renk aralıklarının aynı mesafede, düzenli bir biçimde sıralanmış olmasıdır (114). Bu üç boyutlu renk sisteminin üç eksenini L^* , a^* ve b^* 'dir. L^* eksenini, rengin açıklık ve koyuluk koordinatlarını belirler. Tam siyah rengin L^* değeri 0, tam beyaz rengin L^* değeri ise 100'dür (134). Cismin parlaklığını tanımlayan L^* değeri, Munsell sistemindeki value değerine benzerdir. a^* eksenini; kırmızılık (pozitif a^*) veya yeşillik (negatif a^*), b^* eksenini ise sarılık (pozitif b^*) veya mavilik (negatif b^*) olarak rengin yoğunluk (chroma) koordinatlarını belirler a^* ve b^* değerleri, renk algısının yoğunluk kısmının belirleyicileri olsalar da Munsell sistemindeki hue ve chroma ile tam tamına örtüşmezler (115).

Bir limonun sarı rengi, mat renkli bir muzdan daha canlıdır. Bu, renk yoğunluğu ile orantılıdır. Chroma, rengin belirli bir hue değerindeki doygunluk derecesidir. Value, dikey ekseninde değişirken, chroma merkezden ışınal olarak değişim gösterir. Merkezdeki renkler mattır. Chroma arttıkça renk yoğunlaşır. Ancak chroma kendi başına bir değere sahip değildir, hue ve value ile ilgilidir (30).



Şekil 6: CIE lab Renk Sistemi (116).

3.CIE Lab sisteminde ΔE değeri, iki cisim arasındaki algılanan renk farklılığının miktarını gösteren sayısal bir değerdir. Bu değer, aşağıdaki formül ile hesaplanır (114,112).

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

ΔE formülünde yer alan $L0^*$, $a0^*$ ve $b0^*$ ilk ölçüm değerleri iken

$L1^*$, $a1^*$ ve $b1^*$ ise ikinci ölçüm değerleridir.

ΔE , dikkate değer renk farklılığını göstererek bir eşik değeri olma özelliği taşır (112).

Renk Farklılığı (ΔE) Klinik renk uyumu

0 Mükemmel

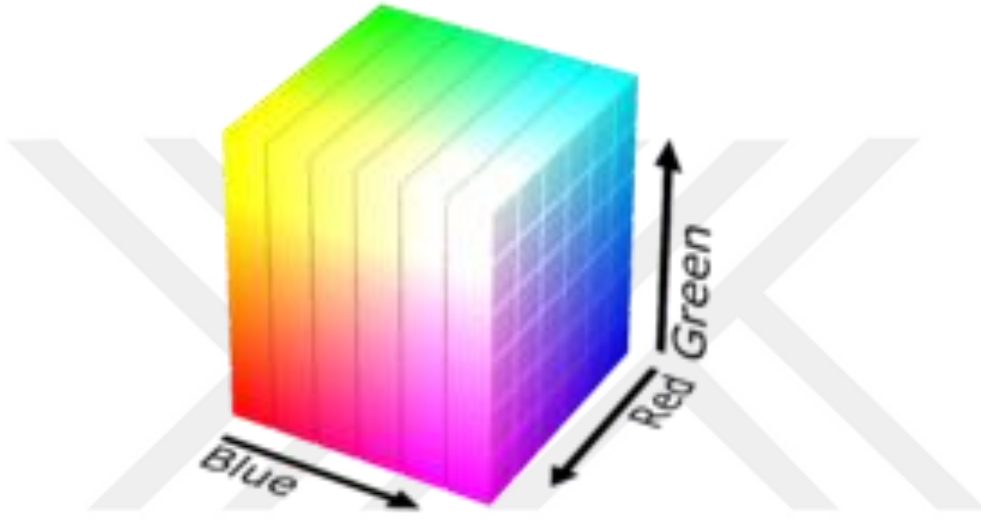
0.5 - 1 Çok iyi

1 - 2 İyi

2 - 3.5 Kabul edilebilir > 3.5 Uyumsuz (117).

4. RGB Renk Sistemi

RGB modeli (Red, Green, Blue) doğada bulunan bütün renkleri elde etmek için kırmızı, mavi ve yeşil renklerini karıştıran bir sistemdir. Her renk % 100 oranında karıştırıldığında beyaz, % 0 oranında karıştırıldığında 26 ise siyah rengi elde edilmekte. RGB sistemi, genelde bilgisayar ekranlarından doğrudan emilim ile çalışan cihazlarda kullanılır (118).



Şekil 7: RGB Renk Sistemi (119).

3. 12. Renk Seçimini Etkileyen Faktörler

RENK SEÇİMİ

Renk analizi için iki yöntem kullanılmaktadır. Bu yöntemler görsel ve aletli renk analizidir (120,121).

Görsel renk analizi, bir objenin renginin renk standartlarına bakılarak ile karşılaştırılmasıdır. Renk tespiti renk skalaları kullanılarak görsel olarak yapılmaktadır. Görsel renk analizinin üç dezavantajı bulunmaktadır (122,123).

1. Renk skalalarındaki mevcut renklerin yetersiz olması.

2. Hekimler arasında ve aynı bireyde günün değişik saatlerinde seçilmiş olan renkte farklılık olmakta, standardizasyon sağlanamamakta.

3. Sonuçları CIE renk sisteminde gösterme imkânı yoktur.

Renk tespiti göreceli olduğu için her zaman tutarlı sonuçlar elde etmek zordur. Rengin algılanmasına birçok faktör etki etmektedir. Işık kaynağı, hastanın kıyafeti, dişin yüzey özellikleri, renk seçiminin yapılacağı odanın rengin algılanmasına etki eden esas faktörlerdir (107).

Renk seçiminde hastanın bulunduğu ortamdaki ışıklandırma önemlidir. Laboratuvar ve muayenehanede aynı ışık kaynakları kullanmaya dikkat edilmelidir. Bu yaklaşım metamerizmi önlemeye yardımcı olacaktır (122).

Öğle ve öğleden sonra üç arasındaki saatler (12.00-15.00) renk tespiti için en iyi zamanlardır; en iyi renk kalitesi elde edilir (124).

Aydınlatma ve renk seçimi için güneş ışığı her zaman ideal değildir, günün değişik saatlerinde değişkenlik gösterdiği için yapay bir aydınlatma gerekli hale gelebilir. En yaygın ışık kaynakları akkor flamanlı ve floresan lambalardır. Floresan ışık kaynağında mavi, akkor ışık kaynağında ise sarı-kırmızı, baskındır (120).

Doğal diş ve restorasyonun üzerine gelen ışığın davranışı rengi etkilemektedir. Porselen restorasyonun üzerine düşen ışığın saçılma, geçirgenlik, emilim, yansıma ve kırılma gibi fiziksel özellikleri restorasyonun rengini etkilemektedir (130,125).

Doğal dişler ve tam seramik restorasyonlar yaygın ve düzgün ışık geçirgenliğine izin verirken, metal alt yapıli seramik restorasyonlar sadece yaygın ve düzgün yansımaya izin verirler (133).

Seramik restorasyonlarda yüzey yapısı çok önemlidir. Çok düz olan bir yüzey ışığın düzgün yansımaya neden olur, bu da restorasyona camsı görünmesini sağlar. Bunun aksine düzensiz bir yüzey ışığın yaygın yansımaya sebep olur ve restorasyonlara daha doğal bir görünüm kazandırılmaktadır (98).

3.13. Diş Hekimliğinde Renk Analiz Yöntemleri

Estetik diş hekimliği, esas olarak diş hekimi ve diş teknisyenlerinin sanatsal yeteneğine bağlı olmakla beraber konuyla alakalı bilimsel ilkelerin bilinmesi ve uygulanması son derece önemlidir. Diş hekimliğindeki materyallerin renk uyumu, yapılan restorasyonun estetik açıdan başarılı olmasında oldukça önemli yer tutmaktadır. Buna bağlı olarak öncelikle, dental restorasyonun uygulanacağı kişilerin diş renklerinin doğru bir şekilde belirlenmesi gerekmektedir (126). Diş hekimliğinde renk eşleştirmesi, birbirlerini tamamlayan görsel ve/veya aletsel yöntemlerin kullanımıyla gerçekleştirilmektedir (114).

3. 13. 1. Görsel renk eşleştirmesi

Doğal dişler ile estetik restoratif materyallerin görsel olarak renk eşleştirmesi, doğal dişlerin restoratif malzemeleri üreten ticari firmalar tarafından üretilmiş renk rehberleriyle karşılaştırılması durumuna dayanır ve en sık kullanılan yöntemdir (127). Görsel renk analizi, gözlemcinin radyant enerji uyarılarına karşı oluşan fizyolojik ve psikolojik cevabına bağlıdır (128,129). Renk farklılıklarını tespit etmekte çıplak gözle yapılan incelemeler hassas değildir ve gözlem sonuçları bireyden bireye ve gözlem koşullarına bağlı olarak değişkendir. Görsel renk eşleştirmesi, diş renklerinin ticari renk rehberlerini standart kabul etmekte ve bu eşleşme, sübjektif bir değerlendirmeye dayanmaktadır (130). Renk eşleştirmesiyle alakalı çalışmalar tekrarlanabilirlik ve güvenilirlik üzerine kurulmuştur (131). Renk eşleştirmesinde tekrarlanabilirlik çalışmaları, uygulanan yöntemin aynı şartlar sağlanarak belli bir zaman dilimi sonrasında tekrarlanan eşleştirmelerin karşılaştırılması şeklindedir. Güvenirlik çalışmaları ise, taklit edilmesi istenilen doğal diş ile bu iş için eşleştirilen rengin örtüşüp örtüşmediği esasına dayanmaktadır. Görsel değerlendirmelerde Munsell Renk Sistemi kullanılmaktadır. Renk, mevcut renk rehberleriyle karşılaştırılarak tespit edilir (132,133):

- a) Eşleştirme yapılacak dişin merkezi ve kenarları arasındaki renk, şekil, yapı farklılıkları ve parlama gibi sebeplerle gözlemciler tarafından farklı yorumlanabilmeleri (130).
- b) Görsel yöntemde renk rehberlerinin yeterli renk aralığına sahip olmamaları ve düzensiz dağılım göstermesi (134).
- c) Renk rehberlerinin yapısını oluşturan katmanların doğal dişlerin yapısından farklılık göstermesi (135).
- d) Mevcut renk rehberlerindeki yeterli çeşitlilik olmaması (136).
- e) Renk rehberlerinin firmadan firmaya değişebilmeleri (137).
- f) Aynı üretici tarafından piyasaya sürülen farklı renk rehberleri arasında bile küçük de olsa renk farklılıklarının olması gibi pek çok dezavantajı vardır (138).

Görsel renk tespitinde sıklıkla kullanılan renk rehberlerinin, doğal diş renkleriyle ve piyasada bulunan diğer renk rehberleri ile birebir uyumunun olmaması, ve renk aralıklarının belli sistematik içersinde bulunmaması diş hekimleri ve diş teknisyenlerini zor duruma sokmaktadır (128). Tüm bu dezavantajlarına rağmen, kullanımının kolay olması ve oldukça ekonomik olması gibi nedenlerle çok yaygın olarak kullanılmaktadır (139). Renk rehberleri çekilmiş dişlerle karşılaştırıldıklarında daha parlaktır. Ayrıca doygunlukları genellikle doğal dişlerin doygunluklarından daha azdır. Buna göre renk rehberleri, doğal dişlerle mantıklı bir renk ilişkisi kurabilmek için çok uygun değildir. Ancak yine de diş hekimlerinin vazgeçemediği gereçlerdendir.

Günümüzde en çok kullanılan renk rehberleri,

Vita Lumin, Vitapan Classical,

Chromascop,

Vitapan 3DMaster,

Vita Linearguide 3D-Master'dır (140).

1. Vita Lumin Vacuum Renk Rehberi (Vita-Zahnfabrik)

Vita Lumin renk rehberi, 1960'lı yıllarda renk boyutlarının tanımlanmasında yer alan renk tonuna göre düzenlenmiştir (141). Bu skalada 16 renk tablası mevcuttur. Renk tonu seçenekleri 4 seçenekte oluşturulmuştur ve A, B, C, ve D harfleriyle ifade edilmektedirler. Bunları açıklamak gerekirse:

A: Turuncu

B: Sarı

C: Sarı-gri

D: Turuncu-gri (142).

Doygunluk ve parlaklık ise rakamlar ile ifade edilmektedir. Bu rehberde de Vitapan Classical renk rehberinde olduğu gibi 1 ile 4 arasında rakamlarla belirtilir. En az doygunluk ve en çok parlaklığı temsil eden 1 numaralı gruptur. Renk rehberinin rakamı arttıkça doygunluğu artmakta ve parlaklığı azalmaktadır.

2. Vitapan Classical Renk Rehberi (Vita-Zahfabrik)

Vitapan Classical renk rehberi 1998 yılının başlarında Vita Lumin Vacuum renk rehberinin adının değiştirilmesiyle piyasada yer almaya başlamıştır (143). Vitapan Classical renk rehberinde renkler, renk tonuna göre dizilmişlerdir (144) Vitapan Classical renk rehberi 16 farklı renk tablasına sahiptir .

Renk tonu harflerle kategorize edilmiştir:

A: Turuncu

B: Sarı

C: Sarı-gri

D: Turuncu-gri (kahverengi)

Renk yoğunluğu ve rengin parlaklığı da sistem numaraları ile belirtilmiş olup 1'den 4'e kadarki aralıkta dağılmıştır:

1: En az kromatik, en yüksek parlaklık

4: En fazla kromatik, en düşük parlaklık (145).

3. Chromascop Renk Rehberi (Ivoclar Vivadent)

Chromascop renk rehberinde anlatılan diğer renk rehberleri gibi renk tonu baz alınarak düzenlenmiştir (141). Bu rehberde toplamda 20 renk tablası mevcut olup, renk tonu, parlaklık ve doygunluk rakamlarla ifade edilmektedir. Renk tonu belirlemede kullanılan numaralama sistemi şu şekildedir:

100: Beyaz

200: Sarı

300: Turuncu

400: Gri

500: Kahverengi

Sistemde doygunluk ve parlaklık ise farklı bir numaralama sistemiyle belirtilmektedir. Sayı arttıkça doygunluk artarken, parlaklık azalır. Bu numara sistemin iletişiminde kullanıldığı durumu şu şekildedir: (126,76)

10: En az kromatik, en yüksek parlaklık

40: En fazla kromatik, en az parlaklık

4. Vitapan 3D-Master Renk Rehberi (Vita-Zahfabrik)

Vitapan 3D-Master renk rehberi 1998 yılında üretilmiş olup, geleneksel olarak harf/numara ile sınıflama yapan bir sistem kullanarak diğer renk rehberlerinden benzersiz şekilde ve olumlu olarak ayrılmaktadır (146). Bu rehber farklı sektörlerde renk üzerinde çalışan uzmanların ortak çalışmaları sonucu geliştirilmiştir. Bu rehber ile renk uzayı içerisinde daha sistematik bir dağılım ve doğal diş renklerini daha yakın olarak taklit etmek amaçlanmıştır (147). Bu renk rehberi, diğer rehberlerden farklı olarak renk parlaklığı esas alınarak düzenlenmiştir ve daha geniş çaplı renk sahasına rehberlik ettiği, daha iyi renk dağılımına ve de daha küçük içerik hatalarına sahip olduğu yapılan çalışmalarda bildirilmiştir (148).

Vitapan 3D-Master renk rehberi parlaklık esas alınarak 5 ana gruba ayrılmıştır. Ana grupların alt grupları ise, birinci ve beşinci gruplarda üç, ikinci, üçüncü ve dördüncü renk gruplarında ise yedi renk anahtarı mevcuttur (149).

Sistemde renk eşleştirmesi üç adımda gerçekleştirilir. İlk aşamada renk parlaklığı tespit edilir. Rehberde 1'den 5'e kadar olan grup renk parlaklığı seçimi için düzenlenmiştir. Renk seçimi yapılırken yandaki doğal dişlerin parlaklığına en yakın grup belirlenir.

Gruplar, 1'den 5'e doğru ve kademeli olmak üzere:

1: En parlak

5: En az parlak şeklinde düzenlenmiştir.

Parlaklık belirlendikten sonra rengin yoğunluğu seçilmelidir. Her grubun ortasındaki, M ile ifade edilen grubun renk yoğunluğu dereceleri 1'den 3'e kadar bulunmaktadır. Numaralar büyüdükçe rengin yoğunluğu da artmaktadır. Buna göre doğal diş en yakın olan numara seçilir. En son olarak ise ana renk, yani renk tonu belirlenmektedir. Rehberde M ile ifade edilen grubun sağında ve solunda bulunan L ve R gruplarında ikişer adet renk anahtarı mevcuttur. L grubu sarı, R grubu ise

kırmızı renk tonlarını daha çok içerir. Renk tonu da tespit edildikten sonra renk eşleştirme işlemi tamamlanır (150).

3. 13. 2. Digital renk seçim yöntemleri

Renk ölçümü için güncel kullanılmakta olan cihazlar; kolorimetreler, spektrometreler, spektrofotometreler ve dijital fotoğraf makinelerdir (151).

Dijital cihazların kullanımı ile daha objektif, sayılabilir ve hızlı ölçümler yapılabildiğinden görsel yolla yapılan renk seçimine kıyasla potansiyel bir avantaj sağlanmaktadır (152).

Kolorimetreler:

Ortalama bir renk kalibrasyonuna dayanarak rengi tespit edilecek nesnedeki renk verilerini analiz eden cihazlardır. Bu cihazlar üç uyaranlı x, y, z değerlerini veya CIE L^* , a^* , b^* değerlerini verirler (153). Bu değerler matematiksel olarak analiz edilir ve elde edilen değerler ile farklı objelerin renk parametreleri karşılaştırılabilir. CIE Lab sistemini kullanan cihazların çalışma şekli belli açıda ışın gönderip, sabit bir açıyla geri dönen ışınların yansıma değerlerini ölçme esasına dayanmaktadır. Yüzey renklerinin ölçülmesi için, kolorimetre içerisinde insan gözündeki kon tipi hücrelere benzer olarak üç farklı sensör bulunmakta. Dedektör içinde yer alan bu sensörler, CIE $x(\lambda)$, $y(\lambda)$ ve $z(\lambda)$ sistemine yakın sonuç vermek için yerleştirilmiştir (154,155).

Diş hekimliğinde kullanılan kolorimetreler, invitro ve invivo çalışmalarda başarılı bulunmuştur (156).

Kolorimetrelerin dezavantajları:

- Bu cihazlar düz olan yüzeylerde ölçüm yapmak için tasarlanmıştır. Ancak dişler çoğu zaman düz yüzeye sahip değildirler.

- Az açıklığa sahip olan cihazlarda 'edge-loss' diye ifade edilen renk ölçümü yapılan nesneden yansıyan ışığın cihaza tam olarak geri dönememesi gibi problemler yaşanmaktadır (157).

Kolorimetreler, spektrometre ve spektrofotometrelerden daha rahat kullanılırlar ve daha küçük aletlerdir, ayrıca fiyat olarak da daha uygundur. Metamerizmi değerlendirebilmek için kullanılamazlar. Transludent materyallerin renklerinin tespit edilmesinde ise, ışığın kırılarak dağılmasından dolayı sonuçlarda problemler olabilir (126,129).



Resim 16: Kolorimetre (158).

Spektrometreler:

Spektrometreler, radyometrik değerlerin ölçümü için tasarlanmış ve renk üretimi uygulamalarında çok kullanılan cihazlardır. Spektrometrik yöntemlerde temel dayanak ise, nesnenin elektromagnetik bölgelerde kendine özgü bir yansıma (reflectance/radiance) değerlerinin bulunmasıdır. Bu yansıma değeri objeye renk, parlaklık, doku ve görünüm gibi özellikleri veren kimyasal içeriğinden kaynaklanmaktadır.

Spektrometrelerin avantajları, görsel olarak renk tespit edilirken oluşturulan aynı gözlem şartlarında, materyale dokunmadan, hem kendisi hem de yüzeyi parlak olan cisimlerin renk ölçümlerinin yapılabilmesidir. Ancak, ölçüm pozisyonunda meydana gelebilecek küçük bir değişiklik sonuçlarda farklılık yaratabileceğinden, ölçümler büyük bir dikkat ile yapılmalıdır (141).



Resim 17: Spektrometreler (159).

Spektrofotometreler:

Spektrofotometrelerin en geniş kullanım alanı, yüzey renklerinin ölçülmesidir. İçerisinde bir monokromatör, dedektör ve ışık kaynağı bulunmaktadır. Çoklu sensör prensibi ile çalışan spektrofotometreler, birçok dalga boyunda ölçüm yapabilen sensörlerle donatılmışlardır (160).

Spektrofotometrik ölçümler; restoratif rezinlerin, tam protez dişlerinin, renk anahtarlarının, porselen restorasyonların, dental materyallerin renklerinin sayısal ifadelerini belirlemek ve renkli iki cismin arasındaki renk farkını değerlendirmek için kullanılmaktadır. İnsan dişlerinin renk analizinde, görsel ölçüm ve spektrofotometrik renk analizi kullanılarak yapılmış bir çalışmada, cihaz kullanımının daha doğru ve uygulanabilir bir renk analizi yöntemi olduğu belirtilmiştir. Yapılan çalışmada, üç diş hekimi bağımsız olarak 10 hastanın santral dişlerin renklerini tespit etmiş, daha sonra cihaz kullanılarak dişlerin rengi ölçülmüştür. Sonuç olarak; 10 vakanın 9'unda cihaz ile alınan renk, hekimlerin seçtiklerinden daha uygun bulunmuş ve tercih edilmiştir (161,108).



Resim 18: Spektrofotometreler (162).

Dijital kameralar:

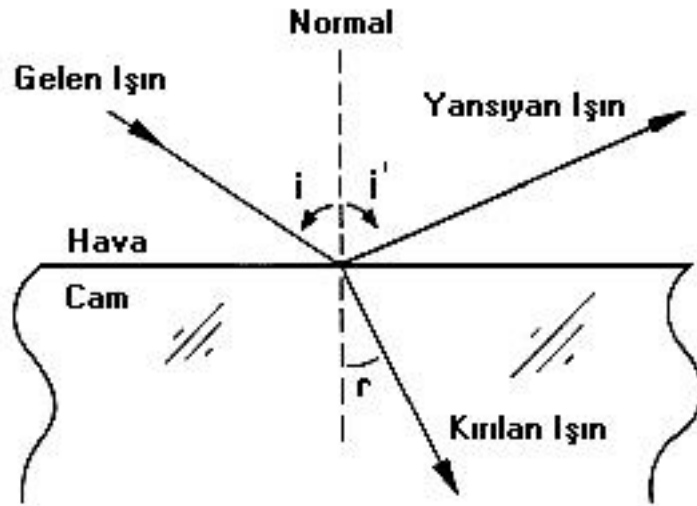
Son yıllarda dijital kameraların kullanımı renk tespiti işleminde ve hekim ile laboratuvar iletişimde çok fazla yaygın hale gelmiştir. Bu sistemin en önemli avantajı, tek bir noktanın olmayıp objenin tümünün renk görünümünün elde edilebilmesidir.

Yöntem; klinikte çekilmiş olan fotoğraf görüntüsünün, kameranın bağlı olduğu bilgisayar aracılığıyla analiz edilmesine bağlıdır. Film üzerinde kimyasal reaksiyon ve ışık odaklanması yerine dijital fotoğraf makineleri görüntüyü CCD (algılayıcı) ile yakalarlar. CCD'ler milyonlarca sayıda yansıyan küçük ışığa hassas elemanlar (fotosit) içerirler. Her bir fotosit üzerine gelen toplam ışığa yanıt verebilirler. Tüm renklere sahip bir görüntü elde etmek için alıcılar (sensor) ışığın temeli olan üç renkte bakabilmek için filtreler kullanılır. Bu cihazlarda üç ayrı renk her bir piksele kaydedilebilir (163,164).

3. 14. Optik özellikler

Yansıma ve Kırılma

Işık bir ortamdan başka ortama geçtiğinde, örneğin havadan suya veya cam gibi saydam bir cisme açılı olarak girdiğinde, ışık ışınında yansıma ve kırılma meydana gelir. Kırılma, ışığın oblik bir şekilde bir ortamdan diğer ortama geçerken hızında bir azalma ile birlikte yön değiştirmesi olarak adlandırılmaktadır. Eğer ışığın ikinci bir ortama geçişteki açısı dik açıya yakın olursa, tamamen yada kısmen kırılmaya uğrayabilir. Işığın bir yüzeyden yansımada ise, ışık cismin içerisine hiç girememekte, ya da sadece bir miktar girer. Ağızımızdaki doğal dişler birçok farklı tabaka içeren karmaşık bir histolojik yapıya sahiptirler. Mine-dentin ara yüzeyi, ışığın geçişi için önemlidir (98).



Şekil 10: Kırılma ve yansıma (165).

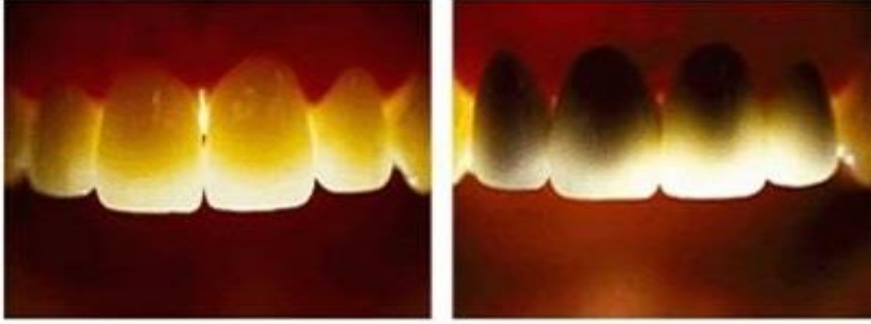
Işık Geçirgenliği:

Işık geçirgenlik düzeyi için translucent (yarı şeffaf, yarı saydam) ve transparent (saydam) terimleri kullanılmaktadır. Bu iki terim birbirinden tamamen farklıdır. Saydam terimi, gelen ışığa karşı tam geçirgen materyaller için kullanılmaktadır ve transparent materyallerin yüzey kısmından ışık yansıtılmamaktadır. Translucent

terimi, bir objenin arka kısmının kolaylıkla görünmemesidir. Bu sebeple ışık belli boyutta yansıtılabilmekte ve bu sebepten dolayı translusent materyaller daha fazla opak görünümde dirler (166). Doğal dişlerimiz mine tabakası ile kaplanmıştır. Mine tabakası, hastanın yaş durumuna bağlı olarak çok veya az oranda translusent olabilirler (101).

Apatit kristallerinin ışığı yönlendirmesi ve prizmatik dizilişi, belli bir miktarda saydamlığa yol açmaktadır. Seramik materyallerin saydamlık seviyeleri, kısmen cam fazının oranı ile belirlenirler. Doğal dişlerin saydamlığına yaklaşılabilmek için saydamlık oranının yüksek olması gerekmektedir. Çeşitli seramik fazlarının farklı kırılma indisleri, kırılma, saydamlık ve yansıma üzerinde etkilidir (167). Bir cismin saydamlık seviyesi, o cisim tarafından iletilen ışık ve saçılan ışık miktarıdır. Yüksek saydamlık, daha açık bir renk görüntüsü verir. Doğal dişler nadir olarak transparant olmaktadır. Sadece çok genç bireylerin dişlerinde karşılaşılmaktadır. Dişlerdeki transparant alanlar, dişlerin insizal kenarları boyunca ince ve uzundur. Çoğunlukla mamelonlar arasında, insizal kenarların bitimine doğru olan alanlarda ve distal-mesial ara yüzeylerinde bulunurlar. Transparant alanların görüntüsü griden koyu maviye doğru değişiklik gösterebilmektedir. Bununla birlikte; yaşlı hastaların dişlerinde de transparant alanlar bulunmaktadır. Belirgin bir overbite nedeniyle, dişlerin önemli derecede aşınması ve keskin kenarlı aşınma fasetlerinin oluşması, transparant alanların oluşmasına sebep olmaktadır. Bu durum, insizal kenarların aşırı düzeyde birbirini örtmesinden ve fonksiyonel streslerden de kaynaklanmaktadır. Dentin hemen hemen tamamı ile insizal kenarlardan kaybolmakta ve çok ince bir mine tabakası cam gibi gözükmektedir. Kesici kenardaki aşırı şeffaf mine, ağız ortamı karanlık olduğu için koyu görünür ve renk griden koyu maviye değişiklik gösterebilmektedir. Daha saydam bir materyal, renk ve görünüm üzerinde arka planın etkisini daha fazla gösterecektir. Saydamlık, materyal içerisinde saçılmanın artması ile azaldığı söylenebilmektedir (101). Işığın bir materyal içerisinde saçılması, malzemenin içerisindeki çeşitli yüzeylere çarpması sonucu ortaya çıkar. Saçılma yüzeylerine örnek olarak, hava kabarcıkları ve titanyum dioksit gibi opaklaştırıcılar gösterilebilir. Diğer bir örnek ise, kompozit rezin matriksindeki doldurucu partiküllerdir. Saçılma etkisi, saçılma yüzeylerinin boyut, şekil ve sayısına bağlıdır.

Saçılma aynı zamanda, saçılma yüzeyleri ile, bu yüzeyleri çevreleyen matriks arasındaki kırılma indisleri arasındaki farka da bağlı olduğu söylenmiştir (168).

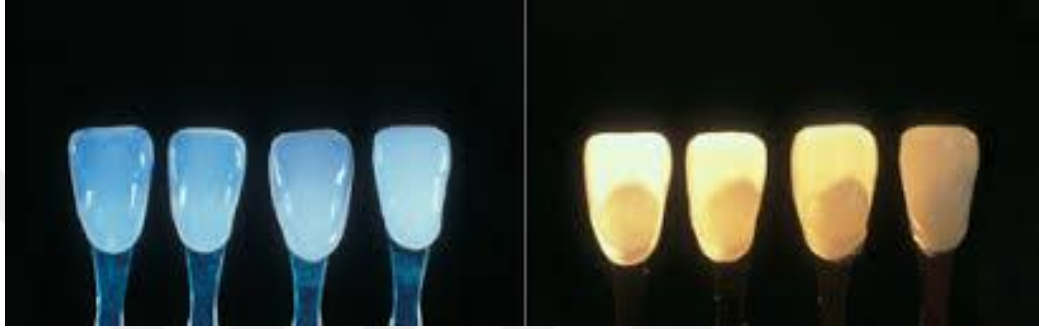


Resim 19: Restorasyonlardaki Işık Geçirgenliği (169).

Opalesans özelliği:

Bir materyalde ışık dalgaları kendi dalga boylarından daha küçük bir cisimle karşılaştığında, eğilirler, yansıtılırlar ve tüm doğrultularda saçılmaya uğrarlar. Daha kısa dalga boylu ışığın (mavi), uzun dalga boylu olanlardan (kırmızı) daha kuvvetli biçimde yön değiştirdiği söylenmektedir. Eğer ışık kaynağı net olarak gözlemcinin arkasında veya üzerinde ise, sarı ve kırmızımsı renkler özellikle görünürdür. Bu etki, matriks ile ayrı partiküller arasındaki kırılma farkı arttıkça, daha güçlü bir hale geldiği bildirilmektedir. Gökyüzünün rengi, opalesans için bir örnektir. Gökyüzü her zaman güneşin çevresinde sarı gözükür ve güneşin kendisi beyaz ışık yaymasına rağmen sarı görünmektedir. Güneş ışınlarının direkt dünyaya olarak geldiği gün ortasında mavi ışık miktarı (yoğunluğu) daha çok söylenmektedir. Atmosferde bulunan atom ve moleküller mavi ışığı 10 katdan daha fazla saçılmaya uğrattığı için gökyüzü mavi gözüktüğü bildirilmektedir. Ayrıca güneşten uzak bölgeler gözlemlendiğinde ise gökyüzü mavinin farklı tonlarındadır. Gökyüzünün renk değişimi ışığın mavi bileşeni sarıdan daha kuvvetli biçimde yayıldığı için, tayfın bu bileşeni gökyüzünde güneşten uzak kısımlarda daha kuvvetlidir. Güneşin yakınında, daha zayıf biçimde yayılan ve daha zayıf biçimde yön değiştiren sarı ve kırmızımsı bileşenler daha çok baskındır. Bu görüntü, beyaz güneş ışığının atmosfer içindeki küçük su damlacıkları üzerinden saçılmasının bir sonucudur. Bu atmosferik saçılma etkisinin bir kısmı kirlilik (toz partikülleri, gazlar vb.) veya artmış atmosferik nemlilikten de kaynaklanmaktadır (168). Yarı değerli opal minerali, bir SiO_2 türüdür.

Çok küçük kürecikler halinde amorf veya kriptokristalin materyalinden oluşmaktadır ve çok ince damlacıklar şeklinde su içerir. Opal, gelen ışığa ve gözlemcinin izleme açısına göre, baskın olarak mavi tonlarda değişken renkli olabilirler (ör; gökkuşağına benzer renk yansıması tayfı gösterir). Bu, ışığın küçük yapısal bileşenler yardımıyla saçılmasının bir sonucudur. Doğal diş minesi de, daha kısıtlı olmakla beraber buna benzer bir etki göstermektedir. Seramiklerde opalesans, temel matrikse çok ince ve kuvvetli biçimde kırma özellikli partiküllerin ilave edilmesi ile elde edilir.



Resim 20: Opalesans özellik (170).

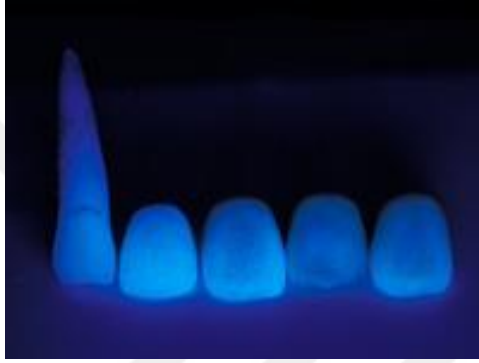
Işıldama Özelliği:

Işıldama kavramında iki optik etki birleşmiştir. Bunlar, Floresans ve Fosforesanstır. Kısa dalga boylu ışığın ışınması sonucu ortaya çıkarlar.

Floresans;

Bazı materyaller, ultraviyole ışık veya x ışınları gibi yüksek enerjili radyasyona maruz kaldıklarında ışık yaymak gibi floresan özellikler göstermektedirler. Radyasyon mazur kalmaya başladıklarında materyaller floresan aktivite gösterir (ör, ışık saçar), radyasyon bittiğinde ise floresan aktivite de sona erer. Floresans enerji yüklenmesi sonucu ortaya çıkar. Gelen ultraviyole ışık, materyaldeki elektronları daha yüksek seviye bir enerji düzeyine çıkarır. Elektronlar daha önceden bulunduğu düşük enerji düzeyine inerken kazanmış olduğu enerjiyi, görünür ışık biçiminde geri verir. Bu olgu ilk olarak floritte (CaF_2) gözlenmiştir ve bundan dolayı ismini bu

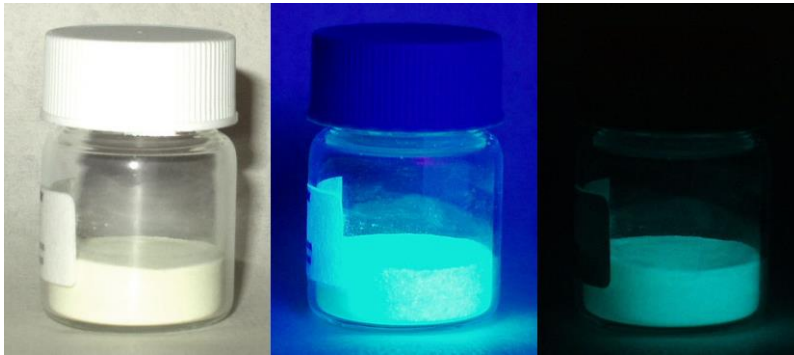
mineralden almıştır. Diğer bir ifadeye göre; Floresans, ışığın bir cisim tarafından gelen ışınkinden farklı dalga boylarında yayılmasıdır. Yayılma gelen ışının kesilmesinin hemen ardından durur. Doğal dişler ultraviyole ışık ile aydınlatıldıklarında mavi bölgede floresans özelliği göstermektedirler. Ultraviyole ışık altında dental porselenler de floresandırlar. Geçmişte, doğal floresansı taklit edebilmek için dental seramiklere uranyum bileşikleri eklenmekteydi. Günümüzde, eser metallerin nonradyoaktif oksitleri (lantanitler) bu amaç için kullanılmaktadır (171).



Resim 21: Floresans özellik (170).

Fosforesans;

Radyasyonun emilimi ile sonucu ortaya çıkan ve radyasyon durduktan sonra bir süre daha devam eden ışımaya fosforesans denir. Bunun anlamı, uyarılan elektronların fazla enerjilerini sadece bir süre gecikme ile salmasıdır. Fosforesans esas olarak fosfor içeren bileşiklerde görülmektedir (172).



Resim 22: Fosforesans özellik (173).

Parlaklık:

Yüzey parlaklığı, cisme cilalı bir görünüm kazandıran optik özelliktir. Kontrast parlaklığı, speküler yansımanın diffüz yansımaya oranıdır. Parlaklık için diğer bir özellik ise speküler olarak yansıtılan, kolimasyona uğramış ışık miktarıdır. Işığın Diffüz ve Speküler Yansıması Yüksek bir yüzey parlaklığı, genellikle pürüzsüz yüzeylerde elde edilir. Kompozit restoratif rezinlerde yüzey parlaklığı, artan yüzey pürüzlülüğü ile orantılı olarak düşer. Parlaklık, dental restoratif materyallerinde çok önemli bir görünüm özelliğidir. Restorasyonlar arasında veya doğal dişlerle restorasyonlar arasındaki parlaklık farkları, aynı renkler arasında bile kolaylıkla fark edilebilmektedir. Ayrıca, yüksek parlaklık renk farklılığının etkisini artırır, çünkü yansıyan ışığın rengi daha çok göze çarpar. Restoratif materyalde yüksek parlaklık aynı zamanda renk görünümünü daha açık hale getirir (101).

Metamerizm:

İki cismin renk uyumunun farklı ışık kaynakları altında değişikliğe uğramasına metamerizm denmektedir. Bir ışık kaynağı altında renkleri birbirine benzer, ancak başka bir ışık kaynağı altında renkleri birbirine göre farklı görünen iki cisim, metamerik bir çift oluşturur. Metamerik iki cismin renk yansıma eğrileri birbirini kesen iki farklı eğridir. Bir metamerizm örneği olarak; bir renk anahtarındaki renk örneğinin floresan ışık altında normal dişe uyumlu olması, ancak akkor flamanlı lamba ışığı altında ise çok farklı olmasıdır. Metamerizm, dental klinik ve laboratuvar arasındaki muhtemel aydınlatma farklarından da kaynaklanabilir. Renk seçiminde ve laboratuvarında kron yapımı esnasında tek bir türde ışık kaynağını kullanmamak, restorasyon ile doğal diş arasındaki renk uyumsuzluğunun önemli sebeplerinden birisidir.

Renk tespiti sırasında aydınlatmaların standardizasyonu metamerizm etkisini azaltacağı için dikkat edilmelidir. Tabii ki en ideal durum, cisimlerin aynı renk yansıma eğrisine sahip olmasıdır. Böylelikle cisimler izomerik bir çift oluştururlar ve tüm ışık kaynakları altında renk uyumu gösterirler. Bu özelliklerin her birinin; diş

hekimi, hasta veya teknisyen gibi bir gözlemci tarafından algılanması aşağıdaki faktörlere bağlı olarak değişebilir:

- Işık kaynağı
- Gözlemcinin yorumu, algılayışı
- Restoratif materyallerin ışık kaynağı ile etkileşen yapısal optik değişkenleri.

Restoratif materyallerde bu faktörlerin bilinmesi ve bu bilginin doğru şekilde dikkate alınarak iletilmesi, estetik restorasyonların seçimi ve uygulanmasında büyük ölçüde yardımcı olmaktadır (168).



Şekil 11: Metamerizm (174).

3. 14. 1. Diş Hekimliğinde Kullanılan Porselenlerin Optik Özellikleri

Hastayı memnun edecek estetik restorasyonların yapılabilmesi için, dental malzemelerin optik özelliklerinin iyi bilinmesi gerekmektedir.

Yeni sürmüş dişlerin mine tabakasında çok fazla organik komponentlerin bulunması, daha az oranda mineralize olması ve mine kristalleri arasındaki mesafenin fazla olması nedeniyle mine tabakası opaktır, ışığı iyi bir şekilde yansıtmaya eğilimindedir. Zamanla mine tabakası aşınmaya uğrayarak incelir, opak görüntü azalır ve dentin daha çok belirgin hal alır (107).

Diş rengini tesbit etmede, dentinin önemli etkisi bulunmaktadır. Doğal dişlerin renk tonu sarı, sarı-turuncu rengindedir. Yaşlanmış dentin veya sklerotik dentin çok daha koyudur. Yoğunluğu yüksek, renk değeri yaşlanmamış dentine göre düşüktür. Dentini saran mine tabakasının incilmesi sebebiyle, yaşlı dişler daha kırmızı tonda görünür (85,86).

Dişlerde en az parlaklık ekvator hattının altında kole bölgelerinde ve daha sonra kesici kenarlardadır. Dişlerde parlaklığın en fazla olduğu bölgeler, dişlerin orta üçlüsüdür. İnterproksimal kontakt alanları ve mamelonlar çok fazla translusensi gösterir. Translusensliğin en çok olduğu dişler lateral dişlerdir. Dişlerin kolesindeki ana renk her zaman, kesici bölgedeki ve orta üçlüdeki ana renkten çok daha kırmızıdır. Ağız içindeki tüm doğal dişlerin ana rengi ve yoğunluğu aynı değildir. Ağızdaki doğal dişlerimizin herbiri farklı renk tonunda bulunmaktadır. Kanin dişlerinin rengi tüm dişlerin renginden daha koyu tondadır. Santral ve lateral dişler daha açık, molar dişler ise kesici ile kanin dişleri arasında bir renk tonundadır (175).

Doğal dişteki tüm renk etkisi, mine yüzeyinden yansıyan ışık, dentin ve minede yayılıp, yansıyan ışığın bir sonucu oluşur. Dişin dentini dişteki temel renk kaynağıdır ve minenin içinden geçerek geri yansıyan ışınlar, minenin kalınlığı ve translusensi derecesi ve koyu oral zeminden etkilenmektedir (100).

3. 14. 2. Yansımaya

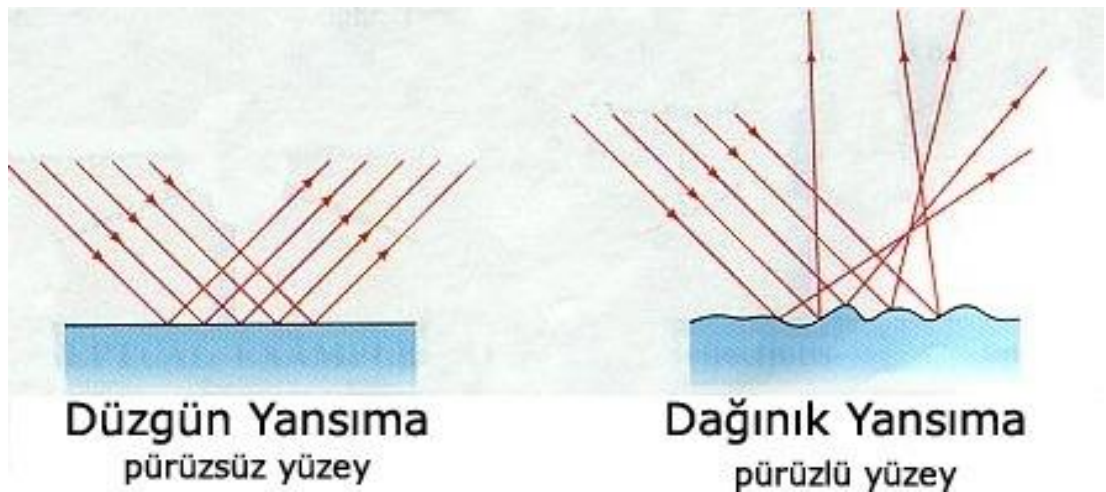
Diş yüzeyine gelen ışığın çarpması sonucunda ortaya farklı etkileşimler çıkabilir. Işık kırılabilir, yansır, obje tarafından absorbe edilebilir veya objeden etkilenmeden geçebilir. Objeye ile hava arasındaki sınırdaki yansımada indeksindeki değişiklikten dolayı ışığın bir kısmında her zaman yansımaya olur.

Yansımaya indeksi; ışığın havadaki hızının belirli bir materyaldeki hızına oranıdır. Işık havadan daha yoğun bir materyal içine geçerken hızı azalır. Hızlar arasındaki oran birçok optik fenomeni açıklar.

Yansımaya iki şekilde olabilir;

1. Düzenli yansımaya: Ayna gibi düz, pürüzsüz ve parlak yüzeylerde oluşan yansımaya şeklidir. Işığın yansımaya açısı ile gelme açısı eşittir, sadece ışığın yönünde değişiklik olmaktadır.

2. Diffüz Yansımaya: Işığın pürüzlü yüzeylere çarpması sonucunda oluşur. Gelen ışınların pürüzlü bir yüzeye çarpıp farklı yönlerde yansımaya oluşmaktadır. Diffüz yansımaya türü restorasyonlarda istediğimiz yansımaya türüdür (176).



Şekil 12: Düzenli yansımaya ve Diffüz Yansımaya (177).

Bir ışık demeti farklı materyallerden geçerken, ışığın yönünde meydana gelen farklılıklar ‘kırılma’ olarak adlandırılır. Işık demetinin yönündeki değişiklik miktarı ışığın dalga boyu ile ilgilidir. Kısa dalga boyunda ışıkta, çok daha fazla kırılma meydana gelmektedir. Gelen ışığın tahmini %4’ lük bir kısmı, porselen yüzeyinden hiçbir farklılığa uğramadan geri yansır. Eğer ışığın geliş açısı ile yansıma açısı çakışırsa, bu duruma ‘düzenli yansıma’ denilir (178).

Restoratif diş hekimliği, kaybedilmiş diş dokusunun yerine ideal bir materyal bulma amacı taşımaktadır. Bir restorasyonun genel formu, ışık geçirgenliği, yüzey yapısı ve rengi, estetik görünümü oluşturan en etkili komponentlerdir (113). Doğal dişimize yakın estetik görünüm sağlayabilmek için doğru materyal ve renk seçimi yapılması çok önemlidir. Diş hekimlerinin bu konuda başarılı olabilmemiz için ışığın yapısı, gözün ışığı nasıl algıladığı, beyinin nasıl renk olarak yorumladığı ve renk ve ışık ile ilgili temel bilgilerin yeterli olarak anlaşılması gerekmektedir (179).

Dental porselen optik özellik olarak heterojendir. Dental seramiklerin kimyasal yapısı ve içeriğindeki partiküllerin boyutu, optik özellikleri ve görünümünü etkileyen esas faktörlerdir. Metal oksitler, kristaller veya camsı partiküller içermektedir. Bir ışık demeti bunun gibi bir sistemin içine girdiğinde, ışığın bir kısmında yayılma olur ve de ışık demetinin yoğunluğu azalır.

Herhangi bir seramik sisteminde, en önemli ışık yayılım etkisi partiküller ve porselenin temel hacmi arasındaki yansıma indeksinin artısına bağlıdır. Ayrıca, ışık yayılımı büyük ölçüde partikül boyutlarıyla da ilişkilidir, maksimum yayılım, ışık dalga boyu ile aynı büyüklüğe sahip partikül boyutlarında oluşur. Işığın bir kısmı geri yansır ve bu glaze derecesi veya yüzey parlaklığını belirler. Kalan ışığın bir kısmı diffüz bir şekilde geri yansırken kalan kısmı ise direk ve diffüz şekilde porselen tabakasından geçer.

Alüminöz porselen kronlar, ışığın diffüz ve düzenli geçişine izin verirken, metal seramik restorasyonlarda ise opak tabakasından sadece ışığın diffüz ve düzenli yansıması söz konusudur. Bu fark, metal seramik restorasyonlardaki estetik başarısızlığın en önemli nedenidir. Doğal bir diş, ışığın diffüz ve düzenli geçişine

izin verir. Bir restorasyonun doğal bir diş görünümü oluşturabilmesi için translusensiye sahip olması gerekir (180).

Dental restorasyonlarda istediğimiz rengi oluşturabilmemiz için porselenlere çeşitli renk pigmentleri katılır. Renk pigmentleri ile renk değişikliğini sağlamak, kırılma, yansıma veya yayılma ile elde edilmiş renk değişiminden farklıdır. Pigmentin rengi, yansımaya ve absorpsiyona göre belirlenir. Örnek olarak beyaz bir ışık, kırmızı bir zeminden yansıtılırsa kırmızı dışındaki tüm renkler absorbe edilmektedir (181).

3. 15. Dental Porselenlerin Kırılma Dayanımı Ve Tesbitinde Kullanılan Test Yöntemleri

Mekanik Testler

Uygulanan bazı mekanik testler sayesinde dental materyallerin yapısal özelliklerini incelemek mümkündür. Mekanik testleri oluşturdukları gerilimlere göre; makaslama, çekme, makaslama-çekme, eğme ve burma test tasarımları olarak beş sınıfta incelenir (182).

Güçlendirilmiş seramik materyallerindeki zedelenme davranışlarını belirleyebilmek için dental seramik yapılarında gelen yük altında başarısızlığının mekaniği iyi bir şekilde anlaşılması gerekmektedir.

Laboratuar şartlarındaki ‘‘yük altında başarısızlık’’ testleri, sabit protezlerin başarısını doğrudan etkilediği düşünülen faktörleri araştırmak ve yeni tasarımlar ya da materyalleri değerlendirmek amacıyla simulasyon girişimli yöntemlerdir. Bu testlerin çoğunda küresel ve/veya keskin batıcı uçlarla başınç uygulanır (183).

3. 15 1. Bükme testleri (Bending)

Bu test yöntemi ile restorasyonda basma, makaslama ve çekme kuvvetleri aynı anda beraber meydana gelir. Bu test başarılı bir test yöntemidir ve güvenilir sonuçlar elde edilir (184). Bükme test sisteminde örnek iki destek üzerine yerleştirilir, bir veya daha çok noktadan yükleme yapılarak materyalde bükülme gerilimi meydana getirilir. Bükme testlerinde 2 farklı yöntem kullanılmaktadır (185).

1. Tek eksenli bükme testleri

- Üç nokta bükme testi

- Dört nokta bükme testi

2. Çift eksenli bükme testleri

Üç nokta bükme testi (Three point bending)

Ağız ortamında çiğneme kuvvetlerine maruz kalan porselenlerin kullanıldıkları süre boyunca dayanıklılığı önemlidir. Protetik restorasyon materyalinin seçiminde değerlendirilmesi gereken ve önemli olan mekanik özelliklerden biri bükülme dayanıklılığıdır (184).

Biaksiyal bükülme seramik içerikli materyalleri için disk şeklinde örneklere uygulanan bükülme dayanımı testidir.

Üç nokta bükülme testi ise bar şeklinde oluşturulan örneklere uygulanır ve aşağıdaki formüle göre hesaplanır:

$$\sigma = \frac{3P l}{2b d^2}$$

σ bükülme dayanımı

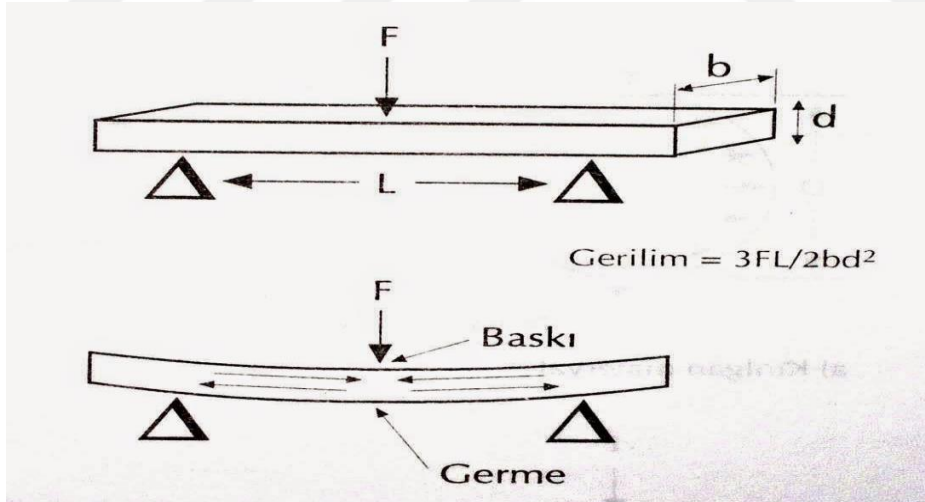
l destekler arası mesafe

b örneğin genişliği

d örneğin kalınlığı

P kırılma esnasındaki maksimum yükü tanımlar (186).

Üç nokta bükülme dayanımı testinde bar şeklinde hazırlanan örnek üzerine yük gelince gerinim (strain) oluşur. Örneğin; üst kısımda kompresif gerilim stresi oluşarak, örnek boyunun azalmasına sebep olur. Alt kısımda gerilme stresi meydana gelir ve alt yüzeyde uygulanan strese bağlı olarak uzama görülür. Örnek içerisinde gerilme ve kompresif gerilme streslerin sıfır olduğu yer, 'nötral eksen' olarak tanımlanır. Bu bölgelerde örnek boyutlarında hiç bir farklılık olmaz (186).



Şekil 13: Üç Nokta Bükme Testi

Dört nokta bükme testi (Four-point bending)

Test uygulanacak örnek, dikdörtgen bir çubuk formunda hazırlanarak iki ucundan desteklenmelidir. Örneğe, orta kısmından iki noktadan kuvvet uygulanır.

Yükün geldiği iki nokta, her destekten aralarındaki mesafenin en az dörtte biri kadar mesafede konumlandırılmaktadır (187).

Materyallerin bükülme direncinin test edilmesinde dört nokta bükme testi, üç nokta bükme testine göre daha fazla tercih edilir. Üç nokta bükme testinden farklı olarak, iki dayanak ve iki uygulama ucu kullanılarak bütün yüzeye yayılan homojen bir kuvvet uygulaması sağlanmaktadır. Üç nokta bükme testinde ise, kuvvet tek bir noktadan uygulanır ve elde ettiğimiz sonuç tüm materyal yüzeyi olmayıp sadece uygulama yüzeyini daha çok temsil edecektir. Bu nedenden dolayı, geniş bir test yüzeyi söz konusu ise daha doğru ve güvenilir bir sonuç ve daha homojen bir kuvvet uygulaması bakımından, dört nokta bükme testi daha çok tercih edilmektedir (188).

2. Çift eksenli bükme testleri

Örnekler disk şeklinde hazırlanır. Örneğin merkezinden kuvvet uygulanırken, diskin dış kenarlarında, karşı yönde gerilme meydana gelir (189). Maksimum stresler yükün uygulandığı merkezde yoğunlaşır. Biaksiyal bükme testleri üç nokta bükme testlerine göre daha yüksek bükülme değerleri göstermektedir (190).

3. 15. 2. Burkulma testi (Torsion test)

Bu test ile üst yapı ve alt yapı arasındaki bağlanma dayanımı ve endodontik aletlerin testinde, arayüz direncinin özelliklerinin tespit edilmesinde tercih edilen bir yöntemdir. Test örnekleri, alt yapının her iki tarafına seramik yerleştirilmesiyle elde edilir. Oldukça karmaşık bir test yöntemidir. Test örneklerinin tasarımının karmaşıklığı dezavantajıdır (182).

3. 15. 3. Makaslama testi (Shear test)

İki materyalin arayüz direncini test etmek için kullanılan ve genellikle en çok tercih edilen bir test yöntemi şeklindedir. Sabit taşıyıcıya yerleştirilen deneğe bir uç aracılığıyla kuvvet uygulanır ve deneğin yüzeyden ayrıldığı ya da koptuğu yük tespit edilir (182).

Farklı türlerde uygulanan makaslama testleri bulunmaktadır:

- Çekerek ve iterek makaslama testleri
- Düzlemsel arayüz makaslama testleri
- Daire şeklinde arayüze sahip makaslama testleri
- Dikdörtgen şeklinde arayüze sahip makaslama testleri
- Oblik makaslama testi

3. 15. 4. Çekme testi (Tensile test)

Bu test yöntemi, genel olarak alt yapı ve üst yapı ara yüzündeki bağlantının dayanıklılığının ölçülmesi için kullanılan bir test yöntemidir (191). Üst yapı ile alt yapıyı birbirinden ayırmak amacıyla, ara yüz düzlemine dikey olarak çekme kuvveti uygulanır. Bu testte örneklerin hazırlanma aşamasının zorluğu ve üst yapı seramiğinin dış yüzünde oluşabilecek çatlakların gözlenmesi gibi dezavantajları bulunur. Düzensiz olarak gerilme dağılımları sebebiyle üst yapı seramiğinde koheziv kırılmalar oluşabilmektedir (192).

3. 15. 5. Basma testleri (Compressive tests)

Amalgam, seramik ve siman gibi çekme kuvvetlerine karşı dayanıksız kırılğan materyallerin mekanik özelliklerinin tespit edilmemesinden dolayı basma kuvvetleri tercih edilir (193). Silindir formunda kırılğan bir materyale çapı boyunca baskı kuvveti uygulanırsa, materyalin içinde germe stresi oluşur. Çok tercih edilen geleneksel çekme testlerinin uygulanamadığı materyallerde tercih edilir (187). Silindirde oluşan stress değeri;

$$STRESS = \frac{2 F}{nDT} \text{ şeklinde belirtilir}$$

F: değeri silindirin aksı boyunca uygulanan kuvvet

D: silindirin çapı

T: silindirin uzunluğu.

3. 15. 6. Vickers sertlik testi

Sertliği ölçülecek materyal üzerine tepe açısı 136° olan, piramit şekilli, kare tabanlı bir elmas uç ile 1-100 kg kuvvet uygulayarak bir iz oluşturmaktadır. Uygulanan yük kaldırıldıktan sonra oluşan kare şeklindeki izin köşegenleri ölçülür. Bu ölçüm, cihaza bağlanmış bir mikroskop yardımı ile ölçme ekranına aktarılarak ölçüm ekranındaki hareketli iki cetvel yardımıyla köşegenlerin uzunluklarının ayrı ayrı ölçme işlemi yapıp ortalamasının alınmasıyla yapılmaktadır. Vickers sertlik değeri, g/kg olarak ifade edilen yükün, mm² olarak ifade edilen iz alanına bölümü olup

$$HV=1.854 \times \text{kuvvet} / (\text{taban köşegeni})^2$$

formülü ile hesaplanır.

Oluşan iz alanı ne kadar küçük ise, bulunan Vickers sertlik değeri o kadar büyük olmaktadır. Materyalin sert olduğunu göstermektedir. Vickers sertlik testinin avantajı, son derece doğru değerler verebilmesi, kullanılan elmas uçların kullanım ve zaman ile yıpranmaması ve tüm materyaller ve yüzeyler için kullanılabilir olmasıdır. Ek olarak, Vickers sertlik ölçümlerinde aynı örnek içindeki alt yüzey, merkez ve üst yüzey gibi spesifik bölgelerin ölçümleri yapılabilmektedir (194).

Elmas piramit sertlik testi olarak da bilinen Vickers mikrosertlik testi, diş hekimliğinde dental altın döküm alaşımları ve kırılğan materyallerin sertliğinin belirlenmesi için uygundur, bu yüzden diş yapısının sertliğinin ölçülmesinde de kullanılmaktadır(195).

3. 16. Seramik Yüzey pürüzlülüğünün Analiz Yöntemleri

3. 16. 1. Seramik yüzeylerinin topografik incelenmesi

3. 16. 1. 1. SEM (Taramalı Elektron Mikroskobu)

Görüntülerin iletilmesini sağlayan ışık yollarını mercekler ile değiştirerek daha küçük detayların görülmesini sağlayan cihazlar geliştirilmiştir. Ayırım gücü, görüntü, odak derinliği ve analizleri birleştirme özelliklerinden dolayı SEM tercih edilmektedir (196).

Taramalı Elektron Mikroskobunda temel prensip; primer bir elektron demeti ile örnek yüzeylerinin taranmasıdır. SEM’de tarama işlemi yapılmadan önce ilk olarak örneklerin belirli bir kurallara uyularak hazır hale getirilmesi gerekmektedir. Örnekler, kakodilat buffer solusyonunda % 2,5 gluteraldehit içinde sabit hale getirilir. Bu işlemden sonra kontrasyonu gittikçe arttırılan etanol içinde, dehidratasyona tabi tutulduktan sonra kimyasal kurutma işlemi yapılmaktadır. Alüminyum kalıplara yerleştirilen örnekler altın püskürtme makinesiyle yüzeyi ince bir altın tabakası ile kaplanır (197).

Tarama işlemi sırasında, primer elektron demeti örnek yüzeyindeki elektronlar ile etkileşime girerek, bu elektronların etrafa yayılmasına sebep olur. Örnek yüzeyinin herhangi bir noktasından dağılan ikincil elektronların sensörler tarafından tespit edilerek toplanmasıyla yüzey bileşenleri, yüzeyin yapısı ve topografisi hakkında yeterli bilgi sahibi olunabilir (198). Algılayıcıya ulaşan elektronların sayısı ne kadar az ise o bölgenin görüntüsü karanlık, bunun tersi olarak, elektronların sayısı ne kadar çok ise o bölgenin görüntüsü o kadar parlak alınır. Taramalı Elektron Mikroskobunda bu şekilde örnek yüzeylerinin gri tonlarında görüntüsü elde edilir (199).

3. 16. 1. 2. Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM)

Dışhekimliğinde restoratif materyallerin estetik özellikleri günümüzde oldukça önemli hale gelmiştir. Restorasyonların pürüzsüz ve parlak yüzeye sahip olmaları gerekmektedir. Restorasyonlar, ağız içi ortamında uzun süre pürüzsüzlüğünü koruyabilmelidir. Pürüzsüz yüzeyler, plak retansiyonunun oluşmasına neden olan film tabakanın yerleşmesini engellemenin yanında, uzun süreli estetik görünümün korunmasında sağlar (200). Restorasyonlarda plak retansiyonu alanlarının olabilmesi için yüzey pürüzlülüğünün 0,2 µm'den daha büyük çapta olması gerekmektedir (201). Bunların yanında, yüzeyin tam pürüzsüz olması sürtünme katsayısını azaltmaktadır ve sonuç olarak, materyalin aşınma hızı yavaşlar (202).

Materyallerin mekanik yüzey profili analizi (Profilometre) ile yüzey pürüzlülüğü ölçümü, Scanning Electron Microscopy (SEM) ile yapılmaktadır. Ayrıca son zamanlarda yeni geliştirilmiş bir uygulama olan; AFM (Atomik Kuvvet Mikroskobu) ile yüzey pürüzlülüğü ölçümü yapılabilmektedir (200,201).

Atomik Kuvvet Mikroskobu (Atomic Force Microscope = AFM), Gird Binnig, Christopher Herber ve Calvin F. Quate tarafından 1986'da icat edilmiştir. AFM, katı veya sıvı maddelerin yüzeyini analiz edebilmek için elektroniği, iletişimi, biyolojiyi, otomotivi, kimyayı, uzay bilimini ve enerji endüstrisini içeren teknolojilerde yaygın olarak kullanılmaktadır.

AFM analizi, daha büyük bir çözünme ve üç boyutlu bir görüntü elde edilmesini sağlar, profilometre ve görsel değerlendirmeye kıyasla daha çok detay verir (203). SEM yüzey incelemesinde, kimyasal olarak malzeme yüzeyinin önce karbon ya da altın ile kaplanmasına gerekmektedir. Atomik Kuvvet Mikroskobu cihazıyla yapılan çalışmalarda ise böyle bir ön hazırlığa gerek yoktur. Doğrudan yüzey görüntüleri elde edilebilir. Atomik Kuvvet Mikroskobu, örneklerin yüzeyini 3 boyutlu incelemeye olanak sağlamakla beraber, yüzey pürüzlülüğü değerlerini rakamsal olarak da verebilir. Ancak tarama yapılan saha, diğer yüzey pürüzlülüğü ölçme yöntemlerine göre küçük olduğundan, tekrarlanan ölçümlerde tekrar aynı alanı bulmak zordur (204). AFM'nin başka yöntemlerden farklı olan bir özelliği de,

standart mekaniksel yüzey profilometre ölçümü skalasından farklı olarak, atomik bir skalada yüzey yapısını incelemesidir (205).

AFM'nin çalışma prensibi, uç ile örnek yüzeyi arasındaki etkileşimli kuvvetin, elastik bir destek (cantilever) üzerine yerleştirilmiş özel bir prob vasıtasıyla ölçülmesidir. Örnek yüzeyinden tarayıcı uca kütle çekimi ile bir kuvvet uygulanır ve sonuçta ucu taşıyan destek eğilir. Destek eğimini ölçerek, uç ile yüzey arasındaki etkileşimli kuvveti de saptamak mümkündür (206).

Uç, örnek yüzeyini tararken, yüzeyin dış hatları boyunca aşağı ve yukarı doğru hareket eder. Fotodedektör, fotodedektörün üst ve alt tarafı arasındaki ışık yoğunluğu farkını ölçer ve sonra voltaja çevirir. Bilgisayar kontrolünde, farklı fotodiode sinyalinin sağladığı geri bildirim sayesinde, örnek yüzeyinde devamlı bir kuvvet ya da yükseklik sağlanır (207).

3. 16. 1. 3. Lazer uçlu Profilometre

İnceleme yapılacak olan yüzey otomatik olarak lazerle paralel olarak taranır. Tarama sonucu 2 değer elde edilir. Ra, ortalama yüzey pürüzlülüğünü ve LR, doğru profil uzunluğu oranını belirler. LR boyutsal bir parametredir ve ideal pürüzsüz yüzey için değeri LR=1 olmalıdır (208).

3. 16. 1. 4. X Ray Difraksiyon Spektrometesi (XRD)

X-Ray Diffraction (XRD) olarak bilinen X-Işını Difraksiyon Spektroskopisi; X ışını olarak bilinen ultraviyole ışıdan daha güçlü ama gamma ışınlarından daha zayıf enerjili ışın kullanılarak yapılan analizdir.

Bir atoma X-ışınları çarptıktan sonra sahip olduğu atom numarasına ve elektron sayısına göre, her atom yeni bir dalga oluşturacak şekilde X ışını dağılmakta. Dağıtılan radyasyonun yoğunluğu çarpma açısına göre farklılık göstermektedir. Dalgaların uyumlu bir şekilde birleşmesi durumu 'kırınım' olarak adlandırılır. Bragg

kanunu kullanılarak, kırınım teorisi geliştirilmiştir. Kristal yapıdaki atom dizisi X-ışınlarını Bragg kanununa uygun olacak açılar ile yansıtır. Bragg Eşitliği: kristal atomları arasındaki mesafe ve X-ışını dalga boyu bilindiği zaman X-ışınlarının kristal tarafından hangi açılarla yansıtılacağını göstermekte (49).

X-ışını Kırınımı Prensipleri: Kırınımın yoğunluğu, birim hücre içinde atomik konumlara, kristali oluşturan atomların özelliğine, X-ışını demetinin dalga boyuna bağlıdır. Örgü kusurları, atomların ideal periyodik dizilimlerinde farklılıklara neden olmaktadır. Bu sebeple bir kristalin örgü kusuru olan bölgesi, ideal bölgede elde edilenden farklı bir kırınım yoğunluğu verir (209).

X-ışını kırınımı yöntemiyle materyallerin hem saf halde hem de bir karışımın içinde kolayca saptanmakta, kristal yapı hakkında bilgi elde edilmektedir. Aynı bileşenlerde farklı fazlar meydana geldiğinde bunlar XRD ile ayırt edilebilmektedir.

XRD ile şu bilgiler elde edilebilir:

- 1) Hücredeki atomların dağılımı
- 2) Materyalin faz bileşenleri
- 3) Atomların denge pozisyonları
- 4) İncelenen örneğin birçok mikroskobik yapısal özellikleri .

XRD analizi'nin avantajları:

- 1) Materyal içeriğinin kısa bir süre içinde saptanması
- 2) Örneklerin kolay hazırlanabilmesi
- 3) Bilgisayar ortamında materyal tanımlaması yapılabilmesi
- 4) Kristal yapılarından oluşan kapsamlı veri dosyası elde edilebilir

Elde edilen sonuçlar, materyallerin özellikleri ve kristal yapıları arasındaki ilişkiyi açıklamak için kullanılmaktadır (210). Örnekteki bir kristal fazın varlığı spesifik bir konumda ve yoğunlukta, Bragg pikleri olarak gösterilir. Birim hücrede atomların koordinatları veya kristal örgüde farklı alanların popülasyonu gibi atomik parametreler değiştirildiği zaman, bu değişim Bragg piklerinin yoğunluk ve konumlarını bu yeni faza uygun olarak etkilemektedir. Değişimler mikroskobik olduğunda, tane boyutu belli bir sınırın altına indiğinde ya da materyalde gerilme olduğunda veya deforme olduğu durumlarda, konumlara ve yoğunluğa ek olarak Bragg piklerinin şekilleri de etkilenmektedir.

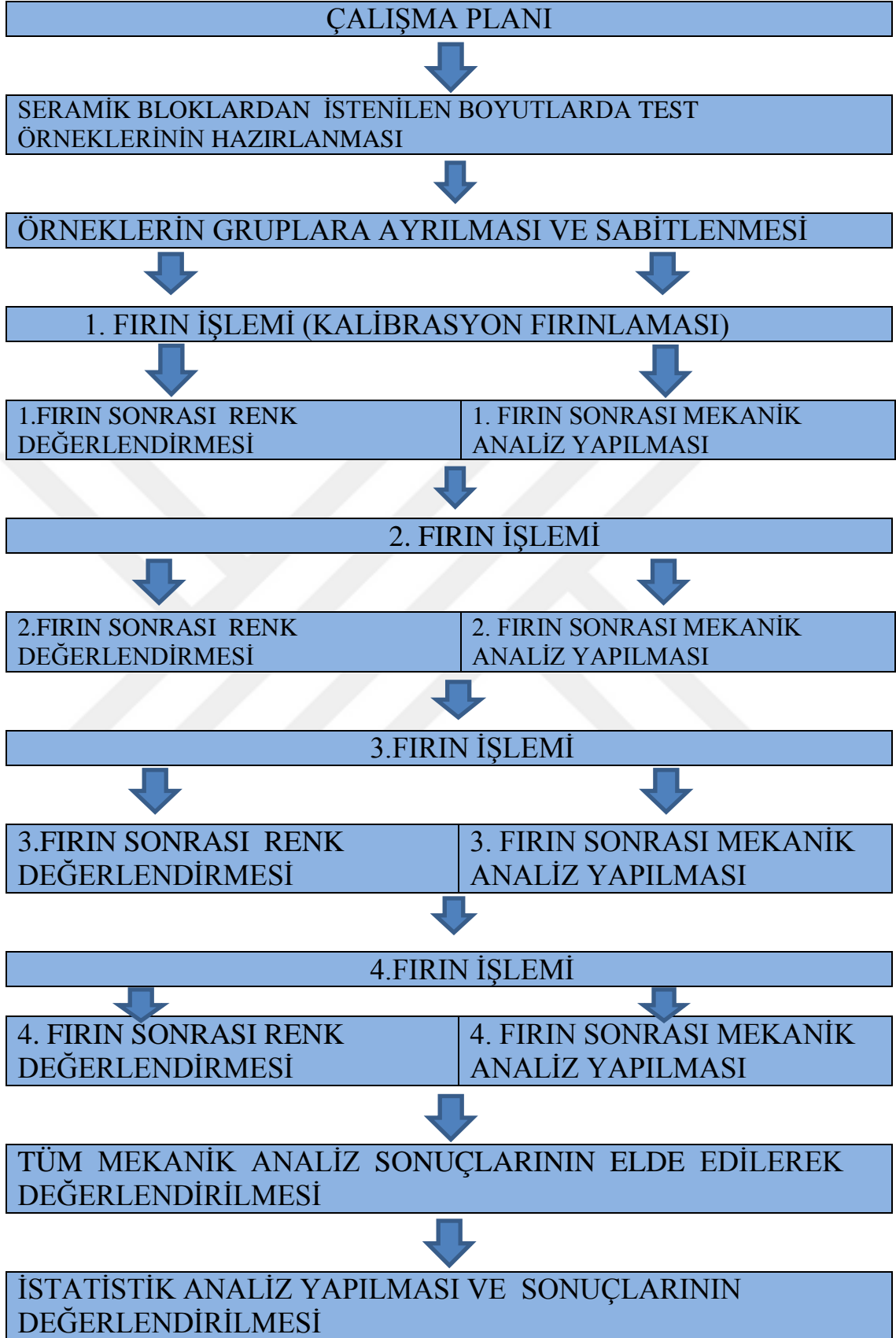
Her kristal yapı X-ışınlarını farklı açılarda ve şiddetle kırıldığı için çok hassas biçimde analiz edilebilir (211).

4.GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızda IPS e.max CAD bloklardan farklı kalınlıkta hazırlanan test örneklerinin farklı sayıda ve fırınlama sonucunda oluşabilecek renk değişiklikleri ve mekanik değişikliklerinin incelenmesi amaçlanmıştır.

Çalışmamızda izlenen yöntem Tablo 1' de şematize edilmiştir.





Tablo 1 : Çalışma planı

4.1. Çalışmada Kullanılan Cihaz Ve Materyaller

Çalışmamızda kullanılan materyaller ve cihazlar Tablo 2’de gösterilmektedir.

Cihaz	Üretici Firma
IPS e.max Cad (SiO ₂ , Li ₂ O , K ₂ O, P ₂ O ₅ , ZrO ₂ ,ZnO, Al ₂ O ₃ ,MgO)	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
5 Eksenli kuru/sulu kazıyıcı	Amanngirrbach, ITALY
Empress Fırını	EP 5010 Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein
Vita Easyshade Compact Spectrofotometre Cihazı	VİTA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya
Floresan Gün Işığı Lambası	Master TL-D 90 Graphica 18W/965SLV/10, Philips, Hollanda
SEM Cihazı	SEM-Quanta FEG 250, USA
Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM) Cihazı	Park Systems-XE100E
XRD Cihazı	Bruker D8 X-ray difraktometer, Germany
VİCKERS Cihazı	SHİMADZU, HMV-G-FA, JAPAN

Tablo 2: Çalışmamızda kullanılan cihazlar ve materyaller.

4.2. Tam Porselen Örneklerin Hazırlanması

Çalışmamızda IPS e.max CAD HT A2/c 14 monolitik bloklar kullanılmıştır.



Resim 23a



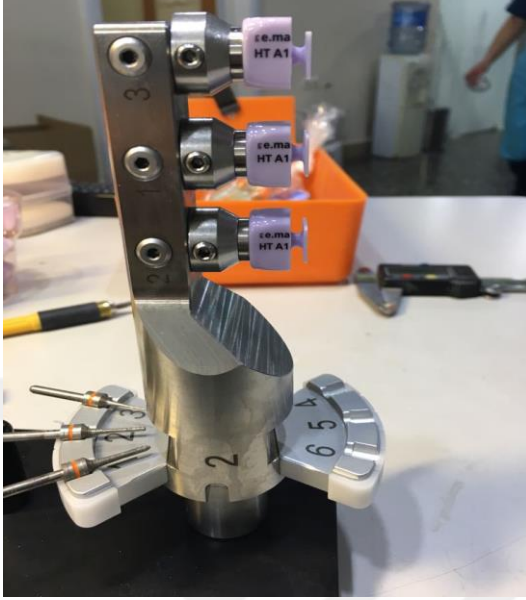
Resim 23b



Resim 23c

Resim 23 a, b, c: IPS e.max cad bloklar

Monolitik bloklardan kalınlıkları 1 mm, 1.5 mm, 2 mm ve kenar uzunlukları 14-12 mm olacak şekilde test örneklerinin kazıma işlemi yapıldı. Kazıma işlemi için 5 eksenli kuru/sulu kazıyıcı (Amanngirrbach, ITALY) kullanıldı.



Resim 24a



Resim 24b



Resim 24c

Resim 24 a, b, c: Çalışmamızda renk değerlendirmesi için IPS e.max CAD bloklardan 1 mm, 1.5 mm, 2 mm kalınlıkta örneklerin hazırlanma işlemi.

Kazıma işlemi yapılan örnekler kalibrasyon işlemi için 850 derece 'de 1 dakika fırın işlemine tabi tutuldu.



Resim 25: Kalibrasyona hazır örnekler.

Hazırlanan test örneklerinin kalınlıkları hassas kalınlık ölçer (Digital Caliper, HZWT-06) ile kontrol edildi.



Resim 26a



Resim 26b



Resim 26c

Resim 26 a, b, c: Örneklerin boyutlarının kontrol edilmesi.

4.3. Örneklerin Gruplandırılması

Çalışmamızda IPS e.max CAD monolitik bloklardan; renk testi için 90 örnek, mekanik testler için 144 adet örnek olacak şekilde toplamda **234** adet örnek üretildi.

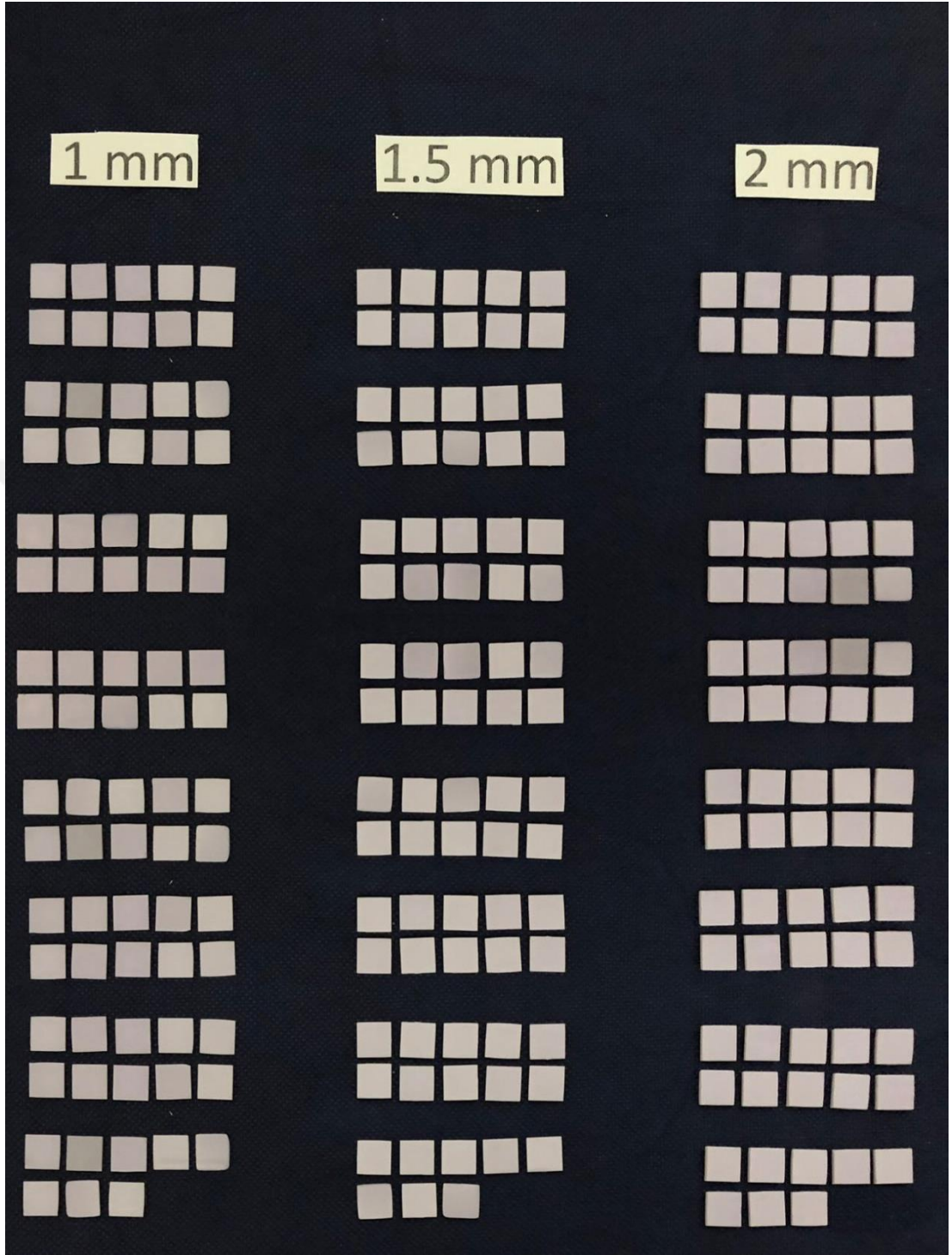
Farklı sayıda tekrarlanan fırınlama sonucunda, renk değerlendirmesi için kullanılacak **90** adet örnek; 1 mm., 1.5mm., 2mm kalınlığında ve her kalınlıktan **30** adet olacak şekilde hazırlandı.

Farklı sayıda tekrarlanan fırınlama sonucunda, mekanik özelliklerin dört farklı test ile değerlendirmesi için kullanılacak **144** adet örnek; 1 mm., 1.5mm., 2mm kalınlığında ve her kalınlıktan **48** adet olacak şekilde hazırlandı.

Çalışmamızda kullanılan örnekler ve kullanıma göre dağılımları Tablo 14’de ve Resim 27 ‘de gösterilmiştir.

KALINLIK				
		1mm	1.5mm	2mm
Renk testi için		30	30	30
Mekanik testler için (dört fırınlama için,her fırınlamada 3 örnek kullanıldı)	SEM	12	12	12
	AFM	12	12	12
	XRD	12	12	12
	VİCKERS	12	12	12

Tablo 14: Örneklerin Dağılımı



Resim 27: Örnekleri gruplandırma işlemi.

4.4. Fırlama İşleminin Yapılması

Çalışmamızda IPS e.max CAD bloklarından elde edilen örneklerin fırlama işlemi için Empress Fırını (EP 5010 Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) kullanıldı. Fırlama işlemi 850 °C’de yapıldı. Fırlama süresi; 500°C’den başlayıp 850 °C’ye ulaşması için geçen 12 dakika ve 850 °C’de 1 dakika olacak şekilde yapıldı.

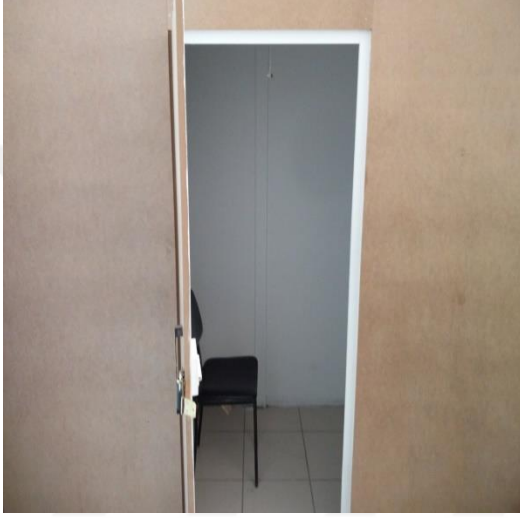


Resim 29: IPS e.max CAD bloklarından elde edilen örneklerin fırlama işlemi için kullanılan Empress Fırını.

4.5. Renk Değerlendirmesi

4.5.1. Renk seçimi yapılacak ortamın hazırlanması

Çalışmamızda renk değerlendirmesi, daha önce renk seçimi için hazırlanan, dışarıdan ışık girmeyen özel kabin yapıldı. Renk değerlendirmesi esnasında kabinin aydınlatması için Floresan Gün Işığı Lambası (Master TL-D 90 Graphica 18W/965SLV/10, Philips, Hollanda) kullanıldı.



Resim 30a



Resim 30b

Resim 30 a, b: Renk seçiminin yapıldığı özel hazırlanmış kabin.



Resim 31: Floresan Gün Işığı Lambası.

4.5.2. Dijital renk seçimi

Çalışmamızda, örneklerin renklerinin ölçülmesinde spectrofotometre cihazı kullanıldı (Vita Easysshade V). Renk ölçme işlemi, Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda gerçekleştirildi.

Renk ölçümü için hazırlanan kabin içerisinde renk seçim işlemi her örnek için 4 defa tekrarlandı. Örneklerin her fırınlamadan sonra L, C, H değerleri hesaplandı. Elde edilen değerlerin ortalama değerleri kaydedildi.



Resim 32a



Resim 32b



Resim 32c

Resim 32 a, b, c: Digital renk ölçme cihazı.

4.6. Mekanik Analizlerin Yapılması

4.6.1. Örnek yüzeylerinin SEM incelemesinin yapılması

Farklı sayıda fırınlama sonucu IPS e.max CAD bloklarından elde edilen 1 mm, 1.5 mm, 2 mm kalınlığındaki porselenlerin yüzey incelenmesi için; Afyon Kocatepe Üniversitesi Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi' nde bulunan SEM cihazı (SEM-Quanta FEG 250, USA) kullanıldı.

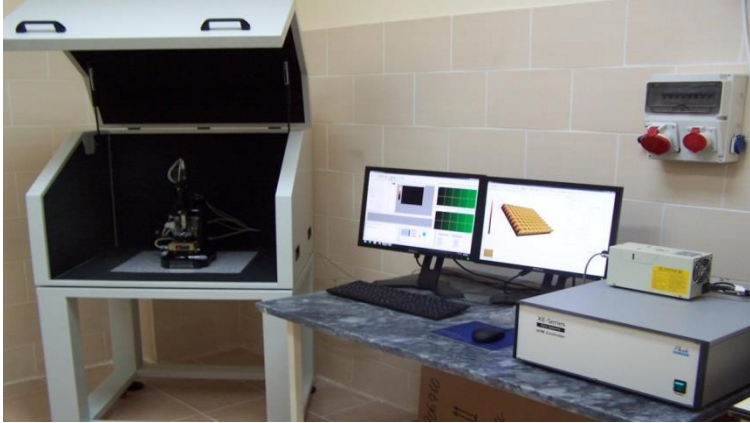


Resim 33: SEM cihazı.

Örneklerin 500 X, 1.00 KX ve 2.00 KX büyütme oranlarında yüzey görüntüleri alındı. Bu işlem, her fırınlamadan sonra yapılarak, fırınlamanın monolitik lityum disilikat cam seramiklerin yüzeyleri üzerindeki etkileri değerlendirildi.

4.6.2. Atomik Kuvvet Mikroskobu ile yüzey analizi

Örneklerin fırınlama sonrası yüzey pürüzlülüğünü ölçmek için Afyon Kocatepe Üniversitesi Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi'nde bulunan AFM cihazı (Park Systems-XE100E) kullanıldı. AFM ölçümü sırasında örnekler taşıyıcı silindire yapıştırıldı. Silindir daha sonra cihazın içerisine yerleştirildi. Kalibrasyon işlemi yapıldıktan sonra 1. yüzey pürüzlülüğü ölçümleri gerçekleştirildi. Yüzey pürüzlülüğü ölçme işlemi her fırınlama sonunda, toplamda 4 defa yapıldı. Yüzey ölçümleri 0.58 Hz tarama hızında gerçekleşti. $20 \mu\text{m}^2$ 'lik alanlar tarandı. Örneklerin 256 x 256 piksel çözünürlükteki üç boyutlu görüntüleri ve ortalama yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerleri hesaplandı ve kaydedildi. Cihazın kalibrasyonu, her ölçüm aşamasında tekrarlandı.



Resim 34: Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM)

4.6.3. XRD analizi

Çalışmamızda, materyalin faz dönüşüm miktarının incelenmesi için Afyon Kocatepe Üniversitesin Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi'nde bulunan Difraktometre (PO#=BD54-0005 Model: D/MAX2200/PC) cihazı kullanıldı.

Örneklerin her fırınlamadan sonra Cu $K\alpha$ radyasyon kullanan X Ray Difraktometresinde 0-90 derece 2θ açısı arasında taratılarak analizi yapıldı.



Resim 35: XRD cihazı

4.6.4. Vickers Mikrosertlik

Çalışmamızda, örneklerin her fırınlama sonrasında mikro sertlik ölçümleri; Afyon Kocatepe Üniversitesin Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi' nde bulunan, Vickers mikrosertlik cihazında (SHİMADZU, HMV-G-FA, JAPAN) yapıldı. Mikro sertlik ölçümü sırasında, örneklere, 300 gr yük, 15 saniye uygulama süresi olacak şekilde uygulandı.



Resim 36: Vickers Microhardness sertlik cihazı

4.7. İstatistik Yöntem ve Gereçleri

Çalışma sonuçlarının değerlendirmesinde 'IBM SPSS Statistics Version 22' paket programı kullanılmıştır. İki den fazla gruplara ait ortalamaların arasındaki farkın araştırılmasında One Way ANOVA, tekrarlı ölçümlere ait farkların değerlendirilmesinde Tekrarlı ANOVA testleri kullanıldı. Farklılık bulunan gruplar, Post Hoc testi ile karşılaştırıldı.

Gruplar arası istatistiksel farklılık incelenirken; anlamlılık seviyesi olarak 0,05 değeri kabul edilip; $p < 0,05$ olması durumunda gruplar arasında anlamlı bir farklılık olduğu, $p > 0,05$ olması durumunda ise gruplar arasında anlamlı bir farklılık olmadığı belirtildi.

5.BULGULAR

5.1. Renk Bulguları

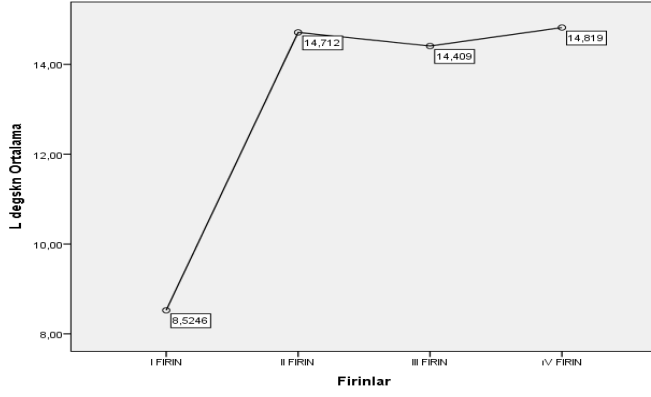
Farklı sayıda tekrarlanan fırınlama sonucunda, renk değerlendirmesi için kullanılacak **90** adet örnek; 1 mm., 1.5mm., 2mm kalınlığında ve her kalınlıktan **30** adet olacak şekilde hazırlandıktan sonra fırınlama işlemleri yapıldı.

Renk değişimi tayini için her fırınlamadan sonra L, C, H değerleri hesaplandı ve istatistiksel analizi yapıldı.

Betimsel istatistik										
		N	Ortalamalar	Standart sapma	Ortalama standart hatası	95% Güven aralığı		Minimum	Maksimum	ANOVA
						Alt sınır	Üst sınır			
L degskn	I FIRIN	90	8,5246	3,69291	,38927	7,7511	9,2980	2,46	17,73	F=112,05 P=0,00 anlamlı
	II FIRIN	90	14,7119	2,58729	,27272	14,1700	15,2538	7,26	18,00	
	III FIRIN	90	14,4090	2,37256	,25009	13,9121	14,9059	9,63	18,00	
	IV FIRIN	90	14,8191	2,06159	,21731	14,3873	15,2509	9,80	18,00	
	Total	360	13,1161	3,81568	,20110	12,7206	13,5116	2,46	18,00	
C Degskn	I FIRIN	90	2,9943	3,22557	,34000	2,3188	3,6699	,03	11,60	F=9,68 P=0,00 anlamlı
	II FIRIN	90	6,6403	5,68373	,59912	5,4499	7,8308	,96	19,03	
	III FIRIN	90	6,3028	5,73793	,60483	5,1010	7,5046	,63	19,03	
	IV FIRIN	90	6,2801	5,80011	,61139	5,0653	7,4949	,70	19,43	
	Total	360	5,5544	5,41308	,28529	4,9933	6,1154	,03	19,43	
H degskn	I FIRIN	90	4,7760	1,44073	,15187	4,4742	5,0778	,03	9,63	F=4,605 P=0,00
	II FIRIN	90	3,5601	3,68892	,38885	2,7875	4,3327	,03	11,86	
	III FIRIN	90	3,7602	2,76061	,29099	3,1820	4,3384	,26	12,46	
	IV FIRIN	90	3,3483	2,82757	,29805	2,7561	3,9406	,00	12,10	
	Total	360	3,8612	2,83912	,14963	3,5669	4,1554	,00	12,46	

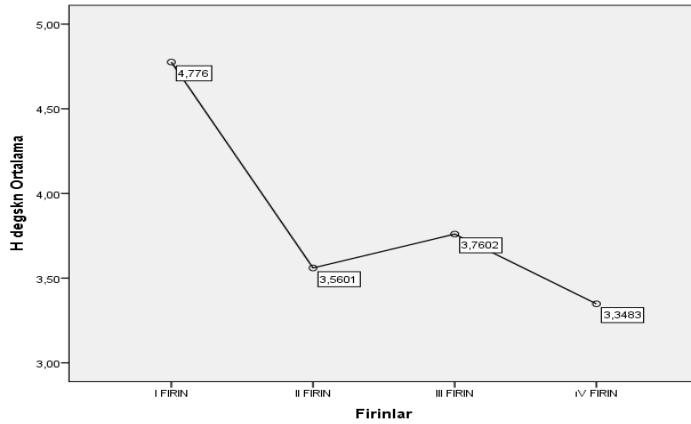
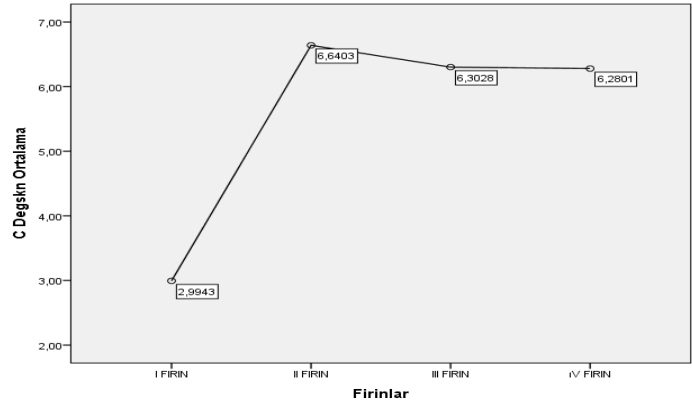
Tablo 4: L, C, H değerlerinin ANOVA istatistik analiz sonuçları.

Çalışmamızda, IPS e.max Cad blokların 1., 2., 3 ve 4. fırınlamalar sonrası renk analizlerinin L, C, H değerleri, Tekrarlı ANOVA (Repeated Measurements Anova) istatistiği ile incelendi. Farklı sayıda fırınlama sonucunda, L ve C değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu görüldü. Farklı sayıda fırınlama sonucunda, H değerinde istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı görüldü.



Grafik 1: Tüm fırınlama işlemlerinin L, değerinin ANOVA istatistiksel analiz sonuç grafiği.

Grafik 2: Tüm fırınlama işlemlerinin C, değerinin ANOVA istatistiksel analiz sonuç grafiği.

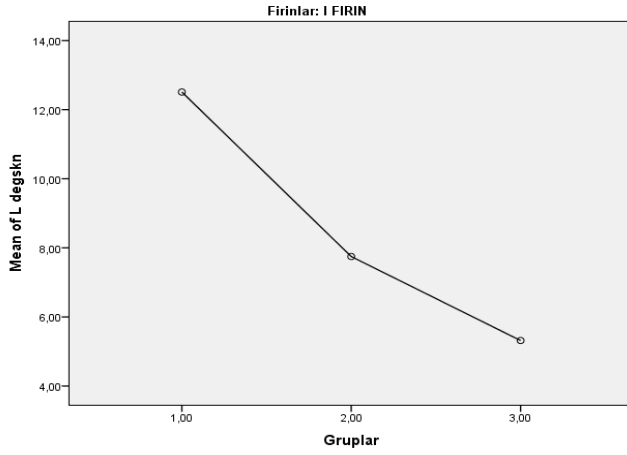


Grafik 3: Tüm fırınlama işlemlerinin H, değerinin ANOVA istatistiksel analiz sonuç grafiği.

Betimsel istatistik										ANOVA
	N	Ortalamalar	Standart sapma	Ortalama standart hata	95% Güven aralığı		Minimum	Maximum		
					Alt sınır	Üst sınır				
L değişken	1	30	12,5093	3,02175	,55169	11,3810	13,6377	6,50	17,73	F=85,113 P=0.0000 anlamli
	1.5	30	7,7480	,96848	,17682	7,3864	8,1096	6,20	9,70	
	2	30	5,3163	2,02162	,36909	4,5614	6,0712	2,46	9,00	
	Total	90	8,5246	3,69291	,38927	7,7511	9,2980	2,46	17,73	
C Değişken	1	30	4,6850	2,91053	,53139	3,5982	5,7718	,23	11,60	F=7,924 P=0.001 anlamli
	1.5	30	2,6330	3,69241	,67414	1,2542	4,0118	,03	10,23	
	2	30	1,6650	2,21479	,40436	,8380	2,4920	,10	8,93	
	Total	90	2,9943	3,22557	,34000	2,3188	3,6699	,03	11,60	
H değişken	1	30	4,5077	2,32203	,42394	3,6406	5,3747	,03	9,63	F=0,855 P=0,42 Anlamli değili
	1.5	30	4,8370	,35114	,06411	4,7059	4,9681	4,13	5,76	
	2	30	4,9833	,85575	,15624	4,6638	5,3029	2,03	6,10	
	Total	90	4,7760	1,44073	,15187	4,4742	5,0778	,03	9,63	
a. Fırınlr = I. FIRIN										

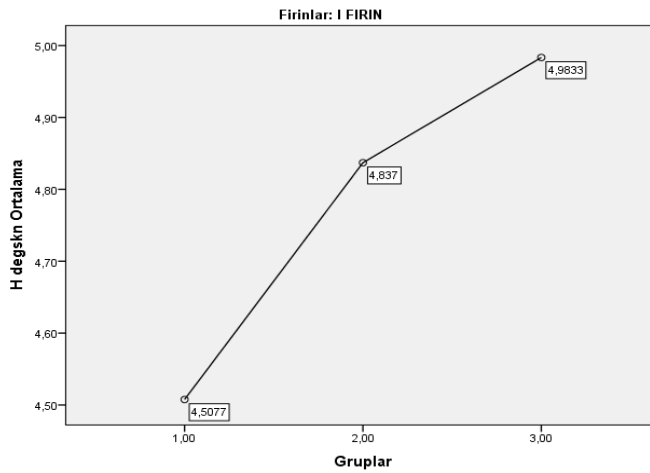
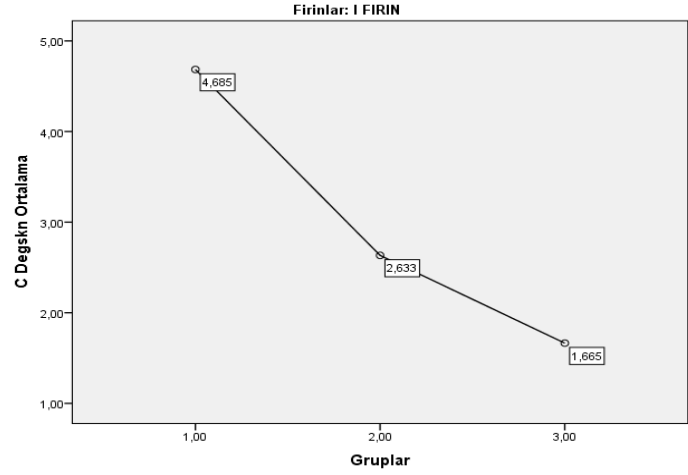
Tablo 5: 1. Fırının L, C, H değerlerinin ANOVA istatistik analiz sonuçları.

ANOVA istatistik analizi sonucunda 1. Fırınlama sonrası L ve C değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark görüldü. H değerinde ise istatistiksel olarak anlamlı fark görülmeydi.



Grafik 4: 1. fırınlama sonrası L değerinin değişkenlerinin gruplara göre istatistiksel olarak değerlendirilmesi ANOVA istatistiksel analiz sonuç grafiği.

Grafik 5: 1. fırınlama işlemlerinin C, değerinin ANOVA istatistiksel analiz sonuç grafiği.



Grafik 6: 1. fırınlama işlemlerinin H, değerinin ANOVA istatistiksel analiz sonuç grafiği.

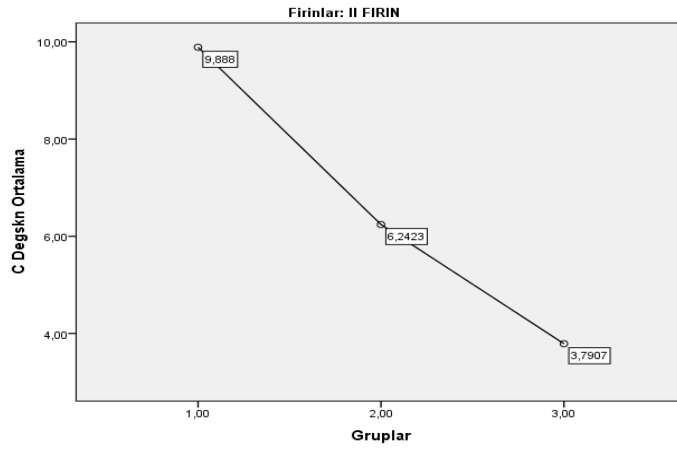
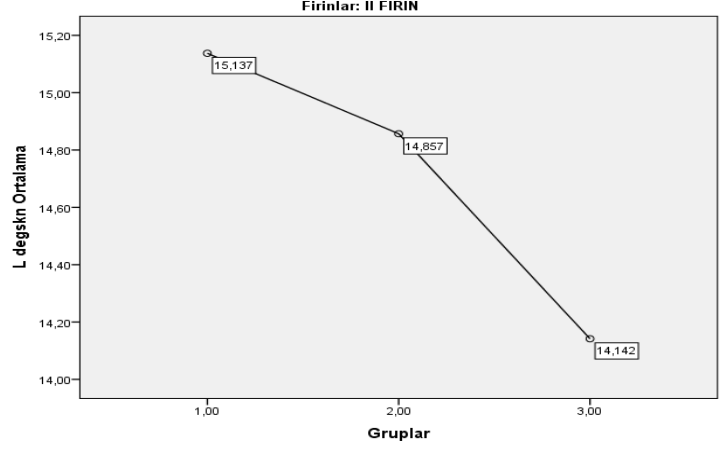
Betimsel istatistik										
		N	Ortalamalar	Standart sapma	Ortalama standart hatası	95% Güven aralığı		Minimum	Maximum	ANOVA
						Alt sınır	Üst sınır			
L değişken	1	30	15,1373	3,86584	0,7058	13,6938	16,5809	7,26	18	F=1,186
	1,5	30	14,8567	1,76375	0,32202	14,1981	15,5153	13,9	18	P=0,31
	2	30	14,1417	1,39393	0,2545	13,6212	14,6622	11,9	18	Fark yoktur
	Total	90	14,7119	2,58729	0,27272	14,17	15,2538	7,26	18	
C Değişken	1	30	9,888	5,41006	0,98774	7,8679	11,9081	0,96	19,03	F=10,634
	1,5	30	6,2423	6,16062	1,12477	3,9419	8,5427	1,96	17,93	P=0,00
	2	30	3,7907	3,52774	0,64407	2,4734	5,1079	2,06	16,93	anlamlıdır
	Total	90	6,6403	5,68373	0,59912	5,4499	7,8308	0,96	19,03	
H değişken	1	30	7,105	2,90086	0,52962	6,0218	8,1882	0,3	11,86	F=40,064
	1,5	30	2,2907	3,18142	0,58084	1,1027	3,4786	0,03	9,13	P=0,000
	2	30	1,2847	1,78988	0,32679	0,6163	1,953	0,03	8,06	anlamlıdır
	Total	90	3,5601	3,68892	0,38885	2,7875	4,3327	0,03	11,86	
II FIRIN										

Tablo 6: 2. fırının L, C, H değerlerinin ANOVA istatistik analiz sonuçları.

Fırınlamaların L, C, H değerlerini ayrı ayrı ANOVA istatistik analizi yaptığımızda 2. fırınlama sonrası C ve H değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark görüldü. L değerinde ise istatistiksel olarak anlamlı fark görülmedi.

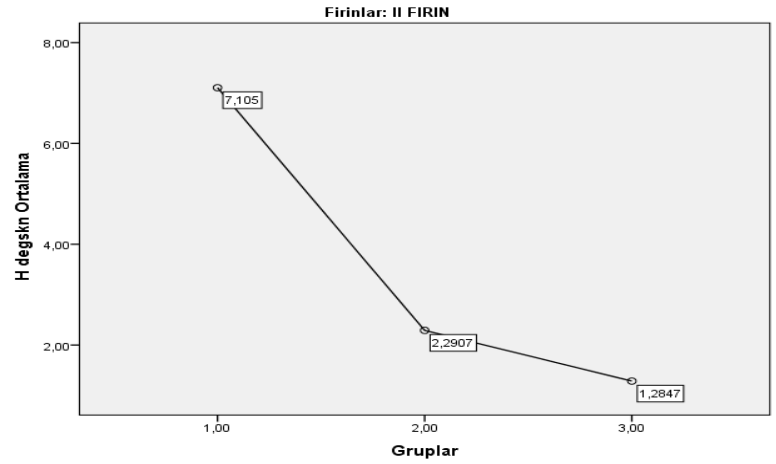
Grafik 7:

2. fırınlama sonrası L değerinin değişikliklerinin gruplara göre istatistiksel olarak değerlendirilmesi, ANOVA istatistiksel analiz sonuç grafiği.



Grafik 8: 2. fırınlama sonrası C değışkinliklerinin gruplara göre istatistiksel olarak değerlendirilmesi, ANOVA istatistiksel analiz sonuç grafiği.

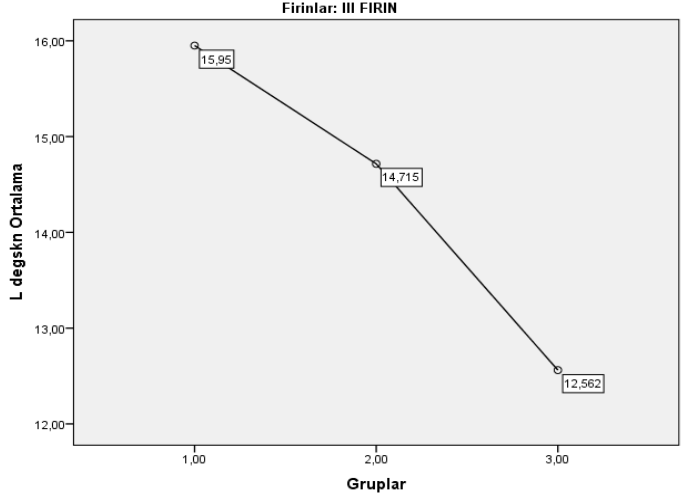
Grafik 9: 2. fırınlama sonrası H değışkinliklerinin gruplara göre istatistiksel olarak değerlendirilmesi, ANOVA istatistiksel analiz sonuç grafiği.



Betimsel istatistik										
		N	Ortalamalar	Standart sapma	Ortalama standart hatası	95% Güven aralığı		Minimum	Maximum	ANOVA
						Alt sınır	Üst sınır			
L degskn	1	30	15,9500	2,08505	,38068	15,1714	16,7286	13,90	18,00	F=23,648 P=0,00 anlamli
	1.5	30	14,7153	1,65871	,30284	14,0960	15,3347	13,90	18,00	
	2	30	12,5617	2,02301	,36935	11,8063	13,3171	9,63	18,00	
	Total	90	14,4090	2,37256	,25009	13,9121	14,9059	9,63	18,00	
C Degrskn	1	30	7,9577	6,57851	1,20107	5,5012	10,4141	,63	19,03	F=3,115 P=0,05 Anlamli
	1.5	30	6,5757	6,11446	1,11634	4,2925	8,8588	2,80	18,83	
	2	30	4,3750	3,69106	,67389	2,9967	5,7533	2,60	16,76	
	Total	90	6,3028	5,73793	,60483	5,1010	7,5046	,63	19,03	
H degskn	1	30	5,2497	2,71293	,49531	4,2366	6,2627	1,13	12,46	F=8,015 P=0,001 anlamli
	1.5	30	2,7070	3,13620	,57259	1,5359	3,8781	,26	9,06	
	2	30	3,3240	1,59796	,29175	2,7273	3,9207	,40	8,50	
	Total	90	3,7602	2,76061	,29099	3,1820	4,3384	,26	12,46	
III. FIRIN										

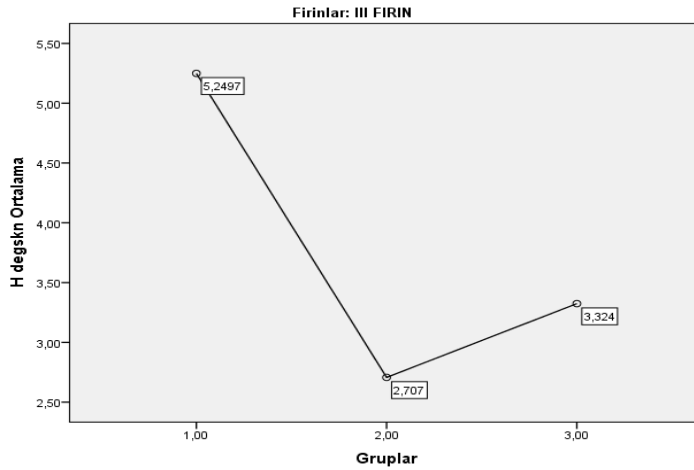
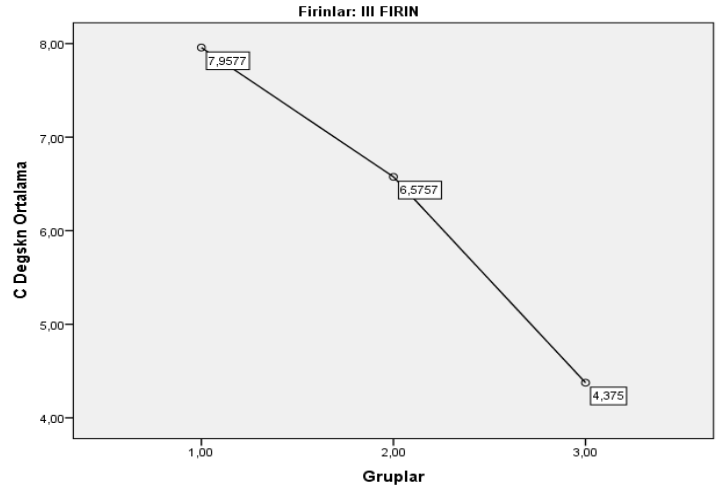
Tablo 7: 3. fırının L, C, H değerlerinin ANOVA istatistik analiz sonuçları.

Fırınlamaların L, C, H değerlerini ayrı ayrı ANOVA istatistik analizi yaptığımızda 3. fırınlama sonrası L, C ve H değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark görüldü.



Grafik 10: 3. Fırınlama sonrası L değerinin değişikliklerinin gruplara göre istatistiksel olarak değerlendirilmesi, ANOVA istatistiksel analiz sonuç grafiği

Grafik 11: 3. Fırınlama sonrası C değerinin değişikliklerinin gruplara göre istatistiksel olarak değerlendirilmesi, ANOVA istatistiksel analiz sonuç grafiği.



Grafik 12: 3. Fırınlama sonrası H değerinin değişikliklerinin gruplara göre istatistiksel olarak değerlendirilmesi, ANOVA istatistiksel analiz sonuç grafiği.

Betimsel istatistik											
		N	Ortalamalar	Standart sapma	Ortalama standart hatası	95% Güven aralığı		Minimum	Maximum	ANOVA	Post Hoc
						Alt SINIR	Alt SINIR				
L degskn	1	30	15,9500	2,08505	,38068	15,1714	16,7286	13,90	18,00	F=11,55 P=0,00 anlamlı	Her üç grupta farklıdır
	1.5	30	14,8567	1,76375	,32202	14,1981	15,5153	13,90	18,00		
	2	30	13,6507	1,68775	,30814	13,0205	14,2809	9,80	18,00		
	Total	90	14,8191	2,06159	,21731	14,3873	15,2509	9,80	18,00		
C Degskn	1	30	7,9437	6,53193	1,19256	5,5046	10,3827	,70	18,53	F=3,025 P=0,05 Anlamlı	I –III ten farklı
	1.5	30	6,5293	6,25276	1,14159	4,1945	8,8642	2,83	19,43		
	2	30	4,3673	3,84304	,70164	2,9323	5,8023	2,66	17,43		
	Total	90	6,2801	5,80011	,61139	5,0653	7,4949	,70	19,43		
H degskn	1	30	5,0450	2,75745	,50344	4,0154	6,0746	,26	12,10	F=9,68 P=0,00 Anlamlı	I den farklı II, III ten farklı değil
	1.5	30	2,4673	3,19589	,58349	1,2740	3,6607	,00	9,06		
	2	30	2,5327	1,50015	,27389	1,9725	3,0928	,40	8,10		
	Total	90	3,3483	2,82757	,29805	2,7561	3,9406	,00	12,10		
IV. FIRIN											

Tablo 8 : 4. fırının L, C, H değerlerinin ANOVA istatistik analiz sonuçları.

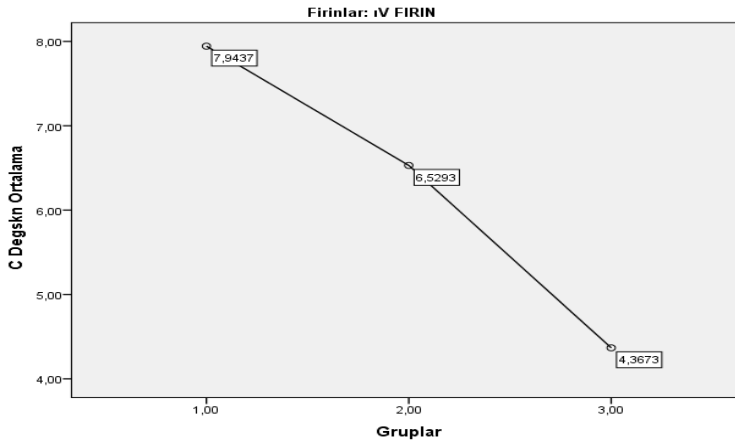
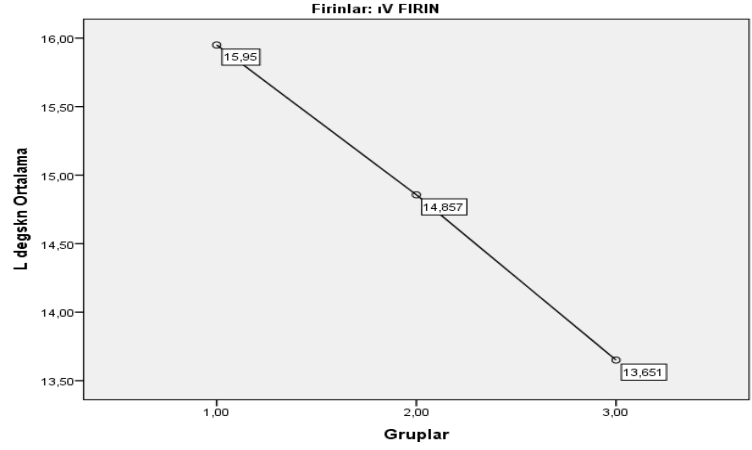
Farklı sayıda fırınlamaların L, C, H değerlerini ayrı ayrı olarak ANOVA istatistiksel analizi sonucunda; 4. Fırınlama sonrası L, C ve H değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark görülmüştür.

Post-Hoc istatistiksel testi seçiminde, gruplar arası varyansın eşitliği yönünde bir seçim söz konusu olup, her kümenin kendi içerisinde sunmuş olduğu opsiyonlar da farklı özellikler taşımaktadır. Post- Hock test istatistiği sonucu; 4. fırınlama ile

diğer fırınlamalar arasında, L değeri değer olarak farklı bulundu. C değeri; 1. ve 3. fırınlamalar ile karşılaştırıldığında, istatistiksel olarak fark görüldü. H değeri; 1. fırınlamada istatistiksel olarak farklı, 2. ve 3. fırınlamalarda istatistiksel olarak farklı görülmedi.

Grafik 13:

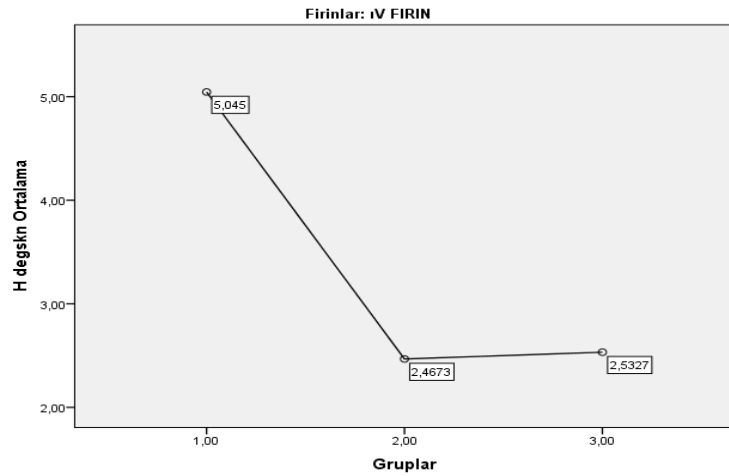
4. fırınlamanın L, değerlerinin ANOVA istatistik analiz sonucu grafiği.



Grafik 14: 4. fırınlamanın C, değerlerinin ANOVA istatistik analiz sonucu grafiği.

Grafik 15: 4.

fırınlamanın H değerlerinin ANOVA istatistik analiz sonucu grafiği.



Farklı sayıda fırınlamalar sonrası L, C, H değerleri ölçümlerinden sonra ΔE_1 , ΔE_2 , ΔE_3 değerleri hesaplandı.

- ΔE_1 değeri 1.fırınlama ve 2. fırınlama sonrası L, C ve H değerlerinden.
- ΔE_2 değeri 2.fırınlama ve 3.fırınlama sonrası L, C ve H değerlerinden
- ΔE_3 değeri 3.fırınlama ve 4.fırınlama sonrası L, C ve H değerlerinden elde edildi.

Şekil 14’de ΔE değeri elde edilmiş formülü gösterilmiştir. Tüm örneklerin ΔE değerleri Tablo 9’de listelenmiştir.

$$\Delta E_{00}^* = \sqrt{\left(\frac{\Delta L'}{k_L S_L}\right)^2 + \left(\frac{\Delta C'}{k_C S_C}\right)^2 + \left(\frac{\Delta H'}{k_H S_H}\right)^2} + R_T \frac{\Delta C'}{k_C S_C} \frac{\Delta H'}{k_H S_H}$$

$$\Delta L' = L_2^* - L_1^*$$

$$\bar{L} = \frac{L_1^* + L_2^*}{2} \quad \bar{C} = \frac{C_1^* + C_2^*}{2}$$

$$a_1' = a_1^* + \frac{a_1^*}{2} \left(1 - \sqrt{\frac{\bar{C}^\tau}{\bar{C}^\tau + 25^\tau}}\right) \quad a_2' = a_2^* + \frac{a_2^*}{2} \left(1 - \sqrt{\frac{\bar{C}^\tau}{\bar{C}^\tau + 25^\tau}}\right)$$

$$\bar{C}^\tau = \frac{C_1^* + C_2^*}{2} \text{ and } \Delta C' = C_2' - C_1' \text{ where } C_1' = \sqrt{a_1'^2 + b_1'^2} \quad C_2' = \sqrt{a_2'^2 + b_2'^2}$$

$$h_1' = \text{atan2}(b_1', a_1') \text{ mod } 360^\circ, \quad h_2' = \text{atan2}(b_2', a_2') \text{ mod } 360^\circ$$

$$\Delta h' = \begin{cases} h_2' - h_1' & |h_1' - h_2'| \leq 180^\circ \\ h_2' - h_1' + 360^\circ & |h_1' - h_2'| > 180^\circ, h_2' \leq h_1' \\ h_2' - h_1' - 360^\circ & |h_1' - h_2'| > 180^\circ, h_2' > h_1' \end{cases}$$

$$\Delta H' = 2\sqrt{C_1' C_2'} \sin(\Delta h'/2), \quad \bar{H}' = \begin{cases} (h_1' + h_2' + 360^\circ)/2 & |h_1' - h_2'| > 180^\circ \\ (h_1' + h_2')/2 & |h_1' - h_2'| \leq 180^\circ \end{cases}$$

$$T = 1 - 0.17 \cos(\bar{H}' - 30^\circ) + 0.24 \cos(2\bar{H}') + 0.32 \cos(3\bar{H}' + 6^\circ) - 0.20 \cos(4\bar{H}' - 63^\circ)$$

$$S_L = 1 + \frac{0.015(\bar{L} - 50)^2}{\sqrt{20 + (\bar{L} - 50)^2}} \quad S_C = 1 + 0.045\bar{C}^\tau \quad S_H = 1 + 0.015\bar{C}^\tau T$$

$$R_T = -2\sqrt{\frac{\bar{C}^\tau}{\bar{C}^\tau + 25^\tau}} \sin \left[60^\circ \cdot \exp \left(- \left[\frac{\bar{H}' - 275^\circ}{25^\circ} \right]^2 \right) \right]$$

Şekil 14: ΔE Formülü (212).

FIRIN	ÖRNEK		Delta 1		Delta 2		Delta 3
1	1		6,18		13,59		13,75
1	2		6,65		1,09		1,01
1	3		3,23		3,36		3,53
1	4		7,78		5,98		5,75
1	5		13,3		3,9		3,9
1	6		7,51		12,59		11,81
1	7		7,89		2,82		2,71
1	8		6,5		1,47		1,23
1	9		14,02		3,15		3,04
1	10		5,29		0,14		0,11
1	11		11,74		7,63		7,56
1	12		5,1		5,53		5,53
1	13		12,01		9,41		9,59
1	14		14,29		11,73		11,5
1	15		10,06		4,69		4,78
1	16		10,36		5,07		5,26
1	17		11,09		11,63		12,06
1	18		5,38		6,85		6,83
1	19		12		10,94		11,56
1	20		12,2		11,34		11,3
1	21		5,3		5,96		6,23
1	22		1,26		1,04		0,8
1	23		7,28		7,29		7,3
1	24		5,24		5,34		5,32

1	25		8,5		8,96		9,29
1	26		12,15		13,04		11,46
1	27		1,47		1,4		1,59
1	28		1,24		0,9		0,85
1	29		8,41		9,47		9,19
1	30		8,28		9,69		9,59
2	31		8,01		8,34		8,26
2	32		7,14		7,13		7,02
2	33		7,18		18,98		20,09
2	34		6,8		6,62		6,63
2	35		12,54		13,29		12,86
2	36		7,3		7,5		7,41
2	37		11,73		11,46		11,43
2	38		12,44		8,2		8,02
2	39		7,09		7,17		7,26
2	40		7,16		7,24		7,31
2	41		7,95		7,97		8
2	42		6,76		6,64		6,68
2	43		7,15		8		7,18
2	44		12,56		10,79		12,53
2	45		7,15		7,12		7,08
2	46		12,01		11,64		11,25
2	47		6,59		6,58		6,47
2	48		6,82		6,97		6,84
2	49		7,05		7,01		6,92
2	50		6,44		6,52		6,31
2	51		6,4		6,72		6,51

2	52		7,1		7,38		7,22
2	53		6,34		6,63		6,5
2	54		6,38		6,64		6,64
2	55		7,91		8,1		8,14
2	56		11,33		11,44		11,58
2	57		6,28		6,7		6,68
2	58		11,02		12		12,44
2	59		5,94		6,13		6,18
2	60		7,61		7,85		7,84
3	61		10,84		11,09		11,32
3	62		10,42		10,41		10,58
3	63		11,23		10,86		11,37
3	64		13,19		12,76		13,54
3	65		5,58		4,17		5,48
3	66		9,56		9,63		9,75
3	67		5,47		3,67		5,8
3	68		8,66		6,59		8,63
3	69		10,44		10,13		9,58
3	70		11,94		13,18		13,22
3	71		11,38		11,25		11,88
3	72		7,32		6,29		7,48
3	73		11,52		8,87		10,31
3	74		5,01		3,28		4,2
3	75		9,91		8,54		8,2
3	76		10,94		8,02		8,61
3	77		10,21		8,12		8,92
3	78		9,61		7,91		8,15

3	79		9,61		8,07		9,04
3	80		10,08		8,69		9,28
3	81		10,12		7,43		6,34
3	82		5,92		4,8		5,42
3	83		10,23		7,32		10,11
3	84		10,11		8,2		10,01
3	85		8,63		6,17		8,64
3	86		9,09		6,26		9,1
3	87		10,62		6,85		9,92
3	88		9,1		8,35		9,65
3	89		5,07		4,92		5,72
3	90		5,17		5,39		7,28

Tablo 9: Tüm Örneklerin ΔE Değerleri.

Çalışmamızda farklı sayıda fırınlama sonrası ΔE 1, ΔE 2, ΔE 3 değerleri hesaplandıktan sonra bu değerler kullanılarak Tek yönlü Varyans Analizini (ANOVA) yapıldı.

Betimsel istatistik										
	N	Ortalamalar	Standart sapma	Ortalama Ortalama standart hatası	95% Güven aralığı		Minimum	Maximum	ANOVA	
					Alt sınır	Alt sınır				
I Fırın-II fırın	1 mm	30	8,057	3,745499	0,683831	6,65841	9,45559	1,24	14,29	F=1,619 P=0.20 fark yoktur
	1,5 mm	30	8,13933	2,208357	0,403189	7,31472	8,96395	5,94	12,56	
	2 mm	30	9,23267	2,24924	0,410653	8,39279	10,07255	5,01	13,19	
	Total	90	8,47633	2,845891	0,299983	7,88027	9,07239	1,24	14,29	
II Fırın-III Fırın	1 mm	30	6,53333	4,128112	0,753687	4,99187	8,0748	0,14	13,59	F=2,905 P=0.06 Fark yoktur
	1,5 mm	30	8,492	2,793442	0,51001	7,44891	9,53509	6,13	18,98	
	2 mm	30	7,90733	2,545263	0,464699	6,95692	8,85775	3,28	13,18	
	Total	90	7,64422	3,299689	0,347818	6,95312	8,33533	0,14	18,98	
III Fırın-4 Fırın	1 mm	30	6,481	4,079142	0,744746	4,95782	8,00418	0,11	13,75	F=4,956 P=0,009 Fark vardır
	1,5 mm	30	8,50933	3,020954	0,551548	7,38129	9,63738	6,18	20,09	
	2 mm	30	8,91767	2,271335	0,414687	8,06954	9,7658	4,2	13,54	
	Total	90	7,96933	3,35032	0,353155	7,26762	8,67104	0,11	20,09	

Tablo 10: İstatistik testlerden Tek yönlü Varyans Analizini uyguladık. (ANOVA).

Farklı sayıda fırınlama sonrası renk ölçümleri yapılarak elde edilen ΔE değerlerinin, Tek yönlü Varyans Analizi incelemesinde; 3. ve 4. fırınlamalar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu görüldü.

Varyansların Homojenliği Testi				
	Levene İstatistiği	df1	df2	Sig.
I Fırın-II fırın	6,107	2	87	,003
II Fırın-III Fırın	6,703	2	87	,002
III Fırın- 4 Fırın	7,015	2	87	,001

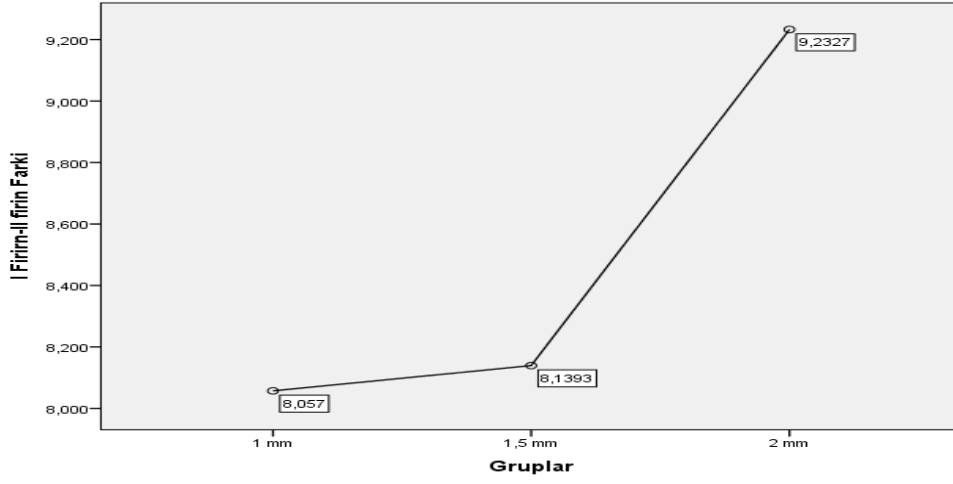
Tablo 11: Farklı bulunan grupların Pst Hock testi ile karşılaştırdık. Tamhane testi kullanıldı.

Farklı sayıda fırınlamalar sonrası gruplar arasındaki farkı karşılaştırmak için Tamhane testi yapıldı. Farklılığın, 3. ve 4. fırınlamalar arasında olduğu bulundu. Bu farklılığın; 1 mm ile 2 mm örnek kalınlıkları arasında olduğu görüldü.

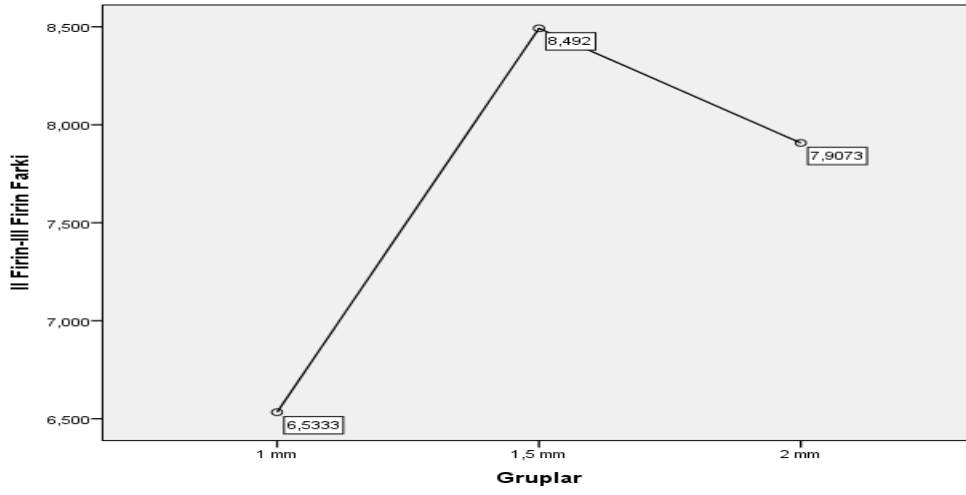
Multiple Comparisons						
Dependent Variable: III Fırın- 4 Fırın						
Tamhane						
(I) Gruplar	(J) Gruplar	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
1 mm	1,5 mm	-2,02833	0,926743	0,096	-4,31262	0,25596
	2 mm	2,436667*	0,852415	0,019	-4,54982	-0,32351
1,5 mm	1 mm	2,028333	0,926743	0,096	-0,25596	4,31262
	2 mm	-0,40833	0,690051	0,913	-2,10881	1,29215
2 mm	1 mm	2,436667*	0,852415	0,019	0,32351	4,54982
	1,5 mm	0,408333	0,690051	0,913	-1,29215	2,10881

*. The mean difference is significant at the 0.05 level.

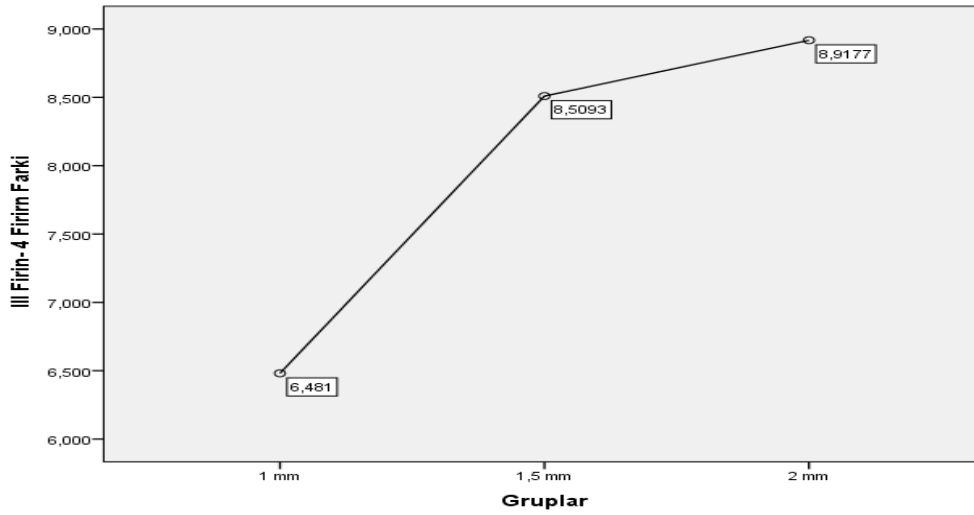
Tablo 12: Gruplar arasındaki farklar



Grafik 16: 1. ve 2. gruplar arasındaki ölçümler arasında fark yoktur.



Grafik 17: 2. ve 3. gruplar arasındaki ölçümler arasında fark yoktur.



Grafik 18: 3. ve 4. gruplar arasındaki ölçümler arasında fark vardır.

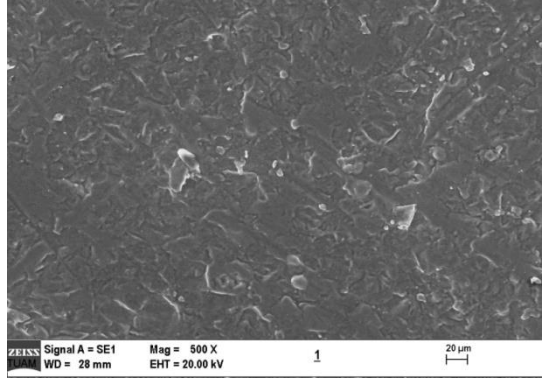
5.2. Mekanik Analiz Bulguları

5.2.1. SEM görüntülerine ait bulgular

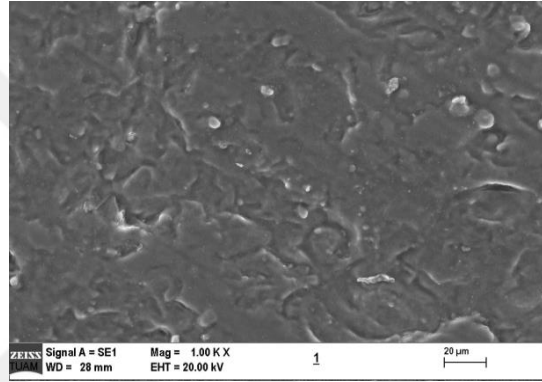
Çalışmamızda kullanılan örneklerin farklı sayıda fırınlama sonrası yüzeyleri; 500 X, 1.00 KX, 2.00 KX büyütmelede Taramalı elektron mikroskobu (SEM) kullanılarak değerlendirildi.



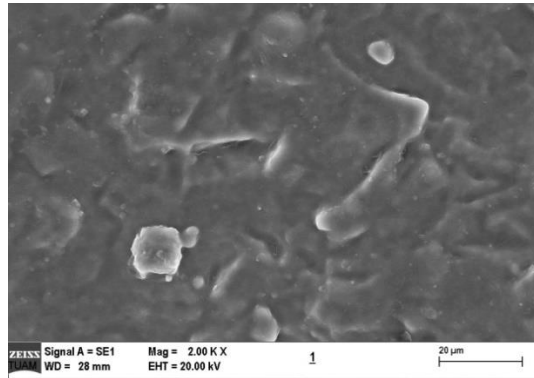
Resim 37 a, b, c: 1. fırınlama sonrası 1 mm örneklerin SEM analizi görüntüleri.



Resim 37a



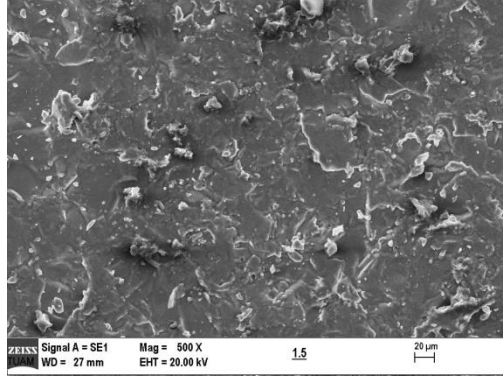
Resim 37b



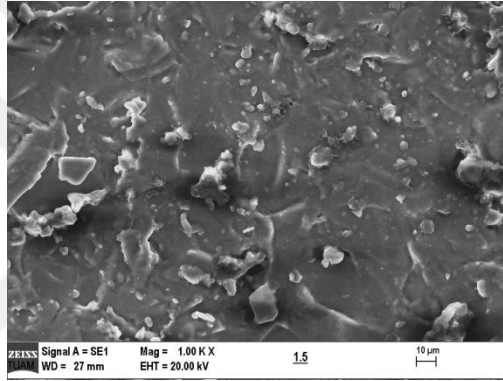
Resim 37c

SEM analizi sonucu 1. fırınlama uygulanan, 1 mm kalınlığında örneklerden elde edilen görüntüler incelendiğinde, SEM görüntüsünde 500 X büyütmede, örnek yüzeyinde camsı mikro çatlaklar izlenirken, 1.00 KX ve 2.00 KX büyütmelerde, örnek yüzeyinde birbirinden uzak tomurcuk benzeri oluşumlar izlenmektedir.

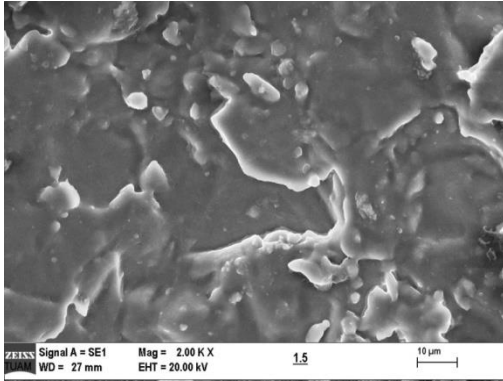
Resim 38 a, b, c: 1. fırınlama sonrası 1.5 mm örneklerin SEM analizi görüntüleri.



Resim 38a



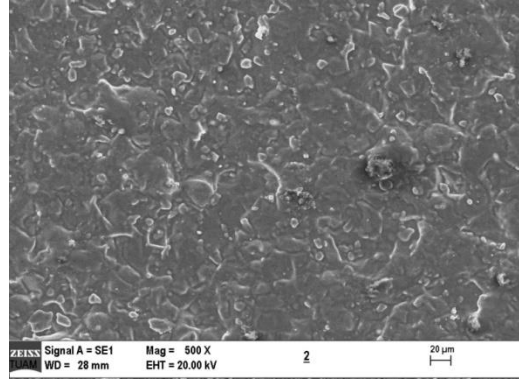
Resim 38b



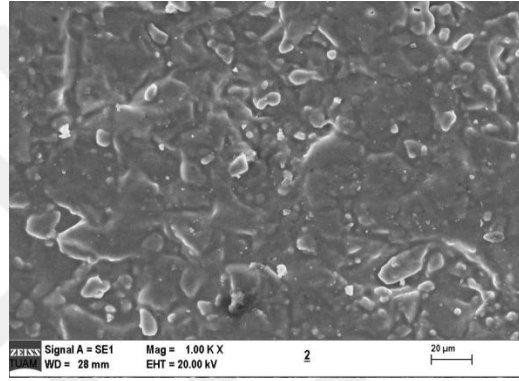
Resim 38c

SEM analizi sonucu 1. fırınlama uygulanan, 1.5 mm kalınlığında örneklerden elde edilen görüntüler incelendiğinde; SEM görüntüsünde 500 X büyütmede, örnek yüzeyinde birbirinden uzak kabartılar izlenirken 2.00 KX ve 1.00 KX büyütmelerde, örnek yüzeyinde deniz köpüğüne benzer oluşumlar izlenmektedir.

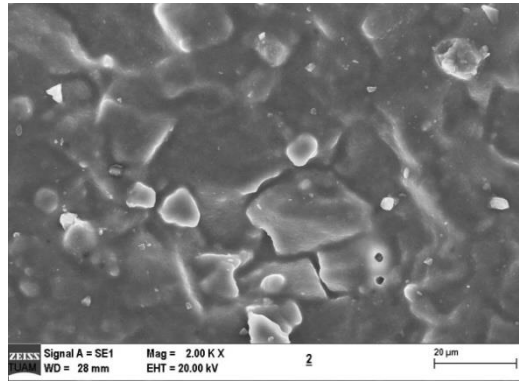
Resim 39 a, b, c: 1. fırınlama sonrası 2 mm örneklerin SEM analizi görüntüleri.



Resim 39a



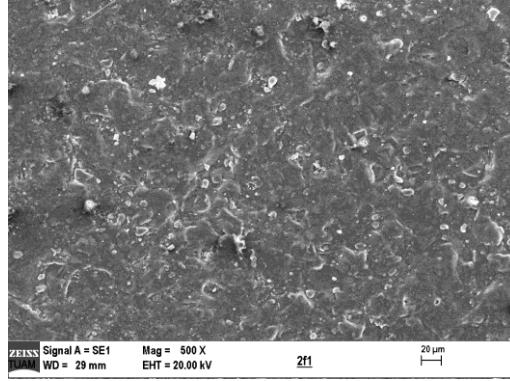
Resim 39b



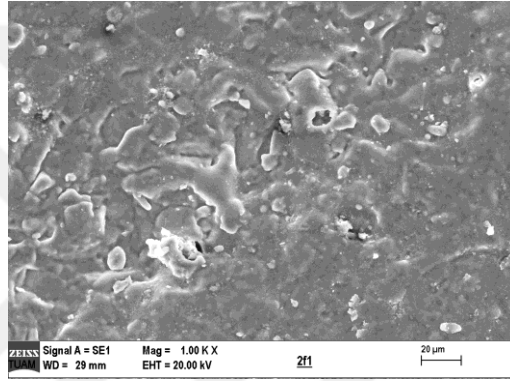
Resim 39c

SEM analizi sonucu 1. fırınlama uygulanan, 2 mm kalınlığında örneklerden elde edilen görüntüler incelendiğinde, SEM görüntüsünde 2.00 X büyütmede, örnek yüzeyinde kurak toprak görüntüsü izlenirken 500X ve 1.00 KX büyütmelerde, örnek yüzeyinde bir birine yakın tomurcuklara benzeri oluşumlar izlenmektedir.

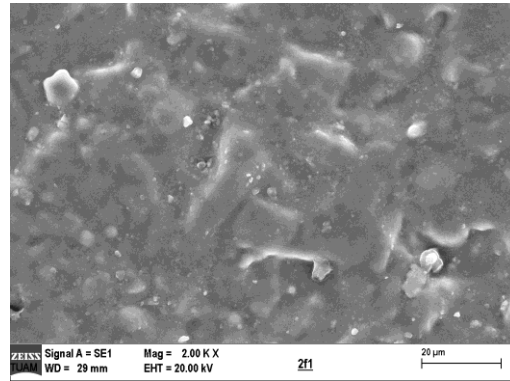
Resim 40 a, b, c: 2. fırınlama sonrası 1 mm örneklerin SEM analizi görüntüleri.



Resim 40a



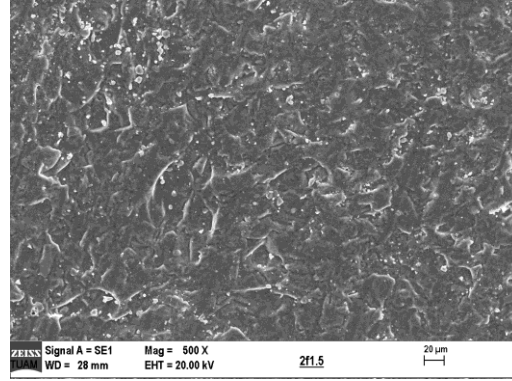
Resim 40b



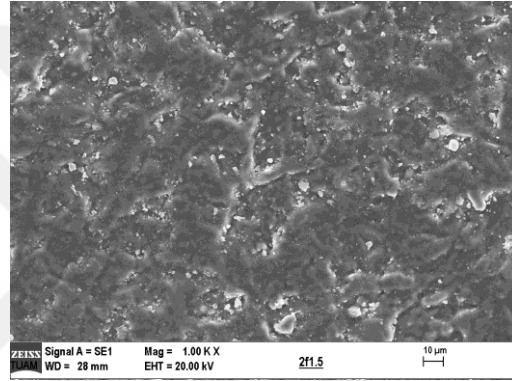
Resim 40c

SEM analizi sonucu 2. fırınlama uygulanan, 1 mm kalınlığında örneklerden elde edilen görüntüler incelendiğinde, SEM görüntüsünde 500 X büyütmede, örnek yüzeyinde kabarcık tarzı oluşumlar izlenirken 2.00 KX ve 1.00 KX büyütmelerde, örnek yüzeyinde uzun düzensiz krater benzeri oluşumlar izlenmektedir.

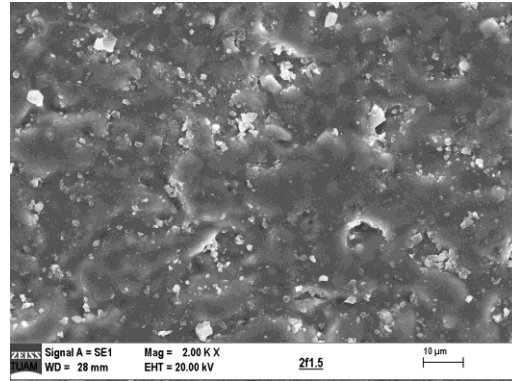
Resim 41 a, b, c: 2. fırınlama sonrası 1.5 mm örneklerin SEM analizi görüntüleri.



Resim 41a



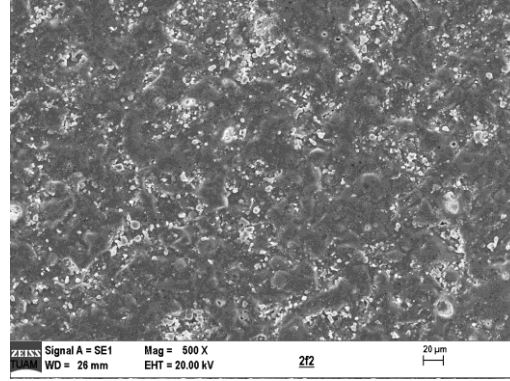
Resim 41b



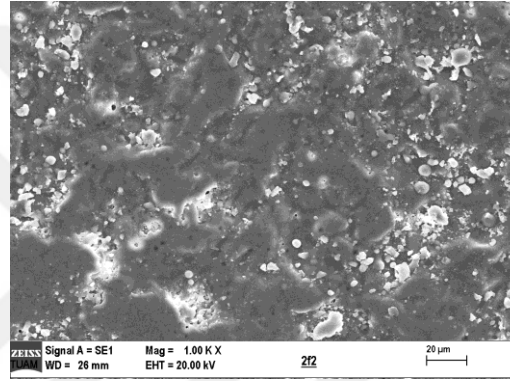
Resim 41c

SEM analizi sonucu 2. fırınlama uygulanan, 1.5 mm kalınlığında örneklerden elde edilen görüntüler incelendiğinde, SEM görüntüsünde 500 X büyütmede, örnek yüzeyinde mikro çatlaklar ve yuvarlak kabartılar izlenirken 2.00 KX ve 1.00 KX büyütmelerde, örnek yüzeyinde çatlakların büyüdüğü izlenmektedir.

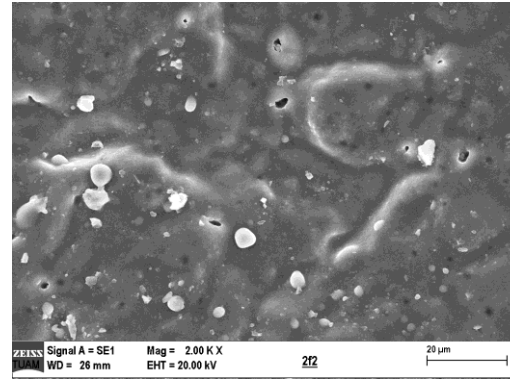
Resim 42 a, b, c: 2. fırınlama sonrası 2 mm örneklerin SEM analizi görüntüleri.



Resim 42a



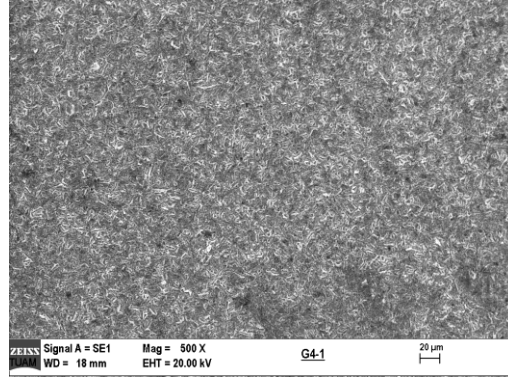
Resim 42b



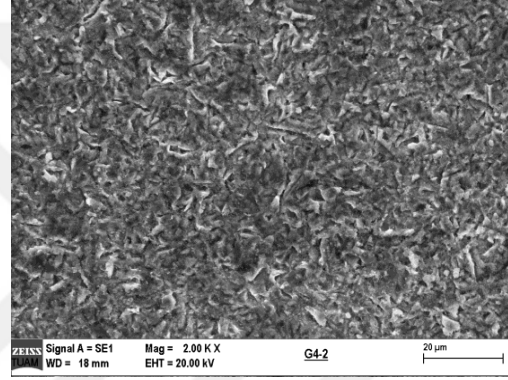
Resim 42c

SEM analizi sonucu 2. fırınlama uygulanan, 2 mm kalınlığında örneklerden elde edilen görüntüler incelendiğinde, SEM görüntüsünde 500 X büyütmede, örnek yüzeyinde tuz birikintilerine benzer oluşumlar izlenirken 2.00 KX ve 1.00 KX büyütmelerde, örnek yüzeyinde kabartılat ve siyah yuvarlar oluşumları izlenmektedir.

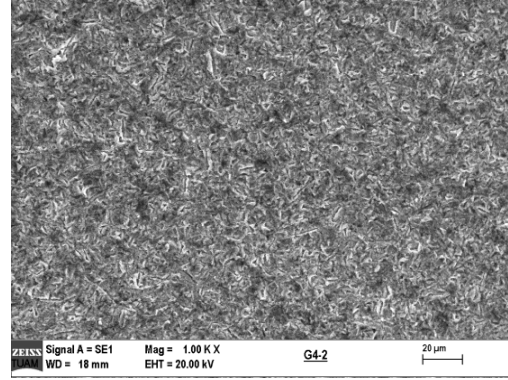
Resim 43 a, b, c: 3. fırınlama sonrası 1 mm örneklerin SEM analizi görüntüleri.



Resim 43a



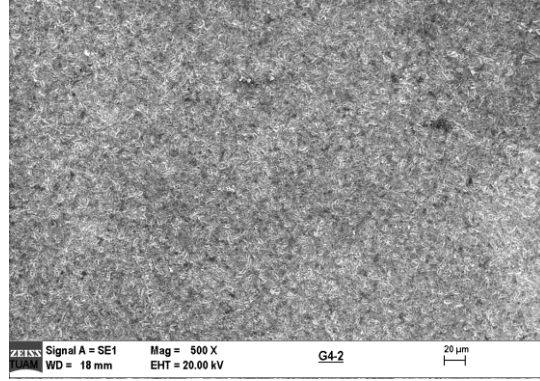
Resim 43b



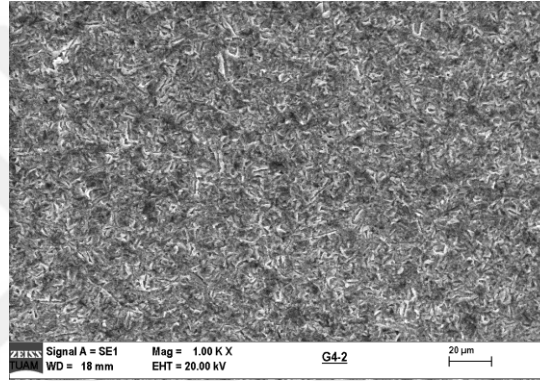
Resim 43c

SEM analizi sonucu 3. fırınlama uygulanan, 1 mm kalınlığında örneklerden elde edilen görüntüler incelendiğinde, SEM görüntüsünde 500 X büyütmede, örnek yüzeyinde küçük hafif yarıklara görüntüsü izlenirken 2.00 KX ve 1.00 KX büyütmelerde, örnek yüzeyinde yarıkların derinleştiği izlenmektedir.

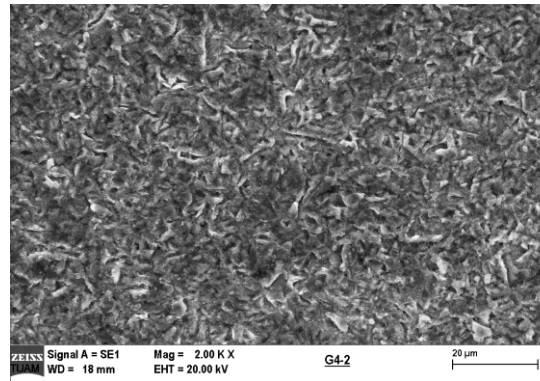
Resim 44 a, b, c: 3. fırınlama sonrası 1.5 mm örneklerin SEM analizi görüntüleri.



Resim 44a



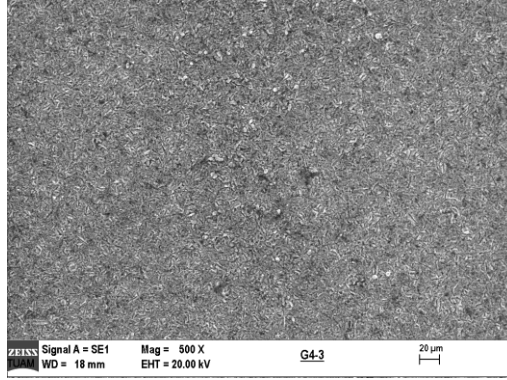
Resim 44b



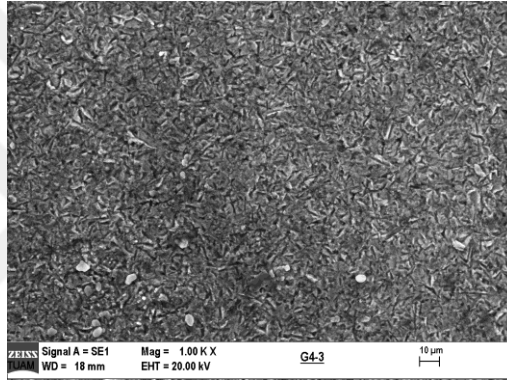
Resim 44c

SEM analizi sonucu 3. fırınlama uygulanan, 1.5 mm kalınlığında örneklerden elde edilen görüntüler incelendiğinde, SEM görüntüsünde 500 X büyütmede, örnek yüzeyinde fazla sayıda mikro çatlaklar izlenirken 2.00 KX ve 1.00 KX büyütmelerde, örnek yüzeyinde mikro çatlakların derinleştiği ve oluklar izlenmektedir.

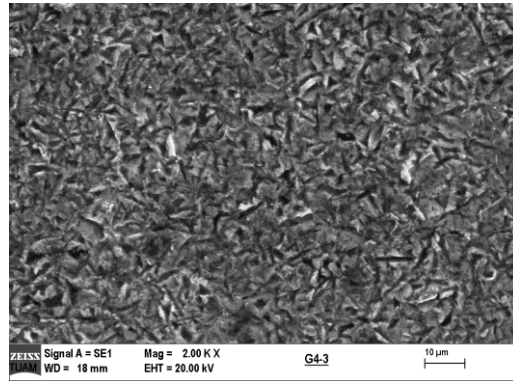
Resim 45 a, b, c: 3. fırınlama sonrası 2 mm örneklerin SEM analizi görüntüleri



Resim 45a



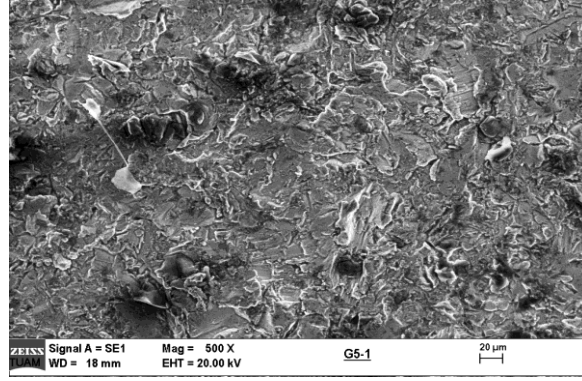
Resim 45b



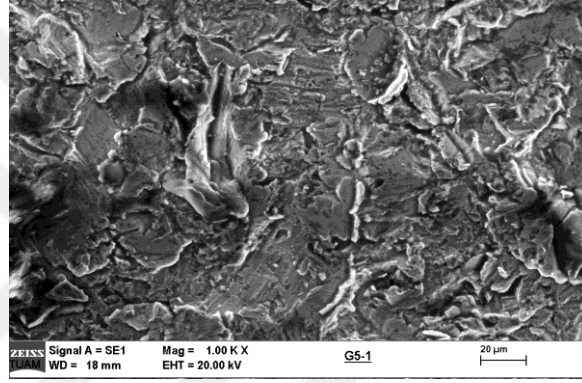
Resim 45c

SEM analizi sonucu 3. fırınlama uygulanan, 2 mm kalınlığında örneklerden elde edilen görüntüler incelendiğinde, SEM görüntüsünde 500 X büyütmede, örnek yüzeyinde fazla sayıda mikro çatlaklar izlenirken 2.00 KX ve 1.00 KX büyütmelerde, örnek yüzeyinde beyaz oluşumlar ve derin oluklar izlenmektedir.

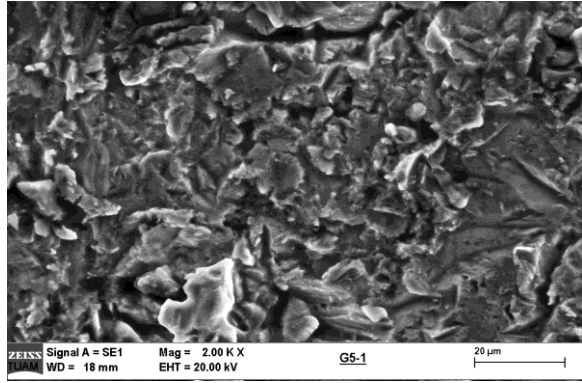
Resim 46 a, b, c: 4. fırınlama sonrası 1 mm örneklerin SEM analizi görüntüleri.



Resim 46a



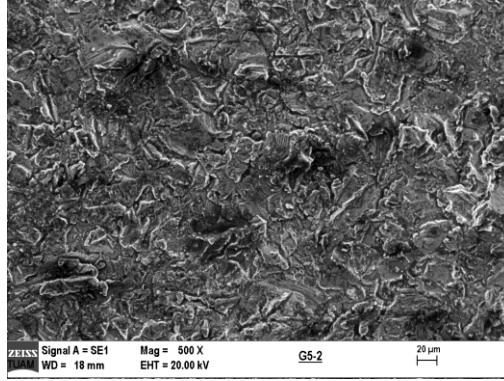
Resim 46b



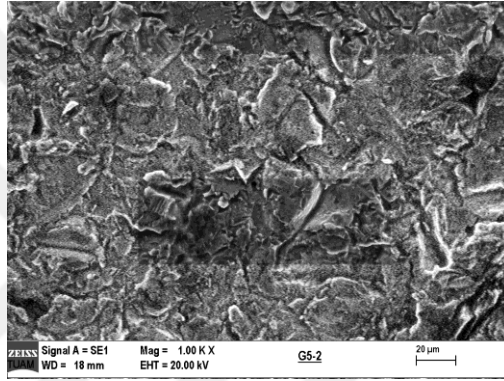
Resim 46c

SEM analizi sonucu 4. fırınlama uygulanan, 1 mm kalınlığında örneklerden elde edilen görüntüler incelendiğinde, SEM görüntüsünde 500 X büyütmede, örnek yüzeyinde krater benzer görüntüler izlenirken izlenirken 2.00 KX ve 1.00 KX büyütmelerde, örnek yüzeyinde kraterlerin arttığı ve derinleştiği izlenmektedir.

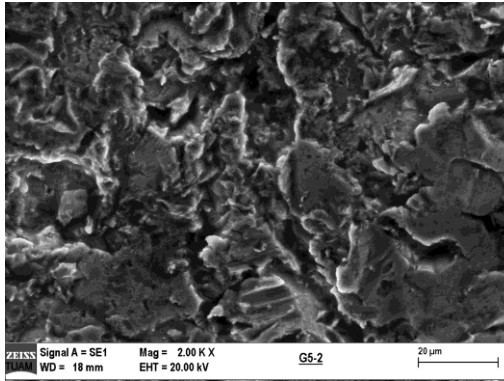
Resim 47 a, b, c: 4. Fırınlama sonrası 1.5 mm örneklerin SEM analizi görüntüleri.



Resim 47a



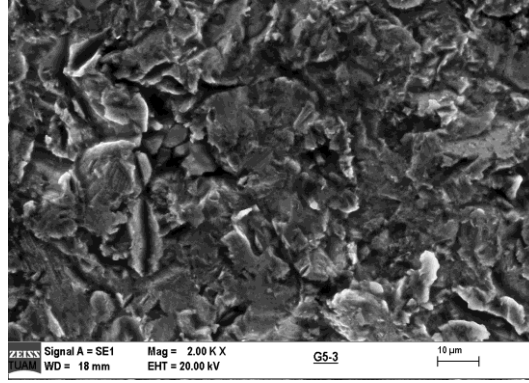
Resim 47b



Resim 47c

SEM analizi sonucu 4. fırınlama uygulanan, 1.5 mm kalınlığında örneklerden elde edilen görüntüler incelendiğinde, SEM görüntüsünde 500 X büyütmede, örnek yüzeyinde kraterler izlenirken 2.00 KX ve 1.00 KX büyütmelerde, örnek yüzeyinde kraterlerin uzunluğunun ve derinliğinin arttığı izlenmektedir.

Resim 48: 4. fırınlama sonrası 2 mm örneklerin SEM analizi görüntüsü.



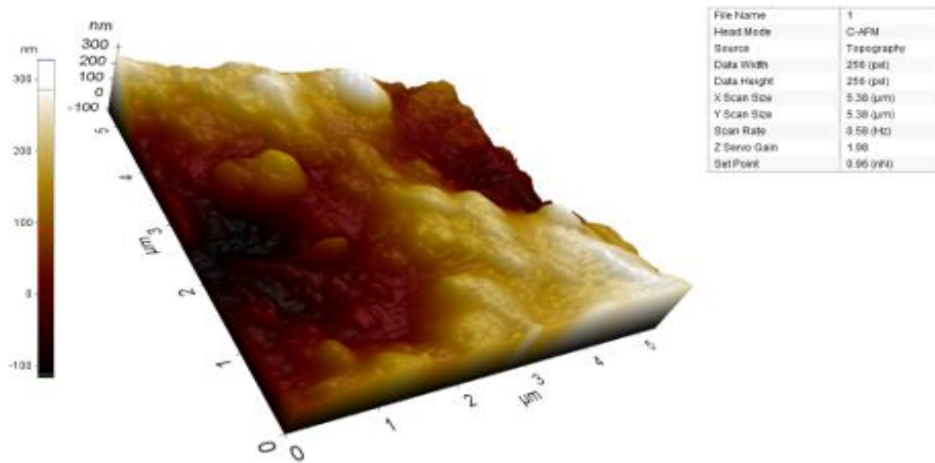
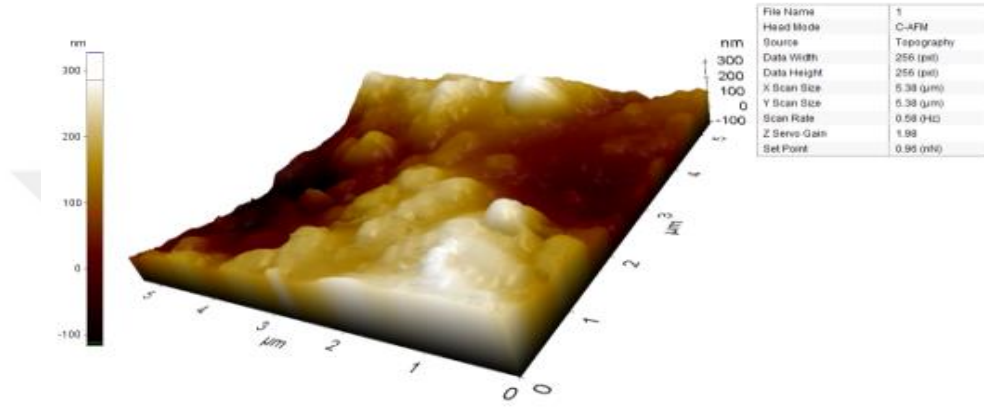
SEM analizi sonucu 4. fırınlama uygulanan, 2 mm kalınlığında örneklerden elde edilen görüntüler incelendiğinde, SEM görüntüsünde 2.00 X büyütmede, örnek yüzeyinde krater benzer görüntülerin 1 mm örneğine göre daha sık olduğu izlenmektedir.

5.2.2. Atomik Kuvvet Mikroskobu ile Yüzey Analizi Bulguları

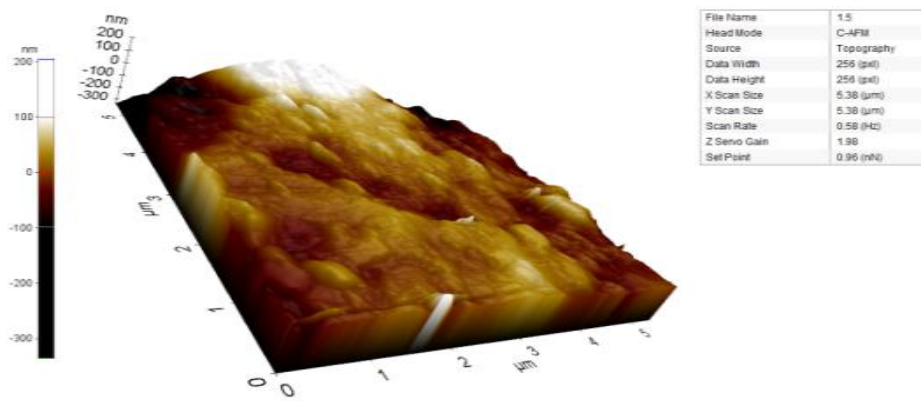
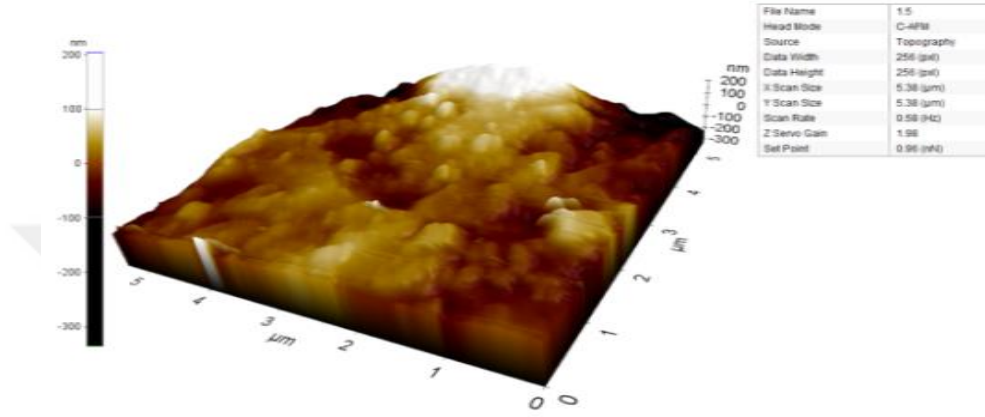
Kalibrasyon işlemi yapıldıktan sonra örneklerin yüzey pürüzlülüğü ölçümleri gerçekleştirildi. Yüzey pürüzlülüğü ölçme işlemi toplamda 4 kez yapıldı. Yüzey ölçümleri 0.58 Hz tarama hızında gerçekleşti. 25 μm^2 'lik alanlar tarandı. Örneklerin 256 x 256 piksel çözünürlükteki üç boyutlu görüntüleri ve ortalama yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerleri tespit edildi ve kaydedildi. Kalibrasyon, her ölçüm aşamasında tekrarlandı.

Elde edilen 3 boyutlu yüzey görüntüleri ve ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri bilgisayar yazılımı ile kaydedildi.

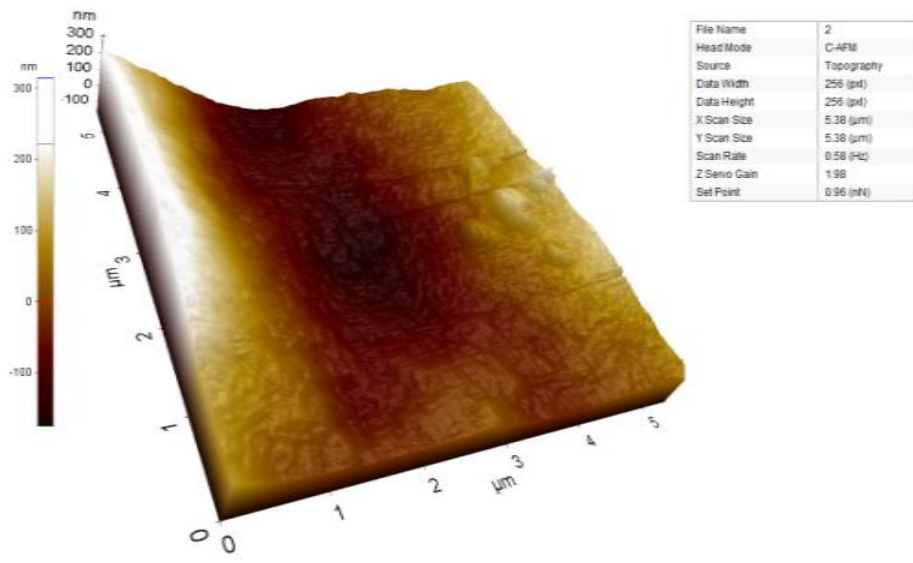
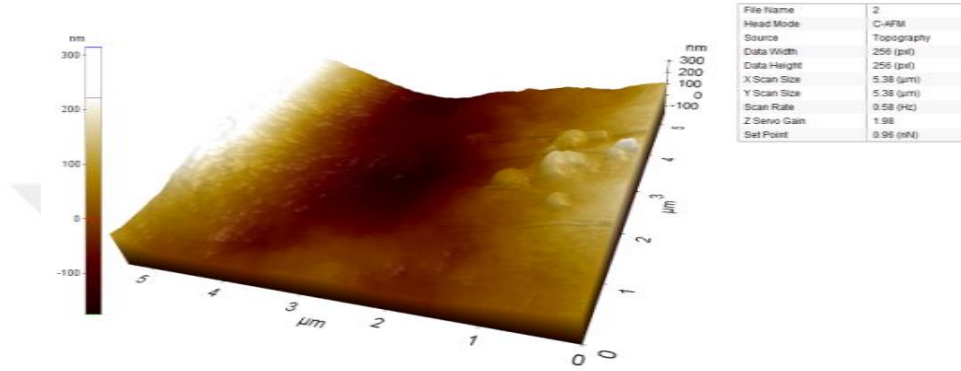
Resim 49: 1. fırınlama sonrası 1 mm örneklerin Atomik Kuvvet Mikroskobu ile Yüzey Analizi sonucunda geniş alana yayılmış tepelere benzer görüntüler izlenmektedir. Tepeler 159 nm'ye kadar çıkmış ve yuvarlak şekildedir. Ra: **44.305** nm



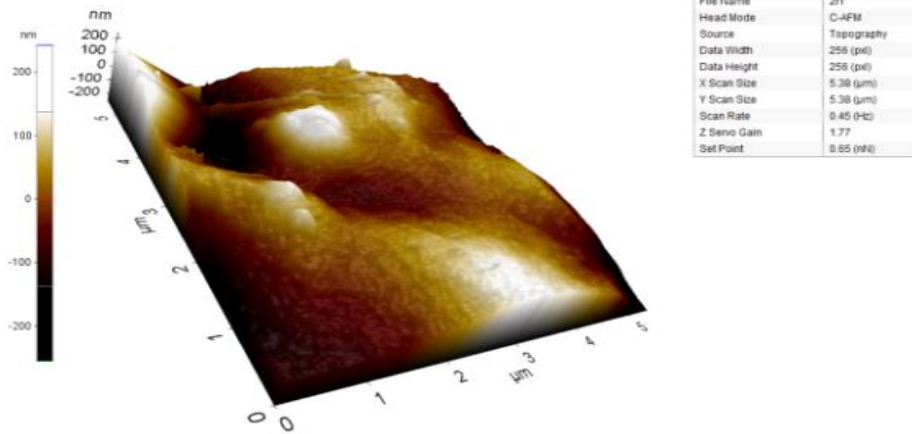
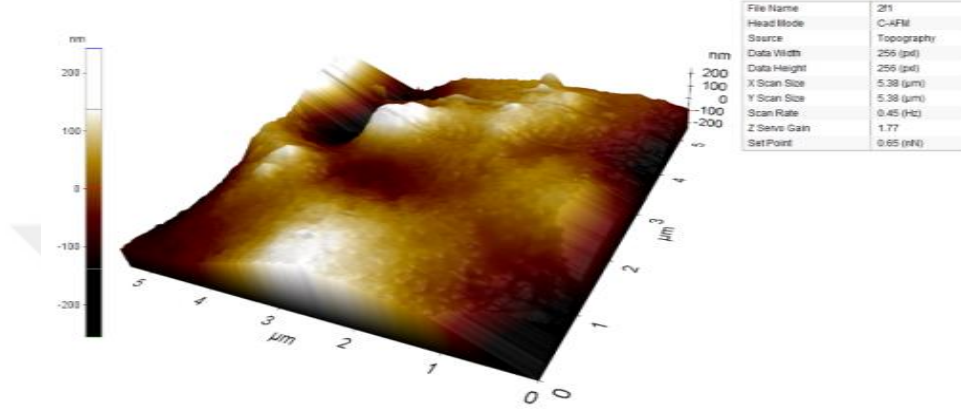
Resim 50: 1. fırınlama sonra 1.5 mm örneklerin Atomik Kuvvet Mikroskobu ile Yüzey Analizi sonucunda geniş alana yayılmış tepelere benzer görüntüler izlenmektedir. Tepeler 63 nm'ye kadar çıkmış ve yuvarlak şekildedir. **Ra: 25 nm.**



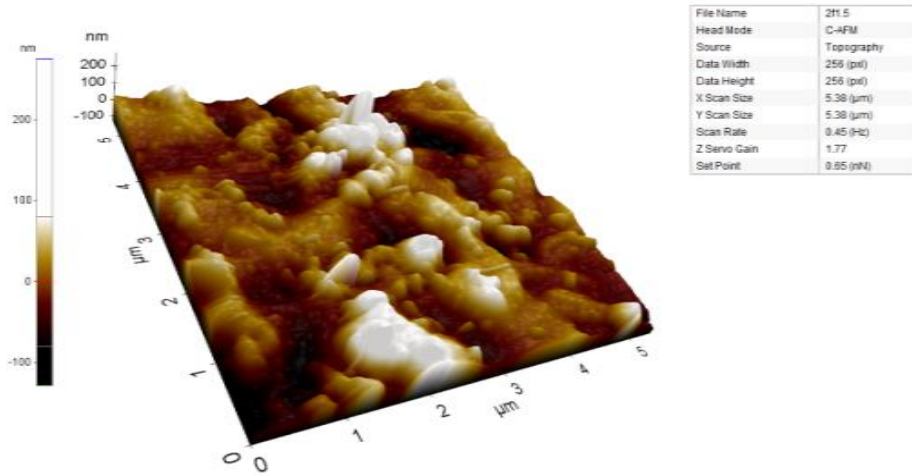
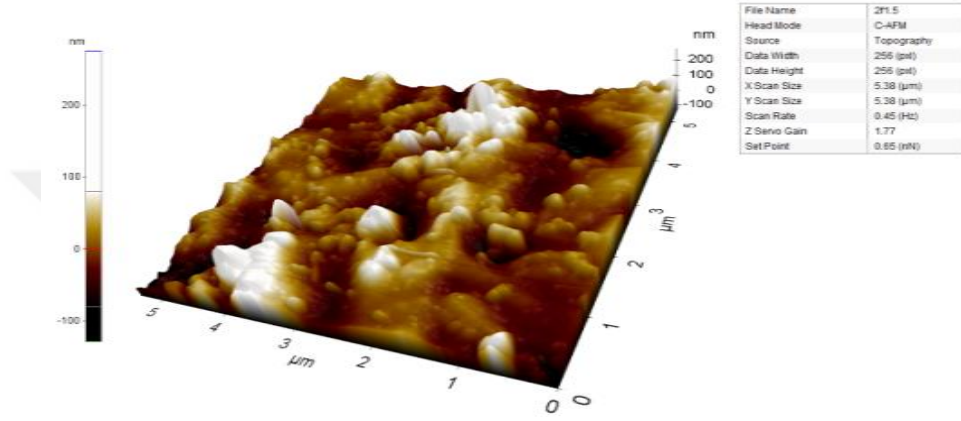
Resim 51: 1. Fırınlama sonra 2 mm örneklerin Atomik Kuvvet Mikroskobu ile Yüzey Analizi sonucunda tepelere benzer görüntüler izlenmektedir. Tepelerin dağılımının seyrek olduğu görüldü. Tepeler yüksekliği 107 nm'ye varan yükseklikte ve yuvarlak şekildedir. **Ra: 36.68 nm.**



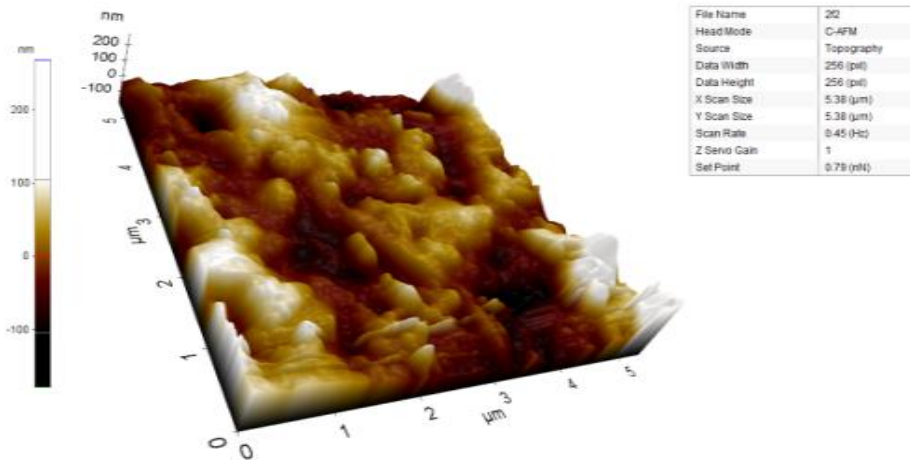
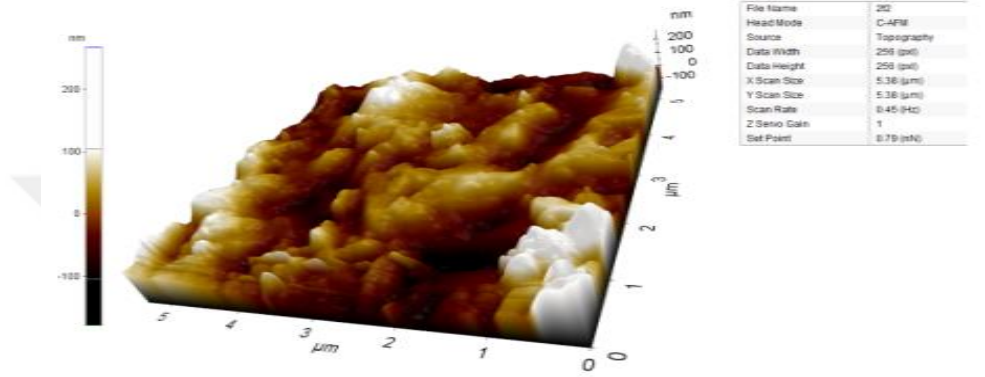
Resim 52: 2. fırınlama sonra 1 mm örneklerin Atomik Kuvvet Mikroskobu ile Yüzey Analizi incelendiğinde geniş alana yayılmış kabartılar izlenmektedir. Tepelerin yükseklikleri 110 nm'ye varan yükseklikte ve yuvarlak şekildedir. **Ra: 25 nm.**



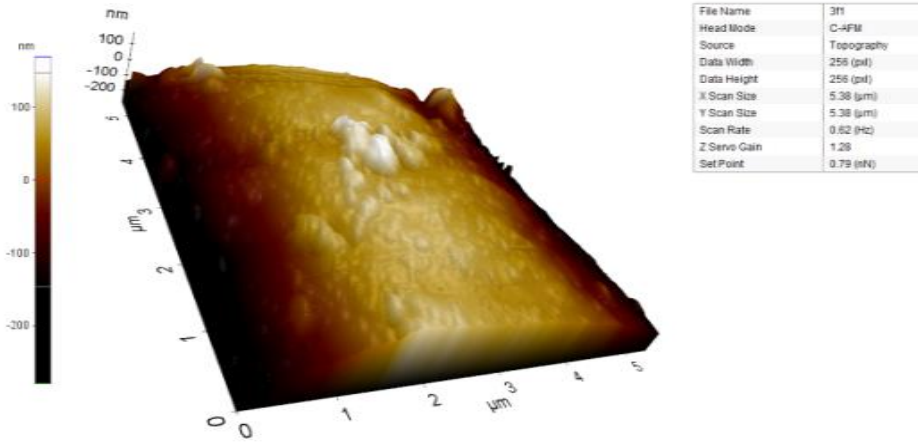
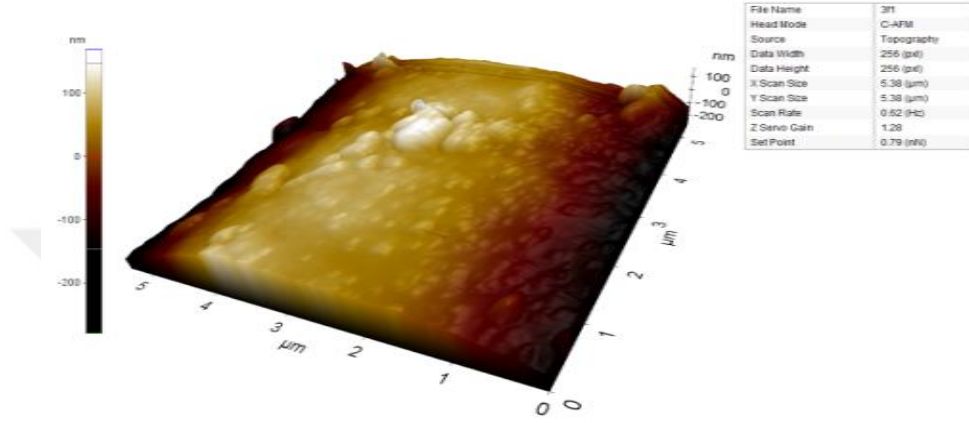
Resim 53: 2. fırınlama sonrası 1.5 mm örneklerin Atomik Kuvvet Mikroskobu ile Yüzey Analizi sonucunda diğer fırınlamalardan farklı olarak çok fazla tepeler izlenmektedir. Tepeler yükseklikleri 101.53 nm'ye varan yükseklikte ve yuvarlak şekildedir. **Ra: 31.1 nm.**



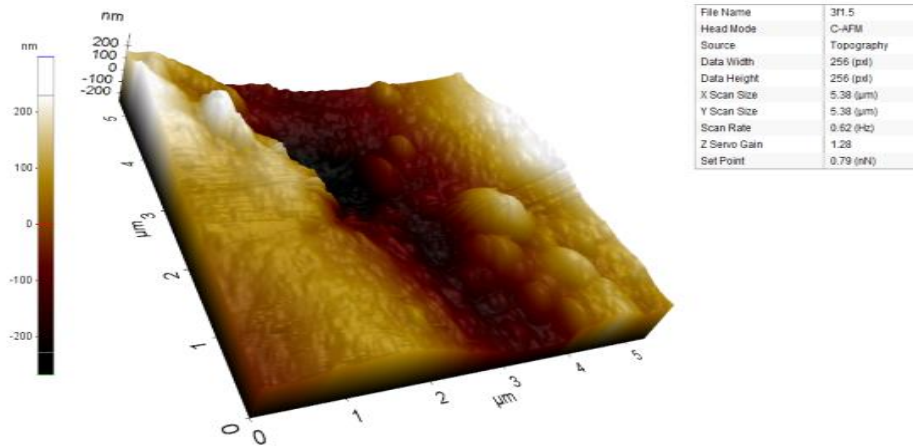
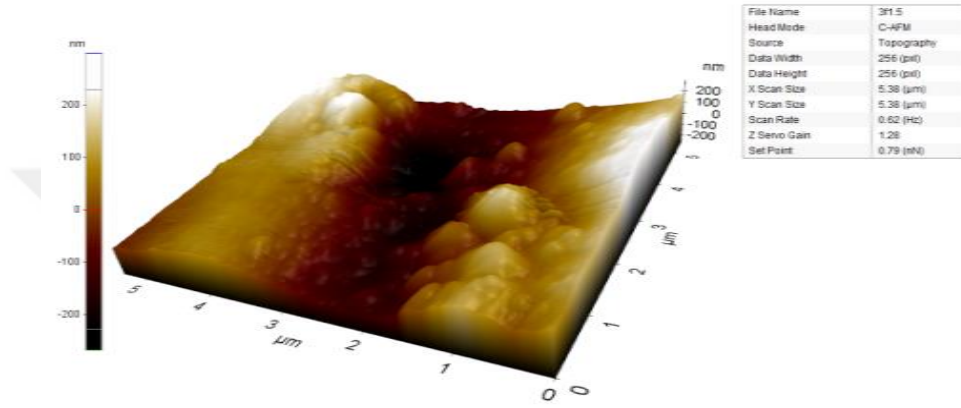
Resim 54: 2. fırınlama sonrası 2 mm örneklerin Atomik Kuvvet Mikroskobu ile YüzeY Analiz sonucunda 2. fırınlama sonrası 1.5 mm örneklerine benzer görüntüler izlenmektedir. Tepe yüksekliği 70.1 nm'ye varan yükseklikte ve yuvarlak şekildedir. Ra: 40.1 nm.



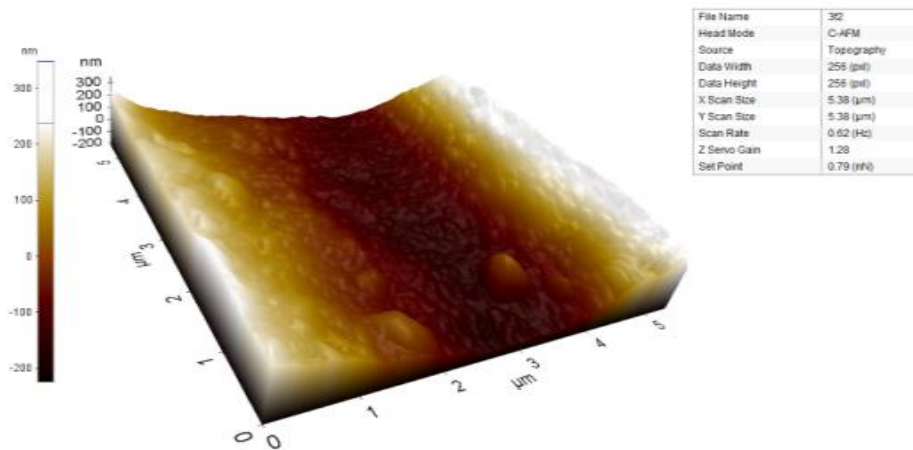
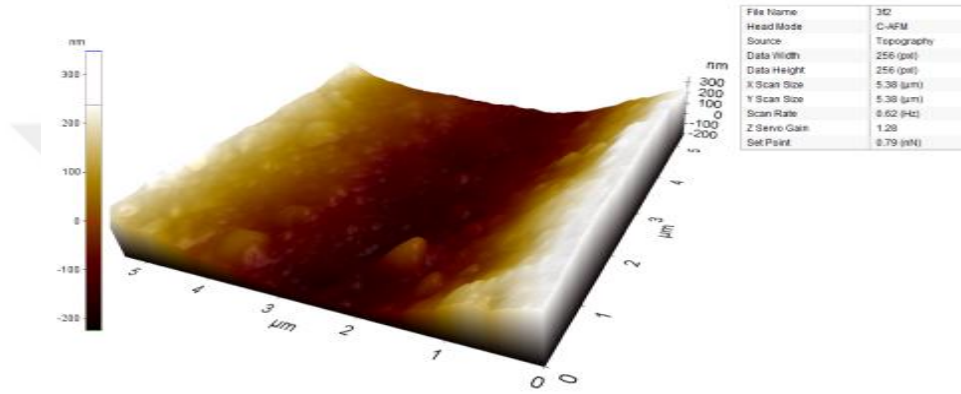
Resim 55: 3. fırınlama sonrası 1 mm örneklerin Atomik Kuvvet Mikroskobu ile Yüzey Analiz sonucunda birbirinden uzak ve yüksek kabartılar izlenmektedir. Tepe yüksekliği 168.4 nm'ye varan yükseklikte ve yuvarlak şekildedir. Ra: **72.2 nm**.



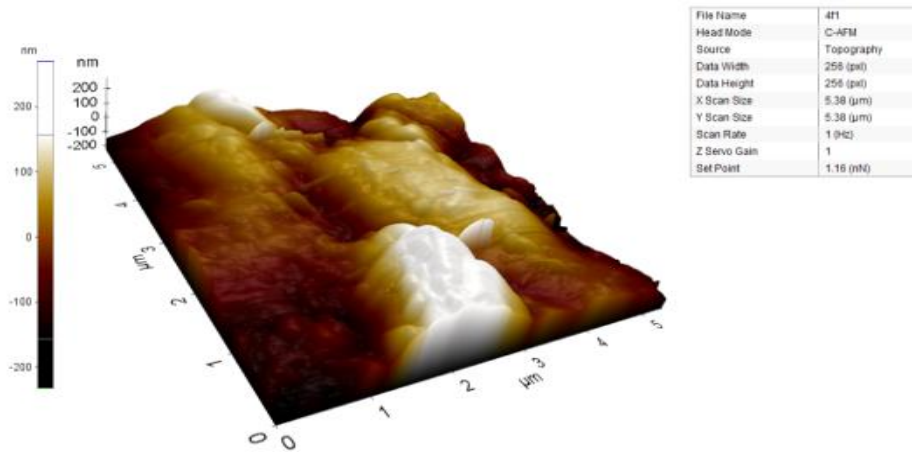
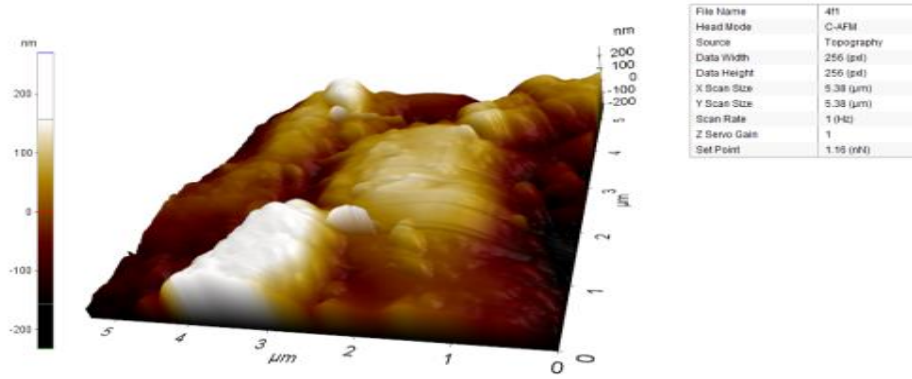
Resim 56: 3. fırınlama sonra 1.5 mm örneklerin Atomik Kuvvet Mikroskobu ile Yüzey Analizi sonucunda tepelerin çok yaygın olmadığı ama yüksekliklerinin 1 mm lik örneğe benzediği izlenmektedir. Tepe yüksekliği 150 nm'ye varan yükseklikte ve yuvarlak şekildedir. **Ra: 68 nm.**



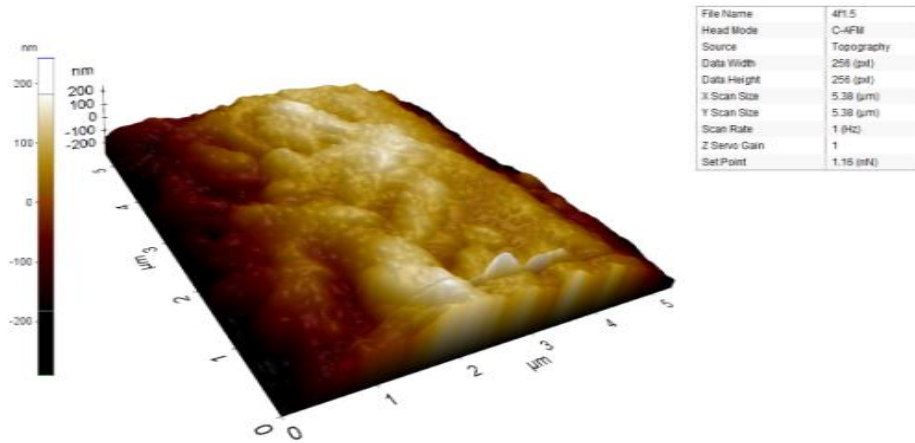
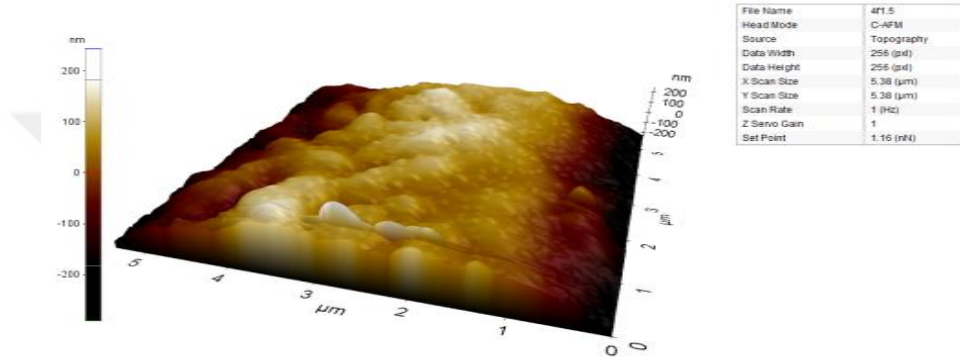
Resim 57: 3. fırınlama sonrası 2 mm örneklerin Atomik Kuvvet Mikroskobu ile Yüzey Analizi sonucunda diğer fırınlamalardan farklı olarak az sayıda tepe varlığı gözlenmiştir. Tepe yüksekliklerinin arttığı izlenmektedir. Tepe yüksekliği 336 nm'ye varan yüksekliklerde ve yuvarlak şekildedir. **Ra: 106 nm**. Yüzey pürüzlülüğünde artış gözlenmiştir.



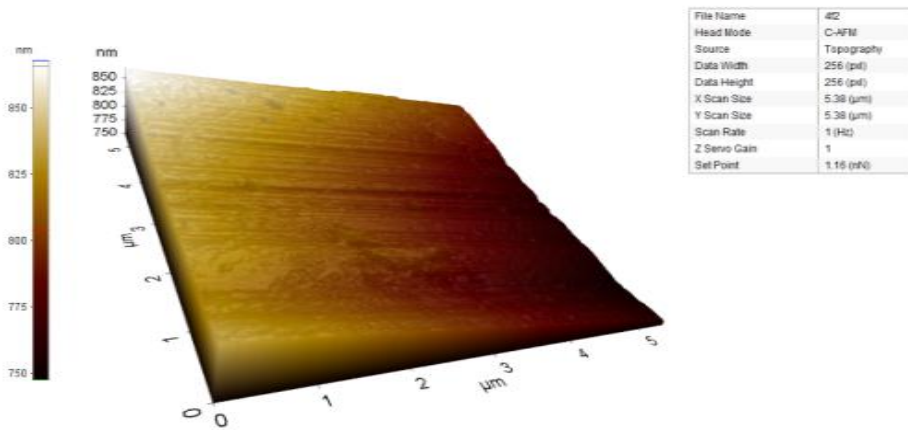
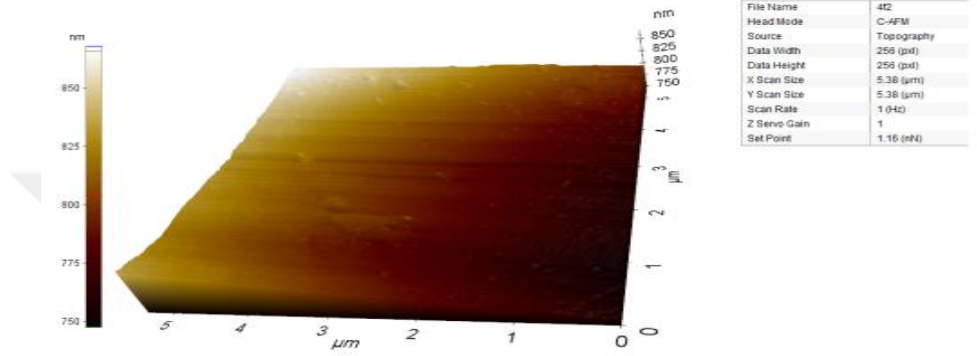
Resim 58: 4. fırınlama sonrası 1 mm örneklerin Atomik Kuvvet Mikroskobu ile Yüzey Analizi sonucunda tuz kayalarına benzer görüntülerin oluştuğu ve uzun kraterlerin varlığı izlenmektedir. Tepelerin yükseklikleri 94 nm'ye varan yükseklikte ve dikdörtgen şekildedir. **Ra: 54 nm.**



Resim 59: 4. fırınlama sonrası 1.5 mm örneklerin Atomik Kuvvet Mikroskobu ile Yüzey Analizi sonucunda 1 mm örnekten farklı olarak geniş tepeler izlenmektedir. Tepelerin yüksekliklerinin 139 nm'ye varan yükseklikte olduğu ve yuvarlak şekilde olduğu görüldü. **Ra: 81.4 nm.**



Resim 60: 4. fırınlama sonrası 2 mm örneklerin Atomik Kuvvet Mikroskobu ile Yüzey Analizi sonucunda çok sıkı sivri tepelerin varlığı gözlemlendi. Tepelerin yüksekliklerinin 861 nm'ye varan yükseklikte olduğu ve sivri şekilli olduğu gözlemlendi. Ra: **17.8 nm**.



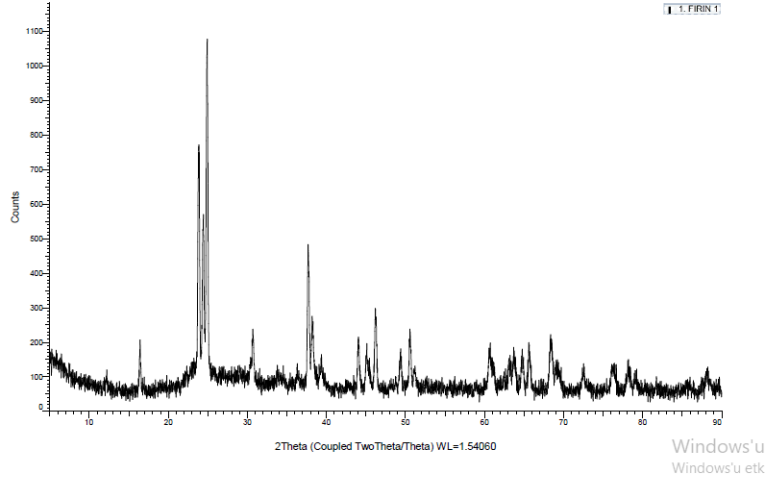
5.2.4. XRD Analizi Bulguları

Örnekler; yüzey işlemlerinden önce ve sonra Cu K α radyasyon kullanan X Ray Difraktometresinde 0-90 derece 2 theta açısı arasında taratılarak XRD analizi yapıldı.

XRD analizi sonucunda; her üç kalınlıktaki örneklerde, 1. ve 4. dördüncü fırınlamalar arasında anlamlı fark bulunmuştur.



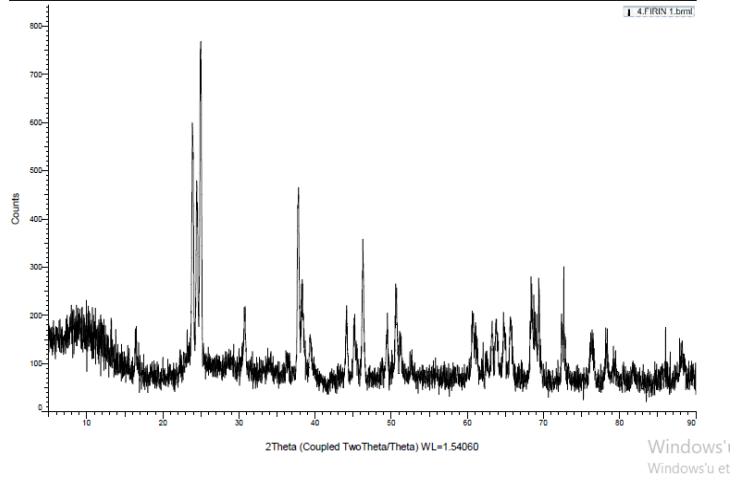
Commander Sample ID (Coupled TwoTheta/Theta)



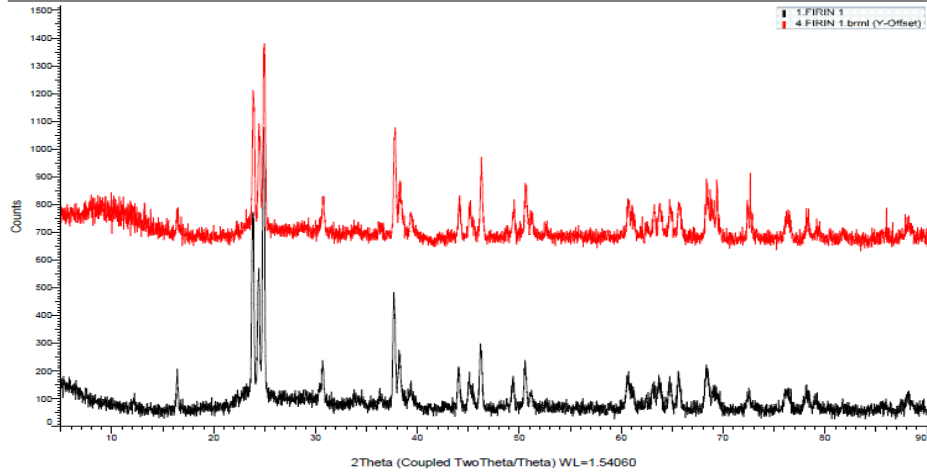
Şekil 15: 1. fırınlamadan sonraki XRD analiz sonucu.

Şekil 16: 4. fırınlamadan sonraki XRD analiz sonucu.

Commander Sample ID (Coupled TwoTheta/Theta)



Commander Sample ID (Coupled TwoTheta/Theta)



Windows'u Etki
Windows'u etkinleştir

Şekil 17: 1. fırınlamadan ve 4. fırınlamadan sonraki XRD analiz sonucunun karşılaştırması.

4. fırınlama sonrası XRD analiz sonucunda; her üç kalınlıktaki örneklerde 1. fırınlamaya oranla dalgaların pik sayısında artış gözlenmiştir. Pik sayısındaki artış, amorf yapının artması sonucunda oluşmaktadır. 4. fırınlama sonucunda örneklerde amorf yapının arttığı ve buna bağlı olarak kırılmanın arttığı görüldü.

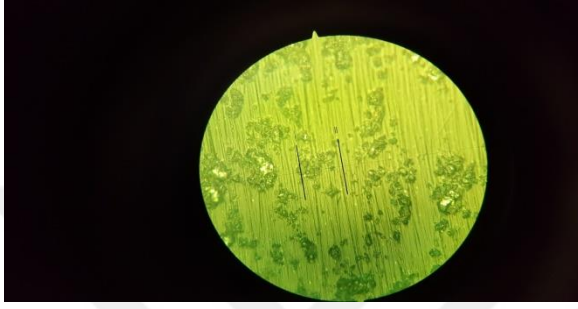
5.2.3. Vickers Sertlik (Microhardness) Bulguları

Çalışmamızda, örneklere Vickers sertlik testi, her fırınlama işleminden sonra yapıldı. Vickers testi uygulanırken; örnek yüzeylerine uygulanan yük 300 gr ve yükü uygulama süresi 15 saniye'dir.

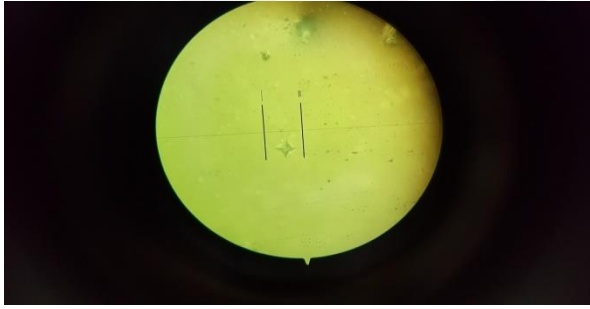
VICKERS SERTLİK ÖLÇÜMÜ		UYGULANAN YÜK	YÜKÜN UYGULAMA SÜRESİ	ÖLÇÜM SONUCU
FIRIN	KALINLIK	300gr	15sn	
1. FIRIN	1 mm	300gr	15 sn	469 Hv
1. FIRIN	1.5 mm	300gr	15 sn	469Hv
1. FIRIN	2 mm	300gr	15 sn	506Hv
2. FIRIN	1 mm	300gr	15 sn	610Hv
2. FIRIN	1.5 mm	300gr	15 sn	588Hv
2. FIRIN	2 mm	300gr	15 sn	593Hv
3. FIRIN	1 mm	300gr	15 sn	627Hv
3. FIRIN	1.5 mm	300gr	15 sn	561Hv
3. FIRIN	2 mm	300gr	15 sn	590Hv
4. FIRIN	1 mm	300gr	15 sn	666Hv
4. FIRIN	1.5 mm	300gr	15 sn	563Hv
4. FIRIN	2 mm	300gr	15 sn	565Hv

Tablo 13 : 1., 2., 3. ve 4. fırınlama işlemlerinden sonra analiz edilen Vickers sertlik testi sonuçları.

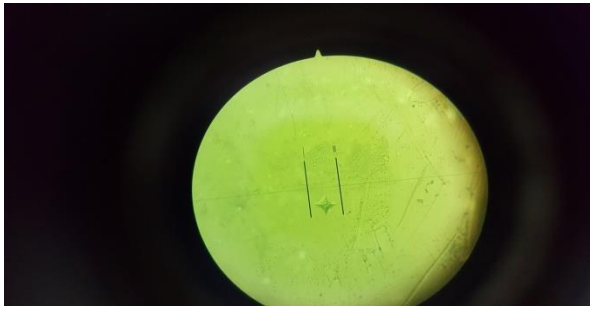
Vickers sertlik testinin sonuçları incelendiğinde, 1 mm kalınlığındaki örneklerde fırınlama sayısı arttıkça vickers sertlik değerinde artış gözlemlendi. Sert materyalde bu durum, materyalin daha sert ama daha kırılabilir hale geldiğini gösterir. Kalınlıkları 1.5 ve 2 mm olan örneklerde sertlik değerinin, ilk fırınlamadan sonra arttığı ama diğer fırınlamalarda azaldığı gözlemlendi. Tüm örnek sonuçları incelendiğinde; materyalin sertliğinde ilk fırınlamadan sonra artış görülmüştür.



Resim 61a



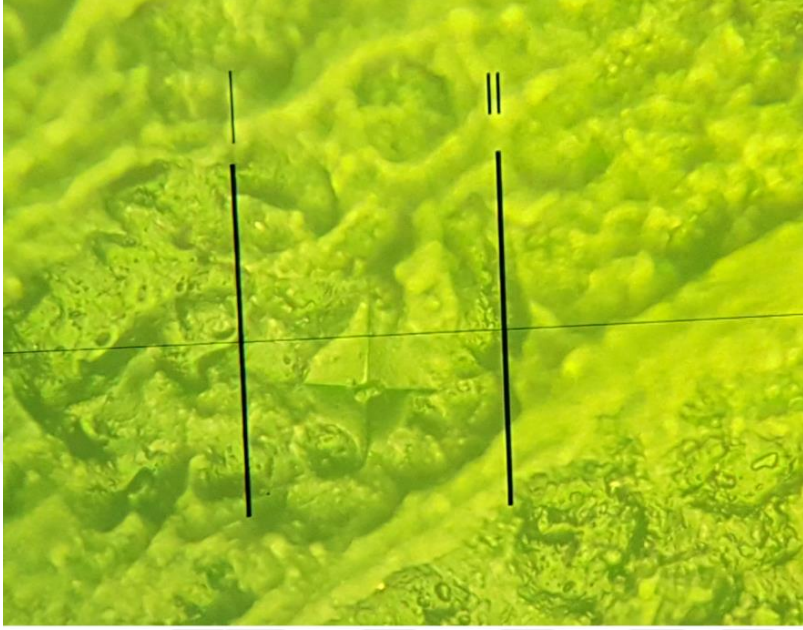
Resim 61b



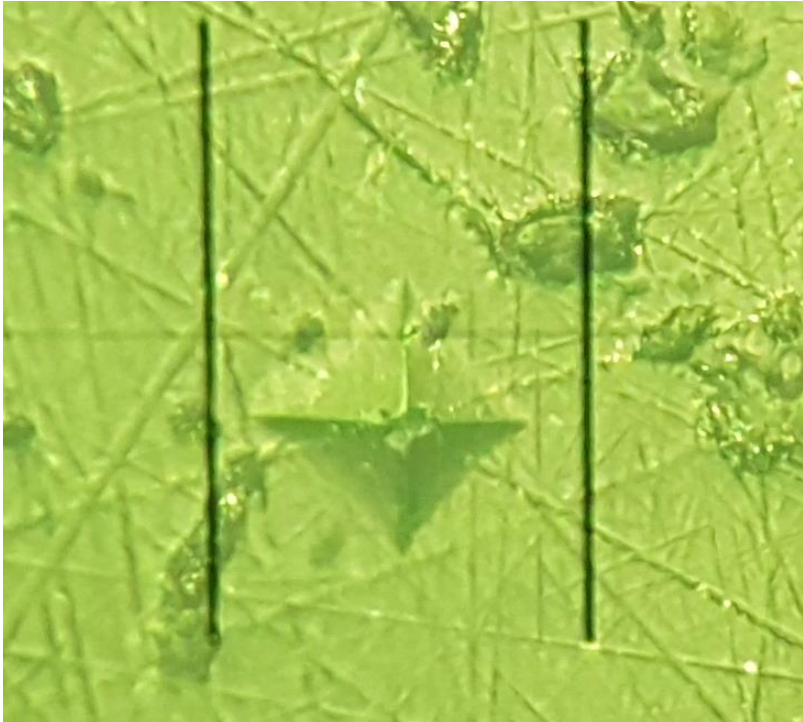
Resim 61c

Resim 61 a, b, c: Fırınlama işlemlerinden sonra Vickers sertlik testi görüntüleri

Resim 62: 1. fırınlama sonrası 1 mm örneklerin Vickers Mikro Sertlik analizi görüntüleri.



Resim 63: 1. fırınlama sonrası 1.5 mm örneklerin Vickers Mikro Sertlik analizi görüntüleri.



Resim 64: 1. fırınlama sonrası 2 mm örneklerin Vickers Mikro Sertlik analizi görüntüleri.



6. TARTIŞMA

Artan estetik beklentiler ve diş hekimliğinde kullanılan malzemelere karşı alerjik reaksiyonların gelişmesi konusundaki endişeler, nedeniyle tam seramik restorasyonlara olan ilgi artmıştır (19).

Uzun yıllardır kullanılan metal alt yapı seramik restorasyonlar, metal alt yapının üzerine gelen opak istenmeyen ışık yansımalarına sebep olmasından dolayı, doğal dişe benzer bir görünüm oluştursa da; istenilen estetik beklentiden uzaktır. Tam seramik restorasyonlarda opak metal alt yapının olmaması, estetik açıdan önemli avantajdır. Seramik sistemi seçilirken; kron boyu, prepare edilen dişin renk tonu, seramiğin translusens özelliği ve restorasyonun kullanılacağı bölgeye gelen çiğneme kuvvetleri gibi birçok faktör göz önünde bulundurulmalıdır (213). Tam seramik materyallerde kristalin yapının çoğalması daha dayanıklı ve daha opak yapılar elde edilmesine olanak sağlar (214).

Günümüzde tam seramik restorasyon üretim teknikleri, diş hekimliğinde, çok ve tek üyeli sabit protetik restorasyonlarda kullanılmaktadır. Son yıllarda teknolojinin gelişmesine paralel olarak modern diş hekimliğinde de bilgisayar destekli üretim sistemleri kullanılmaktadır (215). Bilgisayar destekli üretim ve tasarım (CAD-CAM) sistemlerinin yüksek duyarlılığa dayanan çalışma sistemi sayesinde, laboratuvar aşamalarının ortadan kaldırılması veya azaltılması, restorasyonun hazırlanması için gereken sürenin azaltılması, restorasyonun hızlı bir şekilde hazırlanması mümkün olmaktadır. Restorasyonun aynı gün içinde bitirilebilmesi kullanım oranını ve tercih edilmeyi arttırmıştır (215).

Ayrıca, CAD-CAM sistemlerinde üretilen restorasyonlar, dijital ortamda tasarlanarak aşındırma cihazları ile elde edildiğinden dolayı üst yapı seramiğinin fırınlanma sıcaklığı, soğuma hızı, seramiği işlenmesi esnasında oluşabilecek poroziteler, teknisyenin deneyimi, fırınlama esnasında oluşabilecek büzülme ve artık stresler gibi üst yapı ile alt yapı arasında bağlantı dayanıklılığının azalmasına sebep olabilecek etkenler de ortadan kalkmıştır (216). Bu sistem ile kaliteli ve hatasız restorasyonlar yapmak mümkündür. Bu avantajlarının yanında tek bir tasarım

üzerinden tekrarlanabilen üretim kolaylığı sayesinde standardizasyon sağlanabilmekte. Üretim teknolojisinde çok hızlı popülarite kazanmış olan CAD-CAM' in avantajları göz önünde bulundurulduğunda, bizim çalışmamızda da standardizasyon problemlerinin eliminasyonu amacıyla üretim teknolojisi olarak CAD-CAM sistemi kullanılarak üretilen restorasyonun tercih edilmesi uygun görüldü.

CAD-CAM teknolojilerinin kullanımının yaygınlaşması ile birlikte çok sayıda yüksek dayanıklılık gösteren seramik materyalleri geliştirilmiştir (217). Böylelikle estetik açıdan avantajlı olan porselenlere dayanıklılık kazandırılmış ve bu materyallerden çok üyeli köprü restorasyonları üretmek mümkün olmuştur (4).

Yapılan çalışmalara göre CAD-CAM sistemi kullanılarak üretilen köprü restorasyonlarının kırılma direnci konvansiyonel olarak üretilmiş köprülerden daha yüksek bulunmuştur (218).

Bu alandaki gelişim süreci ile birlikte lityum disilikat cam seramik CAD-CAM bloklar geliştirilmiştir.

Monolitik restorasyon kullanımının sağladığı avantajların yanısıra, estetik olarak tatmin edici restorasyonların üretimini gerektiren anterior restorasyonlarda halen çift tabaka üretim sürmektedir (219). Materyallerin monolitik ya da iki tabaka olarak kullanımları karşılaşılan mekanik komplikasyon ile ilgili olabilmektedir (220).

Kırık oluşması tam seramikler ve metal destekli seramik restorasyonları içeren tüm seramik sistemlerinde görülen bir komplikasyondur (221). Porselenlerdeki kırıklar, çürüklerden sonra restorasyonların yenilenmesine ihtiyaç duyulan ikinci en büyük sebeptir (222).

Zirkon ya da alümina altyapılarda estetik görünümü elde etmek için porselen ile tabakalamaya gerek vardır, lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler ise üstün optik özelliği sayesinde son derece estetik görünüme sahiptir. Lityum disilikat ile güçlendirilmiş porselenler monolitik yapıda da kullanılabilir (223).

Zirkonyanın olumsuz özellikleri karşısında klinik ve laboratuvar çalışmaları, anterior ve posterior köprü restorasyonları için zirkonyaya alternatif yüksek dayanıklılıkta tam seramik sistemlerin monolitik uygulamalarına yoğunlaşmıştır (224).

Monolitik uygulamalarda kullanılan lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik bloklar mekanik direnci ve üstün estetiği sayesinde son yıllarda oldukça ilgi çekmektedir. Yapılan çalışmalara göre, lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik bloklardan yapılan posterior restorasyonların en az metal destekli porselen restorasyonlar kadar başarılı olduğu tespit edilmiştir (82). CAD-CAM sisteminde lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramikten üretilen anterior ve posterior monolitik restorasyonlar incelendiği in vivo çalışmada dört buçuk yıl sonra restorasyonların başarı oranı %83 olarak bulunmuştur (225). Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik blokları kullanılarak üretilen monolitik ve bilayer restorasyonlar ile metal destekli seramiklerin kıyaslandığı çalışmada, lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik monolitik restorasyonlar metal destekli seramiklere yakın bulunmuş, bilayer olarak hazırlanan seramik restorasyonlar ise daha düşük kırılma dayanım değeri göstermiştir (226).

Dental materyallerin performanslarının değerlendirilmesinde in vivo ve in vitro çalışmalar yapılmaktadır. İn vivo çalışmaların maliyetinin yüksek olması ve sonuçların alınması için uzun süre gerektirmesi en önemli dezavantajlarından. Bunun yanı sıra hasta takibindeki güçlükler ve bireysel farklılıklar nedeniyle başarısızlık kaynağının her zaman tam olarak belirlenememesi söz konusudur. Bu nedenle laboratuvar testleri daha yaygın olarak uygulanmaktadır. Genellikle bu testler kolay, hızlı ve ucuzdur (227).

Materyallerde meydana gelen gelişmeler ve diş hekimliğinde materyal çalışmalarının odak noktasının CAD-CAM ile üretilen tam seramiklerdir, çalışmamızda da güncel literatürde var olan eksikliklerin incelenmesi amacıyla tam seramik sistemlerden üretilmesine karar verildi.

CAD-CAM sistemi ile üretilen lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik restorasyonların güncel, tedavi seçeneği olarak çok tercih edilen, güvenilir materyal

olduğu invivo ve invitro çalışmalarla desteklendiğinden dolayı çalışmamızda lityum disilikat ile gulendirilmiş IPS e.max CAD bloklar tercih edildi.

Araştırmacılar monolitik restorasyonların daha dayanıklı olmasını materyalin tüm boyutlardan daha çok miktarda lityum disilikat kristalleri içermesi sonucunda olduğunu bildirmişlerdir. Boyut, hacimsel oran, ikinci faz partiküllerin dağılımı, cam matriksin kimyasal kompozisyonu gibi mikroyapıya ait özellikler, tam seramik materyallerde çatlak ilerlemesini engellemek için farklı davranışlar ortaya koymaktadır. Cam matiks içinde dağılmış uzun lityum disilikat kristalleri, çatlak ilerlemesini durdurmak için gul bir bariyer oluştururlar. Ortalama partikül uzunluğu ve şekil faktörünün daha yüksek olması, çatlak ilerlemesine engel olan sertleşme mekanizmasına neden olur (212,213). Bunun aksine düşük dayanıklılıkta veneer materyalleri (90 MPa) fonksiyon sırasında çekme stresleri karşısında kırılma meyili gösterirler (228). Sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında, monolitik köprülerde (336 MPa) , bilayer (kor+veneer) tasarlanmış köprülere (670 MPa) göre daha düşük gerilme streslerinin olduğu tespit edilmiştir (229). Tam seramik restorasyonlarda sık görülen veneer porselenin chipping durumunun elimine edilmesi, kısa zamanda restorasyonların verimli bir şekilde üretilmesi monolitik üretim tekniğinin büyük bir avantaj olarak görülmesini sağlamıştır (230).

Monolitik restorasyonlar, bilayer uygulamalara göre daha başarılı sonuçlar verdiğinden ve chipping durumu elimine edildiğinden lityum disilikat ile gulendirilmiş cam seramiğin bu avantajları ve renk uyumunu yakalamanın zor olması dezavantajları göz önünde bulundurularak, çalışmamızda monolitik üretim tercih edildi.

CAD-CAM sistemlerinde genellikle, monolitik seramik bloklar veya metaller kullanılmaktadır (231). Monolitik blok şeklinde hazırlanan porselenlerin dezavantajlarından biri monokromatik olmalarından dolayı renk seçim özgürlüğünün kısıtlı olmasıdır. Bu bloklardan elde edilen restorasyonlara, geleneksel yöntemlere benzer şekilde glazür ve dış boyama uygulanarak kişisel efektler kazandırılabilir (84). Ayrıca bazı sistemlerde (Lava) i boyama değişik solüsyonlar ile de yapılabilir (232).

Herhangi bir nedenle yüzeyleri tekrar bozulan dental seramikler, yeniden parlaklık sağlamak için parlatma fırınlamasına tabi tutulur. Tekrarlanan fırınlamalar, dental seramiklerin rengini, parlaklığını, pürüzlülüğünü ve mikro yapısını etkileyebilmektedir. Dental porselen üreticileri, ürünlerinin kimyasal içerikleri, ısıl genişleme katsayıları ve tekrarlanan fırınlamaların etkisi hakkında detaylı bilgi vermemektedirler. Bu nedenle, porselenin mikro yapısı, rengi, flüoresans özelliği ve parlaklığı üzerine tekrarlanan fırınlamaların etkisini araştıran çalışmalara gerek duyulmaktadır (219,219,103).

İsgro ve arkadaşlarının (2004) tekrarlanan fırınlamaların tam seramiklerde ısıl büzümeye etkisini inceledikleri çalışmalarında, Empress 2 ve farklı veneer seramikleri kullanarak hazırlanan seramik örneklerinde, 1. dentin, 2. dentin, 1. glaze ve 2. glaze aşamalarında ölçümler yapılmıştır. Sonuçta; ısıl büzümeye katsayısının kimyasal yapıyla ilişkili olduğu bildirilmiştir. Cam ve aluminöz seramiklerin diğerlerine kıyasla, tekrarlanan fırınlamalar boyunca daha stabil bir tavır sergilediği saptanmıştır (233).

Kasapoğlu ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada, tekrarlanan fırınlama işleminin, metal desteksiz ya da metal destekli porselen sistemlerinde, şekil değişimine neden olduğunu ve marginal adaptasyonun etkilendiğini bulmuşlardır (234).

Barghi'nin (1982) tekrarlanan fırınlamaların renk ve glaze üzerine etkisini araştırdığı çalışmasında, 5 soy ve 1 soy olmayan metal alt yapı üzerine, dört farklı tip porselen (VMK 68, Ceramco, Neydium ve Will Ceram) uygulanmıştır. 9 kereye varan fırınlamalar neticesinde, natural glaze tabakasının kalktığı, metal alaşımı seçiminin ise renk ve glaze üzerine etkili olmadığı saptanmıştır (235).

Renk ve mekanik değerleri için önemli olan tam seramik örneklerin kalınlığı belirlenirken daha önce yapılan araştırmalar dikkate alınarak, örneklerin kalınlığı; 1 mm, 1.5 mm, 2 mm olarak belirlendi ve benzer olarak tekrarlanan fırınlama sayıları da daha önce yapılan çalışmalara benzerlik göstermektedir (220,221).

Çalışmamızda, tam seramik restorasyonların hazırlanması veya hastaya uygulanması sırasında karşılaşılan çeşitli sebeplerden dolayı tekrar fırınlanmasının kullanılan materyalin renk ve mekanik özelliklerinde etkisi değerlendirildi.

Tez çalışmamızda kullanılan tam seramik sistemlerde tekrarlanan fırınlamaların etkisi 3 şekilde değerlendirildi.

1. Tekrarlanan fırınlamaların tam seramik sistemler üzerindeki etkisinin renk analizi.

2. Tekrarlanan fırınlamaların tam seramik sistemler üzerindeki etkisinin XRD, SEM ve AFM ile yüzey analizidir.

3. Tekrarlanan fırınlamaların tam seramik sistemler üzerindeki etkisinin mikrosertlik (Vickers) analizidir.

IPS e.max CAD Monolitik bloklar, yüksek dayanıklılık, sağlamlık ve klinik olarak kanıtlanmış özellikler gösteren tam porselen restorasyonların hazırlanmasını kolaylaştırır. Bu materyaller kullanılarak lamina restorasyonları kron ve üç üyeli köprülere kadar çok farklı restorasyonlar hazırlanabilir. Farklı şeffaflık kademeleri, A-D renkleri, özel Bleach renkleri ve iki opal renk sayesinde yüksek estetik standartlara ulaşılabilir. Boyama veya cut-back tekniği kullanılarak özgün karakterizasyon sağlanabilir. Mevcut IPS e.max CAD bloklarına, seçili renklerde ve C14 blok boyutunda, MT (Medium Translucency=Orta şeffaflık) serisi bulunmaktadır. MT bloklar, LT bloklardan daha şeffaflık. HT bloklar, daha fazla parlaklık gerektiren restorasyonlar için tasarlanmıştır. Çalışmamızda, renk değişikliği inceleneceğinden dolayı, IPS e.max CAD HT A2/c 14 bloklar kullanılmıştır.

Çalışmalarda, IPS e.max CAD Monolitik bloklar kullanılarak veneer kronlar, tek kronlar ve 3 üyeli köprüler üretilir. Çalışmamızda, örnekler; 1 mm, 1.5 mm, 2 mm kalınlığında olacak şekilde hazırlandı.

Çalışmamızda IPS e.max CAD Monolitik bloklarından elde edilen örneklerin kalınlıklarına göre 3 grup oluşturuldu. Her bir grupta 10 örnek bulunmaktadır. 1. grup 1 mm kalınlığında, 2. gruplar 1.5 mm kalınlığında, 3. grup 2 mm kalınlığında olacak şekilde gruplandırıldı. Çalışmamızda örneklere her fırınlamadan sonra renk bakılacağı için, örneklerinin karışmaması için, örnekler kodlandı. Fırınlama işlemi ve renk tayini işlemleri, örneklerin kodlara göre uygulandı.

Porselenin fırınlanma sayısının ve restorasyon çeşitinin dayanıklılığına olan etkileri ile ilgili çalışmaların yanında, bazı araştırmacılar da, porselenin fırınlanma sayısının ve şeklinin renk stabilitesine olumlu etkisi olabileceğini bildirmişlerdir (222,223,224,225).

Tekrarlanan fırınlamaların seramik materyalinin kırılma ve renge etkisini araştıran araştırmacılar numunelerini en az 1, en fazla 9 kez fırınlamışlardır (226,227).

Tekrarlanan fırınlamaların seramik materyalinin kırılma ve renge etkisini araştıran araştırmacılar numunelerini en az 1, en fazla 9 kez fırınlamışlardır (228,229). Sadece 1 kez fırınlama işlemi yapmış araştırmacılar, porselen numunelerin fırınlanma öncesi ve sonrasındaki kırılma veya renk farklılıklarını araştırırken (236). Birden fazla fırınlama yapmış araştırmacılar, bu fırınlamalar arasındaki kırılma veya renk değişimini incelemişlerdir (237).

Tam seramik restorasyonların hazırlanmasındaki yüksek sıcaklık dereceleri araştırmacıların her zaman ilgisini çekmiştir. Klinik gereksinimler ya da laboratuvar işlemleri sırasında oluşan hatalar sonucu tam seramik restorasyonların tekrarlanan fırınlama işlemlerine maruz kalması araştırmacıların bu alana yönelmesine sebep olmuştur. Çalışmamızda örnekler 4 kez aynı derecede fırınlandı. IPS e.max CAD bloklarından elde edilen örneklerin fırınlama işlemi Empress Fırınında (EP 5010 Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) yapıldı. Fırınlama işlemi 850 derecede yapıldı.

Estetik dişhekimliği alanında, renk konusu son derece önemli konulardan biridir. İstenilen renge sahip restorasyonlar hem hekim hem de hastayı son derece memnun etmektedir. Tercih edilen yöntem ve materyallerin sağladığı imkanların kısıtlı olmasından dolayı, en uygun renk seçimi birden fazla yöntemin kombine edilmesi ile uygulanabilmektedir. Görsel olarak veya dijital renk seçimi işlemi yapıldıktan sonra fotoğraf çekilip diş şeklinin de kayıt altına alınması büyük önem taşımaktadır. Renk analizi hekimin ve teknisyenin estetik anlayışını, rengi algılama kabiliyetini ve yeteneğini kapsamaktadır (161).

Yapılacak restorasyonların rengini belirlerken hekime ve odanın rengi, ışık gibi değişkenlerine bağlı tüm etkili faktörler gözle renk belirlemesinin subjektif olması ile sonuçlanmaktadır(49). Bu subjektivitenin ortadan kaldırılması için elektronik cihazların kullanılması, dişhekimliğinde son yıllarda popüler bir özellik kazanmıştır. Gözle renk belirlenmesinin güvenilir olmaması, dijital aygıtlar rengi standart bir biçimde algılaması ve daha güvenilir ölçüm sonuçları verdiği için görsel yöntemin yerine tercih edilirler (238). Kolorimetreler ve spektrofotometreler, araştırma ve endüstride geniş bir çeşitlilikteki materyallerin renk ölçümleri için kullanılmaktadır (239). Konvansiyonel yöntem ile spektrofotometre arasında yapılan dijital renk ölçümü yöntemlerinin karşılaştırılması sonucu, spektrofotometreler ile elde edilen sonuçların daha çok güvenilir ve tekrarlanabilir olduğu ve teknisyenler ile daha güvenilir iletişim sağlamak için yardımcı olduğu belirtilmiştir (240).

Richards ve Kanawati, yaptıkları çalışmalarında Vita Easy Shade'in in vivo kullanımında %85'lik doğruluk payı olduğunu ortaya koyarak bir birine benzer sonuca varmışlar. Liena ve ark. 2011 yılında yaptıkları çalışmada, Easy Shade ve Spectro Shade Micro ile yapılan renk tespitlerinin son derece tekrarlanabilir ve güvenilir olduğunu ve bu cihazların diş rengini belirlemek için veya tedavi sonrasında ortaya çıkan renk (241) değişikliklerini incelemek amaçlı klinik olarak kullanılabilceğini belirtmişlerdir. 2012 yılında, Spectro Shade Micro ve Vita Easy Shade ile spektrofotometrelerini karşılaştıran çalışmada, iki cihazın verilerinin tutarlı olmadığı ve elde edilen L^* , a^* , b^* değerlerinin karşılaştırılmayacağı belirtilmiştir. Bazı araştırmacılar, dijital renk ölçüm yöntemlerinin birbirlerini tamamladıklarını ve mümkün olduğunca ikisinin kombine edilerek kullanılmalarının daha güvenilir sonuçlar verebileceğini bildirmişlerdir (210).

Çelik ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmada tam seramik porselenlerin 2 farklı porselen venerleme renginde tekrarlanan fırınlamalar sonrası renk değişimini incelemişlerdir. 1 mm kor kalınlığında zirkonya esaslı porselen DC zirkona A1 ve A3 renklerinde 4 mm çapta 1mm kor kalınlığında 1 mm porseleni ayrı ayrı uygulamışlardır (n=10). Ve tekrarlanan fırınlama (3, 5, 7, 9) işlemine tabi tutup ve renk değişimi spektrofotometre ile ölçülmüştür. Sonuçta porselen rengi ve seramik sisteminin L, a, b değerleri fırınlama sayısından etkilenmiştir. Tekrarlanan

fırınlamada porselen renginde L ve b değerleri arasında belirgin bir etkileşim görülmüş fakat a değeri için görülmemiştir. Fırınlama sayısının artması ile hem A1 hem A3 renginde L de artış görülmüştür buda örneklerin daha açık renkli olması ile sonuçlanmıştır, a değerinde ise azalma görülmüş olup bu da daha yeşil örnekler elde edilmesi ile sonuçlanmıştır, b renginde A1 tekrarlanan fırınlamalarda değişmemiş, A3 te ise artmıştır ve sonuçta daha sarı örnekler elde edilmesine neden olmuştur. Fakat tüm bu renk değişiklikleri klinik olarak kabul edilebilir bulunmuştur (207).

Öztürk ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmada farklı dentin seramik kalınlıklarının ve tekrarlanan fırınlamaların lityum disilikat cam seramik (E.max Pres) ve zirkonyum oksit (DC Zirkon) tam seramik sistemlerin rengine olan etkisini araştırmışlardır. Çalışmalarında E. max Pres/DC zirkon dan 0.5 mm dentin kalınlığında (n=10), 1 mm dentin kalınlığında (n=10), 1.5 mm dentin kalınlığında (n=10) diskler 3, 5, 7, 9 kere fırınlanmıştır. Spektrofotometre kullanılarak renk değişimi incelenmiştir. Sonuçta L, a, b değerleri fırınlama sayısından, seramik kompozisyonundan (E. max Pres, DC zirkon) ve seramik kalınlığından etkilenmiştir. L, a, b değeri ile fırınlama sayısı- seramik kompozisyonu ve fırınlama sayısı-seramik kalınlığı arasında en belirgin etkileşim olmuştur. Fırınlama sayısı-seramik kompozisyonu seramik kalınlığı ve L ve b arasında belirgin etkileşim olmuştur, a değeri etkilenmemiştir (205).

Uludağ ve arkadaşları, Inceram Alumina tam seramik materyalinin tekrarlanarak fırınlanmasında, fırınlama sayısı arttıkça "L" değerinin belirgin derecede azaldığını; yani materyalin renginin koyulaştığını, "a" ve "b" değerlerinin arttığını; yani materyalin renginin kırmızı ve sarı yönde değiştiğini bildirmişlerdir (242).

Çalışmamızda renk değişimi tayini için fırınlama sonrası , 1. fırınlama sonrası , 2. fırınlama sonrası, 3. fırınlama sonrası, 4. fırınlama sonrası L , C , H değerlerine bakıldı. IPS e.max CAD blokların fırınlamalar sonrası renk değişimi spektrofotometre ile incelendiğinde L, C, H değerlerinde değişimler görülmüştür.

Çalışmamızda IPS e.max CAD blokların 1., 2., 3 ve 4. fırınlamalar sonrası renk analizlerinin L, C, H değerlerini Tekrarlı ANOVA (Repeated Measurements Anova) istatistiği ile baktığımızda L ve C değerlerinde anlamlı fark ortaya çıktı. H değerinde

fırlamalar arasında anlamlı bir fark tespit edilmedi. Fırlama sayısı arttıkça rengin doygunluğunda ve parlaklığında değişiklikler tespit edildi, rengin tonunda değişim tespit edilmedi.

Post-Hock test istatistiği analizi sonucu 4. fırlama ile diğer fırlamalar arasında L değeri farklı çıktı. C değeri 1. ve 3. fırlamalar ile karşılaştırıldığında fark görüldü. H değeri 1. fırlamadan farklı, 2. ve 3. fırlamalardan fark görülmüdü. 4. fırlama ile diğerler arasında parlaklık olarak fark tespit edilmedi, ancak renk tonu olarak 4. fırlama ile 1. fırlama arasında fark görüldü. 4. fırlama sonrası doygunluk 1. ve 3. fırlamalardan farklı olduğu tespit edildi. Toplam örneklerin L, C, H değerleri incelendiğinde esas renk değişiminin 4. fırlamadan sonra olduğu görülmüştür.

Diş hekimliğinde renk tespiti için yapılan araştırmalar incelendiğinde, esas olarak iki yöntem tercih edilmiş. Birinci yöntemde porselenlerin l, c, h değerleri bulunduktan sonra, değerlerin aritmetik ortalaması hesaplanmış ve o değerlerin istatistik analizi yapılmış. İkinci yöntemde l, c, h değerleri bulunduktan sonra, elde edilen sonuçları kullanarak ΔE değerleri analiz edilmiştir.

Birçok araştırmaya göre ΔE değerlerinin 1'den küçük olması renk değişiminin görsel olarak fark edilemeyeceği, 1 ve 2 arasında olması kısmen fark edilebileceği (%50), 2 den fazla olmasının görsel olarak da fark edilebileceği anlamına gelir (287, 288). Bunun yanında, bazı araştırmacılar renk değişiminin klinik olarak ağız içinde fark edilebilmesi için ΔE değerinin 1 ΔE birimden (unit), bazıları 3 ΔE birimden, bazı araştırmacılar da 3.7 ΔE birimden büyük olması gerektiğini savunmaktadırlar (237,238).

Uludağ ve arkadaşları çalışmalarında Inceram Alumina' nın tekrarlanan fırlamalar sonrası ΔE renk değişimi, 3 ve 5. fırlamalar arasında 0,59; 3 ve 7. fırlamalar arasında 0,64; 5 ve 7. fırlamalar arasında 0,82 birim değişme olmuştur. Yani tüm ΔE sonuçları 1 ΔE biriminden küçük olduğu için gözle fark edilebilecek bir renk değişimi olmadığını bildirmişlerdir (243).

Çalışmamızda fırlamalar sonrası gruplar arasındaki farkı karşılaştırmak için Tamhane testi yapıldı. 3. ve 4. fırlamalar arasında fark bulunmuştur. Önemli

bulunan fark 1 mm ile 2 mm arasındadır. Diğer gruplar arasında anlamlı fark görülmedi. Analiz sonuçlarını değerlendirdiğimizde 1.fırnlama işleminden sonra 1 mm, 1.5 mm ve 2 mm örnekler arasında renkte farklılık görülmemiştir. 2. fırnlama işleminden sonra da 1 mm, 1.5 mm ve 2 mm örnekler arasında renkte farklılık görülmemiştir. 3. fırnlama işleminden sonra da 1 mm, 1.5 mm ve 2 mm örnekler arasında renkte anlamlı farklılık görülmemiştir fakat L, C, H değerlerinde değişimlere rastlanmıştır. 3. fırnlama porselenin doygunluğunda, parlaklığında, tonunda değişimlerin başladığı fırnlamadır. 4. fırnlama sonrası renkte esas farklılığın olduğu fırnlamadır. Yapılan bu analizde IPS e.max CAD bloklarından elde edilen 1 mm örnekleri ile 2 mm örnekleri arasında 4. fırınlanmadan sonra renk farklılığı görülmüştür.

Mason ve ark.'ları (1996), in vivo ve in vitro çalışmalar sonuçları arasında belirgin fark olmadığını bildirmişlerdir (244).

Günümüzdeki birçok çalışma, bağlayıcı sistemlerin fiziksel dayanıklılığını belirlemede en etkili testlerin in vitro bağlanma testleri olduğunu, klinik performansı daha önceden tahmin etmek ve geliştirmek için in vitro testlerin çok önemli araçlar olduğunu bildirmektedirler (245).

Çeşitli nedenlerle yüzeyi bozulan porseleni yeniden parlatmak gerektiğinde ya tekrar glaze (re-glaze) yapılır ya da ağız içi veya ağız dışı parlatma setleriyle parlatılır. Tekrar glaze sayesinde hasta başında geçen zaman kısalmış, ama laboratuvarında ek bir işlem yapılması gerekir ve böylelikle seans sayısı artar. Bunun aksine ağız içi mekanik parlatma, ek seansa gerek duymadan, hasta başında, porselen yüzeyinin tekrar parlatılmasını sağlar. Ayrıca parlatılabilirlik seviyesi, daha iyi şekilde, kontrol altında tutulabilir (246).

Dental seramiklerde yüzey pürüzsüzlüğünün bükülme dayanıklılığı ve karşıt dişlerde aşınma üzerine kritik önemi vardır (247). Dental seramik yüzeyi pürüzlü olduğunda bükülme dayanıklılığı azalır (248). Seramik materyalinin direncini geliştirmek için birçok yöntem geliştirilmiştir (249). Bunlar, metal alt yapının kullanılması (250), iyon değişimi (249), kontrollü kristalizasyon (251), mikro yapının biçimlendirilmesi ve rezin yapıştırma ajanlarının uygulanmasıdır (252).

Dental seramiklerde yüzey pürüzsüzlüğünü sağlamada, en uygun yöntemin ne olduğuna dair çok sayıda araştırma yapılmıştır. Literatürde konu ile ilgili çalışmalarda, overglaze ya da natural glaze yapılmış dental seramiklerde, düzeltmeleri canlandırmak amacıyla, genellikle taşların ya da elmas frezlerin kullanıldığını, tekrar yüzey pürüzsüzlüğü sağlamak için, glaze ya da mekanik parlatma yöntemlerinin uygulandığını görüyoruz. Konu ile ilgili literatür incelendiğinde, özellikle son yıllarda yapılan yüzey pürüzlülüğü çalışmalarının çoğunluğunun, mekanik parlatmanın, natural glaze ya da overglaze işlemlerine kıyasla etkinliğini veya eksikliğini saptamaya yönelik olması dikkat çekicidir. Bu 87 çalışmalarda değerlendirilen materyaller, genellikle metal destekli seramikler (246, 247,248,249,250,251) olmuştur. Kullanılan diğer materyaller ise opak porselenler (253), Dicor dökülebilir (251) ve Dicor MGC işlenebilir (253,96,254) cam seramikleri, lösitle (233) ve lityum disilikatla güçlendirilmiş (254) feldspatik porselenler olarak sıralayabiliriz.

Parlatma etkinliği materyal yapısına da bağlıdır. 2006 yılında Sasahara ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada, porselendeki lösit içeriğine bağlı olarak yüzey pürüzlülüğünün değişeceği ve seramiğin mikro yapısını göz önünde tutarak uygun parlatma yöntemini bulmanın zor olduğu bildirilmiştir. Düşük lösit içeriğinin ve elmas pat kullanılmasının pürüzsüzlüğü arttıracığı vurgulanmıştır (246).

Al-Wahadni ve Martin'in (1998) yüzey pürüzlülüğü üzerine yaptıkları bir derlemede, dental seramiklerde glaze ve mekanik parlatma yöntemleri kıyaslanmıştır. Sonuçta; düzeltilmiş porselen yüzeyini yeniden parlatmak gerektiğinde, tekrar glaze ya da elmas pat ile mekanik parlatma önerilmiştir. Mekanik parlatma için sırayla ince elmas frez, ince lastik, beyaz taş, Ceramiste silikon lastik, Ceramiste silikon lastik + elmas pat yöntemi önerilmiştir (254).

Pürüzlü yüzeyler, karşıt dişlerde aşınmaya neden olarak doğal dentisyona da zarar verir. Bunun sonucunda dişlerde boyanma miktarı artar (255). Sayılan tüm bu nedenlerden dolayı, Literatürü incelediğimizde, dental seramiklerde yüzey pürüzlülüğü çalışmalarında, sıklıkla profilometre ve SEM'in (246,247) ya da nadiren görsel değerlendirme ile SEM'in (256) ve profilometre ile AFM'nin (257) birlikte kullanıldığını görüyoruz. Bir analiz yönteminin tek başına kullanıldığı çalışmalarda

mevcuttur. Bu amaçla, dental seramiklerde yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmede, SEM (258), görsel değerlendirme (259), AFM (260), laser aynasal yansıtma sistemi (261) ve profilometre (262) tek başına kullanılmıştır. Sadece bir yöntemle güvenmek sakıncalı olabilir. Bir yöntemle elde edilen bulguların başka bir yöntemle ya da yöntemlerle kıyaslanması, daha doğru sonuçların elde edilmesini ve amaca daha çok yaklaşılmasını sağlar. Profilometreye kıyasla SEM ve AFM gibi yöntemler daha ayrıntılı yüzey bilgisi verdiği için, profilometre bulgularının bu tip yöntemlerle desteklenmesi gerekir (255,256).

Mackert ve Williams'ın (1996) tekrarlanan fırınlamaların dental seramiklerde mikro çatlak oluşumuna etkisini incelediği çalışmalarında, kontrol, 1., 3., 7. ve 15. ek fırınlamalar neticesinde, yüzeyde meydana gelen değişimler SEM ile incelenmiştir. Sonuçta; tekrarlanan fırınlamaların mikro çatlak yoğunluğunu etkilediği, ancak bunun klinik açıdan önemli olmadığı bildirilmiştir (263).

Çalışmamızda 1 mm, 1.5 mm, 2 mm kalınlığındaki IPS e.max CAD bloklarının tekrarlanan fırınlama sonrası yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek için SEM, AFM ve XRD analizleri yapılmıştır. Yüzey ve mikrosertlik analizleri için toplamda 144 adet örnek kullanılmıştır. Her fırınlama işleminden sonra 1 mm, 1.5 mm, 2 mm kesitli örneklerden birer adet yüzey analizi ve mikrosertlik analizi için kullanılmıştır.

SEM analizi diş hekimliğinde yüzey pürüzlülüğü değerlendirmek için en çok tercih edilen yöntemlerden biridir. Bu analizde büyütme ve ölçek önemli bir faktördür. Çalışmamızda SEM fotoğrafları 1cm'lik ölçek 2 µm gösterecek şekilde ve 2.00 KX, 500 X ve 1.00 KX kez büyütme yapacak şekilde çekilmiştir.

1. fırınlama sonrası 1 mm örneklerinin SEM görüntüsünde 500 X büyütmede camsı mikro çatlaklar izlenmişken 2.00 KX ve 1.00 KX görüntülerde bir birinden uzak tomurcuk benzeri oluşumlar izlenmektedir. 1.5 mm örneklerinde 500 X görüntüde birbirinden uzak kabartılar izlenmişken 2.00 KX ve 1.00 KX görüntülerde deniz köpüğüne benzer oluşumlar izlenmektedir. 2 mm örneklerinde 2.00 KX görüntüde kurak toprağa benzer görüntü izlenmektedir. 500 X ve 1.00 KX görüntülerinde bir birine yakın tomurcuklara benzer görüntüler izlenmektedir.

2. fırınlama sonrası 1 mm örneklerinin SEM görüntüleri incelendiğinde kabarcık tarzı oluşumlar izlenmektedir. 1.00 KX görüntüde düzensiz kratere benzer oluşum izlenmektedir. 1. fırınlamaya göre yüzeydeki kabarıklıkların arttığı izlenmektedir. 2. fırınlama sonrası 1.5 mm örneklerinin SEM görüntüleri incelendiğinde birinden uzak tomurcuklar ve kabartılar izlenmektedir. 1. fırınlamaya göre yüzeydeki kabarıklıkların azaldığı izlenmektedir. 2. fırınlama sonrası 2 mm örneklerinin SEM görüntüleri incelendiğinde tuz birikintilerine benzer oluşumlar izlenmektedir. Bu taneciklerin arasındaki mesafeler dar görünümde 1. fırınlama ile karşılaştırıldığında yüzeyde tomurcuk benzeri görüntülerin arttığı izlenmektedir.

3. fırınlama sonrası 1 mm örneklerinin SEM görüntüleri incelendiğinde küçük yarıklara benzer oluşumlar izlenmektedir. 1. ve 2. fırınlama ile karşılaştırıldığında yüzeydeki kabarıklıkların çatlaklara dönüştüğü izlenmektedir. 3. fırınlama sonrası 1.5 mm örneklerinin SEM görüntüleri incelendiğinde yüzeyde derin ve biri birine yakın çatlaklar izlenmektedir. 1. ve 2. fırınlama ile karşılaştırıldığında yüzeydeki kabarıklıkların bir birine yakın çatlaklara dönüştüğü izlenmektedir. 3. fırınlama sonrası 2 mm örneklerinin SEM görüntüleri incelendiğinde yüzeyde 3. fırınlamanın diğer örneklerine benzer oluşumlar izlenmektedir. 1. ve 2. fırınlama ile karşılaştırıldığında yüzeydeki tuz birikintilerine benzer oluşumların çatlaklara dönüştüğü izlenmektedir.

4. fırınlama sonrası 1 mm örneklerinin SEM görüntüleri incelendiğinde bir birinde uzak kabartılar ve geniş karatere benzer oluşumlar izlenmektedir. 1., 2. ve 3. fırınlamalar ile karşılaştırıldığında, yüzeydeki tomurcukların ve çatlakların kraterlere dönüştüğü izlenmektedir. 4. fırınlama sonrası 1.5 mm örneklerinin SEM görüntüleri incelendiğinde kratere benzer oluşumların 1 mm örneklere göre çoğaldığı izlenmektedir. 1., 2. ve 3. fırınlamalar ile karşılaştırıldığında kabartı ve çatlakların yaygın kraterlere dönüştüğü görülmektedir.

SEM analizi görüntüleri incelendiğinde, fırınlama sayısı arttıkça örneklerin yüzey yapısının değişime uğradığı görülmüştür. Esas değişimler 3. ve 4. fırınlamalar sonrasında görülmüştür. 3. fırınlama sonrası parçacıkların yarıklara dönüştüğü izlenmiştir. 4. fırınlama sonrası kraterlerin oluştuğu ve yüzeyin tamamen değişime

uğradığı görülmüştür. Örnekleri kalınlığına göre karşılaştırdığımızda, hepsinde aynı fırınlamalarda değişimler olduğu görülmüştür.

Seramik yüzeylerinin AFM analizi ile incelenmesi, daha yüksek bir çözünme ve üç boyutlu görüntü elde edilmesini sağlamaktadır. AFM, profilometre ve görsel değerlendirme ile kıyas edildiğinde daha fazla detay vermektedir (249,257). AFM cihazıyla yapılan çalışmalarda SEM analizinin aksine yüzey önceden kaplanmaya ihtiyaç duyulmadan direk olarak analiz yapılabilir. AFM analizi yüzey pürüzlülüğü parametrelerini rakamsal olarak verebilmektedir. Ancak tarama yapılan alan, diğer yöntemler ile kıyaslandığında küçük bir alan olduğundan dolayı, tekrar aynı sahayı ölçmek istediğimizde yeniden bulmak zor olabilmektedir (264,257). Sayılan tüm avantajlarından yararlanmak, bu sayede profilometre analizini destekleyici ve geliştirici sonuçları ortaya çıkarmak ve ayrıca dental seramiklerde yüzey pürüzlülüğünü değerlendirme yöntemi olarak ne ölçüde kullanılabileceğini saptamak amaçlarıyla, çalışmamızda yüzey pürüzlülüğü değerlendirme yöntemi olarak profilometrenin yanında XRD analizi’de kullanılmıştır.

Demirel ve arkadaşlarının (2005) topikal florid ve sitrik asidin preslenebilir dental seramiğe etkisini araştırdıkları çalışmalarında, hazırlanan IPS Empress örneklerinin yarısı 2 kere boyama + glaze, geri kalan yarısı ise 2 kere boyama + over glaze ile parlatma işlemi uygulamışlar. Bitirilmiş yüzeylerin topografisini görüntülemek amacıyla AFM (ölçüm için piramidal ve Si₃N₄ yapılı uç) kullanılmıştır. Dikey duyarlık 0,1 A° olarak seçilmiş ve 50 µm²’lik alanları taramışlar. Sonuçta; asidüle fosfat floridin örnek yüzeylerinde önemli ölçüde pürüzlülüğe neden olduğunu saptamışlar (236).

Tholt ve arkadaşları (2006) yüzey pürüzlülüğü çalışmalarında, AllCeram, IPS Empress2 ve Vitadur Alpha dental seramiklerinde, glaze yöntemine kıyasla mekanik parlatmanın etkinliğini incelemişlerdir. Bu amaçla profilometre ve AFM kullanmışlardır. AFM ölçümü için multimod bir cihaz seçmişlerdir (257).

Silva ve arkadaşları (2005), hidrojen peroksit ve sodyum perkarbonat içeren ağartma jellerinin değişik restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğüne etkisini araştırdıkları çalışmalarında, yüzey analizi için AFM kullanmışlardır. 125 µm 2 ’lik

alanlar taranmıştır. Rezonans frekansı 24 kHz olarak ayarlanmıştır. 14 günlük beyazlatma periyodu sonunda, yüzey pürüzlülüğünde istatistiksel olarak dikkate değer bir değişim görülmemiştir (265).

Griggs ve arkadaşları (2003), Duceram LFC hidrotermal dental seramiğinin kırılma dayanıklılığını ve yüzey gerilimini araştırmışlardır. Yüzey topografisini AFM ile incelemiştirlerdir. Çalışmada kullanılan AFM, kontak olmayan moda bir AFM'dir. AFM incelemesi sonucunda, dikine oluklar görmüşlerdir. Keskin ve keskin olmayan çatlaklara rastlamışlardır (22).

Profilometre, ortalama yüzey pürüzlülüğü degerini (Ra) rakamsal olarak vermesi, tekrarlanan fırınlama çalışmalarına uygunluğu, etkili ve doğru bir şekilde yüzey pürüzlülüğü ölçümleri yapabilmesi, istatistiksel analize elverişliliği, kullanım kolaylığı ve sık kullanılan, geleneksel yöntemlerden biri olması nedenleriyle çalışmamızda, yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmede bu yöntem seçilmiştir.

Çalışmamızda AFM yüzey ölçümleri 0.58 Hz tarama hızında gerçekleşmiştir. 20 μm^2 'lik alanlar tarandı. Örneklerin ortalama yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerleri ve 256 x 256 piksel çözünürlükteki üç boyutlu görüntüleri saptandı ve kaydedildi.

1 mm örneklerin 1. fırınlama sonrası örneklerin Atomik Kuvvet Mikroskobu ile Yüzey Analizi incelendiğinde geniş alana yayılmış tepelere benzer görüntüler izlenmektedir. Tepeler 159 nm'ye kadar çıkmış ve yuvarlak şekillidir. Ra değeri 44.305 nm olarak bulunmuştur. 2. fırınlama sonrası Atomik Kuvvet Mikroskobu ile Yüzey Analizi incelendiğinde geniş alana yayılmış kabartılara benzer görüntüler izlenmektedir. Tepeler 110 nm'ye kadar çıkmış ve hafif sivri şekillidir. Ra değeri 25 nm olarak bulunmuştur. 3. fırınlama sonrası 1 mm örneklerin Atomik Kuvvet Mikroskobu ile Yüzey Analiz sonucunda bir birininden uzak ve yüksek kabartılar izlenmektedir. Tepeleri 168.4 nm'ye ulaşmış ve yuvarlak şekillidir. Ra değeri 72.2 nm' dir. 4. fırınlama sonrası 1 mm örneklerin Atomik Kuvvet Mikroskobu ile Yüzey Analizi sonucunda tuz kayalarına benzer görüntüler oluşmuş ve uzun kraterler izlenmektedir. Tepeler 94 nm'ye kadar çıkmış ve dikdörtgen şekillidir. Ra değeri 54 nm bulunmuştur.

1.5 mm örneklerin 1. fırınlama sonrası Atomik Kuvvet Mikroskobu ile Yüzey Analiz sonucu incelendiğinde geniş alana yayılmış tepelere benzer görüntüler izlenmektedir. Tepeler 63 nm'ye kadar çıkmış ve yuvarlak şekillidir. Ra değeri 25 nm. 2. fırınlama sonrası 1.5 mm örneklerin Atomik Kuvvet Mikroskobu ile Yüzey Analizi sonucunda diğer fırınlamalardan farklı olarak çok fazla tepeler izlenmektedir. Tepeler 101.53 nm'ye kadar çıkmış ve keskin şekillidir. Ra değeri 31.1 nm olarak hesaplanmıştır. 3. fırınlama sonra 1.5 mm örneklerin Atomik Kuvvet Mikroskobu ile Yüzey Analizi sonucunda geniş kratere benzer görüntü izlenmektedir. Ra değeri 68 nm olarak hesaplanmıştır. 4. Fırınlama sonrası 1.5 mm örneklerin Atomik Kuvvet Mikroskobu ile Yüzey Analiz sonucu incelendiğinde çok geniş tepeler ve oluklar izlenmektedir. Tepelerin 139 nm'ye kadar çıkmış olduğu ve yuvarlak olduğu görülmüştür. Ra değeri 81.4 nm bulunmuştur.

2 mm örneklerin 1. fırınlama sonrası Atomik Kuvvet Mikroskobu ile Yüzey Analizi incelendiğinde birbirinden uzak ve çok az sayıda tepeler izlenmektedir. Ra değeri 36.68 nm olarak hesaplanmıştır. 2. fırınlama sonrası 2 mm örneklerin Atomik Kuvvet Mikroskobu ile Yüzey Analizi sonucu incelendiği derin oluklar birbirine yakın tepelere benzer görüntüler izlenmektedir. Ra değeri 40.1 nm olarak hesaplanmıştır. 3. fırınlama sonrası 2 mm örneklerin Atomik Kuvvet Mikroskobu ile Yüzey Analizi sonucunda diğer fırınlamalardan farklı olarak az sayıda tepe var ama yükseklikleri bariz derecede arttığı izlenmektedir. Tepeler 336 nm'ye kadar çıkmış ve yuvarlak şekillidir. Ra değeri 106 nm'dir bulunmuştur. Yüzey pürüzlülüğü artmıştır. 4. fırınlama sonrası 2 mm örneklerin Atomik Kuvvet Mikroskobu ile Yüzey Analizi incelendiğinde çok sıkı ve sivri tepelere benzer görüntüler izlenmektedir. Tepelerin yüksekliği 861 nm'ye kadar çıkmış ve sivri şekillidir. Ra değeri 17.8 nm olarak bulunmuştur.

AFM analiz görüntüleri incelendiğinde, 1 mm kalınlığındaki örneklerin yüzey pürüzlülüğü 3. ve 4. fırınlamalardan sonra artmıştır, 1.5 mm kalınlığındaki örneklerde fırınlama sayısı arttıkça yüzey pürüzlülüğü artmış, 3. fırınlamadan sonra 2 katına çıktığı görülmüştür. 2 mm kalınlığındaki örneklerde fırınlama sayısı arttıkça yüzey pürüzlülüğü artmış ama 4. fırınlama sonrasında yüzey pürüzlülüğü çok azaldığı görülmüştür. Bunun nedeni tam porselenin yapısında meydana bozulmadan

kaynaklı olduğu düşünülmektedir. Ayrıca 3. fırınlamadan sonra yüzey pürüzlüğü 2 katına çıkmıştır.

SEM ve AFM analizleri karşılaştırıldığında bir birini desteklemektedir. İki analiz sonucunda da esas değişimin 3. fırınlamadan sonra olduğu görülmüştür. 4. fırınlamadan sonra materyalin yapısında bozulmalar görülmüştür.

Özkan ve Öztaş (2000) çalışmalarında, tekrarlanan fırınlamaların dental seramiklerde lösit kristalleri üzerine etkisini araştırmışlardır. Çalışmada, Vita Omega dental seramiği firma önerilerine göre hazırlandıktan sonra 5 farklı grup oluşturulmuştur. 1. grupta 1 kez (kontrol), 2. grupta 3 kez, 3. grupta 5 kez, 4. grupta 7 kez ve 5. grupta 10 kez ek fırınlama yapılmış ve daha sonra toz haline getirilen örnekler X ışını difraktometresi ile incelenerek yapıdaki lösit bileşeni değerlendirilmiştir. Sonuçta; metal-porselen sistemlerinde tekrarlanan fırınlamaların porselen yapısında, lösit kristallerinin kırınım desenlerinde, çok az farklılıklar oluşturduğu ve bu farkın klinik açıdan önemli olmadığı bulunmuştur (266).

Malzemelerin iç yapısının morfolojik özelliklerinin incelenmesi aşamasında ve kristal yapının analiz edilmesinde X-ışınları analizleri önemli bulgular sağlamaktadır. İlk çekirdeklenmeden aşamasından başlayarak son kristalleşme aşamasına kadar olan bütün kristallenme olayları XRD analizi ile takip edilebilmektedir. XRD analizi, işlem süresince materyallerde değişik kristal fazların ortaya çıkmasındaki ardaşıklığın tespit edilmesinde ve uygun sıcaklık şartlarını incelemekte de büyük faydalar sağlamaktadır (267).

Çalışmamızda IPS e.max CAD blokların tekrarlanan fırınlama sonrası atomik düzeyde değişim olup olmadığını öğrenmek için XRD analizi yapıldı. XRD analizinde 1. ve 4. dördüncü fırınlamalardan sonra alınan ölçümlerde, 4. fırınlama yüzeyin faz dönüşüme sebep olduğu bulunmuştur. Diğer fırınlamalar arasında anlamlı fark görülmemiştir.

SEM ve AFM analizlerinde 3. fırınlama işleminden sonrası esas değişimin olduğu ve 4. fırınlamadan sonra porselenin yüzeyinin çok değiştiği görülmüştür. Yapılan XRD analizi sonucu 4. fırınlama materyalin faz dönüşümüne sebep olduğu bulunmuştur. Bu sonucu SEM ve AFM analizleri desteklemektedir.

Diş hekimliğinde kullanılan restoratif materyallerin kendi yapısal özelliklerinin restorasyonun başarısında önemli yere sahip olduğu bilinmektedir. Restoratif materyallerin diş hekimliğini en yakından ilgilendiren özelliklerinden biri, kullanılan materyalin sertlik derecesidir. Yüzey sertliği analizleri birçok farklı yöntemler kullanılarak yapılabilmektedir. Bunlar Brinell, Vickers, Knoop ve Rockwell sertlik testleridir. Kullanılacak olan materyalin yüzey özelliklerine göre sertlik analiz yöntemlerinden biri tercih edilmektedir. ADA (American Dental Association) tarafından birçok dental materyal için sertlik analiz testleri tanımlanmıştır (268).

Araştırmacılar aşınma direncinin tespit edilmesinde sadece yüzey sertlik testlerinin yapılmasıyla güvenilir sonuçlar elde edilmesinin zor olduğunu belirtmişler ve aşınma seviyesinin belirlenmesinde yüzey sertlik değerinin önemli parametrelerden sadece biri olduğunu vurgulamışlardır(269).

Schultheis ve ark 2013 yılında yaptıkları bir çalışmada lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik bloklardan ürettikleri köprülerin bir kısmına termal ve mekanik siklus uygulamışlardır. Siklus uygulanmış ve uygulanmamış gruplar kırılma testine tabi tutulmuştur. Test sonuçları yorgunluk yüklemenin kırılma dirençlerinde önemli bir fark yaratmadığını tespit etmişlerdir (226).

Baskı dayanıklılığı testlerinde yükleme hızı çok önemlidir. Yükleme hızı arttıkça çatlağın büyümesi için yeterli süre olmamasından kaynaklı, dayanıklılıkta artma olacak ve hatalı sonuçlar elde edilmesine sebep olacaktır. Bu nedenle seçilecek olan yükleme hızının düşük olması önemlidir (270).

Leevailoj ve arkadaşları tam porselen sistemlerinin dayanıklılığını inceledikleri araştırmalarında, hızı 0.5 mm/sn olarak ayarlamışlardır (271).

Çalışmamızda IPS e.max CAD blokların tekrarlanan fırınlama sonucu sertliğinde değişiklik olup olmadığını öğrenmek için Vickers sertlik testi kullanıldı.

Vickers sertlik testi her fırınlama işleminden sonra yapıldı. 1. 2., 3. ve 4. fırınlamalardan sonra uygulanan yük 300 gr ve uygulama süresi 15 saniye olarak belirlenmiştir.

Vickers sertlik testinin sonuçları incelendiğinde, 1 mm kalınlığındaki örneklerde fırınlama sayısı arttıkça vickers sertlik değerinde artış gözlemlendi. Sert materyalde bu durum, materyalin daha sert ama daha kırılabilir hale geldiğini gösterir. Kalınlıkları 1.5 ve 2 mm olan örneklerde sertlik değerinin, ilk fırınlamadan sonra arttığı ama diğer fırınlamalarda azaldığı gözlemlendi. Tüm örnek sonuçları incelendiğinde; materyalin sertliğinde ilk fırınlamadan sonra artış görülmüştür.



7.SONUÇLAR

- Yapılan çalışmamızda IPS e.max CAD bloklarından elde edilen 1 mm örnekleri ile 2 mm örnekleri arasında 4. fırınlanmadan sonra renk farklılığı görülmüştür.
- Tüm örneklerin L, C, H değerleri incelendiğinde esas renk değişiminin 4. fırınlamadan sonra olduğu görülmüştür.
- Vickers sertlik testinin sonucunda, tüm kalınlıktaki örneklerde 1. fırınlamadan sonra sertliğin arttığı görüldü.
- SEM analizi görüntülerinde, fırınlama sayısı arttıkça örneklerin yüzey yapısının değişime uğradığı görülmüştür. Esas değişimler 3. ve 4. fırınlamalar sonrasında görülmüştür. 3. fırınlama sonrası parçacıkların yarıklara dönüştüğü izlenmiştir. 4. fırınlama sonrası kraterlerin oluştuğu ve yüzeyin tamamen değişime uğradığı görülmüştür.
- AFM analizi görüntülerinde, 1 mm kalınlığındaki örneklerin yüzey pürüzlülüğü 3. ve 4. fırınlamalardan sonra artmıştır, 1.5 mm kalınlığındaki örneklerde fırınlama sayısı arttıkça yüzey pürüzlülüğü artmış, 3. fırınlamadan sonra 2 katına çıktığı görülmüştür. 2 mm kalınlığındaki örneklerde fırınlama sayısı arttıkça yüzey pürüzlülüğü artmış ama 4. fırınlama sonrasında yüzey pürüzlülüğü çok azaldığı görülmüştür.
- SEM ve AFM analizleri karşılaştırıldığında bir birini desteklemektedir. İki analiz sonucunda da esas değişimin 3. fırınlamadan sonra olduğu görülmüştür. 4. fırınlamadan sonra materyalin yapısında bozulmalar görülmüştür.
- XRD analizinde 1. ve 4. dördüncü fırınlamalardan sonra alınan ölçümlerde, 4. fırınlama yüzeyin faz dönüşüme sebep olduğu bulunmuştur.
- SEM ve AFM analizlerinde 3. fırınlama işleminden sonrası esas değişimin olduğu ve 4. fırınlamadan sonra porselenin yüzeyinin çok değiştiği görülmüştür. Yapılan XRD analizi sonucu 4. fırınlama materyalin faz dönüşümüne sebep olduğu bulunmuştur. Bu sonucu SEM ve AFM analizlerinin desteklediği görülmüştür.

8. Kaynakça

1. Shillingburg Ht, Hobo S, Whitsett Ld, Jacobi R, Bracked Se. All ceramic restorations. In: Bateman LA, ed. Fundamentals of Fixed Prosthodontics. 3rded. London: Quintessence Publishing Co. Inc; 1997. p.433-55.
2. Maloney Wj, Maloney Mp. Pierre Fauchard: the father of modern dentistry J Mass Dent Soc. 2009 Summer; 58: 28-9.
3. Crispin BJ (1994) Contemporary Esthetic Dentistry: Practice Fundamentals. Chapter 6: Esthetic ceramic restorative materials and techniques, Quintessence Pub Co, Inc, Tokyo.
4. Kelly JR, Benetti P (2011). Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice, Australian Dental Journal, 56, 1, 84-96.
5. Zeynep Tural, . Erman Bülent Tuncer, Işıl Damla Şener Yamaner, DENTAL SERAMİKLERİN TARİHSEL GELİŞİMİ HISTORICAL DEVELOPMENT OF DENTAL CERAMICS. Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg. 2015; Sayfa : 157-166.
6. Rosentiel Sf, Land Mf, Fujimoto J. Contemporary Fixed Prosthodontics. In: Denry IL All-Ceramic Restorations, 4th ed. St Louis Missouri, Mosby Elsevier, 2006.
7. <https://www.findagrave.com/memorial/9347174/charles-henry-land>.
8. Wildgoose DG, Johnson A, Winstanley RB. Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. J Prosthet Dent 2004; 91: 136-43.
9. Wall JG, Cipra DL. Alternative crown systems. Dent Clin. North Am. 1992; 36; 765-82.
10. Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. J Prosthet Dent 1992; 67; 859- 65.
11. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all ceramic restoration. JADA. 1997; 128; 297-307.
12. Andersson M, Oden A. A new all-ceramic crown. A dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. Acta Odontol Scand. 1993;51:59-64. .
13. Uctasli S, Wilson HJ, Unterbrink G, Zaimoglu A. The strength of a heatpressed all-ceramic restorative material. J Oral Rehabil. 1996; 23; 257- 61.
14. Küçük BE, Kunt GE, Lityum disilikat seramikler. Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg. 2012; Suppl 5: 123-31. .

15. Moller, H. (2002). Dental gold alloys and contact allergy. *Contact Dermatitis*; 47: 63- 66.
16. Christensen, G.J. (1994). Ceramic vs. porcelain-fused-to-metal crowns: give your patients a choice. *J Am Dent Assoc*; 125: 311-312, 314.
17. Filho, Valandro, Lopes A.G., and Kimpara, E.T. (2005). Evaluation of the tensile bond strength between an aluminous ceramic and two resin cements using the microtensile bond strength test. *Cienc Odontol Bras*; 8 (1): 6-14.
18. Blatz MB. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. *Quintessence Int.* 2002;33:415-26.
19. Snyder, M.D., and Hogg, K.D. (2005). Load-to-fracture value of different all-ceramic crown systems. *J Contem Dent Pract*; 6 (4): 1-6.
20. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part 1. Pressable and alumina glass- infiltrated ceramics. *Dent Mater* 2004; 20(5): 441-8.
21. Kansu G, Aydin AK. Evaluation of the biocompatibility of various dental alloys: Part I-- Toxic potentials. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 1996;4(3):129-36.
22. Griggs JA. Recent advances in materials for all-ceramic restorations. *Dent Clin North Am* 2007;51(3):713-27, viii.
23. Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry, ed 4. Mosby 2002.
24. Campbell SD, Sozio RB. Evaluation of the fit and strength of an all-ceramic fixed partial denture. *J Prosthet Dent* 1998; 59:301-6.
25. Salamon, D. (2014). Advanced ceramics. In J. Z. Shen and T. Kosmač (Eds.), *Advanced Ceramics for Dentistry*. Elsevier Inc., 103-122.
26. Höland W, Rheinberger V, Schweiger M. Control of nucleation in glass ceramics. *Phil Trans R Soc Lond A* 2003; 361(1):575-89.
27. Suarez MJ, Lozano JFL, Salido MP, Martinez F. Three Year Clinical Evaluation Of In-Ceram Zirconia Posterior Fpds. *Int J Prosthodont* 2004;17: 35–18.
28. Bonfante, E. A. and Gracis, S. (2014). Individual ceramic crowns for teeth. In J. Ferencz, N. R. F. A. Silva and J. M. Navarro (Eds.), *High-Strength Ceramics, Interdisciplinary Perspectives*. Quintessence Publishing Co Inc., 63–98.
29. <https://www.slideshare.net/trehankriti/dental-ceramics-part-ii>.
30. Anusavice, K.J., Shen, C. and Rawls, H.R. (2012). Dental ceramics. In Phillip's, *Science of Dental Materials*, Elsevier Inc., 418–473.

31. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all ceramic restoration. *JADA*. 1997; 128; 297-307.
32. Derand P, Vereby P. Wear Of Low-Fusing Dental Porcelains. *J Prosthet Dent*. 1999;81: 460–463.
33. Sailer, I. (2014). Fixed dental prostheses for anterior and posterior teeth. In J. L. Ferencz, N. R. F. A. Silva and J. M. Navarro (Eds.), *High-Strength Ceramics, Interdisciplinary Perspectives*. Quintessence Publishing Co Inc., 118–146.
34. Saint-Jean, S. J. (2014). Dental glasses and glass-ceramics. In J. Z. Shen and T. Kosmač (Eds.), *Advanced Ceramics for Dentistry*. Elsevier Inc., 255–277.
35. Mehulic, K. (2005). Glass-ceramics. *Acta stomatologica Croatica*, 39(4), 483–486.
36. Höland, W., Schweiger, M., Frank, M. and Rheinberger, V. (2000). A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress®2 and the IPS Empress® glassceramics. *Journal of Biomedical Materials Research*, 53(4), 297–303.
37. <https://www.slideshare.net/AbhilashMohapatra/ceramics-21215147>.
38. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *J Prosthet Dent* 2003; 89; 374-80.
39. Chu SJ. Current clinical strategies with lithiumdisilicate restorations. *Compend Contin Educ Dent* 2012; 33: 64, 66-7.
40. Solá-Ruiz, M., Lagos-Flores, E., Román-Rodríguez, J., Highsmith Jdel, R., FonsFont, A. and Granell-Ruiz, M. (2013). Survival rates of a lithium disilicate–based core ceramic for three-unit esthetic fixed partial dentures:.26(2), 175–180.
41. Marquardt, P. and Strub, J. R. (2006). Survival rates of IPS empress 2 all-ceramic crowns and fixed partial dentures: results of a 5-year prospective clinical study. *Quintessence International*, 37(4), 253–259.
42. <https://es.slideshare.net/Biomatodonto/porcelanas-de-uso-odontolgico>.
43. <https://www.bu.edu/eng/2013/07/31/building-a-better-tooth-prof-giordano-invents-material-for-dental-restorationsor-body-armor/>.
44. Palin W, Trevor Burke FJ. Trends In Indirect Dentistry:8. *Cad/Cam Technology. Dent Update* 2005;32: 566–572.

45. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D: Digital Dentistry: An Overview of Recent Developments for CAD/CAM Generated Restorations. *Br Dent J* 2008;204(9):505-511.
46. Kanazawa, M., Inokoshi, M., Minakuchi, S. and Ohbayashi, N. (2011). Trial of a CAD/CAM system for fabricating complete dentures. *Dent Mater J*. 2011;30(1):93-6.
47. Baroudi, K. and Ibraheem, S. (2015). Assessment of chair-side computer-aided design and computer-aided manufacturing restorations : a review of the literature. *Journal of International Oral Health*, 7(4), 96–104.
48. Mörmann, W. H. (2006). The evolution of the CEREC system. *Journal of the American Dental Association*, 137, 7–13.
49. Fasbinder, D. J. (2006). Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. *Journal of the American Dental Association*, 137, 22–31.
50. <http://www.dentalasia.net/en/news-archive/cerec-inventor-prof-dr-dr-werner-mormann-turns-75/983>.
51. Qualtrough A, Piddock V. Ceramics update. *J Dent* 1997;25:91-5.
52. LoPresti, J. T., & David, S. B. (1994). New concepts in restorative dentistry. The CEREC CAD/CAM system. *The New York state dental journal*, 60(9), 39-42.
53. http://am-dental.de/shop/product_info.php?products_id=489.
54. https://www.alibaba.com/product-detail/Dental-Crown-Inlay-Milling-Machine-Cerec_11146190.html.
55. Mormann, W.H., Bindl, A. The new creativity in ceramic restorations: dental CAD-CIM. *Quintessence Int* 1996; 27 (12): 821-828.
56. <https://www.ebay.com/itm/Sirona-Redcam-Cerec-3-Dental-Acquisition-Unit-w-Compact-Mill-FOR-PARTS-/362454910481>.
57. <http://dentalmedicalsupplier.com/product/sirona-cerec-bluecam-cerec-mcxl/>.
58. <https://www.cerecdoctors.com/discussion-boards/view/id/39475/amazing-capacity-of-the-omnicam>.
59. <http://dentalmedicalsupplier.com/product/sirona-cerec-ac-with-omnicam/>.
60. Poticny DJ, Klim J. CAD/CAM in-office technology: innovations after 25 years for predictable, esthetic outcomes. *J Am Dent Assoc*. 2010;141(suppl 2):5S-9S.

61. <https://www.dentalcompare.com/News/149101-Enhanced-Dental-Product-iTero-Intraoral-Scanner-Connects-to-E4D-CAD-CAM-System/>.
62. Seelbach, P., Brueckel, C. and Wöstmann, B. (2013). Accuracy of digital and conventional impression techniques and workflow. *Clinical Oral Investigations*,.
63. Erdinler, E., (2005). *Cad Sistemleri ve Türkiye Mobilya Endüstrisinde Uygulanma Etkinliğinin Analizi*, Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
64. Silva NR, Witek L, Coelho PG, Thompson VP, Rekow ED, Smay J. Additive CAD/CAM process for dental prostheses. *J Prosthodont*. 2011 Feb;20(2):93-96.
65. Liu PR. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent*. 2005;507-8.
66. Fasbinder DJ, Chairside CAD/CAM: an overview of restorative material options, *Compend Contin Educ Dent*. 2012; 33: 50, 52-8.
67. Otto T, de Nisko S, Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays, *Int J Prosthodont*. 2002; 15: 122-8.
68. Reich S, Hornberger H, The effect of multicolored machinable ceramics on the esthetics of all-ceramic crowns, *J Prosthet Dent*. 2002; 88: 44-9.
69. <http://www.speareducation.com/spear-review/2012/08/feldspathic-vs-pressable-ceramic-veneers>.
70. Denry I, Kelly JR, State of the art of zirconia for dental applications, *Dent Mater*. 2008; 24: 299- 307. .
71. Fasbinder DJ (2010). Materials for chairside CAD/CAM restorations, *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 31, 9, 702-704.
72. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD (1996). Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 75, 1, 18-32.
73. Hooshmand T, Parvizi S, Keshvad A (2008). Effect of surface acid etching on the biaxial flexural strength of two hot-pressed glass ceramics, *The Journal of Prosthodontics*, 17, 5, 415-419.
74. Miyazaki T, Hotta Y (2011). CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations, *Australian Dental Journal*, 56, 1, 97-106.
75. Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice KJ, Structural reliability of alumina-feldspar-leucitemica and zirconia-based ceramics, *J Dent*. 2000; 28: 529-35.

76. Holand W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V (2000). A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics, *Journal of Biomedical Materials Research*, 53, 4, 297-303.
77. Harrer W (2012). Influence of surface defects on the biaxial strength of a silicon nitride ceramic-Increase of strength by crack healing, *Journal of The European Ceramic Society*, 32, 1, 27-35.
78. Reich S, Schierz O (2013). Chair-side generated posterior lithium disilicate crowns after 4 years, *Clinical Oral Investigations*, 17, 7, 1765-1772.
79. Tysowsky GW (2009). The science behind lithium disilicate: a metal-free alternative, *Dentistry Today*, 28, 3, 112-113.
80. Ritzberger C, Apel E, Höland W (2010). Properties and clinical application of three types of dental glass-ceramics and ceramics for CAD/CAM technologies, *Materials*, 3, 3700-3713.
81. Albakry M, Guazzato M, Swain MV (2003). Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 89, 4, 374-380.
82. Kern M, Sasse M, Wolfart S (2012). Ten-year outcome of three-unit fixed dental prostheses made from monolithic lithium disilicate ceramic, *Journal of American Dental Association*, 143, 3, 234-240.
83. Fradeani M, Redemagni M (2002). An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: a retrospective study, *Quintessence International*, 33, 7, 503-510.
84. Deville S, Chevalier J, Fantozzi G, Moya JS, Torrecillas R, Diaz LA (2003). Low-temperature ageing of zirconia-toughened alumina ceramics and its implication in biomedical implants, *The Journal of the European Ceramic Society*, 23, 15, 2975-2982.
85. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV (2004). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials: Part II. Zirconia-based dental ceramics, *Dental Materials*, 20, 5, 449-456.
86. Carl E. Mish. *Dental Implant Prosthetics*. 2005; Mosby, 15. 4. Kohal RJ, Att W, Bachle M, Butz F. Ceramic abutments and ceramic oral implants. An update. *Periodontology* 2000. 2008; 47: 224-243.
87. Raigrodski AJ (2004). Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature, *Journal of Prosthetic Dentistry*, 92, 6, 557-562.

88. Khakbiz M., Akhlahi F., “Synthesis and structural characterization of Al–B₄C nanocomposite powders by mechanical alloying”, *Journal of Alloys and Compounds*, 479: 334– 341, 2009. .
89. Kubota M., “Solid-state reaction in mechanically milled and spark plasma sintered Al–B₄C composite materials”, *Journal of Alloys and Compounds* 504S (2010) S319–S322.
90. Khaghani-Dehaghani M.A., Ebrahimi Kahrizsangi R., Nasiri-Tabrizi B., “Mechanochemical synthesis of Al₂O₃–TiB₂ nano composite powder from Al–TiO₂–H₃BO₃ mixture”, *Int. Journal of Refractory Metals and Hard Materials* 29: 244–249, 2011.
91. Jeong SM, Ludwig K, Kern, M. Investigation of the fracture resistance of three types of zirconia posts in all-ceramic post-and-core restorations. *Int J Prosthodont*. 2002; 15: 154-8. 31. .
92. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D (2008a). Digital dentistry, an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations, *British Dental Journal*, 204, 9, 505-511.
93. Guth JF, Zuch T, Zwinge S, Engels J, Stimmelmayer M, Edelhoff D (2013). Optical properties of manually and CAD/CAM-fabricated polymers, *Dental Materials*, 32, 6, 865-871.
94. Lauvanutanon S, Takahashi H, Shiozawa M, Iwasaki N, Asakawa Y, Oki M, Finger WJ, Arksornnukit M (2014). Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM, *Dental Materials*, 33, 5, 705-710.
95. Boeckler AF, Lee H, Stadler A, Setz JM (2009). Prospective observation of CAD/CAM titanium ceramic single crowns: a three-year follow up, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 102, 5, 290-297.
96. Zimmermann M, Mehl A, Reich S (2013). New CAD/CAM materials and blocks for chairside procedures, *International Journal of Computerized Dentistry*, 16, 2, 173-181.
97. Seghi, R.R., Johnston, W.M., O’Brien, W.J., (1986). Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems, *J. Prosthet Dent*, 56:37-39.
98. McLean, J. W., (1980). *The science and art of dental ceramics: Bridge Design and Laboratory Procedures in Dental Ceramics*, Volume II: Quintessence Books, Chicago, 21-27, 300-311.
99. GÜREL, G. (2004). *Porselen Laminat Venerler Bilim ve Sanatı*. İstanbul: Quintessence Yayıncılık Ltd. Şti, s.: 32, 63-112.

100. Sproull, R.C., (2001). Color matching in dentistry. Part 1. the three-dimensional nature of color. *J. Prosthet. Dent.*, 86: 453-457.
101. Ubassy, G., (1993). *Shape and Color*, Quintessence Books, Hong Kong, 17-23, 41-47, 109-113, 197-210.
102. http://www.artfactory.com/color_theory/color_terms_1.htm.
103. Parromon, J., (1991). *Resimde Renk ve Uygulanışı*, (Çev. Erduran, E.), İstanbul, 12-13.
104. <https://study.com/academy/lesson/goethes-color-theory.html>.
105. https://www.colorsyste.com/?page_id=812&lang=en.
106. <https://www.romeuracademy.it/teoria-del-colore/>.
107. Fondriest, J. (2003). Shade matching in restorative dentistry. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 23, 479-480.
108. Tung FF, Goldstein GR, Jang S, Hittelman E. The repeatability of an intraoral dental colorimeter. *J Prosthet Dent* 202; 88 (6): 585- 90. .
109. Jang S, Hittelman E. The repeatability of an intraoral dental colorimeter. *J Prosthet Dent* 202; 88 (6): 585- 90.
110. <https://www.britannica.com/science/Munsell-color-system>.
111. Joiner A. Tooth color: a review of the literature. *J Dent* 2004; 32: 3- 12.
112. Seghi RR, Johnston WM, O' Brien WJ. Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems. *J Prosthet Dent* 1986; 56 (1): 35- 40.
113. Joiner, A. (2004). Tooth colour: a review of the literature. *Journal of Dentistry*, 32, 3- 12.
114. Karamouzou A, Papadopoulos MA, Kolokithas G, Athanasiou AE. Precision of in vivo spectrophotometric colour evaluation of natural teeth. *J Oral Rehabil* 2007; 34: 613- 21.
115. Mulla FA, Weiner S. Effects of temperature on color stability of porcelain stains. *J Prosthet Dent* 1991; 65 (4): 507- 12.
116. http://flairkorea.com/?page_id=74.
117. Razzoog ME, Lang BE, Russel ME, May KB. A comparison of the color stability of conventional and titanium dental porcelain. *J Prosthet Dent* 1994; 71 (5): 453- 6.

118. Sato RR, Shiraishi A, Ishibashi K. Using a computer color matching system. A newly developed spectrophotometer designed for clinical application. *Int J Prosthodont* 1994; 7: 50- 8.
119. <https://www.deltalastik.net/pinfo.asp?pid=13062&diger=tumu>.
120. Altunsoy S. Farklı post-core materyalleri ve siman renkleri kullanılarak, In-Ceram ve IPS Empress tam seramik restorasyonlardaki renk değişikliğinin incelenmesi. Doktora tezi Ankara 2001.
121. Davis BK, Aquilino SA, Lund PS, Diaz-Arnold AM, Denehy GE. Subjective evaluation of the effect of porcelain opacity on the resultant color of porcelain veneers. *Int J Prost* 1990;3:567-572.
122. Van der Burgt TP, ten Bosh JJ, Borsboom PC, Korsmit WJ. A comparison of new and conventional methods for quantification of tooth color. *J Prosthet Dent* 1990;63:155- 162. .
123. Lichter JA, Solomowitz BH, Sher M. Shade selections: Communicating with a laboratory technician. *New York State Dent*. 2000;66:42-47. .
124. Vryonis P. Aesthetics in Ceramics: Perceiving the Problem. *Perspectives in Dental Ceramics*. Quintessence Publishing Co., Inc. 1988, 209-218.
125. McLean JW. The science and art of dental ceramic. *Operative Dent* 1991;16:149-156.
126. Paravina RD ,Powers JM. Color and Appearance/ Color. In: *Esthetic Color Training in Dentistry*. Paravina R. D. , Powers J. M., Eds. 1st Ed., China: Elsevier Mosby, 2004a: p.3-16.
127. Van der Burgt TP, ten Bosch JJ, Borsboom PC ,Plasschaert AJ. A new method for matching tooth colors with color standards. *J Dent Res* 1985; 64(5): 837-841.
128. Culpepper WD. A comparative study of shade-matching procedures. *J Prosthet Dent* 1970; 24(2): 166-173.
129. Seghi RR, Hewlett ER ,Kim J. Visual and instrumental colorimetric assessments of small color differences on translucent dental porcelain. *J Dent Res* 1989a; 68(12): 1760-1764.
130. Okubo SR, Kanawati A, Richards MW ,Childress S. Evaluation of visual and instrument shade matching. *J Prosthet Dent* 1998; 80(6): 642-648.
131. Judeh A ,Al-Wahadni A. A comparison between conventional visual and spectrophotometric methods for shade selection. *Quintessence Int* 2009; 40(9): e69-79.

132. Brewer JD, Wee A ,Seghi R. Advances in Color Matching. Dent Clin North Am 2004b; 48(2): 341-358.
133. Li Q ,Wang YN. Comparison of shade matching by visual observation and an intraoral dental colorimeter. J Oral Rehabil 2007; 34(11): 848-854.
134. Schwabacher WB ,Goodkind RJ. Three-dimensional color coordinates of natural teeth compared with three shade guides. J Prosthet Dent 1990; 64(4): 425-431.
135. Egger B. Natural Color Concept: A Systematic Approach to Visual Shade Selection Quintessence of Dental Technology 2003; 1: 1-10.
136. Preston JD, Ward LC ,Bobrick M. Light and lighting in the dental office. Dent Clin North Am 1978; 22(3): 431-451.
137. Sproull RC. Color matching in dentistry. Part II. Practical applications of the organization of color. 1973. J Prosthet Dent 2001b; 86(5): 458-464.
138. Wee AG, Monaghan P ,Johnston WM. Variation in color between intended matched shade and fabricated shade of dental porcelain. J Prosthet Dent 2002; 87(6): 657-666.
139. Haywood VB ,Heymann HO. Nightguard vital bleaching. Quintessence Int 1989; 20(3): 173-176.
140. Lee YK, Lim BS, Kim CW ,Powers JM. Color characteristics of low-chroma and high-translucence dental resin composites by different measuring modes. J Biomed Mater Res 2001; 58(6): 613-621.
141. Park JH, Lee YK ,Lim BS. Influence of illuminants on the color distribution of shade guides. J Prosthet Dent 2006; 96(6): 402-411.
142. Cho BH, Lim YK, Lee YK. Comparison of the color of natural teeth measured by a colorimeter and Shade Vision System. Dent Mater 2007; 23(10): 1307-1312.
143. Ahn JS, Lee YK. Color distribution of a shade guide in the value, chroma, and hue scale. J Prosthet Dent 2008; 100(1): 18-28.
144. Sproull RC. Color matching in dentistry. Part I. The three-dimensional nature of color. 1973. J Prosthet Dent 2001a; 86(5): 453-457.
145. Gürel G. Renk. In: Porselen Laminat Venerler Bilim ve Sanatı. Gemalmaz D. , Eds. 1st Ed., İstanbul: Quintessence Yayıncılık, 2004: p.157-206.
146. Chu SJ, Devigus A ,Mieleszko A. Conventional Shade Matching. In: Fundamentals of Color: Shade Matching and Communication in Esthetic

Dentistry.O'Malley K., Eds. 1st Ed., China: Quintessence Publishing Co, Inc. , 2004b: p.51-76.

147. Chu SJ. Precision shade technology: contemporary strategies in shade selection. *Pract Proced Aesthet Dent* 2002; 14(1): 79-83; quiz 84.

148. Precision shade technology: contemporary strategies in shade selection. *Pract Proced Aesthet Dent* 2002; 14(1): 79-83; quiz 84.

149. Rosenstiel SF, Land MF ,Fujimoto J. Color Science, Esthetics, and Shade Selection. In: *Contemporary Fixed Prosthodontics*. Rudolph P., Eds. 3rd Ed., Philadelphia: Mosby Inc. , 2001: p.592-608.

150. Marcucci B. A shade selection technique. *J Prosthet Dent* 2003; 89(5): 518-521.

151. Okubo SR, Kanawati A, Richards MW, Childress S. Evaluation of visual and instrument shade matching. *J Prosthet Dent* 1998; 80 (6): 642-8.

152. Bayındır F, Wee AG. Diş rengi seçiminde bilgisayar destekli sistemlerin kullanımı, *Hacettepe Dişhek Fak Derg* 2006; 30(3): 40-6.

153. Swepston JH, Miller AW. Esthetic matching. *J Prosthet Dent* 1994; 54(5): 623-4.

154. Lee YK, Lim BS, Kim, CW, Powers JM. Comparison of color of resin composites of white and translucent shades with two shade guides. *J Esthet Restor Dent* 2001; 13(3): 179-86.

155. Paravina RD, Powers JM. *Esthetic color training in dentistry.*, St. Louis; Elsevier Mosby: 2004. p. 3-33.

156. Mokhlis GR, Mathis BA, Cochran MA, Eckert GJA. Clinical evaluation of carbamide peroxide and hydrogen peroxide whitening agent during day time use. *J Am Dent Assoc* 2000; 131(9): 1269-77.

157. Tung FF, Goldstein GR, Jang S, Hittelman E. The repeatability of an intraoral dental colorimeter. *J Prosthet Dent* 2002; 88 (6): 585-90.

158. https://www.pce-instruments.com/turkish/oel_uem-teknolojisi/oel_uem-cihazlarae/kolorimetre-pce-instruments-kolorimetre-pce-crm-40-det_5846245.htm.

159. <https://www.selectscience.net/products/s1-titan-handheld-xrf-spectrometer/?prodID=180098>.

160. Wee AG, Kang EY, Johnston WM, Seghi RR. Evaluating porcelain color match of different porcelain shade matching systems. *J Esthet Restor Dent* 2000; 12 (5): 271-280.

161. Paul S, Peter A, Pietrobon N, Hammerle CH. Visual and spectrophotometric shade analysis of human teeth. *J Dent Res* 2002; 81 (8): 578-82.
162. <http://www.caliskanlab.com/uvvis-1800-spektrofotometre>.
163. Lath DL, Wildgoose DG, Guan YH, Lilley TH, Smith RN, Brook AH. A digital image analysis system for the assessment of tooth whiteness compared to visual shade matching. *J Clin Dent* 2007; 18 (1):17-20.
164. Wee Ag, Lindsey DT, Kuo S, Johnston WM. Color accuracy of commercial digital cameras for use in dentistry. *Dent Mater* 2006; 22(6): 553- 9.
165. <http://gunlukodevim.blogcu.com/isigin-kirilmesi/7174354>.
166. Combe, E. C., (1986) *Notes On Dental Materials, -Fifth Edition* Churchill Livingstone , (Edinburg),39-46 / 93-104 / 227-234.
167. Fischer, J., (1999). *Esthetics and prosthetics* , Quintessence Books,Germany, 31-70, 71-100.
168. Yamamoto, M., (1985). *Metal- Ceramics, Principles and Methods of Makato Yamamoto*, Quintessence Books, Chicago, 219-445.
169. <http://www.arinckaraslan.com/Yazdir.asp?PostID=82>.
170. <https://www.turkuazdental.com/noritake.html>.
171. O'Brien, W.J.,(1997). *Color Apperance, Dental Materials and Their Selection (Second Edition)*, Quintessence Books,Chicago 25-37.
172. Ulusoy, M., Toksavul, S., (1992). Krom Köprü Çalışmalarında Diş Renginin Önemi ve Renkle İlgili Temel Kavramlar, *Ege Dişhekimliği Fak. Dergisi*, 13:29-36.
173. <https://tr.wikipedia.org/wiki/Fosforesans>.
174. <http://www.gamafix.lt/duk/37-spalvu-valdyme-naudojami-terminai-ir-trumpiniai/55-kas-yra-metamerizmas-metamerizm.html>.
175. Seghi, R., Johnston, W.M., O'brien, (1986) Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems. *J. Prosthet. Dent.*, 56:35-40.
176. *The Science and Art of Dental Ceramics. Aesthetics of Dental Porcelain.* Quintessence Pub. Co. Inc. Chicago, Berlin, Rio de Janerio, Tokyo. p: 119-150.
177. <https://eodev.com/gorev/12705602>.

178. Obregon, A., Goodkind, R.J., Schwabacher, W.B. (1981). Effects of opaque and porcelain surface texture on the color of ceramometal restorations. *J. Prosthet. Dent.*, 46: 330-341.
179. Vichi, A., Louca, C., Corciolani, G., and Ferrari, M. (2011). Color related to ceramic and zirconia restorations: a review. *Dental Materials*, 27, 97-108.
180. Louca, C., Corciolani, G., and Ferrari, M. (2011). Color related to ceramic and zirconia restorations: a review. *Dental Materials*, 27, 97-108.
181. Zaimoglu, A., Aksu, E., Can, G., Ersoy, E. (1993). *Dis Hekimliginde Maddeler Bilgisi*. Ankara: Ankara Üniversitesi Dis Hekimligi Fakültesi s:355-391.
182. Hammad IA, Talic YF (1996). Designs of bond strength tests for metal-ceramic complexes: review of the literature, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 75, 6, 602-608.
183. Kelly RJ. Clinically relevant approach to failure testing of allceramic restorations. *J Prosthet Dent* 1999; 81(6): 652-61.
184. Sakaguchi, R. L., and Powers, J. M. (2012). *Craig's Restorative Dental Materials*. Elsevier Health Sciences.
185. Yurtseven M (1993). Türkiye’de kullanılan değişik metal alaşım cinsleri üzerine pişirilen porselen materyalinin bağlanma mukavemetinin araştırılması, Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi.
186. Anusavice, K. J., Shen, C., and Rawls, H. R. (2013). *Phillips' Science of Dental Materials*. Elsevier Health Sciences.
187. McCabe FJ, Angus Wgw (2008). *Applied Dental Materials*, 9th Ed. Blackwell Publishing Ltd.
188. Sakaguchi LR , Powers JM (2008). *Testing of Dental Materials and Biomechanics: Craigs restorative dental materials*, 13th Ed. United States Elsevier.
189. Mclean J (1982). *The science and art of dental ceramics: Bridge design and laboratory procedures in dental ceramics*, Quintessence Publishing Co., Chicago.
190. Seo D, Roh B (2006). The comparison of relative reliability on biaxial and three point flexural strength testing methods of light curing composite resin, *Journal of Korean Academy of Conservative Dentistry*, 31, 58-65.
191. Peregrina A, Schorr BL, Eick JD, Robinson SJ, Feil PH (1992). Measurement of oxide adherence to silver-free high-palladium alloys, *International Journal of Prosthodontics*, 5, 2, 173-178.

192. Burrow MF, Thomas D, Swain MV, Tyas MJ (2004). Analysis of tensile bond strengths using Weibull statistics, *Biomaterials*, 25, 20, 5031-5035.
193. Ban S, Anusavice KJ (1990). Influence of test method on failure stress of brittle dental materials, *The Journal of Dental Research*, 69, 12, 1791-1799.
194. Bancroft, J.D., Stevens, A. (1996) *Theory and Practice of Histological Techniques*. 4th Edition, Churchill Livingstone, New York.
195. Rawls K.J. Mechanical properties of dental materials In: *Phillips' Science Of Dental Materials 11th Ed.* Ed: Anusavice, K.J. St. Louis: W.B. Saunders, p. : 69-143, 2003.
196. Yöndem İ (2006) Farklı Yüzey Bitirme İşlemlerinin Metal Desteksiz Seramik Restorasyonlarda Yüzey Pürüzlülüğü ve Kırılma Dayanımları Üzerindeki Etkisinin Karşılaştırmalı Olarak İncelenmesi, *Doktora Tezi, Konya*.
197. Van Meerbeek B, De Munck J, Mattar D, Van Landuyt K, Lambrechts P (2003) Microtensile bond strengths of an etch&rinse and self-etch adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment, *Operative Dentistry*, 28-5, 647-660.
198. Bancroft, J.D., Stevens, A. (1996) *Theory and Practice of Histological Techniques*. 4th Edition, Churchill Livingstone, New York.
199. Watt IM (1996) *The principles and practice of electron microscopy*, Cambridge University press, UK.
200. Kakaboura, A., 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 (1), 155-163.
201. Joniot, S., Salomon, J.P., Dejou, J.,Gregoire, G. (2006) Use of two surface analyzers to evaluate the surface roughness of four esthetic restorative materials after polishing. *Operative Dentistry*, 31 (1), 39-46.
202. Tjan, A.H.,Chan, C.A. (1989) The polishability of posterior composites. *The Journal of prosthetic dentistry*, 61 (2), 138-146.
203. Lin WS, Ercoli C, Feng C, Morton D (2012). The effect of core material, veneering porcelain, and fabrication technique on the biaxial flexural strength and weibull analysis of selected dental ceramics, *The Journal of Prosthodontics*, 21, 5, 353-362.
204. Lund, P.S., Piotrowski T.J. Color changes of porcelain surface colorants resulting from firing. *Int. J. Prosthodont.*, 5: 22-27, 1992.

205. Ozturk O. , Uludag B. ,Usumez A. , Sahin V. ,Celik G. The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of two all-ceramic systems J Prosthet Dent 100:99-106, 2008.
206. Crispin RJ., Hewlett E., Seghi R.: Relative color stability of ceramic stains subjected to glazing temperatures. 1. Prosthet. Dent., 66: 20-23, 1991.
207. Çelik Gözde, Uludağ Bülent, Usumez Aslihan Sahin Volkan, Ozturk Ozge, Goktug Gurkan The effect of repeated firings on the color of an all-ceramic system with two different veneering porcelain shades J Prosthet Dent 99: 203-208, 2008.
208. Jung M. Finishing and polishing of a hybrid composite and a heat-pressed glass ceramics. Oper Dent, 27(2): 175-183, 2002. .
209. Pietrobon N, Paul SJ, Pack N. New approaches to shade communication. In: The art of the smile: integrating prosthodontics, in esthetic dental treatment. Quintessence Publishing Co, Ltd, Berlin 2005.
210. Patterson D. Instruments for the measurement of the color of transparent and opaque objects. In: McDonald R, editör. Colour physics for industry. Huddersfield: H. Charlesworth & Co Ltd.; 1987. P.35-62.
211. Pietrobon N, Paul SJ, Pack N. New approaches to shade communication. In: The art of the smile: integrating prosthodontics, in esthetic dental treatment. Quintessence Publishing Co, Ltd, Berlin 2005.
212. <http://zschuessler.github.io/DeltaE/learn/>.
213. Spear, F., and Holloway, J. (2008). Which all-ceramic system is optimal for anterior esthetics? The Journal of the American Dental Association, 139, S19-S24.
214. Holloway, J., and Miller, R. (1996). The effect of core translucency on the aesthetics of all-ceramic restorations. Practical Periodontics And Aesthetic Dentistry: PPAD 9, 567-574; quiz 576.
215. Ural C (2011). Diş hekimliği pratiğinde tamamı seramik ve cad-cam uygulamaları, Dirim Tıp Gazetesi, 1, 27-38.
216. Sundh A, Molin M, Sjogren G (2005). Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing, Dental Materials, 21, 5, 476-482.
217. Bhambhani R, Bhattacharya J, Sen SK (2013). Digitization and its futuristic approach in prosthodontics, The Journal of Indian Prosthodontics Society, 13, 3, 165-167.

218. Wimmer T, Ender A, Roos M, Stawarczyk B (2013). Fracture load of milled polymeric fixed dental prostheses as a function of connector cross-sectional areas, *Journal of Prosthetic Dentistry*, 110, 4, 288-295.
219. Zhao, K., Pan, Y., Guess, P. C., Zhang, X. P. and Swain, M. V. (2012). Influence of veneer application on fracture behavior of lithium-disilicate-based ceramic crowns. *Dental Materials*, 28(6), 653–660.
220. Guess, P. C., Zavanelli,(2010). Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue. *International Journal of Prosthodontics*, 23(5), 434–442.
221. Kimmich, M. and Stappert, C. F. (2013). Intraoral treatment of veneering porcelainchipping of fixed dental restorations: a review and clinical application. *Journal of American Dental Association*, 144(1), 31–44.
222. Raposo, L. H. A., Neiva, N. A., da Silva, G. R., Carlo, H. L., da Mota, A. S., do Prado, C. J. and Soares, C. J. (2009). Ceramic restoration repair: report of two cases.*Journal of Applied Oral Science*, 17(2), 140–4.
223. Ritter RG (2010). Multifunctional uses of a novel ceramic-lithium disilicate, *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 22, 5, 332-341.
224. Wolfart S, Eschbach S, Scherrer S, Kern M (2009). Clinical outcome of three-unit lithium-disilicate glass-ceramic fixed dental prostheses: up to 8 years results, *Dental Materials*, 25, 9, 63-71.
225. Reich S, Endres L, Weber C, Wiedhahn K, Neumann P, Schneider O, Rafai N, Wolfart S (2014). Three-unit CAD/CAM-generated lithium disilicate FDPs after a mean observation time of 46 months, *Clinical Oral Investigations*, 18, 9, 2171-2178.
226. Schultheis S, Strub JR, Gerds TA, Guess PC (2013). Monolithic CAD/CAM lithium-disilicate versus metal-ceramic fixed dental prostheses: comparison of fracture loads and failure modes after fatigue, *Clinical of Oral Investigations*, 17, 5, 1407-1413.
227. Van Meerbeck B, De Munck J, Mattar D, Van Landuyt K, Lambrechts P. Microtensile bondstrengths of an etch&rinse and self-etch adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment. *Oper Dent*. 2003;5,647-60.
228. Saridag S, Ozyesil A, Gurel P (2012). Fracture strength and bending of all-ceramic and fibre-reinforced composites in inlay-retained fixed partial dentures, *Journal of Dental Sciences*, 7, 159-164.

229. Mollers K, Patzold W, Fischer H (2011). Influence of connector design and material composition and veneering on the stress distribution of all-ceramic fixed dental prostheses: a finite element study, *Dental Materials*, 27, 8, 171-175.
230. Lin WS, Ercoli C, Feng C, Morton D (2012). The effect of core material, veneering porcelain, and fabrication technique on the biaxial flexural strength and weibull analysis of selected dental ceramics, *The Journal of Prosthodontics*, 21, 5, 353-362.
231. Bindl A, Luthy H, Mormann WH. Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns. *Dent Mater* 2006;22(11):29-36.
232. Piwowarczyk A, Ottl R Lauer HC, Kuretzky T. A clinical report and overview of scientific studies and clinical procedures conducted on the 3M ESPE Lava All-Ceramic System. *J Prosthodont* 2005:39-45.
233. Isgro, G., Kleverlaan, C. J., Wang, H., Feilzer, A. J. (2004). Thermal dimensional behavior of dental ceramics. *Biomaterials*, 25: 2447–53.
234. Gemalmaz D, Berksun S, Kasapoğlu Ç, Alkumru HN. Distortion of metal-ceramic fixed partial dentures resulting from metal conditioning firing *Quint Int* 1995; 26:12.
235. BARGHI, N. (1982). Color and glaze: effects of repeated firings. *J. Prosthet. Dent.*, 47: 393–5.
236. Crispin RJ., Hewlett E., Seghi R.: Relative color stability of ceramic stains subjected to glazing temperatures. 1. *Prosthet. Dent.*, 66: 20-23, 1991.
237. Kakaboura, A., Fragouli, M., Rahiotis, C., 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 .
238. Pietrobon N, Paul SJ, Pack N. New approaches to shade communication. In: *The art of the smile: integrating prosthodontics, in esthetic dental treatment*. Quintessence Publishing Co, Ltd, Berlin 2005.
239. Patterson D. Instruments for the measurement of the color of transparent and opaque objects. In: McDonald R, editor. *Colour physics for industry*. Huddersfield: H. Charlesworth & Co Ltd.; 1987. P.35-62.
240. Gehrke P, Riekeberg U, Fackler O, Dhom G. Comparison of in vivo visual, spectrophotometric and colorimetric shade determination of teeth and implant-supported crowns. *Int J Comput Dent* 2009;12:247-63.

241. EÜ Dişhek Fak Derg 2013; 34 (1): 1-10 .
242. Uludag Bulent, Usumez Aslihan, Sahin Volkan, Eser Kursat, Ercoban Ertugrul
The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of ceramic systems: An in vitro study J Prosthet Dent. 97:25-31, 2007.
243. Uludag B, Usumez A, Sahin V, Eser K, Ercoban E. The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of ceramic systems: an in vitro study. J Prosthet Dent., 2007;97:25-31.
244. Mason, J (1996) Qualitative Researching, London, Sage.
245. . Moll K, Fritzenschaft A, Haller B. In vitro comparison of dentin bonding systems: Effect of testing method and operator. Quint Int. 2004;35(10):845–52.
246. Sasahara, R. M. C., Riberio, F. C., Cesar, P. F., Yoshimura, H. N. (2006). Influence of the finishing technique on surface roughness of dental porcelains with different microstructures. Oper. Dent., 31: 557–83.
247. Esquivel-Upshaw JF, Anusavice KJ, Young H, Jones J, Gibbs C (2004). Clinical performance of a lithia disilicate-based core ceramic for three-unit posterior FPDs, International Journal of Prosthodontics, 17, 4, 469-475.
248. Bessing, C., Wiktorsson (1983). A comparison of two different methods of polishing porcelain. Scand. J. Dent. Res., 91: 482–7.
249. Albakry, M., Guazzato, M., Swain, M. V. (2004). Effect of sandblasting, grinding, polishing and glazing on the flexural strength of two presable allceramic dental materials. J. Dent., 32: 91–9.
250. Mclean JW, Sced IR. Reinforcement of aliminous dental porcelain crowns using a platinumium alloy performed coping technique. Br Dent J 1987;163(11):347-352.
251. Campbell, S. D., Kelly, J. R. (1989). The influence of surface preparation on the strength and surface microstructure of a cast dental ceramic. Int. J. Prosthodont., 2: 459–66.
252. Rosenstiel, S. F., Gupta, P. K., Van Der Sluys, R. A., Zimmerman, M.H. (1993). Strength of a dental glass-ceramic after surface coating. Dent. Mater., 9: 274–9.
253. Ward, M. T., Tate, W. H., Powers, J. M. (1995). Surface roughness of opalescent porcelains after polishing. Oper. Dent., 20: 106–10.
254. Al-Wahadni, A. (2006). An in vitro investigation into the surface roughness of 2 glazed, unglazed and refinished ceramic materials. Quintessence Int., 37: 311-7.

255. A Saunders, W. (1997). The abrasive effect of glazed, unglazed and polished porcelain on the wear of human enamel and the influence of carbonated soft drinks on the rate of wear. *Int. J. Prosthodont.*, 10: 269. .
256. Raimondo, R. L., Richardson, J. T., Wiedner, B. (1990). Polished versus autoglazed dental porcelain. *J. Prosthet. Dent.*, 64: 553–7.
257. Tholt, Oda, M.(2006). Surface roughness in ceramics with different finishing techniques using atomic force microscope and profilometer. *Oper.Dent.*, 31: 442–9.
258. Campbell, S. D. (1989). Evaluation of surface roughness and polishing techniques for new ceramic materials. *J. Prosthet. Dent.*, 61: 563–8.
259. Garlapo, D. A., Chipps, E. A., Tedesco, L. A. (1990). Clinical discrimination between autoglazed and polished porcelain surfaces. *J. Prosthet. Dent.*, 64: 631–5.
260. Yüksel, G., Muhtaroğulları, M (2005). Effect of topical flourides and citric acid on heat-pressed all-ceramic material. *Int. J. Periodontics Restorative Dent.*, 25: 277–81.
261. Kusy, R. P., Whitley, J. Q., Heymann, H. O., Wilson, N. H. (1994). Finishing of MGC Dicor material. *Int. J. Prosthodont.*, 7: 167-73.
262. Panzerı, H., Nonaka, T., Goncalves, M. (2006). Surface roughness of a dental ceramic after polishing with different vehicles and diamond pastes. *Brazil. Dent. J.*, 17: 191–4.
263. Mackert, J. R., Williams, A. L. (1996). Microcracks in dental porcelain and their behavior during multiple firings. *J. Dent. Res.*, 75: 1484–90.
264. Teixeira, E. C. N., Thompson, J. I., Pıascık, J. R., Thompson, J. Y. (2005). In vitro toothbrush-dentifrice abrasion of two restorative composites. *J. Esthet. Restor. Dent.*, 17: 172–82.
265. Silva, M. F. A., Davies, R. M., Stewart, B., Devızio, W., Tonholo, J., Silva, J. G., Pretty, I. A. (2005). Effect of whitening gels on the surface roughness of restorative materials in situ. *Dent. Mater.*, 22: 919–24.
266. Özkan, P., Öztaş, D.D. Dental porselende tekrarlanan fırınlamaların lösit kristalleri üzerine etkisi. *T Klin Diş Hek Bil.* (2000) 6: 101- 107.
267. Gemalmaz D, Berksun S, Kasapoğlu Ç, Alkumru HN. Distortion of metal-ceramic fixed partial dentures resulting from metal conditioning firing *Quint Int* 1995; 26:12, 1-9.

268. Mahoney E, Holt A, Swain M, Kilpatrick N. The hardness and modulus of elasticity of primary molar teeth: an ultramicro-indentation study. *J Dent.* 2000 Nov;28(8):589-94.
269. Zuccari AG, Oshida Y, Miyazaki M, Onose H, Moore BK. Reinforcement of acrylic resins for provisional fixed restorations. Part II: Changes in mechanical properties as a function of time and physical properties. *Biomed Mater Eng.* 1997;7(5):345-55.
270. Esquivel JF, Chai J, Wozniak WT. The physical properties of low-fusing porcelains for titanium. *International Journal of Prosthodontics.*, 1996, 9:563- 571.
271. Leevailoj C, Platt JA, Cochran MA, Moore BK. In vitro study of fracture incidence and compressive fracture load of all-ceramic crowns cemented with resin-modified glass ionomer and other luting agents. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1998, 80:699-707.

9. ÖZGEÇMİŞ

TÜRKİYE CUMHURİYETİ
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

Adı	Agajan	Soyadı	RAHMANOV
Doğum Yeri	Türkmenistan	Doğum Tarihi	01.03.1991
Uyruğu	TÜRKMEN	Tel	
E-posta	agarahman@mail.ru		

EĞİTİM DÜZEYİ

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Doktora/Uzmanlık	Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2018
Yüksek Lisans	Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2013
Lise	Lebap Magtımguh Lisei	2008

İŞ DENEYİMİ

Görevi	Kurum	Süre (Yıl-Yıl)
Araştırma Görevlisi	Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2015-2018

Yabancı Dil Sınav Notu

ÜDS/YDS	YÖKDİL	IELTS	TOEFL IBT	TOEFL PBT	TOEFL CBT	FCE	CAE	CPE
---------	--------	-------	-----------	-----------	-----------	-----	-----	-----

Sayısal

Eşit Ağırlık

Sözel

ALES Puanı

(Diğer) Puanı

10. TURNİTİN (ORJİNALLİK RAPORU SAYFASI)

Agajan RAHMANOV Doktora Tezi

ORJİNALLİK RAPORU

% 14 BENZERLİK ENDEKSİ	% 11 İNTERNET KAYNAKLARI	% 3 YAYINLAR	% 6 ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ
----------------------------------	---------------------------------------	------------------------	--------------------------------

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	dfd.atauni.edu.tr İnternet Kaynağı	% 3
2	acikarsiv.ankara.edu.tr İnternet Kaynağı	% 1
3	docplayer.biz.tr İnternet Kaynağı	% 1
4	Submitted to Istanbul University Öğrenci Ödevi	% 1
5	earsiv.atauni.edu.tr İnternet Kaynağı	% 1
6	www.dishekdergi.hacettepe.edu.tr İnternet Kaynağı	% 1
7	Submitted to TechKnowledge Turkey Öğrenci Ödevi	% 1
8	Submitted to Dicle University Öğrenci Ödevi	% 1
9	Submitted to Bogazici University Öğrenci Ödevi	% 1

