



T.C.

SİVAS CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI YÜZEY BİTİRME İŞLEMLERİ UYGULANAN CAD-
CAM PORSELEN BLOKLARININ İÇECEKLERE
BIRAKILDIKTAN SONRAKİ RENK VE YÜZEY
DEĞİŞİMLERİNİN İNCELENMESİ**

Dt. Melek KILIÇ AVŞAR

UZMANLIK TEZİ

SİVAS

2021



T.C.

SİVAS CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI YÜZEY BİTİRME İŞLEMLERİ UYGULANAN CAD-
CAM PORSELEN BLOKLARININ İÇECEKLERE
BIRAKILDIKTAN SONRAKİ RENK VE YÜZEY
DEĞİŞİMLERİNİN İNCELENMESİ**

Dt. Melek KILIÇ AVŞAR

UZMANLIK TEZİ

Prof. Dr. Giray BOLAYIR

DANIŞMAN ÖĞRETİM ÜYESİ

SİVAS

2021

“Farklı Yüzey Bitirme İşlemleri Uygulanan CAD/CAM Porselen Bloklarının İçeceklere Bırakıldıktan Sonraki Renk ve Yüzey Değişimlerinin İncelenmesi” adlı **Uzmanlık** Tezi, jürimiz tarafından Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında **Uzmanlık** tezi olarak kabul edilmiştir.

	AD SOYAD	İMZA
Başkan	Prof. Dr. Giray BOLAYIR	_____
Üye	Doç. Dr. Koray SOYGUN	_____
Üye	Dr. Öğr. Üyesi Ayşegül GÖZE SAYGIN	_____

ONAY

Bu tez çalışması, 17/05/2021 tarihinde Fakülte Yönetim Kurulu tarafından belirlenen ve yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Prof. Dr. İhsan HUBBEZOĞLU
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
DEKANI

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi birikimini ve tecrübelerini benimle paylaşan her konuda bana destek olan, hakkını asla ödeyemeyeceğim, çok değerli ve eşsiz hocam, danışmanım Sayın Prof. Dr. Giray BOLAYIR' a emeklerinden dolayı teşekkürü bir borç bilirim.

Bana ben olmayı öğreten, her zaman her koşulda maddi, manevi yanımda olan, üzerimden gölgelerini eksik etmeyen biricik aileme; annem Fatma Kılıç, babam Mehmet Kılıç, biricik ablam Dilek Kılıç ve hayatıma girdiği ilk andan itibaren sevgisini, desteğini benden hiçbir zaman esirgemeyen ve her zaman yanımda olduğunu hissettiren biricik eşim M. Selim Avşar' a ne kadar teşekkür etsem az kalır.

Eğitim süresi boyunca desteklerini benden esirgemeyen ve üzerimde emeği olan değerli hocalarım Prof. Dr. Hakan Demir, Prof. Dr. Derya Özdemir Doğan, Doç. Dr. Faik Tuğut, Dr. Öğr. Üyesi Ayşegül Göze Saygın, Dr. Öğr. Üyesi Melih Ülgey hocalarıma,

Her zaman yanımda olamasalar da mesafeleri anlamsızlaştırarak insanın kalbine dokunan çok sevgili arkadaşlarım Hediye Ürker, Muhammet Gökçe, Ali Ozan Kuşan, Kaan Kandamış, Yeşim Ayhan, Kübra Emanet ve Büşra Sanlı' a

Tez ve klinik çalışmalarına olan katkıları ve en önemlisi paha biçilmez dostluklarından dolayı sevgili asistan arkadaşlarım, Emine Ünal, Ümmü Selin Özsoy Uçar, Musa Aykut Altuntaş, Fatma Yıldız, Merve Yüksel, Cansu Karahan Gündüz, Mustafa Yıldırımoglu, Kubilay Barış Çiçek, Gamzenur Temizsoylu, Fatma Yaşar, Özge Baştaş ve Didem Durukan'a

İstatistiksel analizlerin yapılmasında emeği olan değerli hocam Dr. Öğr. Üyesi. Ziynet Çınar ve SEM analizindeki emeklerinden dolayı Doç. Dr. ALİ Özer' e

Güleryüzlerini ve desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen; başta Zekeriya Duman olmak üzere tüm fakülte personeline,

Sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum.

Dt. Melek KILIÇ AVŞAR

SİVAS 2021

Bu tez, Cumhuriyet Üniversitesi Senatosu'nun 18.02.2015 tarihli ve 4/4 sayılı kararı ile kabul edilen Sağlık Bilimleri Enstitüsü Lisansüstü Tez Yazım Kılavuzuna göre hazırlanmıştır.

Bu tez çalışması DİŞ-251 numaralı proje kapsamında Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Başkanlığı (CUBAP) tarafından desteklenerek yapılmıştır.

ÖZET

FARKLI YÜZEY BİTİRME İŞLEMLERİ UYGULANAN CAD-CAM PORSELEN BLOKLARININ İÇECEKLERE BIRAKILDIKTAN SONRAKİ RENK VE YÜZEY DEĞİŞİMLERİNİN İNCELENMESİ

Melek KILIÇ AVŞAR

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

SİVAS

2021

Bu çalışmanın amacı farklı yüzey bitirme işlemleri uygulanan CAD-CAM porselen bloklarının içeceklere bırakıldıktan sonraki renk ve yüzey değişimlerinin incelenmesidir. CAD/CAM bloklardan Monolitik Zirkonya (Z), Vita Suprinity (VS) ve Vita Enamic (VE) kullanılırken kontrol grubu olarak Feldspatik Porselen (FP) kullanıldı. 4 farklı materyal, 2 farklı yüzey bitirme işlemi (Manuel polisaj (M), Glaze (G)) ve 2 farklı içecek (şarap, kahve) olmak üzere toplam 16 adet alt grup oluşturuldu ve her grupta 8'er tane olmak üzere toplam 128 adet örnek elde edildi. İçeceklere bırakılmadan önce ve bırakıldıktan 14 gün sonra renk değerleri spektrofotometre, yüzey pürüzlülük değerleri ise optik profilometre kullanılarak ölçüldü ve SEM görüntüleri alındı. Tüm gruplar karşılaştırıldığında ortalama pürüzlülük değeri en az manuel polisaj uygulanmış VE (VEM:0,20) grubunda, en çok manuel polisaj uygulanmış FP (FPM:0,23) grubunda bulundu. En büyük renk değişimi kahveye bırakılan FPM (3,70) grubunda görülürken en az renk değişimi ise şaraba bırakılan VEM (0,50) grubunda bulundu. Çalışmanın sonuçlarına göre yüzey bitirme işleminden sonra Ra değerlendirildiğinde FP, VS, Z' de glaze işlemi önerilirken, VE' de manuel polisaj önerilmektedir. Renk değişimine bakıldığında Z ve VE' de glaze uygulanan gruplar daha fazla renk değişimi gösterirken VS' de manuel polisaj daha fazla renk değişimi göstermiştir. FP' de şarap glaze uygulanan örneklerde, kahve ise manuel polisaj uygulan örneklerde daha fazla renk değişimine neden olmuştur. Kahveye bırakılan FPM grubu hariç tüm renk değişimleri klinik olarak kabul edilebilir seviyelerdedir.

Anahtar Kelimeler: CAD/CAM materyalleri, yüzey bitirme işlemleri, renk stabilitesi, yüzey pürüzlülüğü,

ABSTRACT

INVESTIGATION OF COLOR AND SURFACE CHANGES OF CAD-CAM PORCELAIN BLOCKS APPLIED DIFFERENT SURFACE FINISHING PROCESSES AFTER LEAVING TO BEVERAGES

Melek KILIÇ AVŞAR

Department of Prosthetic Dentistry

SİVAS

2021

The aim of this study is to examine the color and surface changes of CAD-CAM porcelain blocks applied different surface finishing processes after leaving to beverages. Monolithic Zirconia (Z), Vita Suprinity (VS) and Vita Enamic (VE) were used from CAD / CAM blocks, Feldspathic Porcelain (FP) was used as the control group. A total of 16 subgroups were created, including 4 different materials, 2 different surface finishing processes (manual polishing (M), glazing (G)) and 2 different beverages (red wine, coffee), and a total of 128 samples were obtained, 8 in each group. Color values were measured using a spectrophotometer, surface roughness values were measured using an optical profilometer before and 14 days after being put into drinks, and SEM images were taken. When all groups were compared, the average roughness value was found to be the least in the VEM (0.20) and the most in the FPM (0.23) group. While the biggest color change was seen in the FPM (3.70) group left to coffee, the least color change was found in the VEM (0.50) group left in wine. According to the results of the study, when Ra is evaluated after the surface finishing process, while glazing is recommended in FP, VS, Z, manual polishing is recommended in VEM. When the color change is examined, the groups applied to glaze in Z and VE showed more color change, while manual polishing in VS showed more color change. In FP, while wine caused more color change in samples applied to glaze, coffee caused more color change in samples applied manual polishing. All color changes are at clinically acceptable levels, except for the FPM group left in coffee.

Key Words: CAD/CAM materials, surface finishing procedures, color stability, surface roughness

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	i
ÖZET	iii
ABSTRACT.....	iv
KISALTMALAR / SİMGELER.....	vii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	ix
TABLolar DİZİNİ	xiii
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dental Seramikler.....	3
2.1.1. Tarihçe.....	3
2.1.2. Dental Seramiğin İçeriği	4
2.1.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması.....	4
2.2. CAD\CAM Sistemleri	9
2.2.1. Diş Hekimliğinde Kullanılan Güncel CAD\CAM Sistemleri	10
2.2.2. CAD/CAM Sisteminde Kullanılan Materyaller	13
2.3. Dental Seramiklerde Yüzey Bitirme ve Polisaj İşlemleri.....	25
2.3.1. Aşındırıcı Enstrümanlarla Bitirme ve Polisaj işlemleri.....	25
2.3.2. Glaze işlemi.....	26
2.4. Yüzey Pürüzlülüğü	27
2.4.1. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Yöntemleri	27
2.5. Diş Hekimliğinde Renk	28
2.5.1. Renk Sistemleri	29
2.5.2. Renk Ölçüm Yöntemleri	32
3. GEREÇ VE YÖNTEM	35
3.1. Örneklerin Hazırlanması	37
3.1.1. Feldspatik Porselen Örneklerin Hazırlanması.....	37
3.1.2. Monolitik Zirkonya Örneklerin Hazırlanması.....	41
3.1.3. Vita Enamic Örneklerin Hazırlanması	44
3.1.4. Vita Suprinity Örneklerin Hazırlanması	46
3.2. Örnek Kalınlıklarının Kontrolü	49
3.3. Örneklerin Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçülmesi	50
3.4. Örneklerin Renk Ölçümlerinin Yapılması	50

3.5. Örneklerin SEM Analizi.....	51
3.6. Örneklerin İçeceklerle Renklendirilme İşlemi	52
4. BULGULAR.....	54
4.1. Materyal Gruplarının Farklı Yüzey Bitirme Prosedürleri Sonrası ve İçeceklere Bırakıldıktan Sonraki Renk Değerlerine Ait Bulgular	54
4.2. Materyal Gruplarının Farklı Yüzey Bitirme Prosedürleri Sonrası ve İçeceklere Bırakıldıktan Sonraki Yüzey Pürüzlülüğü Bulguları	57
4.3. Örneklerin 3D Optik Profilometre Görüntüleri	60
4.4. Örneklerin Taramalı Elektron Mikroskobu Görüntüleri	68
5. TARTIŞMA	76
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER.....	94
7. KAYNAKLAR	96
8. ÖZGEÇMİŞ	116
9. EKLER.....	117

KISALTMALAR / SİMGELER

AFM	Atomik Kuvvet Mikroskobu
Al ₂ O ₃	Alüminyum Oksit
Au	Altın
B ₂ O ₃	Boron Oksit
Bis –GMA	Bisfenol Glisidil Metakrilat
CAD/CAM	Bilgisayar Destekli Tasarım/ Bilgisayar Destekli Üretim
CaO	Kalsiyum Oksit
CCD	Charge Coupled Device
cm	Santrimetre
CIE	Uluslararası Aydınlatma Komisyonu
dk	Dakika
GPa	Gigapascal
HC	Hibrit Seramik
Hg	Civa
HT	Yüksek Translüsens
K ₂ O	Potasyum Oksit
LT	Düşük Translüsens
Max	Maksimum
MPa	Megapascal
mm	Milimetre
ml	Mililitre
µm	Mikrometre
Na ₂ O	Sodyum Oksit
nm	Nanometre
O	Oksijen
PMMA	Poli Metil Metakrilat
PICN	Polimer İnfiltrasyon Seramik Ağ Materyali

Ra	Yüzeyin Ortalama Pürüzlülüğü
RNC	Rezin Nanoseramik
Rpm	Devir/Dakika
Rq	Kuadratik Ortalama Pürüzlülük
Rz	Yüzeyden En Yüksek Uçların Ortalamaları
Sa	Ortalama Alansal Pürüzlülük
SEM	Taramalı Elektron Mikroskobu
Si ₄ ⁺ :	Silisyum
SiO ₂	Silisyum Oksit
SiO ₄	Silisyum Tetraoksit
T	Translüsens
TEGDMA	Trietilen Glikol Dimetakrilat
UDMA	Üretandimetakrilat
UV	Ultraviole Işını
Y-TZP	Yttrium-Stabilize Tetragonal Zirkonya
Y ₂ O	Yttrium Oksit
ZLS	Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat Seramik
Zr ₂ O	Zirkonyum Oksit
°C	Derece Santigrat
%	Yüzde
<	Küçüktür
>	Büyüktür
ΔE	Renk Değişimi
a*	Kırmızı-Yeşil Koordinat
b*	Sarı-Mavi Koordinat
L*	Parlaklık

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1: Dental Seramiklerin Sınıflandırılması.....	5
Şekil 2.2: CAD/CAM Sisteminde Kullanılan Materyaller	13
Şekil 2.3: IPS Empress CAD/CAM Blok(54)	14
Şekil 2. 4: Lityum Disilikatla Güçlendirilmiş Cam Seramikler(61).....	15
Şekil 2.5: Lava Ultimate CAD\CAM Blok(71).....	18
Şekil 2.6: Cerasmart CAD\CAM Blok(74)	19
Şekil 2.7: Vita Enamic CAD\CAM Blok(79).....	20
Şekil 2.8: Shofu Blok(85).....	21
Şekil 2.9: Vita Suprinity CAD\CAM Blok(89)	22
Şekil 2.10: Celtra Duo Blok(93).....	23
Şekil 2.11: Zirkonya CAD\CAM Blok(95)	23
Şekil 2.12: Görünür Işık Spektrumu(126)	29
Şekil 2.13: Munsell Renk Sistemi (132).....	30
Şekil 2.14: CIE LAB Renk Sistemi(136)	31
Şekil 3.1: Örneklerin Dağılımı.....	36
Şekil 3. 2: Feldspatik Porselenin Hazırlanacağı Metal Kalıp	37
Şekil 3. 3: Feldspatik Porselen Toz ve Likiti.....	37
Şekil 3. 4: Feldspatik Porselenlerin Hazırlanması.....	38
Şekil 3. 5: TDSS p 200 Porselen Fırını	38
Şekil 3. 6: Fırınlanma Öncesi ve Sonrası Feldspatik Porselen	39
Şekil 3. 7: Örneklerin Ultrasonik Temizleyicide Temizlenmesi	39
Şekil 3. 8: Kullanılan Polisaj Kiti	40
Şekil 3. 9: Manuel Polisaj Uygulanmış Feldspatik Porselen Örnekler.....	40
Şekil 3. 10: Uygulanan Glaze Ajanları	40
Şekil 3. 11: Glaze İşlemi Gerçekleştirilmiş Feldspatik Porselen Örnekler	41
Şekil 3. 12: Yenamak CAD/CAM Sistemi	41
Şekil 3. 13: Monolitik Zirkonya Örneklerin Hazırlanması.....	41
Şekil 3. 14: Sinter Cihazı.....	42

Şekil 3. 15: Örneklerin Sinterlenmesi.....	42
Şekil 3. 16: Polisaj Lastiklerinin Kullanılması	43
Şekil 3. 17: Manuel Polisaj Uygulanmış Monolitik Zirkonya Örnekler	43
Şekil 3. 18: Örneklerle Uygulanan Glaze Ajanları ve Örnek Yüzeylerine Uygulanması	43
Şekil 3. 19: Vita Vacumat 2500 porselen fırını	44
Şekil 3. 20: Glaze İşlemi Uygulanmış Monolitik Zirkonya Örnekler	44
Şekil 3. 21: Vita Enamic Örneklerin Hazırlanması	44
Şekil 3. 22: Vita Enamic Laboratuvar Polisaj Seti	45
Şekil 3. 23: Manul Polisaj Uygulanmış Vita Enamic Örnekler.....	45
Şekil 3. 24: Optiglaze Materyali ve Glaze Materyalinin Yüzeye Uygulanması.....	46
Şekil 3. 25: Shofu Solidilite V dental laboratuvar ışıkla sertleştirme cihaz	46
Şekil 3. 26: Glaze İşlemi Uygulanmış Vita Enamic Örnekler.....	46
Şekil 3. 27: Vita Suprinity Bloklar	47
Şekil 3. 28: Vita Suprinity Örneklerin Hazırlanması	47
Şekil 3. 29: Vita Suprinity Laboratuvar Polisaj Seti	48
Şekil 3. 30: Manuel Polisaj Uygulanmış Vita Suprinity Örnekler	48
Şekil 3. 31: Vita Suprinity Örneklerin Kristalizasyonu.....	48
Şekil 3. 32: Glaze Materyalinin Yüzeye Uygulanması ve Fırınlanması	49
Şekil 3. 33: Glaze İşlemi Uygulanmış Vita Suprinity Örnekler	49
Şekil 3. 34: Yüzey İşlemleri Sonrası Örnek Kalınlığı Kontrolü.....	49
Şekil 3. 35: Phaze View / Zee Scope Optik Profilometre cihazı	50
Şekil 3. 36: Konica Minolta Spectrophotometer CM-3600d Cihazı.....	50
Şekil 3. 37: Örnek Yüzeylerinin Altın ile Kaplanması.....	52
Şekil 3. 38: Taramalı Elektron Mikroskobu (Tescan / Mira 3 / Çek Cumhuriyeti) ..	52
Şekil 3. 39: Örneklerin Flakon Cam Şişelere Yerleştirilmesi.....	52
Şekil 3. 40: Solüsyonun Flakon Şişelere Koyulması.....	53
Şekil 4. 1. Gruplara Ait Renk Değişimi Değerlerinin Dağılımı.....	57
Şekil 4. 2. Gruplara ait Ra değerlerinin dağılımı	58
Şekil 4. 3. Gruplara ait içeceklere bırakıldıktan sonraki Ra ₂ değerlerinin dağılımı ...	58

Şekil 4. 4. a) Felspatik Porselenin Glaze İşlemi (FPG) Sonrasındaki Üç Boyutlu Görüntüsü b) FPG Grubunda Kahveye Bırakılan Örneğin Üç Boyutlu Görüntüsü c) FPG Grubunda Şaraba Bırakılan Örneğin 3 Boyutlu Görüntüsü.....	60
Şekil 4. 5. a) Felspatik Porselenin Manuel Polisaj İşlemi (FPM) Sonrasındaki Üç Boyutlu Görüntüsü b) FPM Grubunda Kahveye Bırakılan Örneğin Üç Boyutlu Görüntüsü c) FPM Grubunda Şaraba Bırakılan Örneğin 3 Boyutlu Görüntüsü	61
Şekil 4. 6. a) Vita Enamic' in Glaze İşlemi (VEG) Sonrasındaki Üç Boyutlu Görüntüsü b) VEG Grubunda Kahveye Bırakılan Örneğin Üç Boyutlu Görüntüsü c) VEG Grubunda Şaraba Bırakılan Örneğin 3 Boyutlu Görüntüsü.....	62
Şekil 4. 7. a) Vita Enamic' in Manuel Polisaj İşlemi (VEM) Sonrasındaki Üç Boyutlu Görüntüsü b) VEM Grubunda Kahveye Bırakılan Örneğin Üç Boyutlu Görüntüsü c) VEM Grubunda Şaraba Bırakılan Örneğin 3 Boyutlu Görüntüsü	63
Şekil 4. 8. a) Vita Suprinity' in Glaze İşlemi (VSG) Sonrasındaki Üç Boyutlu Görüntüsü b) VSG Grubunda Kahveye Bırakılan Örneğin Üç Boyutlu Görüntüsü c) VSG Grubunda Şaraba Bırakılan Örneğin 3 Boyutlu Görüntüsü	64
Şekil 4. 9. a) Vita Suprinity' in Manuel Polisaj İşlemi (VSM) Sonrasındaki Üç Boyutlu Görüntüsü b) VSM Grubunda Kahveye Bırakılan Örneğin Üç Boyutlu Görüntüsü c) VSM Grubunda Şaraba Bırakılan Örneğin 3 Boyutlu Görüntüsü	65
Şekil 4. 10. a) Monolitik Zirkonya' nın Glaze İşlemi (ZG) Sonrasındaki Üç Boyutlu Görüntüsü b) ZG Grubunda Kahveye Bırakılan Örneğin Üç Boyutlu Görüntüsü c) ZG Grubunda Şaraba Bırakılan Örneğin 3 Boyutlu Görüntüsü.....	66
Şekil 4. 11. a) Monolitik Zirkonya' nın Manuel Polisaj İşlemi (ZM) Sonrasındaki Üç Boyutlu Görüntüsü b) ZM Grubunda Kahveye Bırakılan Örneğin Üç Boyutlu Görüntüsü c) ZM Grubunda Şaraba Bırakılan Örneğin 3 Boyutlu Görüntüsü	67
Şekil 4. 12. a) Feldspatik Porselenin Glaze (FPG) İşlemi Sonrasındaki b) FPG Grubuna Ait Örneğin Kahveye Bırakıldıktan Sonraki c) FPG Grubuna Ait Örneğin Şaraba Bırakıldıktan Sonraki Sem Görüntüleri (1,00kx, 5,00kx).....	68
Şekil 4. 13. a) Feldspatik Porselenin Manuel Polisaj (FPM) İşlemi Sonrasındaki b) FPM Grubuna Ait Örneğin Kahveye Bırakıldıktan Sonraki c) FPM Grubuna Ait Örneğin Şaraba Bırakıldıktan Sonraki Sem Görüntüleri (1,00kx, 5,00kx).....	69
Şekil 4. 14. a) Vita Enamic' in Glaze (VEG) İşlemi Sonrasındaki b) VEG Grubuna Ait Örneğin Kahveye Bırakıldıktan Sonraki c) VEG Grubuna Ait Örneğin Şaraba Bırakıldıktan Sonraki Sem Görüntüleri (1,00kx, 5,00kx).....	70
Şekil 4. 15. a) Vita Enamic' in Manuel Polisaj (VEM) İşlemi Sonrasındaki b) VEM Grubuna Ait Örneğin Kahveye Bırakıldıktan Sonraki c) VEM Grubuna Ait Örneğin Şaraba Bırakıldıktan Sonraki Sem Görüntüleri (1,00kx, 5,00kx).....	71

Şekil 4. 16. a) Vita Suprinity’ in Glaze (VSG) İşlemi Sonrasındaki b) VSG Grubuna Ait Örneğin Kahveye Bırakıldıktan Sonraki c) VSG Grubuna Ait Örneğin Şaraba Bırakıldıktan Sonraki Sem Görüntüleri (1,00kx, 5,00kx)..... 72

Şekil 4. 17. a) Vita Suprinity’ in Manuel Polisaj (VSM) İşlemi Sonrasındaki b) VSM Grubuna Ait Örneğin Kahveye Bırakıldıktan Sonraki c) VSM Grubuna Ait Örneğin Şaraba Bırakıldıktan Sonraki Sem Görüntüleri (1,00kx, 5,00kx)..... 73

Şekil 4. 18. a) Monolitik Zirkonya’ nın Glaze (ZG) İşlemi Sonrasındaki b) ZG Grubuna Ait Örneğin Kahveye Bırakıldıktan Sonraki c) ZG Grubuna Ait Örneğin Şaraba Bırakıldıktan Sonraki Sem Görüntüleri (1,00kx, 5,00kx)..... 74

Şekil 4. 19. a) Monolitik Zirkonya’ nın Manuel Polisaj (ZM) İşlemi Sonrasındaki b) ZM Grubuna Ait Örneğin Kahveye Bırakıldıktan Sonraki c) ZM Grubuna Ait Örneğin Şaraba Bırakıldıktan Sonraki Sem Görüntüleri (1,00kx, 5,00kx)..... 75



TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 2.1: Klinik Renk Değişim Tolerans Değerleri Tablosu	32
Tablo 3.1: Çalışmada Kullanılan Restoratif Materyaller.....	35
Tablo 3. 2: Vita Suprinity Materyali İçin Kristalizasyon Programı.....	48
Tablo 3. 3: Vita Suprinity Materyali İçin Glaze Programı.....	49
Tablo 3. 4: Konica Minolta Spectrophotometer CM-3600d Cihazının Teknik Özellikleri.....	51
Tablo 4.1. Yüzey Bitirme İşlemleri Sonrası Örnek Gruplarına Ait L^* , a^* , b^* , C ve h ve Örneklerin İçeceklere Bırakıldıktan Sonraki Ölçümlerden Elde Edilen L_2^* , a_2^* , b_2^* , C_2 , h_2 Değerlerinin Ortalamaları ve Standart Sapmaları.....	54
Tablo 4. 2. İçeceklere Göre Renk Değişimi (ΔE) Değerleri Ortalamaları ve İstatistiksel Tanımlayıcılar	56
Tablo 4. 3. Yüzey Bitirme İşlemleri Sonrası Örnek Gruplarına Ait R_a Değerlerinin ve Örneklerin İçeceklere Bırakıldıktan Sonraki R_{a2} Değerlerinin Ortalamalarına İlişkin İstatistikler	57



1. GİRİŞ VE AMAÇ

CAD/CAM (bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim) teknolojisinin kullanımında son zamanlarda önemli bir artış olmuştur. Ağız içi tarama cihazlarındaki gelişim, daha hızlı ve çok hassas freze makineleri, daha dayanıklı ve çok sert CAD/CAM materyallerinin üretilmesi de bu ilerlemeyi artırmaktadır. Bu teknoloji ile sisteme uygun olarak üretilen materyaller kullanılarak, yüksek ve uniform kalitede restorasyonların elde edilmesi ve üretim maliyetinin düşürülmesi hedeflenmiştir(1).

Geleneksel yöntemlerle seramik üretimi; zaman alıcı olması, yeterli hassasiyette sahip olmaması gibi dezavantajlara sahiptir. Bundan dolayı CAD/CAM sistemleri hekim ve laboratuvar çalışanları için daha iyi bir seçenek olmaktadır. Metal-seramik restorasyonlar kadar yüksek mekanik dayanımlı olup aynı zamanda estetik restorasyonların üretilmesi amacıyla farklı içeriklere sahip bloklar bu sistemlerle kullanılabilir. Hibrit bloklar olarak adlandırılan bu malzemelerin içeriklerinde çeşitli oranlarda seramik, rezin veya zirkonya bulunmaktadır.

CAM üretiminden sonra, malzemenin kullanım talimatlarına uygun olarak, manuel düzeltmeler, materyal ilavesi, renklendirmeler ve final cilalanmalar kolaylıkla yapılabilir(2,3). Geleneksel seramik restorasyonlar, üretildikten sonra genellikle glaze fırınlaması gerektirirler. Fakat üretici firma talimatlarına göre, yeni nesil nanoseramik ve hibrit materyaller, fırınlama işlemine gerek olmaksızın manuel polisaj tekniği ile simantasyona hazır hale getirilebilirler ya da ışık ile polimerize olan glaze materyalleri ile bitirilebilirler(4).

Dişlerin optik özellikleri, mine ve dentin gibi dişin sert dokularına dağınık gelen ışığın yansımaları ile oluşur. Bir restorasyonun doğal diş gibi algılanmasında o restorasyonun rengi, formu, anatomisi ve yüzey pürüzlülüğü gibi faktörler etkili olmaktadır(5-7) . Pürüzlü bir restorasyon yüzeyi, pürüzsüz bir yüzeye göre ışığı daha düzensiz yansıtacağından, rengin farklı algılanmasına neden olur. Bu yüzden yüzey özellikleri, restorasyonun estetiği ve rengi açısından çok önemlidir. İdeal olarak gerçekleştirilmiş yüzey bitirme ve parlatma işlemleri, restorasyonun klinik ömrü ve renk stabilitesini önemli oranda artırır(8).

Ağız ortamının nem ve sıcaklık bakımından değişken yapısı ve çeşitli yiyecek ve içeceklere maruz kalması, içeriklerine bağlı olarak dental malzemelerin bazı özelliklerini değiştirebilmektedir. Özellikle malzemenin yüzeyinde oluşan değişiklikler yüzey pürüzlülüğünü, sertliğini ve optik özelliklerini etkileyebilmektedir. Yüzey pürüzlülüğü plak tutulumu ve hasta konforu açısından önemlidir ve malzemenin kullanımı süresince değişmemesi beklenmektedir. Plak tutulumu için $0,2 \mu\text{m}$ ’nin sınır değeri olduğu(9) ve $0,3 \text{ mm}$ ’lik derinliklerin dil tarafından fark edildiği bildirilmiştir(10). Ayrıca, yüzey pürüzlülüğündeki artış malzeme yüzeyinde madde kayıplarına ve karşıt dişte aşınmalara neden olabilmektedir.

Renk stabilitesi estetik dental restorasyonlarda en önemli klinik faktördür(11,12). Renk ve translusensi değerindeki değişiklikler materyalin estetiğini negatif yönde etkilemektedir. Renk değişimi ölçümlerinde ΔE değerinin 3,7’ nin üzerinde olması renk değişiminin gözle görülebilir olduğunu belirtmektedir(13). CIE $L^*a^*b^*$ renk sistemi; renk algısının gözde 3 farklı renk reseptörüne (kırmızı, yeşil, mavi) dayalı olduğu teorisini desteklemektedir ve halen en popüler renk sistemlerinden biridir. CIE $L^*a^*b^*$ sisteminde ΔE değeri, iki cisim arasındaki algılanan renk farklılığının miktarını gösteren sayısal bir değerdir(14).

Porselen sistemlerinin rengine şarap ve kahve gibi içecekler etki etmektedir. Bu içeceklere uzun süreli maruziyet sonrasında, porselen sistemlerinin başlangıç rengine göre değişimleri saptanabilmektedir. Porselen sistemlerindeki topografik değişiklikler ise, taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile incelenebilmektedir. SEM analizi ile yüksek büyütme oranlarından çok yüksek büyütme oranlarına ($\times 300.000$ veya daha fazla) kadar morfolojik, yapısal ve elementel bilgiler alınabilmektedir.

Bu çalışmanın amacı; farklı yüzey bitirme işlemleri uygulanan estetik CAD-CAM materyallerinin renk stabilitesi ve yüzey özelliklerini karşılaştırmaktır.

Çalışmamızın hipotezi(H_0); kahve ve şarap solüsyonu yüzey bitirme işlemlerine göre farklılık göstermeksizin CAD-CAM materyallerinin renk ve yüzey değişimlerine neden olmaz.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Seramikler

2.1.1. Tarihçe

Seramik sözcüğü Yunanca “keramos, keramikos veya keramenes” kelimelerinden orijin alıp, topraktan yapılmış anlamına gelmektedir. Seramik, inorganik ametallerin genel adıdır. Porselenler ise birbirleri içinde çözünmeyen elementlerin düşük ısıda eriyerek şekillendiği seramik materyali olarak tanımlanır(15). Diş hekimliğinde porselen terimi dental seramik olarak da kullanılmaktadır.

Diş hekimliğinde ilk olarak porselen yapay dişler, 1774 yılında Fransız eczacı Alexis Duchateau ile diş hekimi Nicholas Dubois de Chemant tarafından üretilmiştir. Giuseppangelo Fonzi 1806’ da total protezler için kişisel olarak üretilen ‘terrometalik’ diye adlandırdığı porselen dişleri kullanarak protetik diş hekimliğinde önemli bir gelişme elde etmiştir. Porselenin renginin ve translüsentliğinin gelişmesi ise 1838’de Elias Wildman’nın ilk defa vakumlu fırınlamayı kullanmasıyla gerçekleşmiştir(16).

Porselenin sabit protezlerde kullanımı, 1886’da Dr. Charles Land’in Feldspatik Porseleni platin yaprak üstüne işlemesi ile olmuştur. Land, 1889’ da jaket kuron patentini almıştır(17). Vines ve arkadaşları ise 1958’de estetik diş hekimliğinde çıkarılacak olan vakumlu fırınlamayı geliştirmiştir(18).

Günümüzde kullanılan tam porselen sistemlerinin temeli ve alt yapısı alumina kristalleriyle güçlendirilmiş jaket kronun yapımı 1965 yılında Mc. Lean ve Hughes tarafından geliştirilmiş ve 1976 yılında ise “Twin foil” olarak adlandırdıkları çift folyo tekniği ile porselen jaket kronun kuvvetlendirilmesini sağlamışlardır(7). 1980’lerden itibaren artmış estetik ve dayanıklılığı birlikte sunan üretim teknikleri, tam porselen sistemlerinin öneminin artmasına sebep olmuştur.

2.1.2. Dental Seramiğin İçeriği

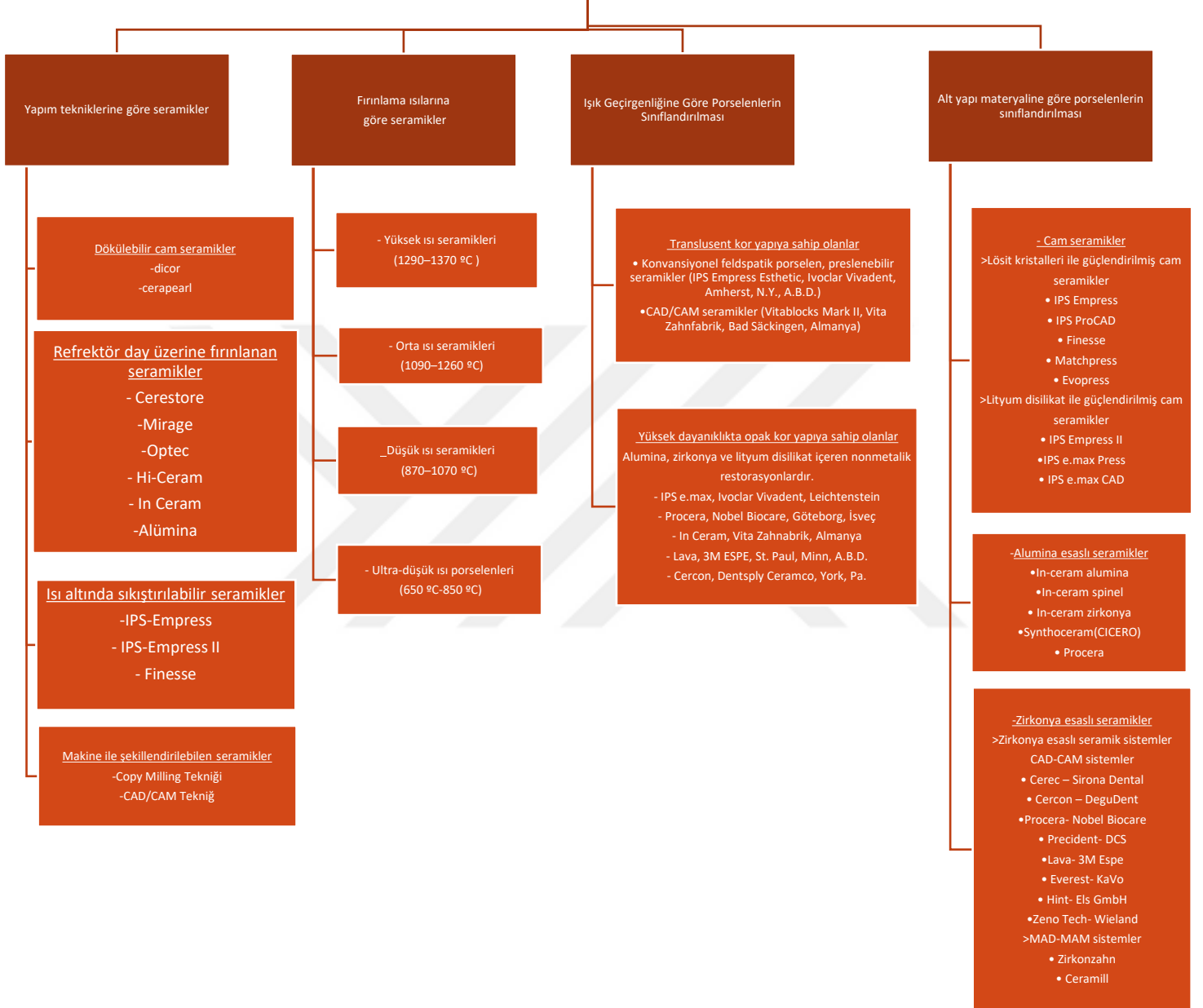
Diş hekimliğinde kullanılan seramik, silisyum tetrahedrad (SiO_4)’dan oluşur. Merkezde bir silisyum (Si^{+4}), dört oksijen (O^-) atomu ile kimyasal bağlar yapmaktadır. Ayrıca seramiğin yapısında kovalent ve iyonik bağlar da bulunmaktadır. Bu bağlar, dental seramiklerin sertliğinin, stabilitesinin ve kırılğanlığının sebebidir(19). Temel yapı olarak dental porselen; feldspat, kaolin, kuartz, renklendirici, opaklaştırıcı ile güçlendirici ajanlardan oluşur.

Feldspat, potasyum alümina silikat ve sodyum alümina silikattan oluşur ve porselene şeffaflık kazandırır. Kaolin kuartz ve feldspatı birbirine bağlar ve porselene opaklık kazandırır. Kuartzın yapısı silisyum dioksittir. Matrikste iskelet görevi yapar ve büzülmeleri engeller. Böylece porselenin dayanıklılığını arttırarak translsensiyi azaltır. Porselene renk vermek için kullanılan renklendirici pigmentler, titanyum, uranyum, demir, kobalt, krom, nikel, çinko ve kalay gibi metal oksitlerdir. Opaklaştırıcı ajanlar ise çok ince partiküller halinde öğütülmüş metal oksitlerden oluşur. Bunlar seryum oksit, titanyum oksit ve zirkonyum oksittir(20).

2.1.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Klinisyenler her vakaya uygun seramik malzemenin seçiminde zorluklar yaşamaktadır. Bu nedenle hastanın beklentilerini karşılayabilmek ve doğru seramik malzemeyi seçmeyi kolaylaştırmak için, birçok seramik sınıflamaları kullanılmaktadır(21) (şekil 2.1).

Dental Seramiklerin Sınıflandırılması



Şekil 2.1: Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

2.1.3.1. Fırınlama Isılarına göre seramikler

Seramikler fırınlama ısılarına göre

- 1.Yüksek ısı:1290 ile 1370 C
2. Orta ısı: 1090 ile 1260 C
- 3.Düşük ısı: 870 ile 1065 C
4. Ultra-düşük ısı porselenleri (650 °C-850 °C) olarak 4'e ayrılır.

Yüksek ısı porselenleri bir dereceye kadar porselen jaket kronların yapımında kullanılsa da asıl olarak porselen takım dişlerin yapımında kullanılır.

Düşük ve orta ısı porselenleri fritleme denilen bir işlemle üretilir. Porselenin ham bileşenleri eritilir, soğutulur ve ince bir toz haline getirilir. Restorasyon yapımında yeniden fırınladığında, toz daha düşük bir ısıda erir ve yüksek ısıda meydana gelen kimyasal değişikliklere maruz kalmaz. Orta ısı porselenleri sıklıkla prefabrike gövdelerin, nadiren de inley ve jaket kronların yapımında kullanılırlar. Düşük ısı porselenleri ise metal destekli seramiklerde, çeşitli boya ve parlatma tozlarında kullanılırlar. Düşük ısı porselenlerine alüminyum oksit ilavesi ile 'alüminus porselen' elde edilir. Bunlarda jaket kronların yapımında kullanılır(20).

2.1.3.2. Yapım Tekniklerine Göre Seramikler

Dental seramikler yapım tekniğine göre 4'e ayrılır.

A. Dökülebilir porselen sistemleri

Dicor: Hacimsel olarak %45 cam ve %55 tetrasiklik floromika kristallerinden oluşur ve 1980'li yıllarda Adair ve Grossman tarafından geliştirilmiştir. Dökülebilir cam porselenin kullanımı tek üyeli restorasyonlarla sınırlı olmasından dolayı, porselenin yapısını güçlendirmek için zirkonyum oksit (ZrO_2) ve alüminyum oksit (Al_2O_3) ilave edilip yapıya dayanıklılık sağlanmıştır(16).

Cerapearl: 1985' te Hobo ve Iwata tarafından doğal diş yapısını taklit edecek en iyi restoratif materyal olması için geliştirilmiştir. Bu sistem teknik olarak Dicor cam porselene benzemektedir. Kalsiyum fosfat esaslı cam, kontrollü ısı kullanılarak ilk

kristalin faz olan oksiapatite dönüşür ve su varlığında hidroksiapatite çevrilir. Yoğunluğu, ışığı kırma özelliği ve termal iletkenliği mineye benzemektedir(22).

B. Refraktör Day Üzerine Fırınlanan Porselen Sistemleri

Refraktör day, rövetmana benzeyen bir malzemedir. Southan ve Jorgensen 1972’de platin yaprak tekniği başarısız olduktan sonra refraktör day materyalini geliştirmişlerdir. Kor materyali refraktör day üzerine direk olarak şekillendirilir ve birlikte fırınlanır.

- Cerestore \ Alceram: Porselenin fırınlama büzülmesine ait birçok sorun vardır. Bu sorunları engellemek amacıyla 1983’te Sozia ve Riley ‘shrink-free’ diye ifade edilen ağırlıkça %65 alumina ve %45 aluminöz porselen içeren Cerestore geliştirilmiştir. Cerostore pişirme sırasında hacim artışı meydana gelir böylece fırınlama büzülmesini engeller(23).

- Mirage: Zirkonyum oksit kristalleri eklenerek güçlendirilmiş kor porselenidir(24).

- Optec HSP: Lösit kristalleri eklenerek kuvvetlendirilmiş ve dayanımı artırılmıştır. Kor kullanılmaksızın tam porselen kuron yapımında kullanılır(25). Yarı şeffaf bir yapı sergilediği için estetik değildir.

- Hi-Ceram: Alumina miktarı hacim olarak %75 artırılmıştır ve geleneksel porselenden daha serttir. Malzemenin dayanıklılığıyla birlikte opasitesi de artmıştır(26).

- In-Ceram Alumina: Al_2O_3 içine erimiş cam infiltrasyonu ile oluşturulan bir kor ve feldspatik porselenden oluşur. 1986’da Michael Sadoun bu sistemi geliştirmiştir. Bu sistem, Anterior bölgeye ilk 3 üyeli köprü yapılan tam seramik materyalidir(27). En önemli dezavantajı opak olmasıdır.

- In-Ceram Spinel: 1994 yılında InCeram Spinell sistemi, In-Ceram Alumina sisteminin opak yapısından dolayı geliştirilmiştir. Magnezyum alüminyum oksit ($MgAl_2O_4$) kullanılarak ışık geçirgenliği 2 kat artırılmıştır(28,29). Işığı yüksek oranda geçirdiği için yarısaydam olarak sınıflandırılabilir.

- In-Ceram Zirkonya: Alumina yapısına %35 oranında zirkonya ilave edilmiştir(30). Alumina ise %65 oranındadır. Dönüşüm doygunluğu mekanizmasıyla çatlak ilerlemesi yavaşlayarak yapı daha güçlü hale gelmiştir(31). In-Ceram zirconya fazla opak olduğu için anterior bölgede endike değildir, ancak posterior bölgede köprü ve kuron restorasyonlarında kullanılabilir(32).

C. Isı Altında Sıkıştırılabilir Porselen Sistemleri

- IPS Empress: Wohlgend 1990'da IPS Empress'i geliştirmiştir. Bir feldspatik porselen olan IPS Empress'in kristalin yapısı, lösit kristalleri ile güçlendirilmiştir. Fırınlama sırasında toz halinden katı hale geçerken oluşan büzülme bu sistemde meydana gelmez. Soğuma sırasında oluşan büzülme ise cam ile uyumlu genleşme katsayısına sahip rövetman kullanılarak engellenir(33). Lössit kristalleri yüksek ışık geçirgenliği özelliğine sahiptir(34). Böylelikle yüksek estetik kuronlar elde edilebilir. Bu sistem 2 şekilde bitirilebilir(35):

1. Boyama tekniği (Staining): Glazür sırasında boyanarak bitirilir
2. Tabakalama tekniği (Layering): Restorasyonda aşındırma yapıp, üzerine dentin ve mine porseleni işlenir.

- IPS Empres II: 1998 yılında laboratuvar tekniği IPS Empres ile aynı olan ancak bitimi sadece tabakalama tekniği ile yapılan lityum disilikat içerikli cam seramik IPS Empres II geliştirilmiştir(35). Empress II anterior bölge 3 üyeli köprülerde ve anterior posterior tek kuron restorasyonlarında kullanılabilir(36).

D- Makine ile Şekillendirilebilen Porselen Sistemleri

- Copy Milling Tekniği: Duplikatın elde edildiği tekniktir. Teknisyen tarafından yapılan modelasyon, tarama odasına yerleştirilir ve kopyası elde edilir, diğer bölümde ise aynı zamanda özel frezler ve diskler ile kesim yapılarak seramik bloklara şekil verilmektedir(37).

-CAD/CAM tekniği: Sistem; optik bir kamera yardımı ile ağız içi görüntülerinin alınması, bu görüntülerin bilgisayar ortamına yüklenmesi, verilerin toplanması, tasarımların (CAD) yapılması ve bu doğrultuda blokların şekillendirilerek üretime (CAM) geçilmesiyle oluşur(37).

2.2. CAD\CAM Sistemleri

Dijital teknolojinin hızla ilerlemesiyle beraber günümüzde kullanımı oldukça artış gösteren CAD/CAM (Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing) teknolojileri ilk olarak 1950-1960 yıllarında uçak ve otomotiv endüstrilerinde kullanılmak üzere geliştirilmiştir. 10 yıl sonra da diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır.

Dr. Duret 1971 yılında, ilk dental CAD/CAM cihazı geliştirmiş ve kuron oluşturmıştır(38). İlk ağız içi optik tarama sistemi 1977'de Young ve Altschuler tarafından geliştirilmiştir. 1983'te Dr. Duret ilk dental CAD/CAM restorasyonunu üretmiştir(39). Kasım 1985'te bir saatten az sürede eşine posterior kuron restorasyonu üretip, sistemi göstermiştir(40).

Dr. Mörmann ilk ticari CAD/CAM sisteminin geliştirmiş ve cihazı, bilgisayar destekli seramik rekonstrüksiyonu kısaca CEREC olarak adlandırmıştır(41). Dr. Andersson, 1983 yılında Procera'yı geliştirmiş ve kompozit venter restorasyonlar için CAD/CAM sistemini kullanan ilk kişi olmuştur(42).

CAD\CAM sistemleri dental laboratuvarlar ve kliniklerde 30 yılı aşkın süredir kullanılmaktadır. Bu sistem bilgisayar destekli ölçü alım yöntemleriyle elde edilen verilerin işlenerek dijital ortamda restorasyonun tasarımını ve üretimini içermektedir. Bu teknoloji diş hekimliğinde inley, onley, veneer kron, köprü, implant, abutment yapımı, tam ağız restorasyonu, cerrahi kılavuz ve ortodonti alanında kullanılabilmektedir. Gelişen teknolojiyle birlikte intraoral tarayıcılar, büyük ölçüde daha iyi, daha hızlı ve daha küçük hale gelmiştir. Bilgisayar destekli frezleme ya da 3 boyutlu baskıyla beraber bu sanal ortam, herhangi bir fiziksel model olmaksızın farklı restorasyonların üretilmesine olanak sağlamaktadır(43).

- CAD/CAM Sistemlerin Avantajları

1. Tek seansta direkt restorasyonun yapılması ve bu nedenle geçici restorasyon ihtiyacı ortadan kalkmıştır
2. Dijital ölçü alındığı için geleneksel ölçü alma ve laboratuvar işlemleri ortadan kalkmıştır.

3. Hasta konforu artmıştır.
4. Çapraz enfeksiyon riski en aza indirilmiştir.
5. Ölçü ve laboratuvarıdan kaynaklanan hatalar elimine edilmiştir.
6. Restorasyonun tamamı hekim kontrolündedir
7. Daha hassas bir tekniktir, kenar uyumu daha iyidir ve restorasyonun ömrü daha uzundur.

- CAD/CAM Sistemlerinin Dezavantajları

1. Maliyeti çok yüksektir.
2. Bu sistemi kullanabilmek için gerekli eğitime zaman ve para harcanması gerekir.
3. Kullanılan blokların tek renk olması nedeniyle estetik olarak beklentiyi karşılayamamaktadır. Bunun için polikromatik bloklar üretilmiştir.

2.2.1. Diş Hekimliğinde Kullanılan Güncel CAD\CAM Sistemleri

Üretim şekillerine göre dental CAD\CAM sistemleri: direkt klinikte kullanılan sistemler, laboratuvarıda kullanılan sistemler ve üretim merkezli CAD/CAM sistemleri olarak 3'e ayrılır(44).

A. Direkt Klinikte Kullanılan Sistemler

Ağız içerisinde diş preparasyonu taranır ve restorasyon klinikte hazırlanır. Bu grupta kullanılan sistemler CEREC ile E4D Dentist sistemleridir.

- CEREC: Cerec ilk defa 1985'te kullanılmış, restorasyonların zayıf marjinal uyumları ile oklüzal yüzeyin şekillendirilmesinde ki başarısızlıklar sonucu 1994 yılında Cerec 2 ve 2000 yılında Cerec 3 piyasaya çıkmıştır(45). Cerec 2 sistemiyle birlikte bu sorunlar aşılmış ve Cerec 3 sistem ile başarılı restorasyonlar elde edilmiştir. Bu sistemde opak bir tozla (titanyum oksit/silisyum oksit) prepare edilen diş kaplanır. Optik tarayıcı ile prepare edilen diş taranır ve bilgisayara görüntüsü aktarılır. Bir kron yaklaşık 20 dakikada elde edilir, restorasyonun ağızda kontrolü yapılır ve simante edilir. CEREC sisteminin biogeneric özelliği hastanın komşu dişlerine benzer morfolojide restorasyonlar üretilebilmesini sağlar. CEREC sisteminde hekim

bilgisayar tasarımı üzerinde kontak noktalarını, sanal aşındırmaları, ekleme gibi değişiklikleri yapabilmektedir.

- EVOLUTION 4D DENTİST: 2005 yılında piyasaya çıkan E4D Dentist sistemi, yansıtıcı toz olmadan ağız içi lazer tarayıcıyla prepare edilen dişi tarayabilmektedir. Hekim birçok açıdan görüntü alabilmektedir, böylece yazılım doğru morfolojiyi bilgisayarda oluşturabilir. Sert dokular, kuronların çevresi ve ağız içi ortam daha net görülmektedir. Aynı anda 16 üyeye kadar restorasyon tasarımı yapılabilen yazılıma sahip olan cihaz, kişisel tasarım da yapılabilir. Ancak kullanılabilecek malzeme çeşitliliğinin CEREC 3 kadar fazla olmaması sistemin dezavantajıdır(46).

B. Laboratuvarda kullanılan sistemler

Alçı modelden ya da ölçüden tarama yapılmaktadır. Sistemlerin çoğunda altyapı elde edilir ve teknisyen restorasyonu karakterize edebilmek için üzerine porselen ekler. CEREC inLab, DCS Preci-fit, Cercon, Everest sistemlerini içerir.

- CEREC INLAB: Cerec Inlab sistemi 2004'te laboratuvar kullanımı için üretilmiştir. Bu sistemde lazer tarayıcı ile çalışma modelinin dijital görüntüsü elde edilir. Tasarım yapıldıktan sonra inLab frezeleme cihazıyla restorasyon hazırlanır. Bu cihaz ± 25 mikron hassasiyet ile 10 üyeye kadar köprü frezeleyebilmektedir. Günde 40-60 üye restorasyon yapılabilir. CEREC inLab sistemi zirkonya köprü altyapılarıyla birlikte üzerine kullanılacak porseleni de freze ederek, bu iki parçanın birleştirilmesine olanak sağlamaktadır.

- DCS PRECI-FIT: DCS Preci-fit sistem, 1990 yılında piyasaya çıkmıştır. Cam seramik, güçlendirilmiş seramik ve metalleri freze etmesiyle birlikte, restorasyon altyapılarını tam sinterlenmiş bloklardan ve titanyumdan da hazırlayabilen CAD/CAM sisteminden bir tanesidir(45). Sistem, lazer tarayıcı ve frezeleme makinesini içermektedir.

- CERCON: 2002 yılında sadece CAM olarak piyasaya çıkan sistem, 2005 yılında 3 boyutlu optik tarayıcı ve CAD tasarım yazılımı eklendikten sonra tam bir CAD/CAM sistemi olmuştur. Her üye 20 saniyeden kısa bir zamanda ve 10 mikron

hassasiyetle taranabilmektedir. Sistem tek üyeden 9 üyeye kadar zirkonya blokları freze edebilmekle beraber 16 üyeye kadar köprü sinterlemesi de yapabilmektedir.

- EVEREST: Sistem; tarayıcı, aşındırma ünitesi, sinterleme fırını ve bu üniteler arası koordinasyonu sağlayan, tasarımın elde edildiği bilgisayardan oluşur. Tarayıcı ve alçı model birlikte dönen tablaya yerleştirilir ve CCD (charge coupled device) kamera ile taranır. Bilgisayarda taranan modelin 3 boyutlu dijital hali oluşturulur. Tek üye kron restorasyonun tasarlanması 5 dakikada elde edilir. Tasarım yapıldıktan sonra frezelemeye geçilir. Everest sistemi kullanılarak inley, onley, anterior ve posterior kron-köprü yapılabilir.

C. Üretim merkezli CAD/CAM sistemleri

Model laboratuvar ortamında taranır, elde edilen veriler internet ile ana üretim merkezine gönderilir. Altyapısı üretildikten sonra restorasyon, üzerine porselen eklenmesi için laboratuvara geri gönderilir. Tüm altyapıların aynı merkezde elde edilmesiyle optimal kalite kontrolü sağlanır. Procera ve Lava sistemleri bu grupta yer alır.

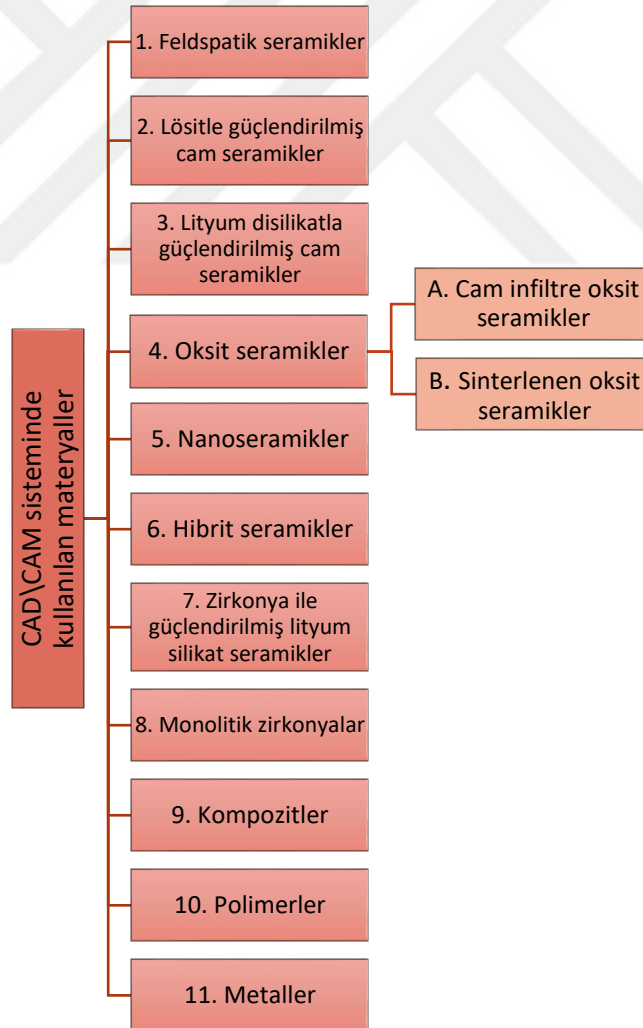
- PROCERA: Nobel Biocare 1994 yılında Procera' yı piyasaya sürmüştür. Alumina ile yüksek hassasiyette kron altyapıları, veneer ve abutmentler elde edilebildiği gibi, zirkonyadan da abutment ve kron-köprü altyapısı yapılabilir. Laboratuvarında kompakt bir tarama cihazı ile alçı modelin taraması yapılır. Daha sonra elde edilen veriler internetle ABD veya İsveç'te bulunan üretim merkezine gönderilir(47). Procera All-Ceram sistemi çoğunlukla sinterlenmiş, saf ve yüksek dayanıklılıkta alüminyum oksit altyapılar elde etmek için kullanılmaktadır(32). Ayrıca Procera sistemi ile zirkonyum oksit altyapılı restorasyonlar, titanyum altyapılı restorasyonlar, titanyum ya da alüminyum oksit abutmentler, implant üstü tam seramik kronlar ve implant üstü titanyum köprü altyapılarının elde edilmesi de mümkündür(48).

- LAVA: 3M ESPE Lava sistemini 2002 yılında piyasaya çıkarmıştır. Sistem optik tarayıcı, frezeleme makineleri ve sinterleme fırınından oluşmaktadır. Kron-köprü altyapıları üretim merkezlerinde hazırlanır. Lava sistemi kron kenarlarını ve gövdenin oturacağı yeri otomatik olarak belirler. Yarı sinterlenmiş zirkonya bloklar

kullanılır. Her bloğun barkod numarası vardır ve uygun bloğun barkod numarası okunduktan sonra frezeleme işlemine başlanır. Tek üye altyapı 15 dakika, 3 üye köprünün frezelenmesi yaklaşık 45-50 dakikada yapılmaktadır. Optik ve mekanik özellikleri nedeniyle hem anterior hem de posteriorda kullanılabilir.

2.2.2. CAD/CAM Sisteminde Kullanılan Materyaller

CAD/CAM sistemlerinin kullanılmasının yaygınlaşması ile estetik ve fonksiyonel beklentiler artmıştır. Beklentilerin artması farklı birleşimlere, yapısal ve fiziksel özelliklere sahip materyallerin de gelişmesini artırmıştır. Kullanılacak blok materyalleri restorasyon tipine, restorasyonun ağızdaki konumuna, hastanın beklentilerine, sosyoekonomik durumuna ve hekimin tercihinine göre farklılık göstermektedir. Bu materyaller aşağıdaki gibi sınıflandırılmaktadır(49,50) (Şekil 2.2)



Şekil 2.2: CAD/CAM Sisteminde Kullanılan Materyaller

2.2.2.1. Feldspatik Seramikler

Diş hekimliğinde feldspatik seramik bloklar CAD/CAM sisteminde kullanılan ilk bloklardır. Cam matriks %30 oranında ve homojen dağılmış 3-4 mikrometre büyüklüğünde feldspar partikülleri içermektedir. Kırılma dirençleri 150 Mpa ve elastik modülleri 45-63 Gpa'dır (50).

Feldspatik seramik bloklar monokromatik, dikromatik ve polikromatik olarak üçe ayrılır. Dikromatik bloklar küresel bir dentin çekirdeği ve etrafında translusent mine tabakası içermektedir. Bu bloklar renk geçişinin dentin ve mineyi taklit etmesi için 3 boyutlu bir yay olacak şekilde hazırlanmıştır. Polikromatik bloklar ise farklı renk doygunluğu ve ışık geçirgenlikleri nedeniyle doğal diş dokusunu taklit edebilmektedirler(51).

Bu bloklar inley, onlay, laminate veneer, parsiyel kron ve full kron yapımında kullanılabilir(52). Cam içeriklerinin fazla olması, hidroflorik asitle pürüzlendirilmesine ve adeziv simantasyonda oksit seramiklerden daha iyi sonuçlar elde edilmesine neden olur. Mekanik olarak cilalanmaları oldukça iyidir. Tüm bu özellikler hasta başı tek seans uygulamalarında başarılı olarak kullanılmasını sağlar(53).

2.2.2.2. Lösitle Güçlendirilmiş Cam Seramikler



Şekil 2.3: IPS Empress CAD/CAM Blok(54)

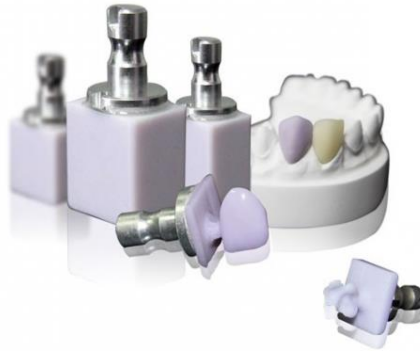
Seramik içerisinde yer alan lösit kristalleri çok aşamalı fabrikasyon işlemleriyle cam matriks içinde kontrollü kristalizasyon yapılarak ilk olarak W. Höland ve arkadaşları tarafından elde edilmiştir. Lösit esaslı cam seramik materyali başlıca silisyum oksit (SiO_2), alüminyum oksit (Al_2O_3) ve potasyum oksitten (K_2O)

oluşmaktadır(55). Materyalin yarı geçirgenlik ve aşındırma etkisi doğal dişe benzemektedir. Bükülme direnci ise 160 Mpa' dır(56).

Lösit kristallerinin materyalin direnci üzerindeki etkisi iki farklı mekanizmayla anlaşılmaktadır. Birincisi; lösit kristallerinin çatlağın yönünü değiştirerek çatlak ilerlemesini durdurmasıdır(57). İkinci mekanizma ise; seramiğin soğumasıyla cam matriks içerisinde artık baskı geriliminin meydana gelmesidir. Yapı içinde bulunan lösit kristallerinin genleşme katsayısı, içerisinde bulunduğu cam matriksten daha fazladır.

Seramik ısıtılıp soğutulduğu sırada lösit kristalleri büzülerek, cam matriksi kendine doğru çeker ve bu sayede yapı içerisinde oluşan iç basınç mikro çatlakların ilerlemesini engeller(58). Bu materyallerin renk, translusentlik, floresanslık, opalesanslık, aşınma ve abrazyona direnç gibi özellikleri doğal dişe benzemektedir. Anterior bölge kron ve laminate veneer uygulamalarında endikedir(59). IPS Empress CAD (Şekil 2.3), IPS Procad ve IPS Empress estetik materyalleri bu grup içinde yer alır(60).

2.2.2.3. Lityum Disilikatla Güçlendirilmiş Cam Seramikler



Şekil 2. 4: Lityum Disilikatla Güçlendirilmiş Cam Seramikler(61)

Cam seramik restorasyonların kullanımının genişletilmesi için daha yüksek dayanım ve kırılma direncine sahip materyallerin geliştirilmesi gerekmektedir. Bu sistemde alt yapı seramiğini güçlendirmek için çok yüksek miktarda kristal içeriği bulunmaktadır. Materyal içerisinde %70 oranında lityum disilikat kristalleri, üst yapı seramiğinde ise florapatit kristalleri bulunmaktadır(62). Lityum disilikatın freze edilmesi çok zor ve kırılgandır. Bu yüzden CAD/CAM sistemlerinde kullanılan lityum

disilikatla güçlendirilmiş cam seramiklerin yapım aşamasında seramik, parsiyel olarak kristalize edilmektedir.

Lityum Disilikat CAD bloklar (Şekil 2.4) üç farklı ışık geçirgenliğine sahiptir. İnley ve onley restorasyonların yapımında, çevre dokuların rengini absorbe ettiği için estetik özelliklerinden dolayı yüksek translüsens bloklar kullanılabilir. Düşük translüsensliğe sahip bloklar ise full anatomik restorasyonların yapımında kullanılabilir. Altyapı 0.8 mm kalınlıkta hazırlandığında kırılma direnci 400 ± 40 Mpa'a kadar arttırılmıştır. Bununla birlikte tek kron restorasyonlarının yanı sıra, 3 üyeli köprü protezlerde yapılabilir. Endikasyonu 2. premolar dişlerinin anterior bölgesi ile sınırlıdır(63).

2.2.2.4. Oksit Seramikler

A. Cam İnfiltrasyon Oksit Seramikler

Lanthan oksit cam infiltrasyonu işlemiyle bu seramik sistemleri son sertliklerine ulaşabilirler. Bu bloklar In-Ceram Alumina, In-Ceram Spinell ve In-Ceram Zirconia olmak üzere 3'e ayrılır. In-Ceram Alumina opak altyapıya sahip olduğu için 1994 yılında estetik olarak daha başarılı bir materyal olan In-Ceram Spinell piyasaya sürülmüştür. En fazla translüsensliğe In-Ceram Spinell sahiptir ama bükülme direnci In-Ceram Alumina'ya göre %25 daha düşüktür(64). Translüsens özelliği fazla olduğu için estetik beklentinin fazla olduğu anterior bölge restorasyonlarında endikedir(65). In-Ceram Alumina ise anterior, posterior bölge kronlarda ve üç üyeli anterior bölge köprülerde altyapı materyali olarak kullanılır(66). In-Ceram Zirconia alüminyum oksite ek olarak %33 oranında seryum stabilize zirkonyum katılarak üretilmiştir. In-Ceram Zirconia 1100°C'de iki saat sinterlendikten sonra cam infiltrasyonu yapılmaktadır. Cam faz yapının yaklaşık %23'ünü oluşturmaktadır(67).

B. Sinterlenen Oksit Seramikler

- **Alüminyum Oksit:** Presinterizedir ve restorasyon üretildikten sonra 1520°C'de fırınlanırlar. %100 alüminyum oksit kristalleri içerir, yarı sinterize ve yüksek dayanıklılığa sahip oksit bloklardır. Kırılma dayanımı 500 MPa' ın üzerinde, bükülme dayanımı 610 MPa ve elastik modülü ise 380 GPa' dır. Frezelenmeden sonra

cam infiltrasyonu yapılmaz. Bu bloklar tek renklidir. Yığılacak porselen rengine göre renklendirme likiti kullanılarak renklendirilebilirler(67).

- **Zirkonyum Oksit:** Mekanik direncinin, kimyasal ve boyutsal stabilitesinin yüksek olması nedeniyle zirkonyum günümüzde, tam porselen restorasyonların alt yapılarında en çok kullanılan materyaldir(32). Üretim biçimine göre bloklar sinterlenmemiş, yarı sinterlenmiş ve tam sinterlenmiş olarak 3 gruba ayrılır.

Sinterlenmemiş zirkonyum dioksit bloklar, üretim sürecinde zirkonyum dioksit tozuna herhangi bir sinterleme işlemi uygulanmadan basınçsız bir şekilde pres uygulanmasıyla elde edilir. Kolay aşındırılır ve sonrasında sinterlenerek kullanılırlar(1).

Yarı sinterlenmiş zirkonyum dioksit bloklar, zirkonyum dioksit tozuna bağlayıcı madde eklenerek preslenip blok haline getirilmesiyle üretilirler. Üretici firma zirkonyum dioksit tozuna, ısı uygulamadan basınçla sıkıştırarak 1350-1550°C ısıda ön sinterleme işlemi uygular(52).

Tam sinterlenmiş zirkonyum dioksit bloklar ise, ilk olarak 1300°C ısıda sinterlenir ve %95 yoğunluğa erişir. Fakat oluşan yapı çok sert olduğundan aşındırma süreci zaman almaktadır(1).

2.2.2.5. Nanoseramikler

Nanoseramikler, nano boyutta seramik partikülleri ile UDMA (üretan dimetakrilat) içeren reçine matriksten meydana gelmektedir. Yapı 20 nm çapında silika ve 4-11 nm çapında zirkonya nanomerler içermektedir. Üretim sırasında silan, reçine matriks ile nanomer katılarak yapı arasında kimyasal bağlantı sağlamaktadır(68). Nanoseramiklerin elastik modülü 10-20 Gpa olup, dentine benzer değerler gösterir. Cam seramiklere göre stresi daha fazla absorbe ettiği belirtilmiştir. Kırılma direnci 204 MPa'dır(69). Nanoseramik materyallerinin şok absorbe etme özellikleri vardır. Seramiklere göre implant üstü restorasyonlarda daha başarılı sonuçlar verdiği bilinmektedir. Ayrıca cam seramiklere nazaran karşı dişte daha az aşınma meydana getirirler(70).

- Lava Ultimate



Şekil 2.5: Lava Ultimate CAD\CAM Blok(71)

Lava Ultimate (3M Espe, St. Paul Minneapolis, A.B.D.) (Şekil 2.5), nanoseramik teknolojisiyle üretilmiştir ve rezin nano seramik (RNC) olarak da isimlendirilmektedir. Malzeme %80'i seramik ve %20'si kompozit olan bir karışımdır ve esas olarak seramik içermektedir. Amacı kompozitin esneklik ve yüksek kırılma dayanımını, seramiğin estetik özellikleriyle birleştirmektir. Seramik yapı, zirkonya ile silika nanomerlerden meydana gelmektedir(72). Üretimden sonra fırınlama gerektirmez ve parlatılması da kolaydır. Işıkla sertleşen restoratif materyalleri kullanarak ağız içi uyumlamalar, ilaveler ve tamir yapılabilir. Lava Ultimate CAD/CAM bloklarının, cam seramik ve kompozitlerden daha iyi veya onlara benzer performans gösterdiği bildirilmiştir(72,73). Lava Ultimate restoratif materyali, tek seansta muayenehanede kullanılan bloklar (ör. CEREC® ve E4D) ve laboratuvarında kullanılan bloklar (ör. Straumann® CARES®) olarak ikiye ayrılmaktadır(72).

RNC bloklar, Vitapan skalasına göre düşük translüsensi (LT) A1, A2, A3, A3.5, B1, C2, D2, Bleach ve yüksek translüsensi (HT) A1, A2, A3, B1 olmak üzere iki farklı translüsensi ve sekiz çeşit renk özelliğiyle piyasada bulunmaktadır. Üretici talimatlarına göre Lava Ultimate, inley, onley ve laminate restorasyonlarının yapımında kullanılır fakat tam kron yapımında endike değildir(72).

- Cerasmart



Şekil 2.6: Cerasmart CAD\CAM Blok(74)

Cerasmart (GC, A.B.D.) (Şekil 2.6) materyali, esnek nanoseramik olarak bilinmektedir. Kuvvet absorpsiyonu ve esneklik özelliğiyle öne çıkmaktadır. Üst yapının atma riskinin düşük olması, frezeleme işlemlerinin kolay olması ve bitirme prosedürünün daha kısa sürede yapılması önemli avantajlarındandır. Diş dokusuna benzer fiziksel özellikler ve yüksek radyoopasite göstermektedir. Esnek nanoseramik matris yapısında olduğu için kuvvetleri homojen ve eşit bir şekilde dağıtır. Aşınma direnci yüksektir. Sinterleme işlemlerine gerek duymaz ve ağız içinde tamir edilebilmektedir. İçerisinde %71 oranında silika, %29 oranında kompozit bulunmaktadır(75).

Cerasmart materyali; inley, onley, veneer restorasyonlar, kron restorasyonları ve implant üstü restorasyonların yapımında endikedir. Yüksek translüsensi (HT) A1, A2, A3, A3.5, B1 ve düşük translüsensi (LT) A1, A2, A3, A3.5, B1 özelliğinde bloklar piyasada mevcuttur. Cerasmart kullanılan restorasyonlarda, glaze ve eksternal boyama işlemleri için sistemde yer alan 'Optiglaze color' kullanılmaktadır. Uygulama sonrasında ışıkla sertleştirilir, estetik ve parlak yüzeyler elde edilir(76).

Üretici firma simantasyon aşamasında 25-50 μm Al_2O_3 ile kumlama veya %5 hidroflorik asit ile pürüzlendirme işlemi yapılabileceğini söylemektedir. Fakat yapılan bir çalışmada Al_2O_3 ile kumlamanın daha iyi sonuçlar verdiği bildirilmiştir(77).

2.2.2.6. Hibrit Seramikler

Bu blokların içerisinde baskın olarak bulunan seramik ağı, birbiri içerisinde tamamen entegre olan bir polimer ağı ile güçlendirilmiştir. Ağırlıkça %86'sı, hacimce %75'i seramik yapıdan meydana gelir. Polimer ağı, yüzeyi modifiye edilmiş polimetilmetakrilattan (PMMA) oluşmaktadır. Polimer ağ yapısı sayesinde çatlak ilerlemesi sorunu azaltılmıştır. Yüksek yükleme kapasiteleri sayesinde posterior bölge restorasyonlarında kullanılırlar(78).

- Vita Enamic



Şekil 2.7: Vita Enamic CAD\CAM Blok(79)

Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) (Şekil 2.7) hibrit yapısı pöröz bir seramik altyapı üstüne infiltre edilen monomer yapının ışıkla sertleştirilmesiyle elde edilmiştir(80). Vita Enamic ağırlıkça %86, hacimce %75 oranında seramik yapıdan, ağırlıkça %14, hacimce %25 oranında ise polimer yapıdan oluşmaktadır. Seramik kısım ağırlıkça; %58-63 silikon dioksit, %20-23 alüminyum oksit, %9-11 sodyum oksit, %4-6 potasyum oksit, %0.5 - 2 baron trioksit, <%1 zirkonya ve <%1 kalsiyum oksitten meydana gelmektedir(81). Polimer kısım ise UDMA (Üretan dimetakrilat) ve TEGDMA (Trietilen glikol dimetakrilat) materyallerinden oluşur(82). Elastisite modülü dentine benzer ve kırılma dayanımı tam seramiklerden daha yüksektir. Vita Enamic sadece tek diş restorasyonlarında endikedir(83,84). Materyale fırınlama yapılmaz. Işıkla polimerize olan staining ile glazür ajanları mevcuttur. Restorasyona gerektiğinde veneer kompoziti ile ilaveler yapılabilir.

- Shofu Blok



Şekil 2.8: Shofu Blok(85)

Shofu Blok HC (Shofu, Kyoto, Japonya) (Şekil 2.8), yeni nesil hibrit seramiktir. İnorganik yapı ağırlığının %61'inden fazlasını oluşturur. İçerisinde silika tozu, zirkonyum silikat ve mikro kümeli silika bulunmaktadır(86). Bu materyal yüksek elastikiyet ve bükülme dayanımına sahiptir bu nedenle stres absorpsiyonu da yüksektir. Bükülme dayanımı 190 MPa' dan daha fazladır. Işık geçirgenliği iyi ve floresans özelliği vardır. Polisaj işlemi kolaydır ve sürdürülebilir.

Hem anterior hem de posterior restorasyonlarda kullanılabilir. İmplant destekli, inley, onley ve veneer restorasyonlarda kullanımı endikedir.

- Ambarino High Class

Ambarino High Class'ın (Creamed, Marburg, Almanya), ağırlığının %70,1'i inorganik silika doldurucudur, kompozit matriks ise BisGMA, UDMA, butandioldimetakrilattan oluşmaktadır. Doğal dişe benzer aşınma direnciyle karşıt dişi korur ve çiğneme kuvvetlerini absorbe ettiği için bruksizm vakalarında idealdir. 480 MPa' a kadar basma dayanımı vardır. Bu materyal, CAD/CAM teknolojisiyle beraber inley, onley, veneer, tam kron, parsiyel kron ve en fazla üç üyeli köprülerin yapımında kullanılabilir(87).

2.2.2.7. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat Seramikler

Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramikler, CAD/CAM sistemlerinde ilk kullanılan bloklardandır. Lityum silikatla güçlendirilmiş cam seramikler mekanik olarak geliştirilerek zirkonya infiltre lityum silikat (ZLS) seramik bloklar üretilmiştir. Materyallerin kırılma direnci 370-420 MPa arasında değişmektedir(88). ZLS

materyali lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramiklerden; lityum metasilikat ve lityum disilikat kristallerinin daha ince ve materyalin yapısında zirkonyum oksit olması nedeniyle ayrılır. Materyal işlem öncesi prekristalize haldedir ve lityum metasilikat içerir. Bu aşamada freze işlemleri daha kolay yapılabilir. Restorasyon elde edildikten sonra 840 °C’de 8 dakika kristalizasyon fırınlaması yapılır(76).

- Vita Suprinity



Şekil 2.9: Vita Suprinity CAD\CAM Blok(89)

Vita Suprinity (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) (Şekil 2.9) içerisinde; ağırlıkça %8-12 zirkonya, %56-64 silikon dioksit, %15-21 lityum oksit, <%10 pigmentler bulunan ve CAD/CAM sistemleriyle kullanılabilen bir malzemedir. İnley, onley, veneer restorasyonlar ve parsiyel kronlar, anterior veya posterior bölgede tek diş doğal diş üstü veya implant üstü kronların elde edilmesinde kullanılabilir. Yetersiz preperasyon veya fazla preperasyon sonrası kalan diş dokusunun yetersiz kaldığı durumlarda, aşırı çiğneme fonksiyonu ve brüksizmi olan hastalarda kullanılması kontrendikedir(90).

Altyapı ile veneer materyalinin ısısal genleşme katsayısının uyumlu olması stresi en aza indirilir ve bağlantının daha iyi olmasına neden olur. Vita suprinity LS-14 boyutunda T ve HT translüsensi derecelerinde piyasada bulunmaktadır. İnley, onley, parsiyel kron ve laminate veneerlerde HT bloklar tercih edilirken, doğal diş ve implant üstü tam kronlarda T blokların kullanılmasıyla daha estetik sonuçlar elde edilmektedir(91).

Vita Azkent Plus staining ajanı ile veya Vita VM 11 materyaliyle cut-back tekniğine göre estetik düzenlemeler ve bitim işlemi yapılabilir. T bloklarda, staining ve cut-back teknikleri uygulanabilirken, HT bloklarda ise sadece staining

tekniklerinin uygulanması önerilmektedir. Restorasyonlara Al_2O_3 ile kumlama işlemi yapılmamalıdır(92).

- Celtra Duo



Şekil 2.10: Celtra Duo Blok(93)

Celtra Duo (Dentsply DeTrey, Konstanz, Germany) (Şekil 2.10); Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramiklerindendir. Lityum oksit ve silisyum dioksit'e ek olarak yaklaşık %10 zirkonyum dioksit eklenmiştir. Zirkonyum oksit, seramik cam faz içinde, homojen bir şekilde dağılmasıyla, zirkonyum oksitin kristalizasyonu ve opak görüntüsü engellenir. Bu sayede yüksek translüsense sahip bir restorasyon elde edilir(92). %10'luk zirkonyum içeriği bu materyalin mekanik özelliklerini artırır, kolay aşındırmayla birlikte kolay parlatma sağlar ve yüksek saydamlık özelliği kazandırır. Bloklar HT ve LT saydamlık değerlerinde üretilmektedir. Kişiye özel renk efektleri için Celtra renklendirme ve glazür ürünleri kullanılabilir. Fırınlama işlemleri talimatlara göre yapılır. Celtra Duo, glazür fırınlaması sırasında boyutsal değişikliğe uğramamaktadır(94).

2.2.2.8. Monolitik Zirkonyalar



Şekil 2.11: Zirkonya CAD\CAM Blok(95)

Zirkonya esaslı bloklar; %87-95 ZrO_2 , %4-6 Y_2O_3 ve diğer oksitleri içermektedir. Kırılma dayanımları 900-1200 MPa olup, elastiklik modülleri ise yaklaşık 210 GPa'dır Monolitik Zirkonya bloklar (Şekil 2.11), yüksek dayanıklılık ve translusentlik özelliği göstermektedir. İçerdikleri nanopartiküller, porözite içermemesi ve alumina içeriğinin %0,01' e kadar azaltılması ışık geçirgenliğinin artmasına neden olmaktadır(69).

Monolitik zirkonya altyapı materyali olarak kullanılabildiği gibi, üstyapı seramiği olmadan tek parça olarak da kullanılabilir. Monolitik Zirkonya restorasyonlar özellikle çiğneme kuvvetlerinin fazla olduğu, yetersiz oklüzal mesafe ve bruksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıkları olan bireylerde arka bölge kuron protezlerinin yapımında kullanılabilmektedir(94).

2.2.2.9. Kompozitler

Yapısal, fiziksel, biyolojik ve estetik özelliklerinin sağladığı avantajlardan ötürü kompozit reçine esaslı bloklar kullanılarak, daha uzun süreli geçici restorasyonlar elde edilebilmektedir. Ayrıca bruksizmi olan hastalarda karşı dişte daha az aşınmaya sebep olduğu için tek diş kron restorasyonları ve inley onley restorasyonlarının hazırlanmasında kullanılabilmektedirler(78).

2.2.2.10. Polimerler

Uzun süreli geçici restorasyonlarda ve maliyeti çok yüksek seramik bloklardan üretime geçmeden önce marjin adaptasyonundan veya estetik görüntüsünden emin olmak için kullanılmaktadır. Bunun yanında altyapı modelajları ve cerrahi plakların hazırlanmasında da kullanılabilmektedir(96).

2.2.2.11. Metaller

CAD/CAM sistemlerinin gelişmesi ile beraber, özellikle implant üstü restorasyonlarda bar yapımı sırasında veya metal destekli seramik restorasyonlar üretilirken dökümden kaynaklanan büzülme ve pasif uyumu sağlamak için saf titanyum, titanyum alaşımları ve krom-kobalt alaşımlarından üretilmiş bloklar kullanılmaktadır(97).

2.3. Dental Seramiklerde Yüzey Bitirme ve Polisaj İşlemleri

Yüzey bitirme; Restorasyon yüzeyindeki düzensizliklerin kaldırılması ve yüzey pürüzlülüğünün giderilmesi işlemine denir. Polisaj ise; bitirme işlemleri aşamasında oluşan çiziklerin ve yüzey pürüzlülüğünün azaltılması ile düzgün, ışıltı yansıtan, mineye yakın parlak bir yüzey elde etme işlemidir(98). Bitirme ve polisaj işlemleri birbirini takip eden çeşitli basamaklardan oluşmaktadır(99).

Dental restorasyonlara uygun şekilde bitirme ve polisaj işlemlerinin uygulanması hem estetik görünüm hem de ağız sağlığı için çok önemlidir. İyi cilalanmış restorasyonlar, gıda artıkları ve patojenik bakterilerin tutunmasına engeller. Posterior oklüzal kontakt alanlarındaki minenin pürüzlülük değeri $0.64 \mu\text{m}$ ' dir(100). Yapılan restorasyonların da yüzey pürüzlülüğünün bu değere yakın veya altında olması istenir. Bu yüzden bitirme ve polisaj işlemlerinin yapılması önem taşımaktadır.

2.3.1. Aşındırıcı Enstrümanlarla Bitirme ve Polisaj işlemleri

Çoğunlukla küçük partikül boyutlu aşındırıcılar ile yapılan yüzey işlemidir(101). Polisaj materyalleri olarak aşındırıcı lastik uçlar, ince partiküllü diskler ile şeritler ve ince partiküllü polisaj patları kullanılmaktadır.

Dental materyal polisaj aşamaları kaba düzeltme ile konturlama, ara bitirme ve final parlatma olmak üzere üç aşamadan meydana gelir.

Kaba düzeltme ve konturlama: Büyük grenli elmas frez, yivli bitirme frezi ve aşındırıcı bitirme diskleri kullanılarak yüzeyin bitirme işlemine hazır hale getirilmesidir(102).

Ara bitirme: Kaba düzeltme ve konturlama sırasında oluşan çizik ve yüzey kusurlarının kaldırıldığı pürüzlü yüzeyden pürüzsüz yüzeye ilk geçiş yapıldığı aşamadır. $100 \mu\text{m}$ ' den küçük $15-20 \mu\text{m}$ ' den daha büyük olan diskler, bağlı aşındırıcı aletler, ince elmas frezler veya çok yivli bitirme frezleri kullanılır(102).

Final parlatma: Mineye benzer parlaklıkta yüzeyler elde edilerek çiziklerin gözle görülmez hale geldiği aşamadır. Aşındırıcıların boyutları $0.3-20 \mu\text{m}$ arasındadır(103).

Polisaj işlemleri için hazırlanan setler, ağız içi ve dışı olmak üzere ikiye ayrılır. Ağız dışı bitimde ilk olarak kaba bitim için elmas frez, bitirme diski ya da aşındırıcı lastikler kullanılır, lastik polisaj aletleriyle ilk polisaj işlemleri gerçekleştirilir ve en son keçe lastik uçlar veya pamuk fırça ile polisaj patı kullanılarak yüksek parlaklıkta yüzeyler elde edilir(102). Ağız içindeki polisaj ise ağız dışındaki polisaj işlemleriyle aynı sırayla yapılır. Elmas bitirme diskleri, lastik polisaj aletleri ve elmas polisaj patı kullanılır fakat ısı açığa çıkmasını önlemek için sulu çalışılmalıdır(104).

Pöröz bölgeler, yüksek stres konsantrasyonu içerir, kırık başlatma özelliğine sahiptir ve materyalin gerilme, makaslama kuvvetlerine karşı direncini düşürürler(105). Bu yüzden polisaj işlemlerinin, materyalin bükülme dayanıklılığını önemli ölçüde arttırdığı belirtilmiştir(106).

İyi polisaj yapılmış porselen yüzey ile glaze işlemi uygulanmış yüzeyin dayanıklılığının aynı olduğu bildirilmiştir(16). Yüksek seviyede polisaj uygulanmış metal seramik ve alüminöz porselenlerin glaze yapılmış porselenlere oranla daha dirençli olduğu bildirilmiştir(107).

Polisaj işlemlerinde; aşındırıcı ile materyal arasındaki sertlik farkı, aşındırıcının büyüklüğü ve şekli, aşındırma hızı ve basıncı, işlemlerin su soğutması altında yapılması bitim ve polisaja etki eden önemli faktörlerdendir(103).

2.3.2. Glaze işlemi

Glaze işlemi, cilalı bir yüzey sağlamak için glaze tozu ve likitinin karıştırılıp, porselen yüzeyine sürülerek fırınlanması (over glaze) veya porselenin ısıtılarak yüzeyinde doğal glaze tabakası oluşturulması (natural glaze, otoglaze) yöntemleri ile yapılır. 50 µm veya daha kalın bir tabaka uygulandığında, kimyasal dayanıklılıkları yeterli bulunmuştur(108).

Hibrit ve kompozit materyallerinde ise homojen bir yüzey elde etmek için ışıkla sertleşen glaze materyalleri mevcuttur. Optiglaze ajanlar, üreticinin talimatları doğrultusunda, materyal yüzeyine sürülerek, fırınlama gerektirmeden ışıkla polimerize edilir. İntraoral ve ekstraoral olarak kullanılabilir. Yüksek akıcılık özellikleriyle yüzeyden daha içlere ve yüzeydeki mikro çatlaklar ile pörözitelere penetre olarak, elimine edilmesini sağlamaktadır (109).

2.4. Yüzey Pürüzlülüğü

Yüzey pürüzlülüğü; bir materyalin özelliklerine veya üretim şekline bağlı olarak meydana gelen yüzey dokusundaki düzensizliklerdir(110). Yüzey pürüzlülüğü, materyallerin estetik, fonksiyon ve biyolojik uyum gibi özelliklerini etkilemektedir. Yüzey pürüzlülüğü fazla olan dental restoratif materyallerin, estetik kalitesi düşmektedir ve serbest yüzey enerjisi küçülmektedir(111,112). Bu nedenle mikroorganizmaların tutunması ve kolonizasyonu daha kolay olmaktadır(113,114).

Dental restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğü, estetik ve biyolojik uyum dışında mekanik özelliklerini de etkilemektedir. Yapılan çalışmalarda materyalin yüzey pürüzlülüğünün bükülme direncini düşürdüğü(111) ve materyallerin yüzey pürüzlülüğünün artması ile karşı sert dokuları daha kolay aşındırdığı, aşınan yüzeylerde ise renk değişimlerinin arttığı bildirilmiştir(115).

Yüzey pürüzlülüğünün azaltılması için materyallere glaze ve mekanik parlatma işlemleri uygulanmaktadır. Literatürde, parlatma ve glaze işlemlerinin materyallerin direnci üzerine önemli etkisi olduğu belirtilmiştir(116).

2.4.1. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Yöntemleri

2.4.1.1 Mekanik profilometreler

Mekanik profilometreler iki-boyutlu ölçüm yaparak örnek yüzeyinde sabit doğrusal bir mesafede, belirli boyutlarda elmas bir ucun yüzeye temas edip taranması prensibiyle çalışır. Sensor X ekseninde hareket eder ve dikey eksenindeki yükseklik farklarını makinenin dönüştürüm sistemi yardımıyla referans alarak hesaplar. Bu yüzden çalışılan bölgedeki yüzeyin paralelliği ile sensörün eksen dönüştürümü kesinlikle daha dikkatli ayarlanmalıdır(117).

Profilometreyle yüzey pürüzlülüğü analizinde kullanılan başlıca parametreler şunlardır.

Ra: Belirli bir ölçüm mesafesinde ölçülen tüm yüzey pürüzlülüklerinin mutlak toplamının aritmetik ortalamasıdır.

R max: Belirli bir mesafedeki en yüksek tepeyle en derin nokta arasındaki vertikal mesafedir.

Rz: Belirli mesafedeki birbirini izleyen 5 maksimum yükseklik ve derinliğin ortalamaları arasındaki yükseklik farkını belirtmektedir(118).

Mekanik profilometreler ile ölçüm yapılan örnekler herhangi bir ön işlem yapılmadığı için tekrar kullanılabilir.

2.4.1.2 Optik profilometreler

Optik profilometreler ise yüzeye temas etmeden optik ışınlar yardımıyla yüksek çözünürlüğe sahip üç boyutlu ölçümler yapabilmektedir(117). Cihaz yüzey üzerinde belirlenen referans noktaları arasında ölçüm yapar. Yüzey topoğrafisi 3 boyutludur bu nedenle optik profilometreler ile yüzeyin doğal karakteri gösterilebilmektedir(119).

2.4.1.3 Tarayıcı Elektron Mikroskobu (SEM)

SEM, çok ince (10 μm) bir elektron demetinin incelenen yüzey üzerinde bir noktadan bir noktaya art arda hareket etmesiyle çalışır(120). Bir yüzeyin incelenmesinde kullanılan en sık yöntemlerden biri olan SEM ile yüzeyin gri tonlarında görüntüsü elde edilmektedir. Fakat yüzey topoğrafisinin incelenmesinde birtakım sınırlamalara sahiptir ve üç boyutlu yüzey özelliği görüntülenememektedir(119).

2.4.1.4 Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM)

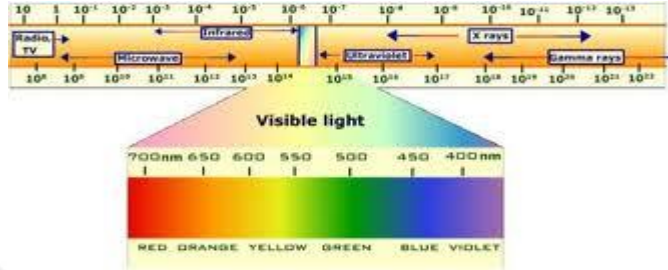
Örnek yüzeyi çok ince bir sivri uç kullanılarak taranır(121). AFM tekniklerinde kullanılan uçlar çoğunlukla 40-60 nm çapındadır ve AFM ucu yüzeyi tararken, uç yüzey ile arasındaki etkileşimi kaydeder. Bu etkileşimler Van der Waals kuvvetleri ve sürtünme kuvvetlerine bağlıdır(122). AFM' nin konvansiyonel tekniklere göre 3 boyutlu ölçüm yapması için herhangi bir işlem gerektirmemesi en önemli avantajıdır. Tarama hızının düşük, örnek sayısının az olması ve andırkatları belirleyememesi ise dezavantajlarıdır(121).

2.5. Diş Hekimliğinde Renk

Renk, cisim ile ışık enerjisinin fiziksel etkileşimiyle gözlemcinin gözlemine bağlı olarak algıladığı psiko-fiziksel bir yanıt olarak tanımlanmaktadır(123). Rengin

algılanması ışığın obje yüzeyinden yansımaları, kırılmaya uğraması ya da emilmesiyle göze ulaşarak sinirlerle beyine aktarılmasıyla gerçekleşmektedir(124). Bu yüzden ışık, obje ve gözlemci rengin algılanmasında temel unsurlardandır(125).

Işık, gözün retinasını etkileyen elektromanyetik ışınlar spektrumunun bir parçasıdır. İnsan gözü 360 ile 780 nm arasında çok küçük bir dalga boyu aralığına hassastır. Buna, görünür ışık spektrumu denmektedir(14). (Şekil 2.12)



Şekil 2.12: Görünür Işık Spektrumu(126)

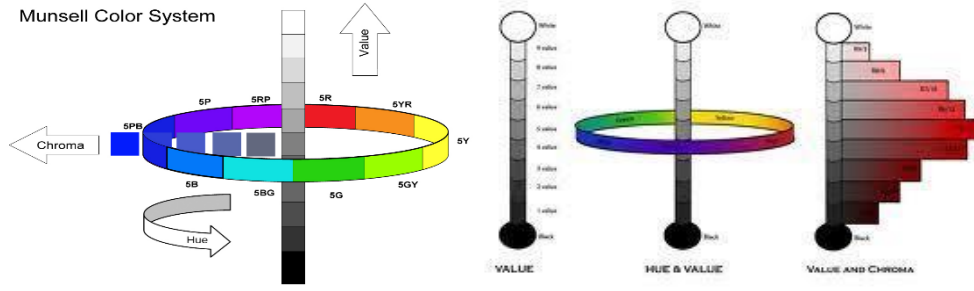
Bir nesnenin rengi, sadece onun yapısını oluşturan renklendirme maddesi ve tonu ile ilgili değil, aynı zamanda nesnenin üzerine gelen ışığı ne kadar yansıttığı ya da kırıdığı ile de ilgilidir. Buna göre obje ışık geçirgenliğine göre saydam (transparan), yarı saydam (translüsant) ve opak olabilir. Diş ile diş destek dokuları yarı saydam özelliktedir(127).

Çevresel faktörler ve aydınlatma şekli de rengin belirlenmesinde etkileyici rol oynamaktadır(128). Belirli bir ışıkta aynı renkte gibi görünen cisimlerin başka ışık altında farklı algılanabilmesine metamerizm denir(129). Bu nedenle renk tespitinin farklı türdeki ışık kaynakları altında tekrarlanması renk uyumsuzluğunun yaşanmaması için çok önemlidir(130,131).

2.5.1. Renk Sistemleri

Yirminci yüzyılın başlarından günümüze kadar renklerin ölçülebilmesi için geliştirilmiş birçok farklı sistem bulunmaktadır. Munsell ve Uluslararası Aydınlatma Komisyonu [Commission Internationale de Liéclaire (CIE)] L*a*b* renk sistemleri geliştirilme prensipleri, deneyimsel teknik, nitelikleri açısından üzerinde en fazla durulan ve en çok kullanılan sistemlerdendir(110,130).

2.5.1.1. Munsell Renk Sistemi



Şekil 2.13: Munsel Renk Sistemi (132)

1905’ te Albert H. Munsell tarafından geliştirilen bir sistemdir. Munsell renk sisteminde örneklerin üç boyutlu olarak yerleştirilmesinde rengin hue, value ve kroma özelliği kullanılmaktadır(110) (Şekil 2.13).

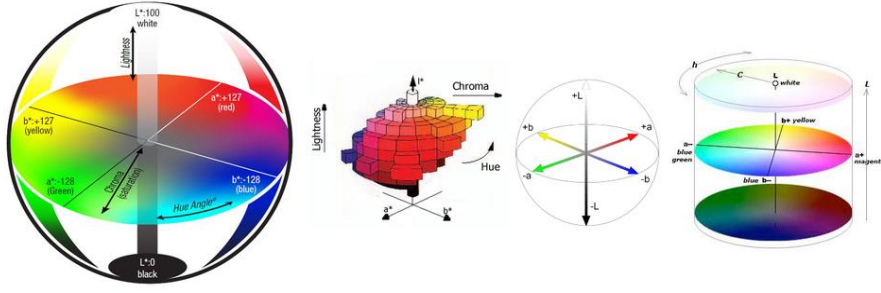
Hue: Rengin tonu olan ‘hue’ kırmızı, yeşil gibi rengin ana adıdır. Munsell renk sisteminde saat yönünde 5 ana renk sıralanmıştır. Bunlar kırmızı, sarı, yeşil, mavi ve mordur. Ayrıca bu ana renklerin birleşiminden oluşan 5 adet de ara renk bulunur. Bunlar; sarı-kırmızı, yeşil-sarı, mavi-yeşil, mor-mavi ve kırmızı-mordur(110,133).

Value: Rengin açıklık, koyuluk ya da parlaklık, matlık derecesini gösterir. Bir cismin parlaklığı, cisim üzerinden yansıyan ışık miktarıyla doğru orantılıdır. Munsell renk sisteminde value değerleri 0’dan 10’a kadar derecelendirilmiştir. Sistemin en altında siyah, en üstünde ise beyaz renk bulunmaktadır ve saf beyaz 10, saf siyah ise 0 olarak belirlenmiştir. Doğal dışların value değerleri ise 4-8 arasında değişmektedir(110,133).

Kroma: Bir rengin doygunluğunu, yoğunluğunu ve saflığını ifade eder. Munsell tarafından kuvvetli ve zayıf bir rengi birbirinden ayıran özellik olarak bildirilmiştir.

Munsell renk sisteminde renklerin dizilimini; dikey ekseninde value, dikey eksenin her basamağının etrafında yatay olarak hue, kroma ise eksenenden dışa doğru uzanan bir küre olacak şekilde göstermiştir(134,135)

2.5.1.2 CIE L*a*b* Renk Sistemi



Şekil 2.14: CIE LAB Renk Sistemi(136)

CIE tarafından, 1976'da piyasaya sürülen sistem, standart bir gözlemci tarafından insan gözünün renge verdiği psiko-fiziksel cevabın koordinat değerlerinin hesaplanması ile geliştirilmiştir. CIE L*a*b* (şekil 2.14) renk sisteminde Munsell renk sisteminde olduğu gibi renk üç koordinatta araştırılır ve tüm renkler bu koordinatların meydana getirdiği eksenlerin kesiştiği merkez etrafında bulunan bir küre üzerinde yer alır. CIE L*a*b* sisteminde renklerin L*, a* ve b* koordinatlarına göre dağılımları lineerdir ve farklı renkler arasındaki mesafeler eşittir. Bu nedenle dış hekimliği araştırmalarında ve literatürde en sık kullanılan renk sistemidir(110,125).

CIE L*a*b* sisteminde L*, Munsell sistemindeki value değerine karşılık gelir ve rengin açıklık, koyuluk ya da siyah-beyaz özelliğini gösterir. L* parametreleri dikey eksende yer almaktadır. Açık renkler L* ekseninde yukarda ve yüksek değerlere sahipken koyu renkler dikey eksenin daha altında ve daha düşük değerlere sahiptir. Saf siyahın L* değeri 0, saf beyazın L* değeri ise 100'dür.

a* ve b* değeri, Munsell sistemindeki Hue ve Chroma değerlerine karşılık gelir. a* parametreleri yatay eksende yer almaktadır. Bir objenin kırmızı (+) ile yeşil (-) arasındaki kroma koordinatlarını gösterir ve değeri arttıkça renk kırmızıya doğru azaldıkça ise yeşile doğru kayar. b* parametreleri de objenin sarı (+) ile mavi (-) arasındaki koordinatlarını gösterir. b* değeri arttıkça renk sarıya doğru azaldıkça ise maviye doğru kayar(110,125).

CIE L*a*b* renk sisteminde, renk farklılıkları algılayıcı tarafından daha kolay fark edilir ve klinik olarak anlamlılık gösterir. Ayrıca CIE L*a*b* renk sistemi, standardizasyon sağlayarak insan görsel algılamasındaki çeşitlilikleri elimine eder ve

CIE L*a*b* renk sisteminde iki renk arasındaki farklılıklar matematiksel olarak hesaplanabilir. İki renk arasındaki renk farklılığı ΔE^* olarak ifade edilir(125).

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

ΔE formülünde bulunan L_1^* , a_1^* ve b_1^* ilk ölçüm değerleri iken, L_2^* , a_2^* ve b_2^* ise ikinci ölçüm değerleridir. Bu değerinin sıfır olması iki renk arasında farklılık olmadığı, ΔE^* değerinin sıfırdan farklı değerde olması ise renk farklılığı olduğu anlamına gelir. ΔE^* değeri arttıkça, renk farklılığı da artarak gözle algılanabilmeye başlar. O' Brien renk değişiminin 3.5 ΔE^* birime kadar klinik olarak kabul edilebilir olduğunu belirtmişlerdir. Klinik renk değişim tolerans değerleri ise aşağıdaki tabloda gösterilmektedir(103) (Tablo 2.1).

Tablo 2.1: Klinik Renk Değişim Tolerans Değerleri Tablosu

Klinik renk eşleşmesi tolerans değerleri	
Renk farkı (ΔE)	Klinik renk durumu
0-0,5	Kusursuz
0,5-1	Mükemmel
1-2	İyi
2-3,5	Klinik olarak kabul edilebilir
>3,5	Klinik olarak kabul edilemez

2.5.2. Renk Ölçüm Yöntemleri

Günümüze kadar diş rengini belirlemek için birçok farklı sistem geliştirilmiştir. Bunlar, görsel renk seçimi ve dijital sistemlerin kullanımı olmak üzere iki ana gruba ayrılır(137).

2.5.2.1. Görsel Renk Ölçümü

Diş hekimliğinde en sık kullanılan yöntemdir. Diş rengi, renk skalaları yardımıyla aynı ışık kaynağı altında subjektif olarak belirlenir(138). Ancak skalalardaki renkler doğal diş renginin hepsini kapsamamaktadır. Bu yüzden hasta ya da hekimin istediği rengi bulmak her zaman çok kolay olmayabilir(135).

Renk seçimi diş preparasyonundan önce yapılmalıdır. Çünkü preparasyon sırasında dişler dehidrate olabilir ve renk değiştirebilir. Hastanın ruju renk seçimini

etkileyebilmektedir. Renk seçimi yapılmadan önce dişler temizlenmeli ve lekeler çıkarılmalıdır. Hekim, hasta ile ışık kaynağı arasında yer almalı ve hasta dik oturmalıdır. Retinadaki konların yorulmasını engellemek için renk seçimi 5 saniyeyi geçmemelidir(139).

2.5.2.2. Dijital Renk Ölçümü

Görsel renk ölçümünde kişiler arasında farklılıkların olması ve rengin belirlenmesindeki standardizasyon eksiklikleri renk ölçümünün cihazlar kullanılarak yapılmasını gündeme getirmiştir(140). Dijital renk ölçümü kolorimetreler, spektoradyometreler, spektrofotometreler ve dijital fotoğraf makineleri kullanılarak yapılmaktadır. Bu cihazların kullanımı ile daha objektif, rakamsal olarak ifade edilebilir ve hızlı ölçümler yapılabilir. Bu yüzden görsel renk ölçümünden daha avantajlıdır(138).

A. Kolorimetreler

Kolorimetreler gözdeki renk reseptörlerini taklit eden renk filtreleri sayesinde herhangi bir matematiksel işlem yapılmaksızın renk koordinatlarını verebilen cihazlardır. Objeden yansıyan ışınların bu filtrelerden geçirilerek renk ölçümü yapılabilir(138). Bu cihazlar üç uyaranlı x, y, z ya da CIE L*, a*, b* değerlerini gösterirler(141). Bu değerler matematiksel olarak analiz edilerek farklı objelerin renk parametreleri karşılaştırılabilir(142).

Kolorimetreler, spektoradyometre ve spektrofotometrelere göre daha küçüktür. Bu yüzden kullanımı daha kolaydır ve ayrıca maliyeti daha azdır. Dezavantajları ise, kolorimetreler düz yüzeylerde renk ölçümü yapmak için tasarlanmıştır. Fakat diş yüzeyi düz olmadığı için problemlerin yaşanması, metamerizmi değerlendirebilmek için kullanılmamaları ve kolorimetrelerde, kullanılan filtrelerin kısa sürede eskimesidir(143).

B. Spektoradyometreler

Spektoradyometreler rengin radyometrik değerlerinin ölçümü için tasarlanmıştır. Bu cihazda insan gözüne benzer biçimde nesneye temas edilmeden renk ölçümü yapılmaktadır. Rengi belirlemek için, aydınlatma kaynağı

kullanılmaktadır. Ölçüm sonuçlarını gerçek görüş şartlarında yapabilmektedir. Ancak ölçüm açısındaki küçük değişiklikler sonuçlarda büyük hatalara neden olmaktadır ve kullanım hassasiyeti gerektirmektedir(110).

C. Spektrofotometreler

Spektrofotometreler rengin ölçülmesinde en çok kullanılan cihazlardır. Çalışma prensibi temel olarak, rengi ölçülecek objeden ve standart beyaz zeminden yansıyan ışığı görülebilir spektrumda 1-25 nm aralıklarla ölçmektir(144).Güneş, ampul ve floresan gibi farklı ışık kaynakları altında farklı ölçüm değerleri verebilmektedir. Bu nedenle metamerizmi ayırt edebilmek için kullanılabilirler. Spektrofotometreler daha profesyonel alanlarda, bilimsel çalışmalarda, kalite kontrolünde ve rengin anlatılmasında kullanılmaktadırlar(123,145).

Diş hekimliğinde ise spektrofotometre cihazları; tam protez dişlerinin, porselen restorasyonların, restoratif rezinlerin, dental materyallerin renklerinin sayısal değerlerini ve renkli iki cismin arasındaki renk farkını bulmak amacı ile kullanılmaktadır(145).

D. Dijital Kameralar

Dijital kameraların renk ölçümünde kullanılması son yıllarda giderek popüler hale gelmiştir. Renk tek bir noktadan değil tüm yüzeyden alınır(146). Klinikte çekilen fotoğraf görüntülerinin, kameranın bağlı olduğu bilgisayarda analiz edilmesiyle gerçekleştirilir. Tüm renkleri içeren bir görüntü elde etmek için filtreler kullanılır. Objenin görüntüsü dijital bir kamerayla alındıktan sonra, kameranın bağlı olduğu bilgisayar ile bu değerleri CIE L*a*b* cinsinden ifade etmektedir. Sistem; dijital kamera, bağlı olduğu bilgisayar, görüntüyü yakalayan bir sürücü, bilgisayar programı ve renk sensöründen oluşmaktadır(147).

Hekim ve teknisyenin ayrı olduğu durumlarda dijital fotoğrafların kullanımı, hekim ve teknisyenin iletişimini kolaylaştırmaktadır(148).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

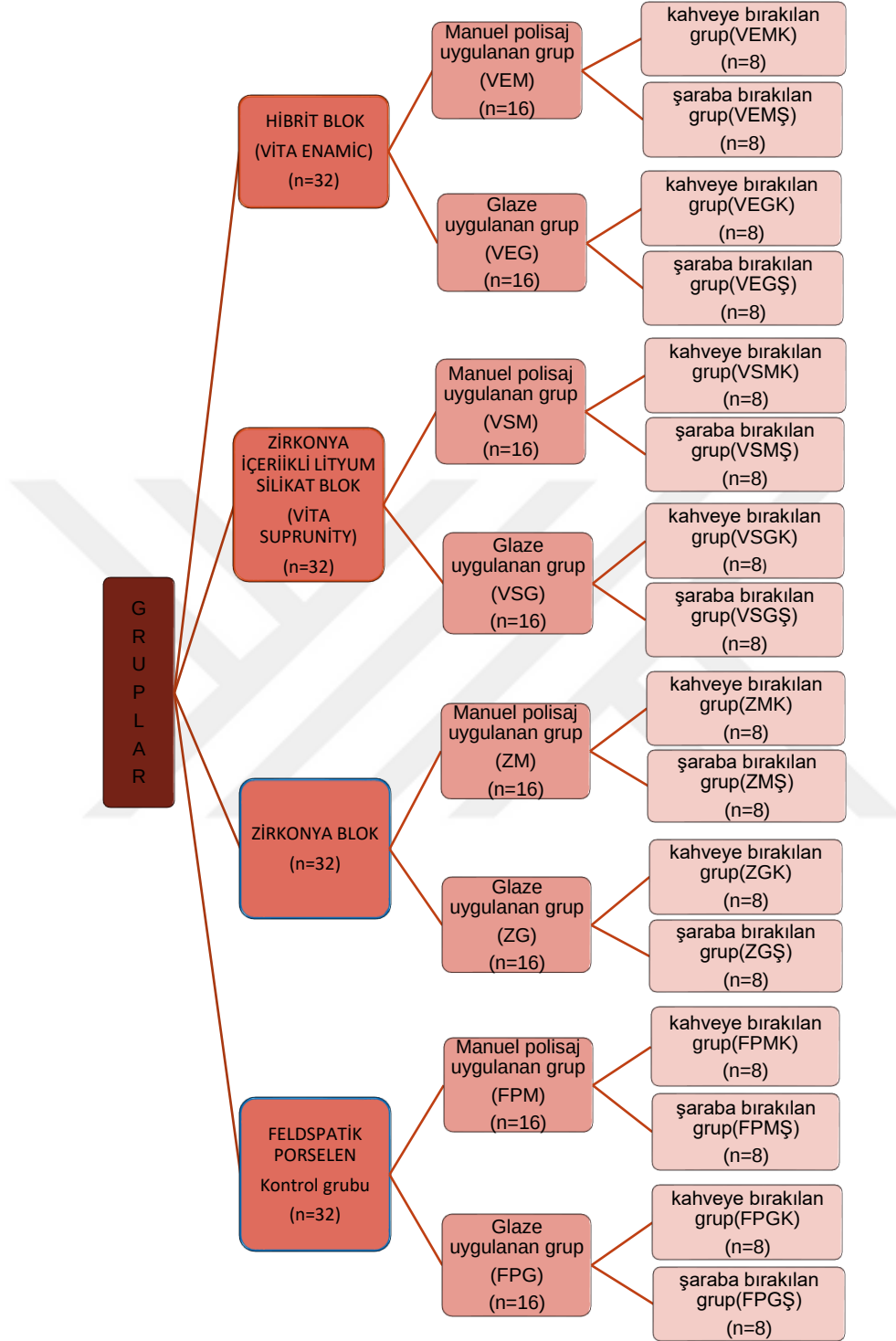
Çalışmamız Cumhuriyet Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanlığı'na başvurularak, 2020-02/08 karar no' lu ve 19.02.2020 tarihli izinler alınarak C.Ü. Bilimsel Araştırma Proje desteği ile C.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi, C. Ü. İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi, C.Ü. Nanofotonik Uygulama ve Araştırma Merkezi ve Erciyes Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Tekstil Bölümü Araştırma Laboratuvarlarında yapılmıştır.

Çalışmamızda farklı yüzey bitirme işlemleri uygulanan CAD-CAM blokların farklı içeceklere bırakılmasından sonraki renk ve yüzey değişimleri incelendi. 4 farklı materyal, 2 farklı yüzey bitirme işlemi (manuel polisaj, glaze) ve 2 farklı içecek (şarap, kahve) olmak üzere toplam 16 adet alt grup oluşturuldu ve her grupta 8'er tane olmak üzere toplam 128 adet örnek elde edildi (Şekil 3.1). Çalışmada, Vita Enamic blok ve Vita Suprinity blok için 2M2-HT, Upcera marka Zirkonyum blok için A2-ST ve Ceramco marka Feldspatik porselen için A2-mine renkleri tercih edildi (Tablo 3.1). Tüm örnekler eşit kalınlık ve çapta (3mm kalınlık, 7 mm çap) olacak şekilde hazırlandı. Her bir materyalden hazırlanan örnekler, kenarları düzgün hale getirildikten ve yüzeyleri farklı numaralardaki silikon karbit aşındırma kağıtları ile standardize edildikten sonra, rastgele seçilerek deney grupları oluşturuldu. 1. grup örneklerle manuel polisaj işlemi, 2. grup örneklerle ise glaze işlemi uygulandı. Örneklerin renk değerleri reflektans spektrofotometre, yüzey pürüzlülüğü değerleri ise optik profilometre cihazı ile ölçüldü ve taramalı elektron mikroskobu (SEM) görüntüleri alındı. Ardından şarap ile kahveye bırakılan örneklerin 14 gün sonunda ikinci ölçümleri yapıldı ve elde edilen veriler istatistiksel olarak değerlendirildi.

Tablo 3.1: Çalışmada Kullanılan Restoratif Materyaller

Marka	Materyalin tipi	Renk	Üretici firma
Vita Enamic	Polimer infiltre seramik ağ	2M2-HT	Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya
Vita Suprinity	Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik	2M2-HT	Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya
Upcera	Zirkonya blok	A2-ST	Liaoning, China
Ceramco	Feldspatik porselen	A2- mine	Hanau-Wolfgang Almanya

Çalışmada kullanacağımız örneklerin dağılımı Şekil 3.1’ de verilmiştir



Şekil 3.1: Örneklerin Dağılımı

3.1. Örneklerin Hazırlanması

3.1.1. Feldspatik Porselen Örneklerin Hazırlanması

Feldspatik porselen konvansiyonel yöntemle (el işçiliği) hazırlandı. Materyalin fırınlanma esnasında büzülmesi göz önüne alınarak hazırlanan büyüklükte yuvaları olan levhalar oluşturuldu ve levhaların hareket etmesini engelleyen, dört adet pimi olan bir tabla hazırlanarak metal kalıp elde edildi (Şekil 3.2).



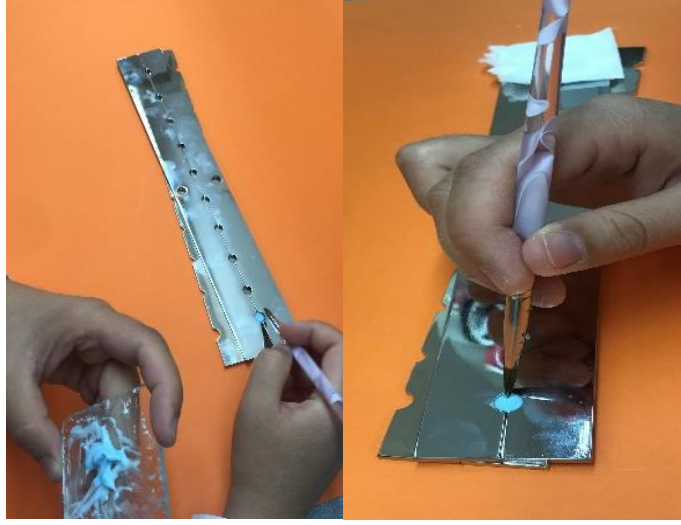
Şekil 3. 2: Feldspatik Porselenin Hazırlanacağı Metal Kalıp

Feldspatik porselenler, üretici firma talimatları doğrultusunda uygun miktar porselen tozu (Ceramco Hanau, Almanya) ve likitin (GC, Tokyo, Japonya) (Şekil 3.3) temiz bir cam üzerinde homojen bir yapı oluşuncaya kadar karıştırılmasıyla elde edildi.



Şekil 3. 3: Feldspatik Porselen Toz ve Likiti

Daha sonra metal kalıplara temiz bir fırça yardımıyla hava boşluğu kalmayacak şekilde yerleştirildi (Şekil 3.4). Yüzeydeki fazla likit, emici kağıt kullanılarak uzaklaştırıldı. Vibrasyon yapılarak porselende pörözite oluşması engellendi.

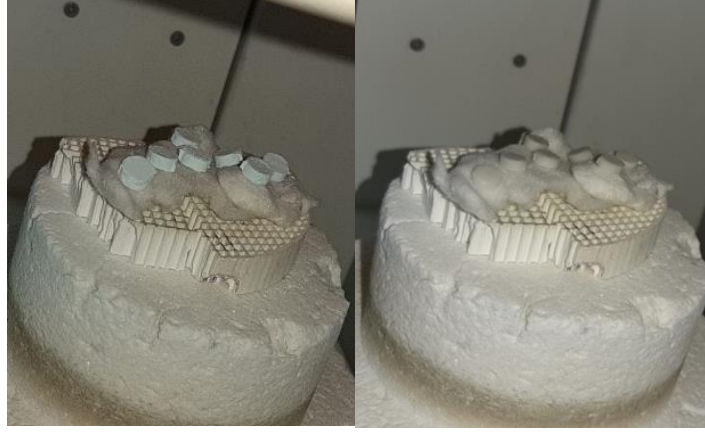


Şekil 3. 4: Feldspatik Porselenlerin Hazırlanması

Feldspatik porselenler, porselen fırınında (TDSS p 200, Türkiye) (Şekil 3.5) üretici firma tarafından belirtildiği gibi; 600°C’de 8 dakika kurutuldu. Akabinde vakum işlemi başlatıldı. Tüm fırınlama prosedürü dakikada 55°C sıcaklık artışıyla 940°C sıcaklıkta sonlandırıldı ve 3mm kalınlık, 7mm çapında 32 örnek elde edildi. Örneklerin kenar kısımlarında kalan çentikler porselen frezi ile düzeltilerek, yüzeyleri düzgün hale getirildi.



Şekil 3. 5: TDSS p 200 Porselen Fırını



Şekil 3. 6: Fırınlanma Öncesi ve Sonrası Feldspatik Porselen

Örnek yüzeylerinin standardizasyonu için su soğutması altında sırasıyla 600, 800, 1000, 1200 grit silikon karbit zımpara kağıtları kullanıldı. Son olarak, tüm örnekler ultrasonik temizleyicide (General Home, ÇİN) (şekil 3.7) distile su ile 10 dakika temizlenerek hava spreyi ile kurulandı.



Şekil 3. 7: Örneklerin Ultrasonik Temizleyicide Temizlenmesi

Daha sonra hazırlanan 32 örnekten rastgele seçilen 16'sına manuel polisaj, diğer 16'sına ise glaze işlemi uygulandı.

Manuel polisaj işlemleri laboratuvar pratiğinde kullanılan polisaj kitleriyle (Diapol EVE, Almanya) gerçekleştirildi (Şekil 3.8). Tüm işlemler üretici firmanın talimatları doğrultusunda, gren boyutu sıralamasına göre aynı klinisyen tarafından, elektrikli mikromotor vasıtasıyla ve minimal basınç uygulanarak (max. 15,000 rpm) gerçekleştirildi. Her bir enstürman 60 saniye süreyle kullanıldı. İşlemler öncesi aşındırıcıların partikül boyutları detaylı olarak incelendi ve gerekli görüldüğünde

enstrümanlar yenilendi. Manuel polisaj işlemleri tamamlanan örnekler (Şekil3,9), ultrasonik temizleyicide tekrar 10 dakika süreyle temizlendi.



Şekil 3. 8: Kullanılan Polisaj Kiti



Şekil 3. 9: Manuel Polisaj Uygulanmış Feldspatik Porselen Örnekler

Glaze işlemi ise örneklerin yüzeylerine firmanın önerdiği prosedür doğrultusunda, uygun miktar glaze tozu (Vita Akzent Plus Glaze Powder, Vita Zahnfabrik, Almanya) ve likiti (Vita Akzent Plus Glaze Fluid, Vita Zahnfabrik, Almanya) (Şekil 3.10) karıştırılarak, temiz bir fırça yardımıyla uygulandı.



Şekil 3. 10: Uygulanan Glaze Ajanları

Ardından porselen fırınında (TDSS p 200, Türkiye) 600°C sıcaklıkta vakum başlatılıp 6 dakika vakumlu ortamda pişirilip 920 °C ulaşmasıyla glaze işlemi gerçekleştirildi (Şekil 3.11).



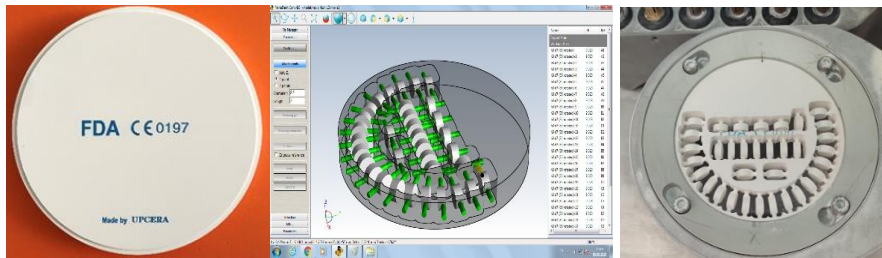
Şekil 3. 11: Glaze İşlemi Gerçekleştirilmiş Feldspatik Porselen Örnekler

3.1.2. Monolitik Zirkonya Örneklerin Hazırlanması

Monolitik Zirkonya (Upcera, Çin) bloğundan Yenamak (Yenadent Ltd, İstanbul, Türkiye) CAD/CAM cihazında (Şekil 3.12) su soğutması altında 7 mm çap, 3 mm kalınlık olacak şekilde 32 örnek hazırlandı (Şekil 3.13). CAD/CAM sisteminde kazıması yapılan örnekler, üretici firmanın verdiği direktif doğrultusunda sinterizasyon işlemine tabi tutuldu.



Şekil 3. 12: Yenamak CAD/CAM Sistemi



Şekil 3. 13: Monolitik Zirkonya Örneklerin Hazırlanması

Sinterleme işlemi, sinter cihazı (Protherm Furnaces, Ankara, Türkiye) (Şekil 3.14) ile; oda sıcaklığında başlayıp dakikada 10°C arttırılarak fırın ısısı 1550°C'ye

ulaşıp örnekler bu sıcaklıkta 2 saat kaldıktan sonra, fırın ısısı dakikada 10°C azaltılarak tekrar oda sıcaklığına düşürülmesiyle gerçekleştirildi (şekil 3.15).



Şekil 3. 14: Sinter Cihazı



Şekil 3. 15: Örneklerin Sinterlenmesi

Daha sonra örneklerin kenar kısımlarında kalan çentikler porselen frezi ile düzeltilerek, yüzeyleri düzgün hale getirildi. Örnek yüzeylerinin standardizasyonu için su soğutması altında sırasıyla 600, 800, 1000, 1200 grit silikon karbit zımpara kağıtları kullanıldı. Son olarak, tüm örnekler 10 dakika süreyle ultrasonik temizleyicide distile su ile temizlendi.

Hazırlanan 32 örnekten rastgele seçilen 16'sına manuel polisaj, diğer 16'sına ise glaze işlemi uygulandı.

Manuel polisaj işlemi üretici firmanın önerdiği ve laboratuvar pratiğinde kullanılan polisaj kitleriyle (Diapol EVE, Almanya) gerçekleştirildi (Şekil 3.16). Tüm işlemler aynı klinisyen tarafından, elektrikli mikromotor vasıtasıyla ve minimal basınç uygulanarak (max. 15,000 rpm) gerçekleştirildi. Her bir enstürman 60 saniye süreyle kullanıldı. İşlemler öncesi aşındırıcıların partikül boyutları detaylı olarak incelendi ve

gerekli görüldüğünde enstrümanlar yenilendi. Manuel polisaj işlemleri tamamlanan örnekler (Şekil 3. 17), ultrasonik temizleyicide tekrar 10 dakika süreyle temizlendi.



Şekil 3. 16: Polisaj Lastiklerinin Kullanılması



Şekil 3. 17: Manuel Polisaj Uygulanmış Monolitik Zirkonya Örnekler

Glaze prosedürü ise; örneklerin yüzeylerine firmanın önerdiği prosedür doğrultusunda, uygun miktar glaze tozu ve likiti (Kuraray Noritake, Japonya) karıştırılarak, temiz bir fırça yardımıyla uygulandı (Şekil 3.18).



Şekil 3. 18: Örneklerle Uygulanan Glaze Ajanları ve Örnek Yüzeylerine Uygulanması

Ardından porselen fırınında (Vita Vacumat 2500, Almanya) (Şekil 3.19) 5 dakikalık kurutma işlemi sonrasında, vakum (72cm/Hg) altında 500°C sıcaklıkta başlatılıp dakikada 76°C arttırılarak sıcaklığın 925 °C'ye ulaşmasıyla glaze işlemi gerçekleştirildi (Şekil 3. 20).



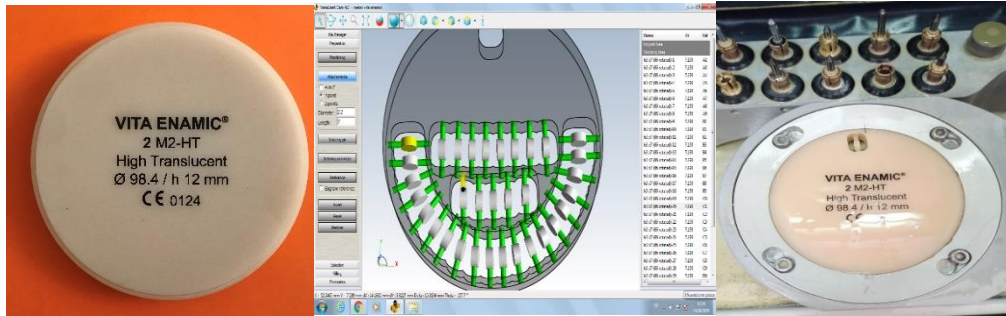
Şekil 3. 19: Vita Vacumat 2500 porselen fırını



Şekil 3. 20: Glaze İşlemi Uygulanmış Monolitik Zirkonya Örnekler

3.1.3.Vita Enamic Örneklerin Hazırlanması

Vita Enamic blogundan Yenamak (Yenadent Ltd, İstanbul, Türkiye) CAD/CAM cihazında su soğutması altında 7 mm çap, 3 mm kalınlık olacak şekilde 32 örnek hazırlandı (Şekil 3.21).



Şekil 3. 21: Vita Enamic Örneklerin Hazırlanması

Daha sonra örneklerin kenar kısımlarında kalan çentikler porselen frezi ile düzeltilerek, yüzeyleri düzgün hale getirildi. Örnek yüzeylerinin standardizasyonu için su soğutması altında sırasıyla 600, 800, 1000, 1200 grit silikon karbit zımpara kağıtları kullanıldı. Son olarak, tüm örnekler 10 dakika süreyle ultrasonik temizleyicide distile su ile temizlendi.

Hazırlanan 32 örnekten rastgele 16'sına manuel polisaj, diğer 16'sına ise optiglaze uygulandı.

Manuel polisaj işlemleri için laboratuvar polisaj seti (Vita Enamic polishing Set technical, Almanya) kullanıldı (Şekil 3.22). İlk olarak birinci adım frezleri ön cila işlemi için üretici firmanın talimatları doğrultusunda önerilen devirlerde fazla basınç uygulamadan kullanıldı, daha sonra yüksek parlaklık için ise 2. adım frezlerine geçildi ve pürüzsüz bir yüzey elde edilmesi sağlandı. Tüm işlemler aynı klinisyen tarafından, elektrikli mikromotor vasıtasıyla ve minimal basınç uygulanarak (max. 15,000 rpm) gerçekleştirildi. Her bir enstrüman 60 saniye süreyle kullanıldı. İşlemler öncesi aşındırıcıların partikül boyutları detaylı olarak incelendi ve gerekli görüldüğünde enstrümanlar yenilendi. Manuel polisaj işlemleri tamamlanan örnekler (Şekil 3. 23), ultrasonik temizleyicide tekrar 10 dakika süreyle temizlendi.

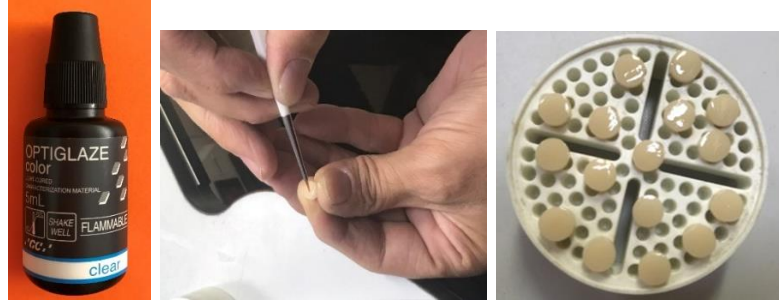


Şekil 3. 22: Vita Enamic Laboratuvar Polisaj Seti



Şekil 3. 23: Manul Polisaj Uygulanmış Vita Enamic Örnekler

Optiglaze işlemi ise üreticinin talimatları doğrultusunda, temiz örnek yüzeylerine, glaze materyali (Optiglaze Color, GC, Tokyo, Japonya), fırça yardımıyla tüm yüzeye tek kat olarak sürüldü (Şekil 3.24).



Şekil 3. 24: Optiglaze Materyali ve Glaze Materyalinin Yüzeye Uygulanması

Son olarak, glaze materyali dental laboratuvar ışıkla sertleştirme cihazı (Shofu Solidilite V, Kyoto, Japonya) (Şekil 3.25) ile polimerize edildi (Şekil 3.26).



Şekil 3. 25: Shofu Solidilite V dental laboratuvar ışıkla sertleştirme cihaz



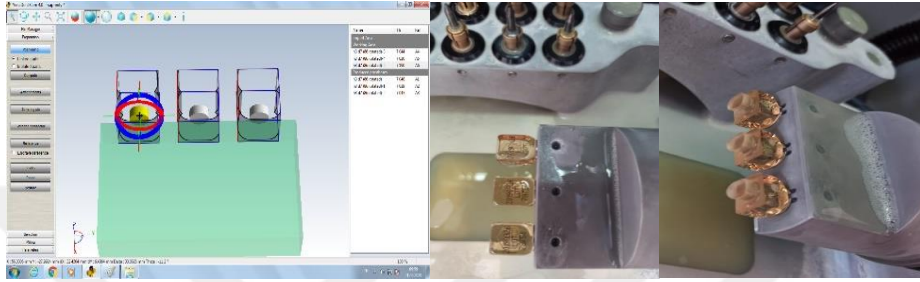
Şekil 3. 26: Glaze İşlemi Uygulanmış Vita Enamic Örnekler

3.1.4. Vita Suprinity Örneklerin Hazırlanması

Vita Suprinity bloğundan (Şekil 3.27) hazırlanan örnekler, prekristalize durumda iken, Yenamak (Yenadent Ltd, İstanbul, Türkiye) CAD/CAM cihazında su soğutması altında 7 mm çap, 3 mm kalınlık olacak şekilde 32 örnek hazırlandı (Şekil 3.28).



Şekil 3. 27: Vita Suprinity Bloklar



Şekil 3. 28: Vita Suprinity Örneklerin Hazırlanması

Daha sonra örneklerin kenar kısımlarında kalan çentikler porselen frezi ile düzeltilerek, yüzeyleri düzgün hale getirildi. Örnek yüzeylerinin standardizasyonu için su soğutması altında sırasıyla 600, 800, 1000, 1200 grit silikon karbit zımpara kağıtları kullanıldı. Son olarak, tüm örnekler 10 dakika süreyle ultrasonik temizleyicide distile su ile temizlendi.

Hazırlanan 32 örnekten rastgele 16'sına manuel polisaj, diğer 16'sına ise glaze işlemi uygulandı.

Manuel polisaj işlemleri için, laboratuvar polisaj seti (Vita Suprinity polishing Set technical, Almanya) seçildi (Şekil 3.29). İlk olarak birinci adım frezleri ön cila işlemi için üretici firmanın talimatları doğrultusunda önerilen devirlerde fazla basınç uygulamadan kullanıldı daha sonra yüksek parlaklık için ise 2. adım frezlerine geçildi ve pürüzsüz bir yüzey elde edilmesi sağlandı. Tüm işlemler aynı klinisyen tarafından, elektrikli mikromotor vasıtasıyla ve lokal ısı artışlarını önlemek için minimal basınç uygulanarak (max. 15,000 rpm) gerçekleştirildi. Her bir enstrüman 60 saniye süreyle kullanıldı. İşlemler öncesi aşındırıcıların partikül boyutları detaylı olarak incelendi ve gerekli görüldüğünde enstrümanlar yenilendi. Manuel polisaj işlemleri tamamlanan örnekler (Şekil 3. 30), ultrasonik temizleyicide tekrar 10 dk süreyle temizlendi.



Şekil 3. 29: Vita Suprinity Laboratuvar Polisaj Seti



Şekil 3. 30: Manuel Polisaj Uygulanmış Vita Suprinity Örnekler

Ardından üretici firma talimatları doğrultusunda (Tablo 3.2), tüm örnekler porselen fırınında (Ivoclar Programat EP5010, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) kristalizasyon işlemleri gerçekleştirildi (Şekil 3.31).

Tablo 3. 2: Vita Suprinity Materyali İçin Kristalizasyon Programı

T(°C)	S(dk)	T↑(°C/dk)	T2 (°C)	H↔(dk)
400	8	55	845	8



Şekil 3. 31: Vita Suprinity Örneklerin Kristalizasyonu

Glaze işlemi ise kristalizasyonu tamamlanmış olan örneklerin yüzeylerine firmanın önerdiği prosedür doğrultusunda, uygun miktar glaze tozu (Vita Akzent Plus

Glaze LT, Vita Zahnfabrik, Almanya) ve likiti (Vita Akzent Plus Powder Fluid, Vita Zahnfabrik, Almanya) karıştırılarak, temiz bir fırça yardımıyla uygulandı. Ardından porselen fırınında (Ivoclar Programat EP5010, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) glaze fırınlaması gerçekleştirildi (Şekil 3.32) (Tablo 3.3).

Tablo 3. 3: Vita Suprinity Materyali İçin Glaze Programı

T(°C)	S(dk)	T↑(°C/dk)	T2 (°C)	H↔(dk)
400	4	80	780	1



Şekil 3. 32: Glaze Materyalinin Yüze Uygulanması ve Fırınlanması



Şekil 3. 33: Glaze İşlemi Uygulanmış Vita Suprinity Örnekler

3.2. Örnek Kalınlıklarının Kontrolü

Örnekler hazırlandıktan sonra, final kalınlıkları dijital kumpas yardımıyla ölçüldü (Şekil 3.34).



Şekil 3. 34: Yüzey İşlemleri Sonrası Örnek Kalınlığı Kontrolü

3.3. Örneklerin Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçülmesi

Yüzey işlemleri tamamlanan örneklerin, yüzey pürüzlülük değerlerinin incelenmesi amacıyla Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Nanofotonik Uygulama ve Araştırma Merkezi'nde bulunan Optik Profilometre cihazı (Phaze View / Zee Scope, France) kullanıldı (Şekil 3.35).



Şekil 3. 35: Phaze View / Zee Scope Optik Profilometre cihazı

3D yüzey topoğrafları 500x500 μm kesit (Cut-Off) alınarak 40X büyütme altında incelendi. Örneklerin merkezine yakın 250 μm ölçüm uzunluğu boyunca her bir örnekten 3 paralel ölçüm yapıp, elde edilen verilerin (R_a) ortalamaları alınarak ortalama yüzey pürüzlülüğü (R_a) değerleri hesaplandı.

3.4. Örneklerin Renk Ölçümlerinin Yapılması

Örneklerin renk analizi, Erciyes Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Tekstil Bölümü Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan spektrofotometre (Konica Minolta Spectrophotometer CM 3600d, Tokyo, Japonya) cihazı (Şekil 3.36) kullanılarak reflektans ölçümü ile gerçekleştirildi.



Şekil 3. 36. Konica Minolta Spectrophotometer CM-3600d Cihazı

Tablo 3. 4: Konica Minolta Spectrophotometer CM-3600d Cihazının Teknik Özellikleri

Aydınlatma/Gözlem sistem	Yansıma d/8° (aynı anda SCI+SCE ölçümü olanağı) CIE, ISO, ASTM, DIN ve JIS standartlarına uygundur.
Küre boyutu	Ø52mm
Işık algılama sistemi	Silikon fotodiyod dizisi (40 çift elemanlı)
Tayf ayırma sistemi	Dereceli kırma sistemi
Dalga boyu menzili ve adımı	360nm-740nm aralığında 10nm adımlarla
Yarım dalga boyu genişliği	Yaklaşık 10nm.
Yansıma menzili	Menzili 0-200%, Hassasiyet: %0.01
Işık kaynağı	2 adet ani çakmalı xenon lamba
UV (ultraviole) ayarı	Sayısal ayar sistemi
UV kesim filtresi	400nm + 420nm (iki tip)
Ölçüm/aydınlatma alanı	Büyük göz (LAV): Ø25.4 mm/Ø30 mm Büyük göz (MAV): Ø8 mm/Ø11 mm Büyük göz (LAV): Ø4 mm/Ø7 mm
Tekrarlanabilirlik	Tayf yansıması Standart sapma: %0,1 Renk uzayı değerleri: dE*ab 0.02
Cihazlar arası uyum	Ortalama dE*ab=0.15 (12 renkli seramik seti ile yapılan teste dayandırılmıştır)
Boyutlar (GxYxE)	232 x 115 x 181 mm
Ağırlık	12 kg

Cihazın kalibrasyonu renk ölçümlerinden önce yapılmıştır, Örnekler polisaj işlemlerine tabi tutulduktan sonra birinci renk ölçümleri 3 kez tekrarlanarak CIE L*, a*, b* değerleri kaydedilmiştir. Renk ölçümü yapılan örneklerin ikinci renk ölçümleri ise içeceklere bırakıldıktan 14 gün sonra yapılmıştır.

3.5. Örneklerin SEM Analizi

Örneklerin yüzey işlemleri tamamlandıktan sonra her grupta fazladan yapılmış örneklerden rastgele seçilerek Sivas Cumhuriyet Üniversitesi İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi'nde (CÜTAM) bulunan Altın kaplama cihazıyla (Quorum Q 150R ES, İngiltere) ilk olarak altın (Au) kaplama işlemi yapılmış (Şekil 3.37), daha sonra taramalı elektron mikroskopunda (SEM) (TESCAN MIRA3, Çek Cumhuriyeti) (Şekil 3.38) yüzey görüntüleme işlemleri yapılarak 1000 ve 5000 büyütme altında fotoğraflar alınıp kaydedilmiştir.



Şekil 3. 37: Örnek Yüzeylerinin Altın ile Kaplanması



Şekil 3. 38: Taramalı Elektron Mikroskobu (Tescan / Mira 3 / Çek Cumhuriyeti)

3.6. Örneklerin İçeceklerle Renklendirilme İşlemi

Başlangıç renk, yüzey pürüzlülüğü ölçümü ve sem analizi yapıldıktan sonra 128 örnek (n=8); renklendirici sıvılar karşısında ki renk ve yüzey değişimlerini incelemek için içerisinde kahve (Nescafe Classic, Nestle Gıda, Bursa, Türkiye) ve kırmızı şarap (Yakut, Kavaklıdere Şarapları A.Ş., Ankara, Türkiye) bulunan flakon cam şişelere bırakılarak 14 gün bekletilmiştir.

Örnekler flakon cam şişelere 2 şer tane olacak şekilde ve cam tabana tam olarak yerleştirilmiştir (Şekil 3.39).



Şekil 3. 39: Örneklerin Flakon Cam Şişelere Yerleştirilmesi

Kahve solüsyonu üretici firmanın talimatları doğrultusunda 2 gram kahveye 200 ml kaynatılmış su eklenerek hazırlanmış ve solüsyon 10 saniye kadar karıştırıldıktan sonra filtre kağıdından geçirilmiştir. Hazırlanan kahve ve şarap solüsyonları flakon cam şişelere her bir örnek için 2 ml olacak şekilde enjektör yardımıyla konulmuş ve her 24 saatte bir solüsyonlar yenilenmiştir (Şekil 3.40). Kahve solüsyonu 37 °C sıcaklıkta etüvde (FN 500, Nüve, Türkiye) bekletilmiştir.



Şekil 3. 40: Solüsyonun Flakon Şişelere Koyulması

İçeceklerde 14 gün bekletilen örnekler solüsyonlardan çıkarılarak distile su ile 10 sn yıkanıp kurulandıktan sonra tekrar renk, yüzey pürüzlülüğü ölçümü ve SEM görüntüleri alınmış , ölçümler kaydedilmiştir.

İstatistiksel değerlendirme

Çalışmamızdan elde edilen veriler SPSS (VER:22.0) programına yüklenerek verilerin değerlendirilmesinde Kolmogorof-Simirnov, Varyans analizi ve Tukey testi kullanılmıştır. Verilerimiz tablolarda aritmetik ortalama $\pm$ standart sapma şeklinde belirtilip yanılma düzeyi 0,05 olarak alınmıştır.

4. BULGULAR

Feldspatik Porselen, Vita Enamic, Vita Suprinity ve Monolitik Zirkonya materyallerine uygulanan, farklı yüzey bitirme prosedürleri ve içeceklerde bekletme işlemlerinin, restorasyonun rengi ve yüzey yapısı üzerine etkisinin incelendiği bu çalışmada, renk değerlerini karşılaştırmak için CIE L*, a*, b*, C ve h ve ΔE^* , yüzey özelliklerini incelemek için ise SEM görüntüleri ve Ra (ortalama yüzey pürüzlülüğü) parametreleri kullanılmıştır.

4.1. Materyal Gruplarının Farklı Yüzey Bitirme Prosedürleri Sonrası ve İçeceklere Bırakıldıktan Sonraki Renk Değerlerine Ait Bulgular

Örneklere ait L*, a*, b*, C ve h değerlerinin ortalamalarına ilişkin istatistikleri Tablo 4.1’de gösterilmiştir.

Tablo 4.1. Yüzey Bitirme İşlemleri Sonrası Örnek Gruplarına Ait L*, a*, b*, C ve h ve Örneklerin İçeceklere Bırakıldıktan Sonraki Ölçümlerden Elde Edilen L₂*, a₂*, b₂*, C₂, h₂ Değerlerinin Ortalamaları ve Standart Sapmaları

Gruplar	Yüzey bitirme işlemleri sonrası değerler					Kahveye bırakıldıktan sonraki değerler					Şaraba bırakıldıktan sonraki değerler				
	L*	a*	b*	C*	h*	L ₂ *	a ₂ *	b ₂ *	C ₂	h ₂	L ₂ *	a ₂ *	b ₂ *	C ₂	h ₂
FPG	81,46 (0,65)	-0,06 (0,09)	3,17 (0,24)	3,17 (0,24)	91,40 (1,50)	82,86 (0,63)	-0,08 (0,13)	3,84 (0,10)	3,84 (0,10)	91,26 (1,92)	82,70 (0,56)	-0,04 (0,10)	3,80 (0,16)	3,80 (0,17)	90,55 (1,52)
FPM	79,01 (1,46)	-0,15 (0,25)	2,64 (0,23)	2,65 (0,22)	93,83 (5,64)	77,43 (1,32)	0,63 (0,23)	6,10 (0,64)	6,13 (0,65)	84,14 (1,03)	78,84 (1,39)	0,44 (0,12)	3,25 (0,17)	3,28 (0,17)	82,66 (2,25)
VEG	63,93 (0,78)	1,44 (0,16)	10,28 (0,37)	10,36 (0,37)	82,01 (0,79)	64,19 (0,89)	1,26 (0,09)	11,60 (0,30)	11,66 (0,30)	83,83 (0,34)	63,56 (0,59)	0,90 (0,07)	10,11 (0,24)	10,15 (0,24)	84,83 (0,31)
VEM	63,23 (0,96)	1,63 (0,10)	9,63 (0,28)	9,76 (0,28)	80,27 (0,67)	63,12 (0,58)	1,47 (0,05)	10,40 (0,39)	10,49 (0,40)	81,97 (0,28)	63,46 (0,48)	1,36 (0,03)	9,76 (0,26)	9,84 (0,25)	82,11 (0,27)
VSG	68,62 (0,63)	-1,20 (0,15)	7,73 (0,52)	7,81 (0,52)	99,44 (1,47)	68,96 (0,70)	-1,22 (0,08)	8,50 (0,43)	8,57 (0,42)	98,29 (0,89)	68,94 (0,76)	-1,43 (0,09)	7,96 (0,43)	8,08 (0,42)	100,19 (1,07)
VSM	68,14 (0,56)	-1,25 (0,13)	7,69 (0,22)	7,78 (0,22)	99,30 (1,01)	68,56 (0,46)	-1,24 (0,06)	8,77 (0,26)	8,85 (0,26)	97,92 (0,57)	68,81 (0,58)	-1,31 (0,14)	8,74 (0,46)	8,83 (0,46)	98,72 (1,43)
ZG	71,65 (0,48)	0,86 (0,14)	12,80 (0,24)	12,84 (0,24)	85,89 (0,25)	72,63 (0,30)	0,95 (0,14)	13,67 (0,29)	13,70 (0,30)	86,00 (0,51)	72,47 (0,38)	0,91 (0,15)	13,34 (0,31)	13,38 (0,31)	86,13 (0,56)
ZM	73,17 (0,50)	0,97 (0,11)	11,79 (0,42)	11,83 (0,42)	85,22 (0,49)	73,64 (0,48)	1,08 (0,16)	12,09 (0,46)	12,14 (0,47)	84,99 (0,54)	73,64 (0,41)	0,96 (0,10)	11,98 (0,41)	12,03 (0,42)	85,31 (0,48)

Not: Feldspatik porselen (FP), Vita Enamic (VE), Vita Suprinity (VS), Monolitik zirkonya (Z), glaze uygulanan gruplar (G), manuel polisaj yapılan gruplar (M) olarak temsil edilmiştir.

Tüm gruplara uygulanan glaze ve manuel polisaj işlemleri sonrasında yapılan ölçümlerde gruplar arasında L* değeri en büyük FPG (81,46±0,65), en küçük VEM (63,23±0,96) grubunda, a* değeri en büyük VEM (1,63±0,10), en küçük VSM (-1,25±0,13), b* değeri en büyük ZG (12,80±0,24), en küçük FPM (2,64±0,23), C değeri

en büyük ZG ($12,84 \pm 0,24$), en küçük FPM ($2,65 \pm 0,22$), h değeri en büyük VSG ($99,44 \pm 1,47$), en küçük VEM ($80,27 \pm 0,67$) bulunmuştur.

Örnekler glaze ve manuel polisaj işlemleri yapıldıktan sonra 14 gün kahve ve şaraba bırakılmıştır. İçeceklere bırakıldıktan sonraki ölçümlerde L_2^* değeri en büyük FPGK ($82,86 \pm 0,63$), en küçük VEMK ($63,12 \pm 0,58$) grubunda, a_2^* değeri en büyük VEMK ($1,47 \pm 0,05$), en küçük VSGŞ ($-1,43 \pm 0,09$), b_2^* değeri en büyük ZGŞ ($13,34 \pm 0,31$), en küçük FPMŞ ($3,25 \pm 0,17$), C_2 değeri en büyük ZGK ($13,70 \pm 0,30$), en küçük FPMŞ ($3,28 \pm 0,17$), h_2 değeri en büyük VSGŞ ($100,19 \pm 1,07$), en küçük VEMK ($81,97 \pm 0,28$) bulunmuştur.

FPG grubunda örnekler içeceklere bırakıldıktan sonra b^* değeri artarak renkleri daha sarıya kayarken L^* ve C değerleri artmıştır. FPM grubundaki örneklerin içeceklere bırakıldıktan sonra a^* ve b^* değerleri artarak renkleri daha kırmızı ve sarıya kayarken C değerleri artıp L^* ve h değerleri azalmıştır.

VEG ve VEM grubunda örnekler kahveye bırakıldıktan sonra a^* değeri azalarak renkleri yeşile, b^* değeri artarak renkleri sarıya kayarken C ve h değerlerinin arttığı görülmüştür. VEG ve VEM grubunda örnekler şaraba bırakıldıktan sonra a^* değeri azalarak renkleri yeşile kayarken, h değerleri artmıştır.

VSG ve VSM grubunda örnekler kahveye bırakıldıktan sonra b^* değeri artarak renkleri sarıya kayarken, C değerlerinin arttığı, h değerlerinin azaldığı görülmüştür. VSG ve VSM grubunda örnekler şaraba bırakıldıktan sonra VSG grubunda a^* değeri azalarak renkleri yeşile, b^* değeri artarak renkleri sarıya kayarken, L^* ve C değerleri artmıştır. VSM grubunda ise b^* değeri artarak renkleri sarıya kayarken, L^* ve C değerlerinin arttığı görülmüştür.

ZG grubunun kahve ve şaraba bırakılmadan önce ve sonra yapılan ölçümleri karşılaştırıldığında L^* - L_2^* , b^* - b_2^* , C- C_2 , değerleri arasındaki farklılık önemli bulunurken a^* - a_2^* , h- h_2 değerleri arasındaki farklılık önemsiz bulunmuştur. Örnekler içeceklere bırakıldıktan sonra b^* değeri artarak renkleri sarıya kayarken, L^* ve C değerleri artmıştır. ZM grubunun kahveye bırakılmadan önce ve sonra yapılan ölçümleri karşılaştırıldığında L^* - L_2^* , C- C_2 , değerleri arasındaki farklılık önemli bulunurken b^* - b_2^* , a^* - a_2^* , h- h_2 değerleri arasındaki farklılık önemsiz bulunmuştur.

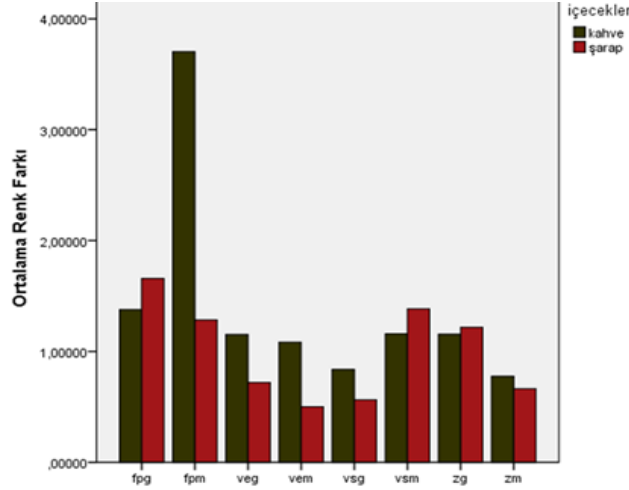
L* ve C değerleri artmıştır. ZM grubunun şaraba bırakılmadan önce ve sonra yapılan ölçümleri karşılaştırıldığında L*- L₂*değerleri arasındaki farklılık önemli bulunurken b*- b₂*, a*- a₂*, h- h₂, C- C₂, değerleri arasındaki farklılık önemsiz bulunmuştur. L* değerleri artmıştır.

Tablo 4. 2. İçeceklere Göre Renk Değişimi (ΔE) Değerleri Ortalamaları ve İstatistiksel Tanımlayıcılar

Gruplar	N	ΔE	Standart sapma	p
FPG	Kahve	8	1,37	0,001*
	Şarap	8	1,65	
FPM	Kahve	8	3,70	0,001*
	Şarap	8	1,28	
VEG	Kahve	8	1,15	0,001*
	Şarap	8	0,71	
VEM	Kahve	8	1,08	0,001*
	Şarap	8	0,50	
VSG	Kahve	8	0,83	0,010*
	Şarap	8	0,56	
VSM	Kahve	8	1,15	0,071
	Şarap	8	1,38	
ZG	Kahve	8	1,15	0,251
	Şarap	8	1,21	
ZM	Kahve	8	0,77	0,145
	Şarap	8	0,66	

* p<0,05

Grupların kahve ve şaraba göre renk değişimleri (ΔE) incelendiğinde (Tablo 4.2) FPG, FPM, VEG, VEM ve VSG gruplarında kahve ve şaraba göre renk değişim değerleri arasındaki farklılık önemli bulunurken (p<0,05) VSM, ZG, ZM gruplarında farklılık önemsiz bulunmuştur(p>0,05). FPG grubunda şarap daha çok renklendirirken FPM, VEG, VEM, VSG gruplarını kahve daha çok renklendirmiştir. En büyük renk değişimi kahveye bırakılan FPM (3,70±0,50) grubunda görülürken en az renk değişimi ise şaraba bırakılan VEM (0,50±0,13) grubunda bulunmuştur. (Şekil 4. 1)



Şekil 4. 1. Gruplara Ait Renk Değişimi Değerlerinin Dağılımı

4.2. Materyal Gruplarının Farklı Yüzey Bitirme Prosedürleri Sonrası ve İçeceklere Bırakıldıktan Sonraki Yüzey Pürüzlülüğü Bulguları

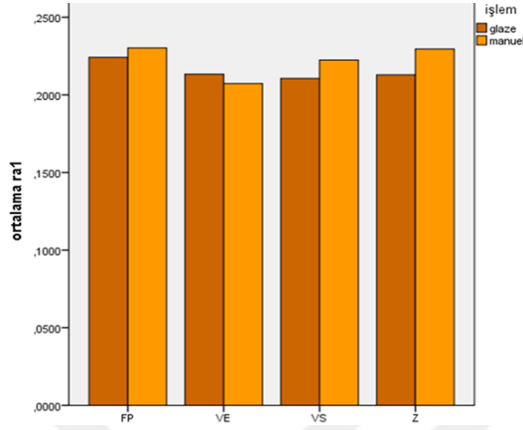
Örneklere farklı yüzey işlemleri uygulandıktan sonra yapılan ilk ölçümlere ait ortalama yüzey pürüzlülüğü (R_a) değerlerinin ortalamaları ve örneklerin içeceklere bırakıldıktan sonraki ölçümlere ait R_{a2} değerlerinin ortalamalarına ilişkin istatistikler Tablo 4.3' de gösterilmiştir.

Tablo 4. 3. Yüzey Bitirme İşlemleri Sonrası Örnek Gruplarına Ait R_a Değerlerinin ve Örneklerin İçeceklere Bırakıldıktan Sonraki R_{a2} Değerlerinin Ortalamalarına İlişkin İstatistikler

Gruplar	Yüzey bitirme işlemleri sonrası değerler ($R_a \pm std$)		Kahveye bırakıldıktan sonraki değerler ($R_{a2} \pm std$)		Şaraba bırakıldıktan sonraki değerler ($R_{a2} \pm std$)	
	R_a	Standart sapma	R_{a2}	Standart sapma	R_{a2}	Standart sapma
FPG	0,22	,0012	0,15	,0005	0,27	,0006
FPM	0,23	,0015	0,23	,0007	0,26	,0009
VEG	0,21	,0037	0,13	,0004	0,20	,0007
VEM	0,20	,0019	0,18	,0008	0,33	,0016
VSG	0,21	,0009	0,16	,0011	0,15	,0007
VSM	0,22	,0007	0,30	,0021	0,10	,0010
ZG	0,21	,0008	0,31	,0023	0,28	,0012
ZM	0,22	,0022	0,22	,0008	0,28	,0009

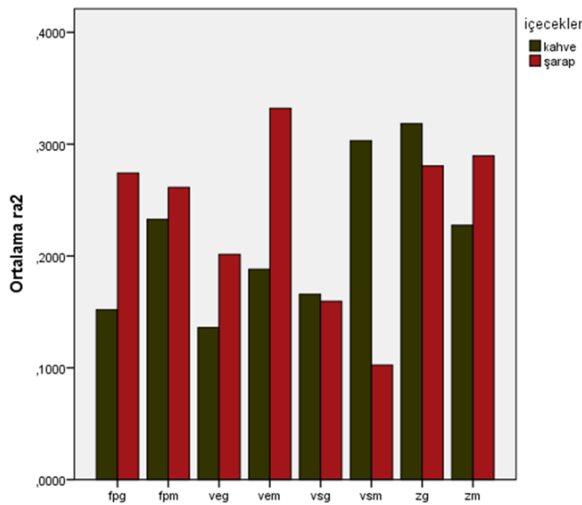
Grupların glaze ve manuel polisaj işlemleri sonrasındaki R_a değerleri karşılaştırıldığında gruplar arasındaki farklılıklar önemli bulunmuştur. FP, VS ve Z

gruplarında glaze, VE grubunda ise manuel polisaj işlemi daha iyi sonuç vermiştir. Tüm gruplar karşılaştırıldığında ortalama pürüzlülük değeri en az VEM ($0,20 \pm 0,001$), en çok FPM ($0,23 \pm 0,001$) grubunda bulunmuştur. (Şekil 4. 2)



Şekil 4. 2. Gruplara ait Ra değerlerinin dağılımı

İçeceklere konulduktan sonraki Ra₂ değerleri karşılaştırıldığında kahve ve şaraba göre yüzey pürüzlülüğü arasındaki farklılıklar anlamlı bulunmuştur ($p < 0,05$). FPG, FPM, VEG, VEM, ZM gruplarında şaraba bırakılan örneklerin pürüzlülük değerleri daha fazla iken VSG, VSM, ZG gruplarında kahveye bırakılan örneklerin pürüzlülük değerleri daha fazla çıkmıştır. Tüm gruplar karşılaştırıldığında içeceklere bırakıldıktan sonraki ortalama pürüzlülük değerleri en az şaraba bırakılan VSM ($0,10 \pm 0,001$) grubunda gözlenirken, en çok şaraba bırakılan VEM ($0,33 \pm 0,001$) grubunda bulunmuştur.



Şekil 4. 3. Gruplara ait içeceklere bırakıldıktan sonraki Ra₂ değerlerinin dağılımı

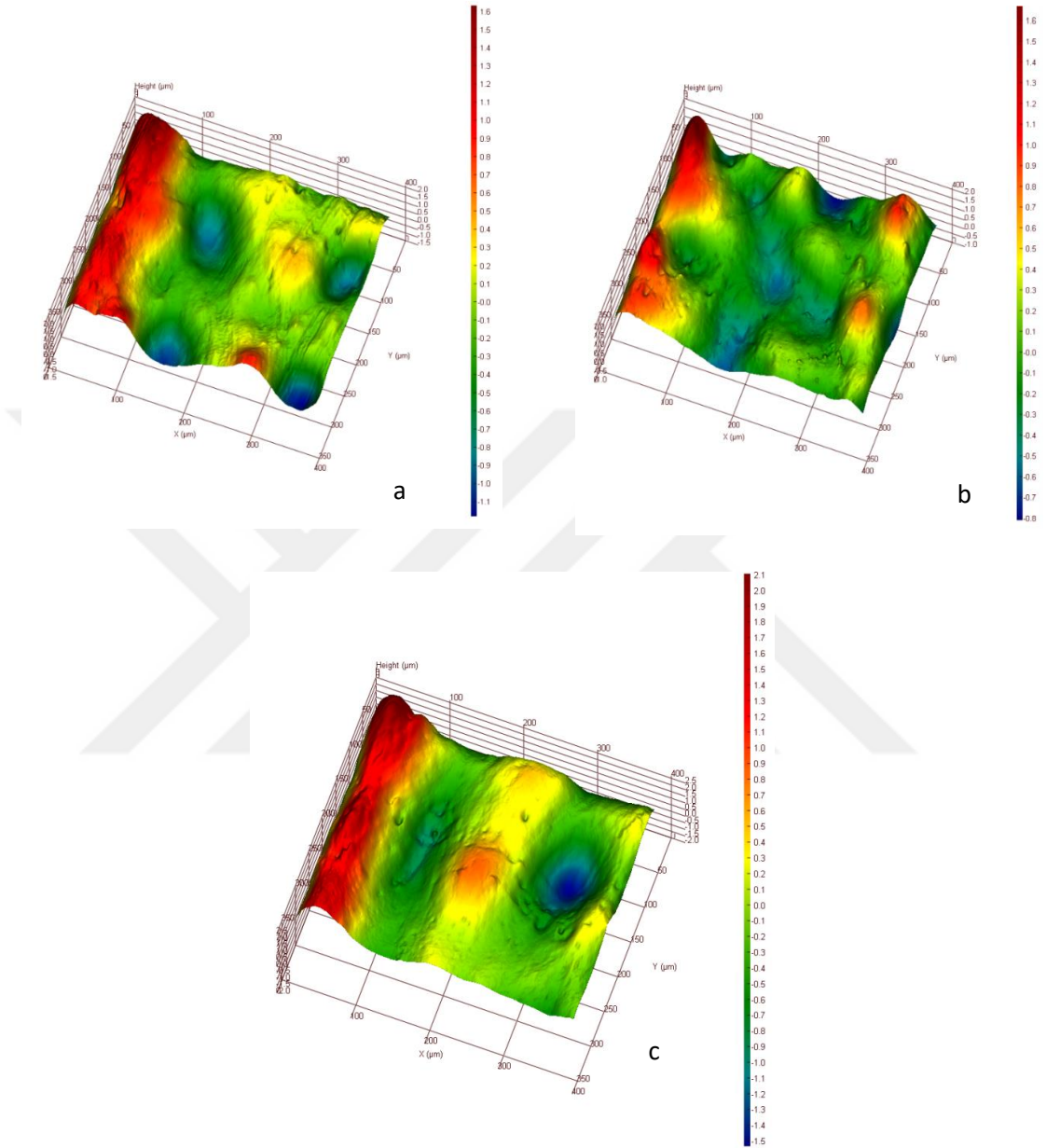
FPG ve FPM gruplarına ait örneklerden elde edilen Ra değerleriyle içeceklere bırakıldıktan sonraki Ra_2 değerleri karşılaştırıldığında farklılıklar önemli bulunmuştur($p<0,05$). FPG grubunda kahveye bırakılan örneklerin pürüzlülüğü azalırken şaraba bırakılan örneklerin pürüzlülüğü artmıştır. FPM grubunda her iki içekte de örneklerin pürüzlülüğü artarken şaraba bırakılan örneklerde artış daha fazla olmuştur.

VEG ve VEM gruplarına ait örneklerden elde edilen Ra değerleriyle içeceklere bırakıldıktan sonraki Ra_2 değerleri karşılaştırıldığında farklılıklar önemli bulunmuştur($p<0,05$). VEG grubunda kahve ve şaraba bırakılan örneklerin pürüzlülüğü azalırken VEM grubunda kahveye bırakılan örneklerin pürüzlülüğü azalıp şaraba bırakılan örneklerde pürüzlülük artışı olmuştur.

VSG ve VSM gruplarına ait örneklerden elde edilen Ra değerleriyle içeceklere bırakıldıktan sonraki Ra_2 değerleri karşılaştırıldığında farklılıklar önemli bulunmuştur($p<0,05$). VSG grubunda kahve ve şaraba bırakılan örneklerin pürüzlülüğü azalırken VSM grubunda şaraba bırakılan örneklerin pürüzlülüğü azalıp kahveye bırakılan örneklerde pürüzlülük artışı olmuştur.

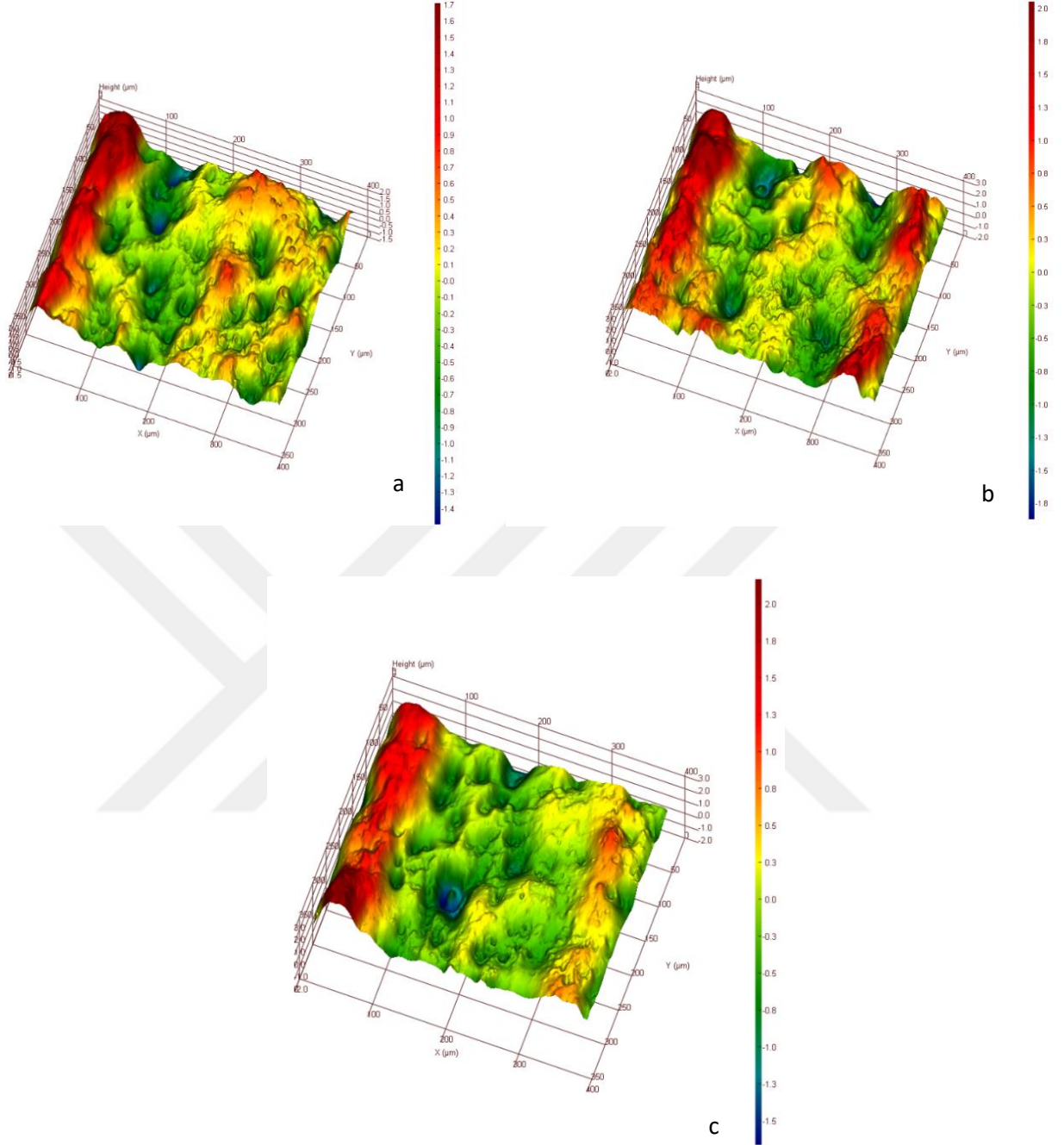
ZG ve ZM gruplarına ait örneklerden elde edilen Ra değerleriyle içeceklere bırakıldıktan sonraki Ra_2 değerleri karşılaştırıldığında farklılıklar ZG-ZGK, ZG-ZGŞ, ZM- ZMŞ' de anlamlı bulunurken($p<0,05$) bulunurken ZM- ZMK arasında anlamsız bulunmuştur($p>0,05$). ZG grubunda kahve ve şaraba bırakılan örneklerin pürüzlülüğü artmıştır ve bu artış kahvede daha fazla olmuştur. ZM grubunda ise şaraba bırakılan örneklerin pürüzlülüğü artarken kahveye bırakılan örneklerde önemli bir farklılık olmamıştır.

4.3. Örneklerin 3D Optik Profilometre Görüntüleri



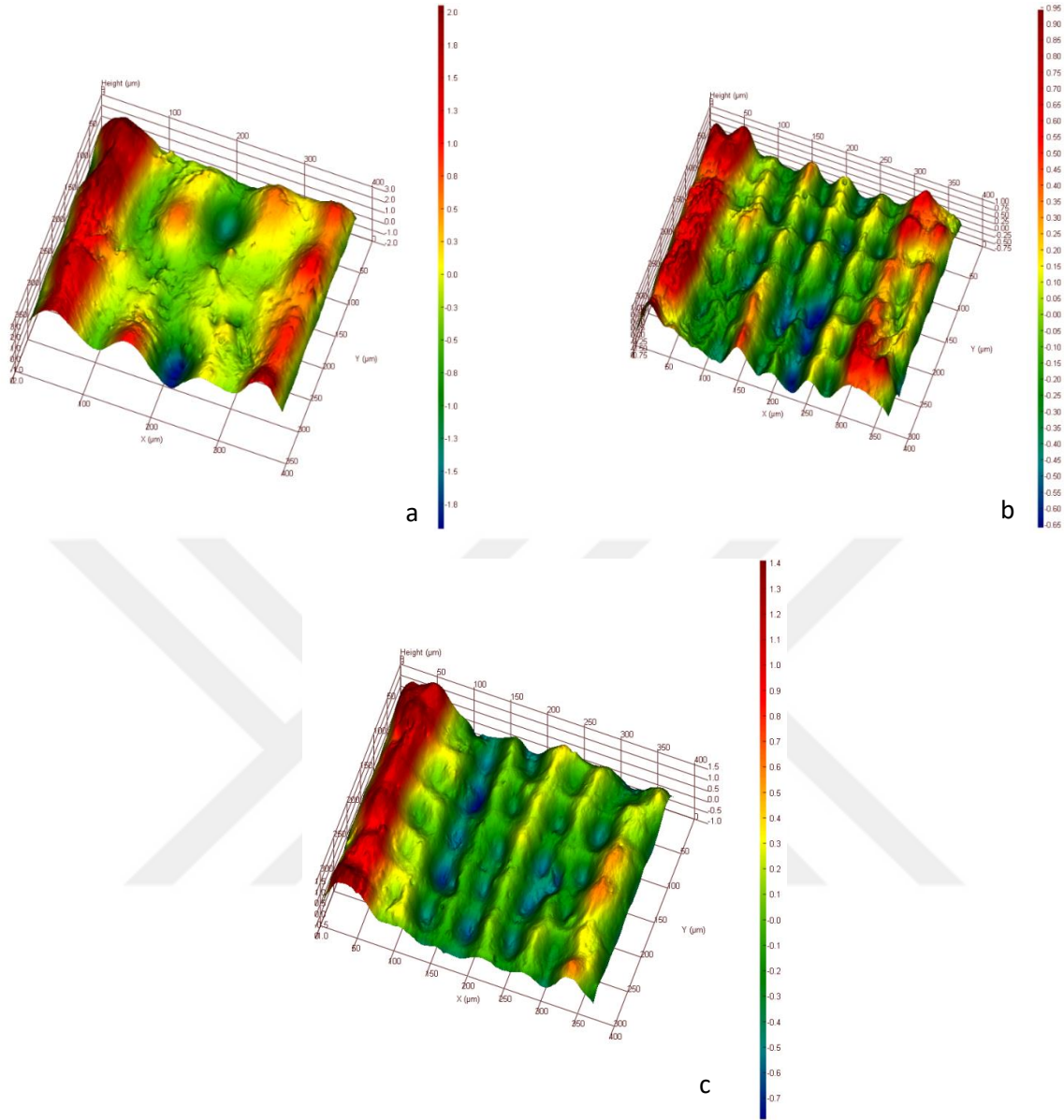
Şekil 4. 4. a) Felspatik Porselenin Glaze İşlemi (FPG) Sonrasındaki Üç Boyutlu Görüntüsü b) FPG Grubunda Kahveye Bırakılan Örneğin Üç Boyutlu Görüntüsü c) FPG Grubunda Şaraba Bırakılan Örneğin 3 Boyutlu Görüntüsü

Feldspatik Porselenin glaze işlemi sonrasında incelen 3 boyutlu görüntüsünde yükselti ve derinlikler görülmektedir. Glaze işlemi uygulama yönü boyunca fırça izleri belli olmaktadır. Kahveye bırakılan örnekte glaze izlerinin kapandığı yükselti ve derinlikler arası mesafenin azaldığı şaraba bırakılan örnekte yükselti ve derinlikler arası mesafenin arttığı görülmektedir (Şekil 4. 4).



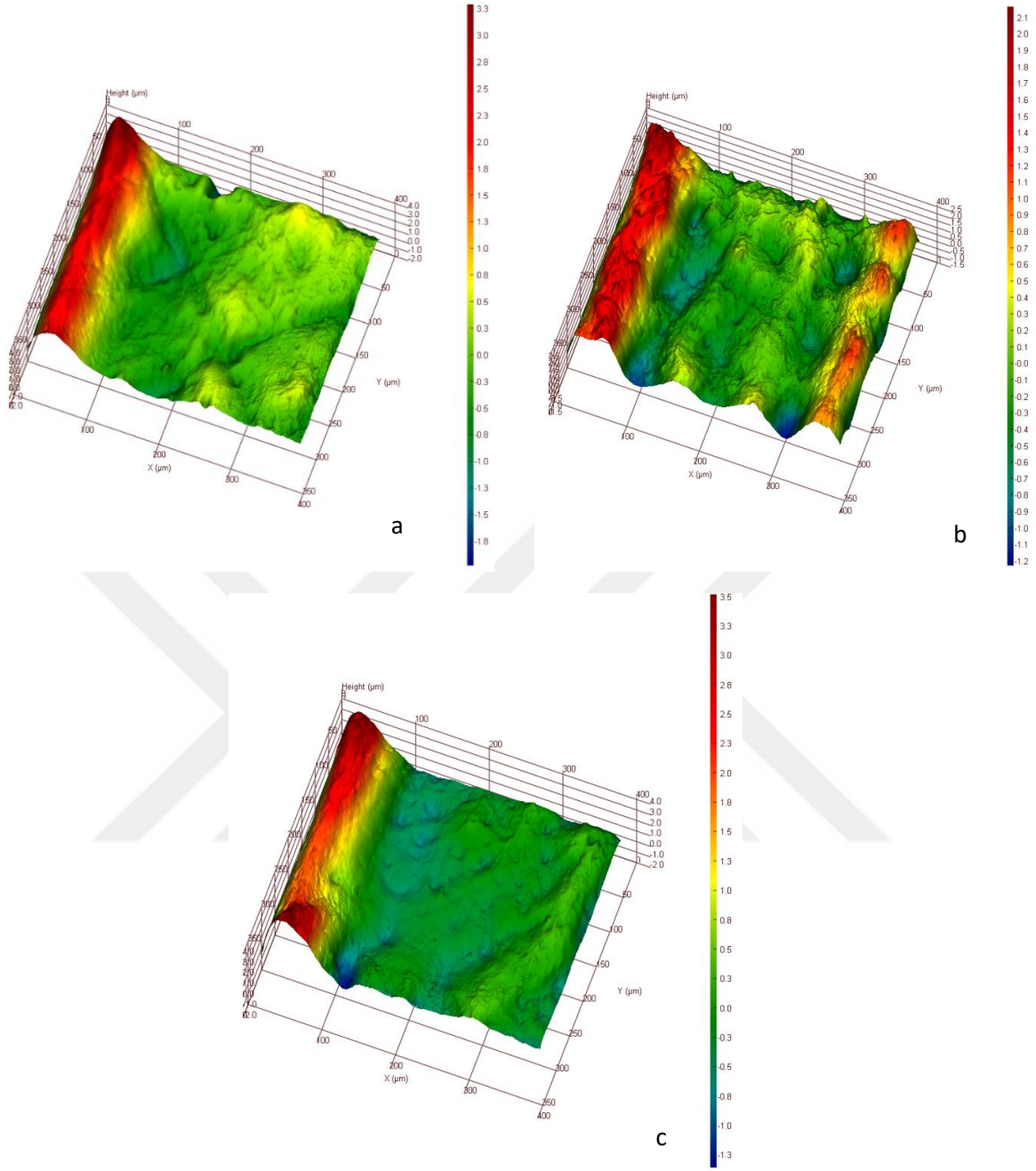
Şekil 4. 5. a) Felspatik Porselenin Manuel Polisaj İşlemi (FPM) Sonrasındaki Üç Boyutlu Görüntüsü b) FPM Grubunda Kahveye Bırakılan Örneğin Üç Boyutlu Görüntüsü c) FPM Grubunda Şaraba Bırakılan Örneğin 3 Boyutlu Görüntüsü

Feldspatik Porselenin manuel polisaj işlemi sonrasında incelen 3 boyutlu görüntüsünde yükseltiler ve sık sık küçük büyük derinlikler görülmektedir. Kahve ve şaraba bırakılan örneklerde ise derinliklerin sayısının azaldığı ama yükselti ve derinlikler arası mesafenin arttığı görülmektedir (Şekil 4. 5).



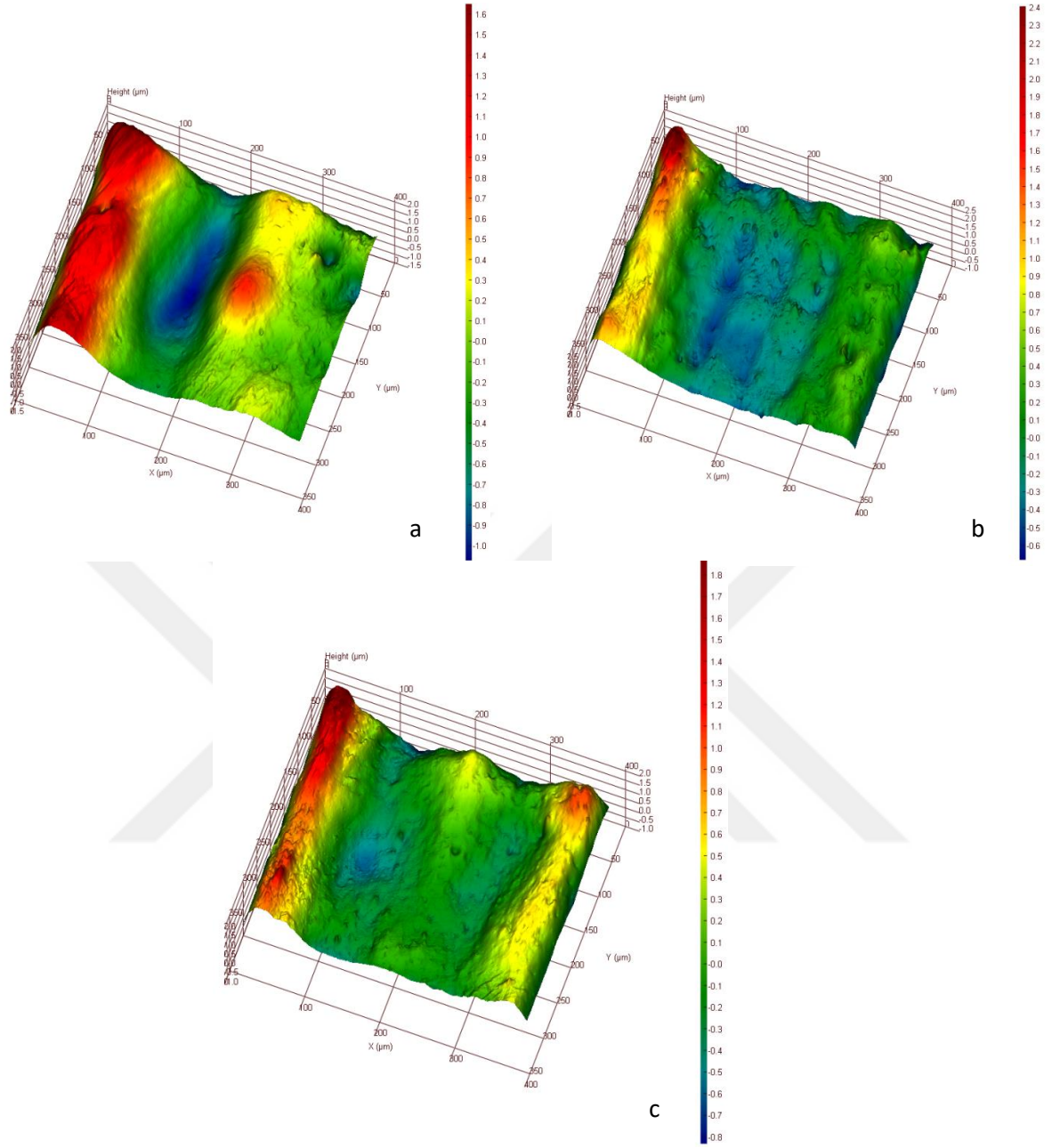
Şekil 4. 6. a) Vita Enamic' in Glaze İşlemi (VEG) Sonrasındaki Üç Boyutlu Görüntüsü b) VEG Grubunda Kahveye Bırakılan Örneğin Üç Boyutlu Görüntüsü c) VEG Grubunda Şaraba Bırakılan Örneğin 3 Boyutlu Görüntüsü

Vita Enamic' in glaze işlemi sonrasında incelen 3 boyutlu görüntüsünde yükseltiler ve derinlikler görülmektedir. Kahve ve şaraba bırakılan örneklerde yüzeyel dalgalanmaların olduğu yükselti ve derinlikler arası mesafenin azaldığı görülmektedir (Şekil 4. 6).



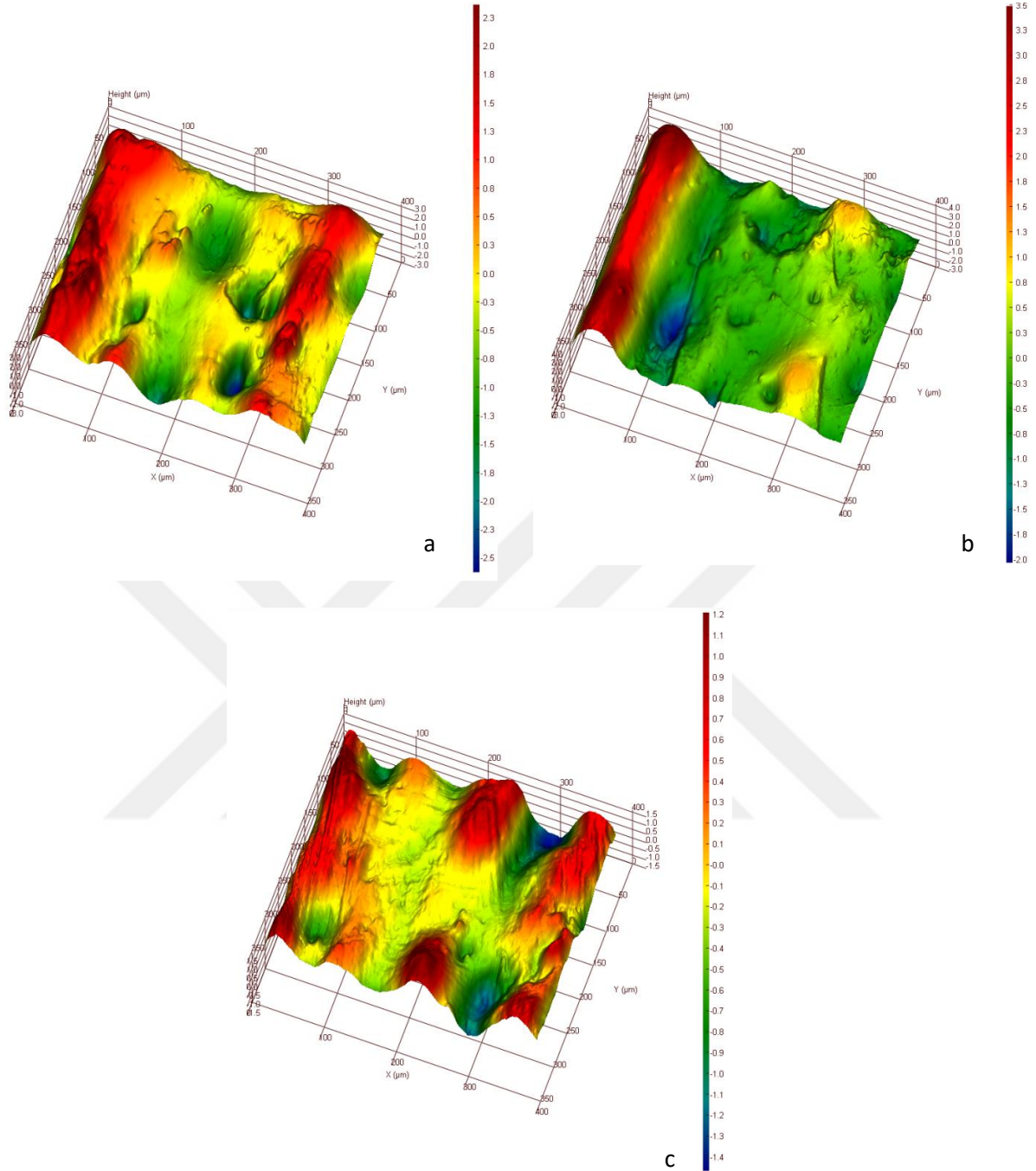
Şekil 4. 7. a) Vita Enamic' in Manuel Polisaj İşlemi (VEM) Sonrasındaki Üç Boyutlu Görüntüsü b) VEM Grubunda Kahveye Bırakılan Örneğin Üç Boyutlu Görüntüsü c) VEM Grubunda Şaraba Bırakılan Örneğin 3 Boyutlu Görüntüsü

Vita Enamic' in manuel polisaj işlemi sonrasında incelen 3 boyutlu görüntüsünde yükselti ve derinlikler görülmektedir. Kahveye bırakılan örneklerde yükselti ve derinlik arasındaki mesafe azalırken yüzeyde küçük pürüzlenmeler olduğu görülmektedir. Şaraba bırakılan örnekte ise yükselti ve derinlik arasındaki mesafe artarken yüzeyde kahveye göre daha az pürüzlenmeler olmuştur (Şekil 4. 7).



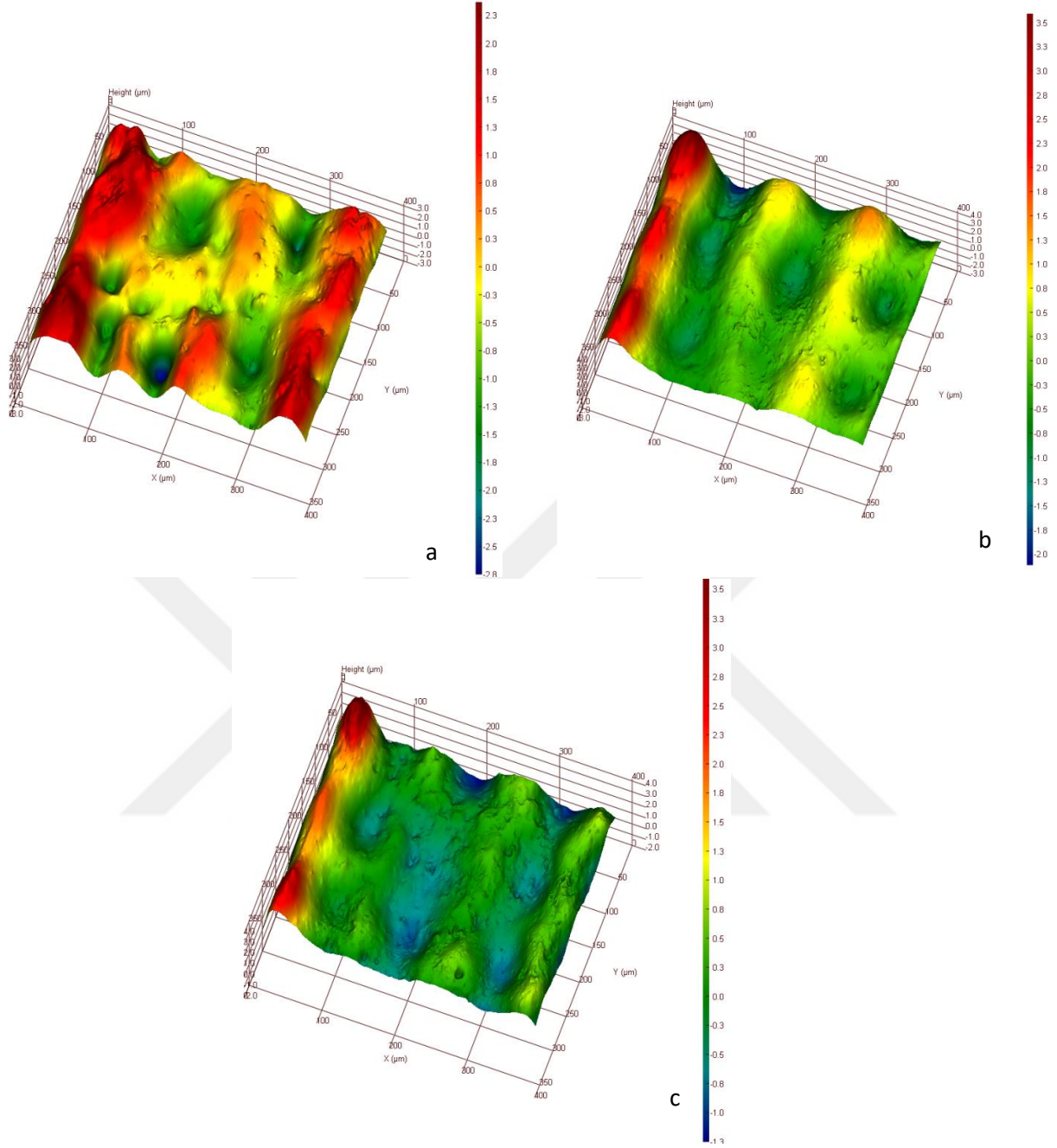
Şekil 4. 8. a) Vita Suprinity' in Glaze İşlemi (VSG) Sonrasındaki Üç Boyutlu Görüntüsü b) VSG Grubunda Kahveye Bırakılan Örneğin Üç Boyutlu Görüntüsü c) VSG Grubunda Şaraba Bırakılan Örneğin 3 Boyutlu Görüntüsü

Vita Suprinity' in glaze işlemi sonrasında incelen 3 boyutlu görüntüsünde yükselti ve derinlikler görülmektedir. Kahve ve şaraba bırakılan örneklerde yükselti ve derinlikler arasındaki mesafenin azaldığı görülmektedir (Şekil 4. 8).



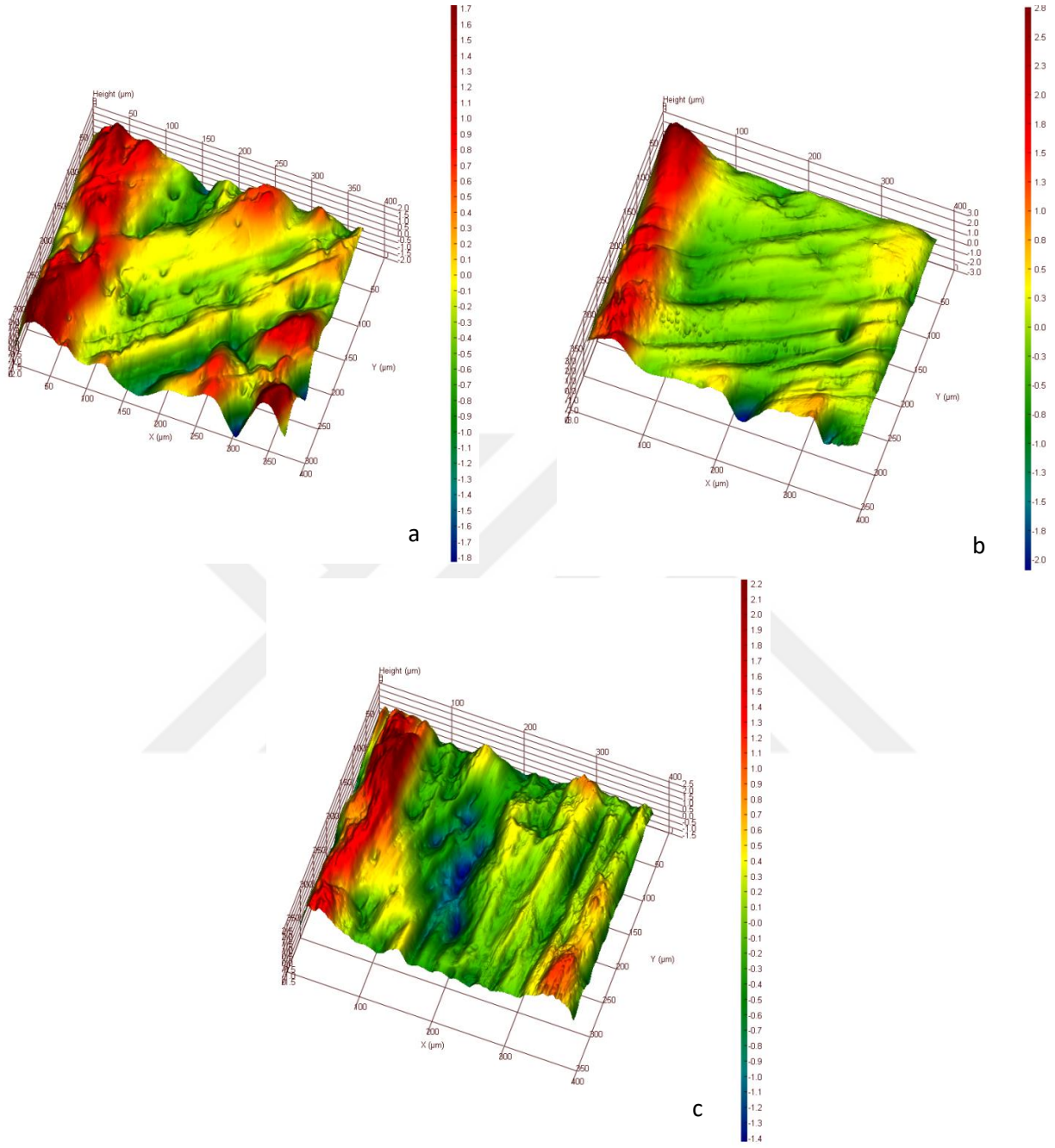
Şekil 4. 9. a) Vita Suprinity' in Manuel Polisaj İşlemi (VSM) Sonrasındaki Üç Boyutlu Görüntüsü b) VSM Grubunda Kahveye Bırakılan Örneğin Üç Boyutlu Görüntüsü c) VSM Grubunda Şaraba Bırakılan Örneğin 3 Boyutlu Görüntüsü

Vita Suprinity' in manuel polisaj işlemi sonrasında incelen 3 boyutlu görüntüsünde yükselti ve derinlikler görülmektedir. Kahveye bırakılan örneklerde yükselti ve derinliklerin sayısı azalırken arasındaki mesafenin arttığı görülmektedir. Şaraba bırakılan örnekte ise yükselti ve derinlikler arasındaki mesafenin azaldığı görülmektedir (Şekil 4. 9).



Şekil 4. 10. a) Monolitik Zirkonya' nın Glaze İşlemi (ZG) Sonrasındaki Üç Boyutlu Görüntüsü b) ZG Grubunda Kahveye Bırakılan Örneğin Üç Boyutlu Görüntüsü c) ZG Grubunda Şaraba Bırakılan Örneğin 3 Boyutlu Görüntüsü

Monolitik Zirkonya' ın glaze işlemi sonrasında incelen 3 boyutlu görüntüsünde yükselti ve derinlikler görülmektedir. Kahve ve şaraba bırakılan örneklerde yükselti ve derinliklerin sayısı azalırken bunlar arasındaki mesafenin arttığı görülmektedir (Şekil 4. 10).

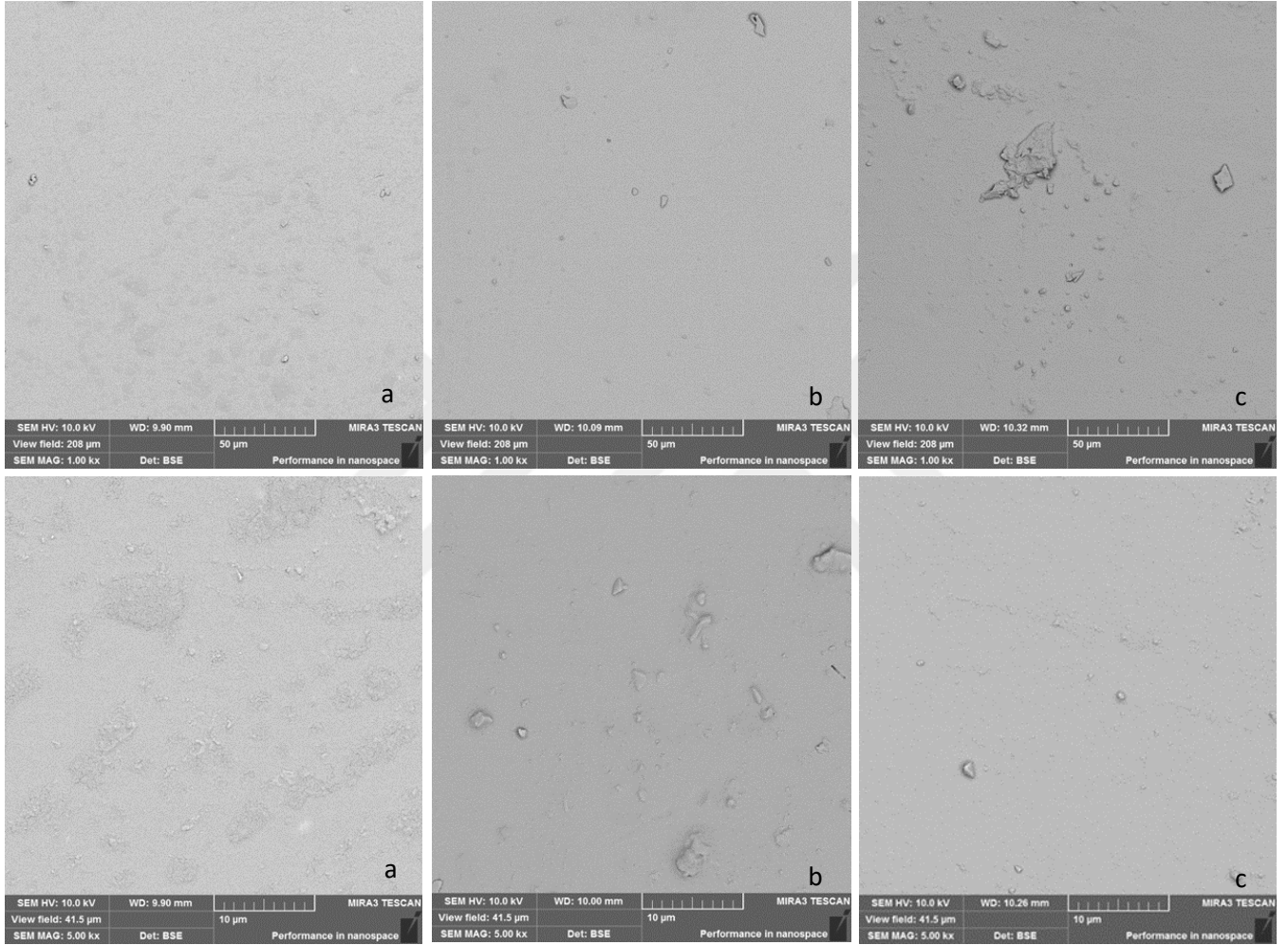


Şekil 4. 11. a) Monolitik Zirkonya' nın Manuel Polisaj İşlemi (ZM) Sonrasındaki Üç Boyutlu Görüntüsü b) ZM Grubunda Kahveye Bırakılan Örneğin Üç Boyutlu Görüntüsü c) ZM Grubunda Şaraba Bırakılan Örneğin 3 Boyutlu Görüntüsü

Monolitik Zirkonya' nın manuel polisaj işlemi sonrasında incelen 3 boyutlu görüntüsünde yükselti, derinlikler ve polisaj izleri görülmektedir. Kahveye bırakılan örnekte yükselti ve derinlikler azalırken polisaj izleri görülmeye devam etmektedir. Şaraba bırakılan örnekte ise derinliklerin sayıları artmaktadır (Şekil 4. 11).

4.4. Örneklerin Taramalı Elektron Mikroskobu Görüntüleri

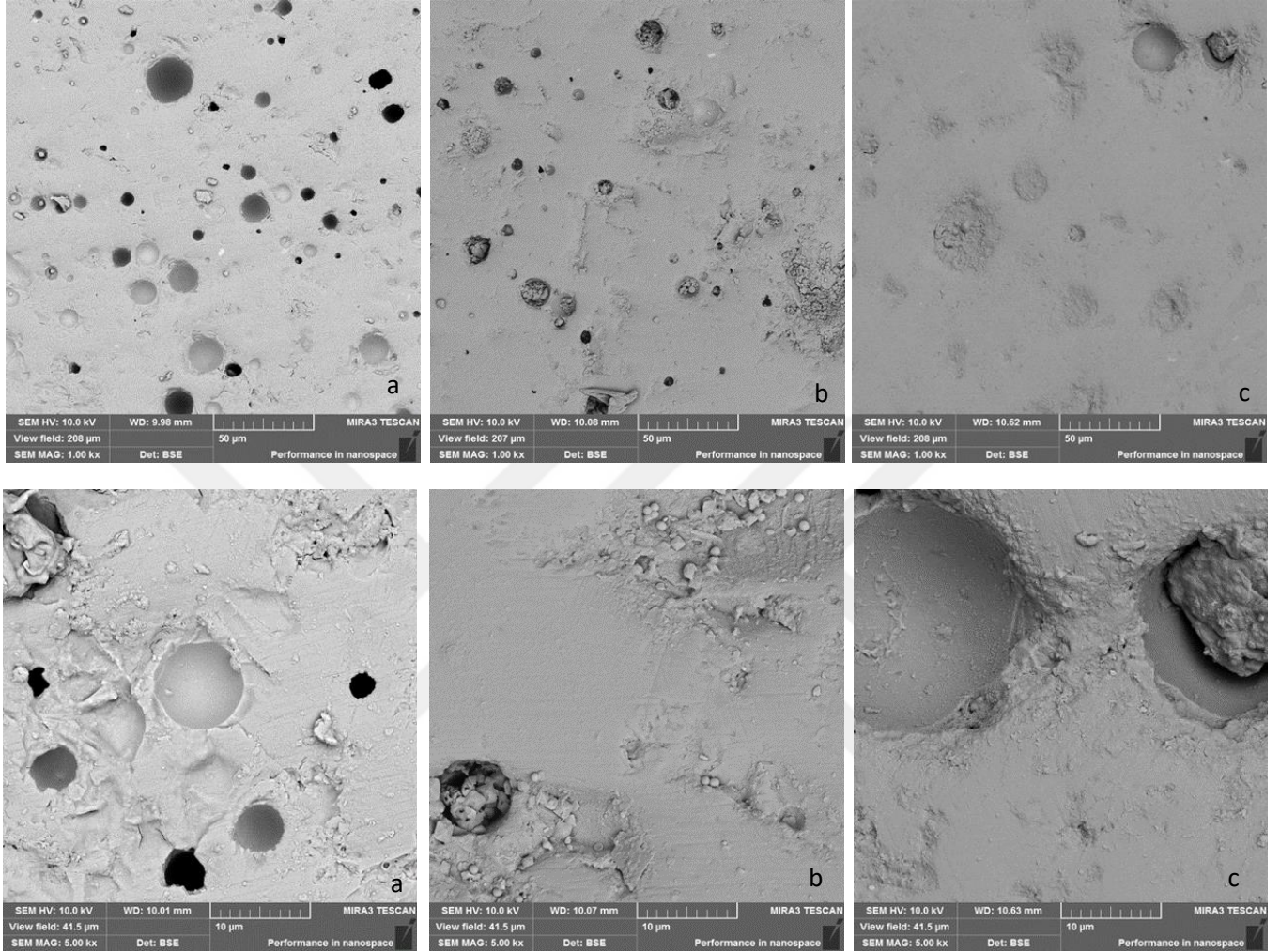
Feldspaik Porselen (FP), Vita Enamic (VE), Vita Suprunity (VS), Monolitik Zirkonya (Z) gruplarına glaze ve manuel polisaj işlemleri uygulanıp, içeceklere bırakılmadan önce ve sonra örnek yüzeylerine ait 1.00kx ve 5.00kx büyütmede elde edilen SEM görüntüleri sırasıyla görülmektedir.



Şekil 4. 12.a) Feldspatik Porselenin Glaze (FPG) İşlemi Sonrasındaki b) FPG Grubuna Ait Örneğin Kahveye Bırakıldıktan Sonraki c) FPG Grubuna Ait Örneğin Şaraba Bırakıldıktan Sonraki Sem Görüntüleri (1,00kx, 5,00kx)

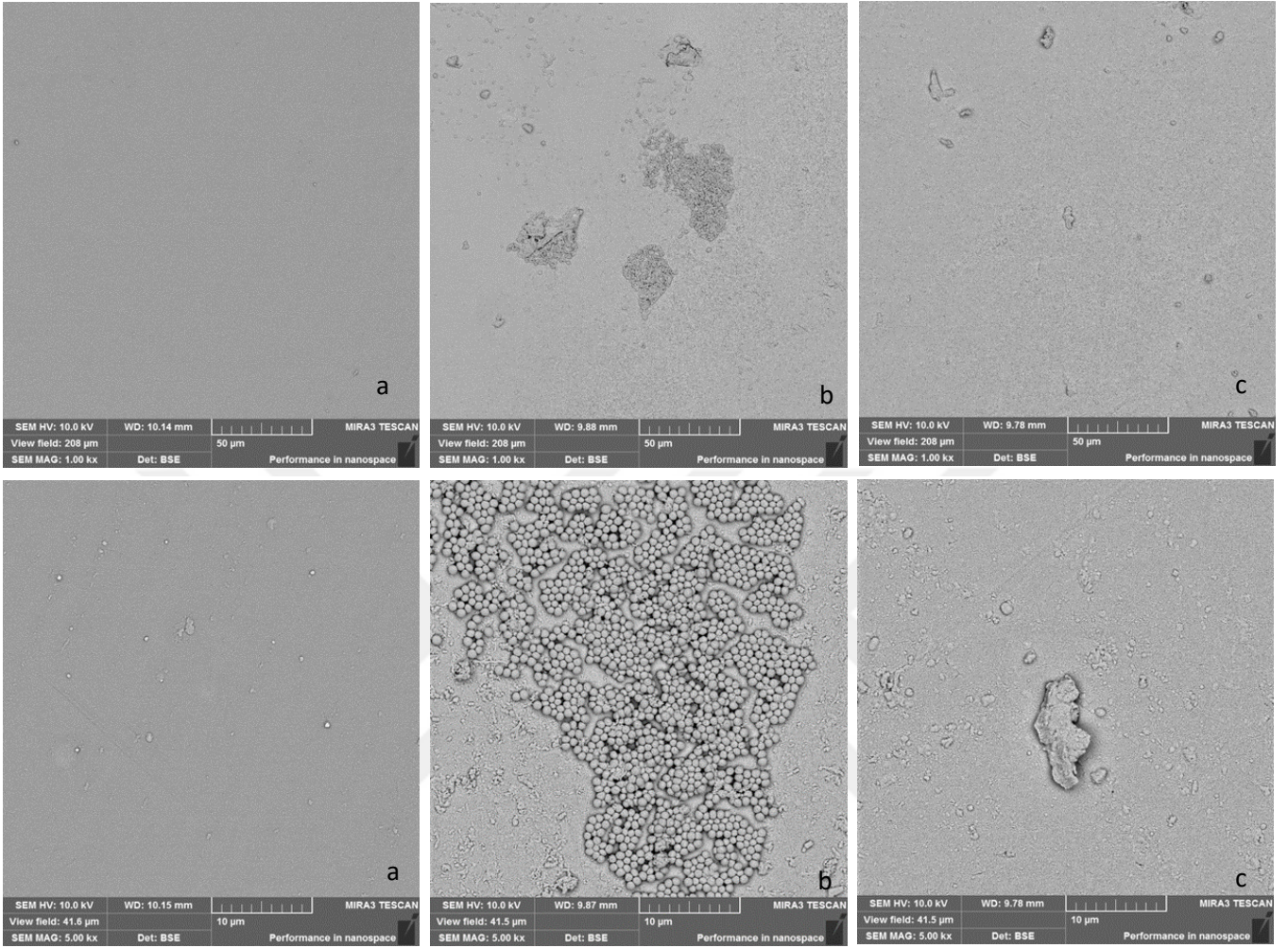
Feldspatik porselen grubunda glaze işlemi uygulanan örneğin SEM görüntüleri incelendiğinde FPG yüzey yapısının düzgün ve homojen olduğu, glaze uygulamasına bağlı fırça izleri dışında düzensiz alanların bulunmadığı bir yapı görülmektedir. Kahve ve şaraba bırakılan örneklerin SEM görüntülerinde ise glaze izlerinin kahve ve şarap

organik filmiyle kaplandığı ve bazı yerlerde kahve şarap kalıntılarının olduğu görülmektedir (Şekil 4. 12).



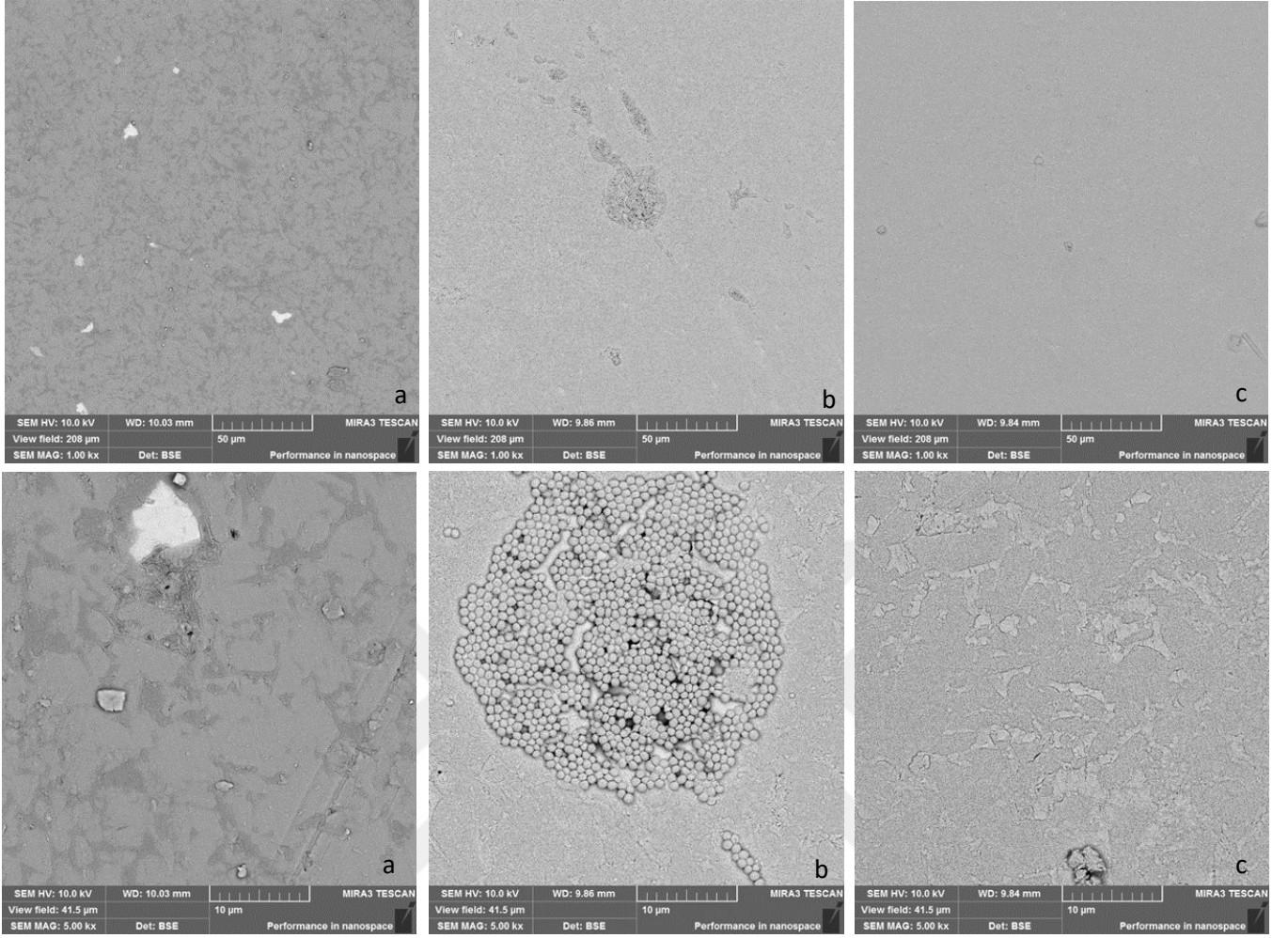
Şekil 4. 13. a) Feldspatik Porselenin Manuel Polisaj (FPM) İşlemi Sonrasındaki b) FPM Grubuna Ait Örneğin Kahveye Bırakıldıktan Sonraki c) FPM Grubuna Ait Örneğin Şaraba Bırakıldıktan Sonraki Sem Görüntüleri (1,00kx, 5,00kx)

Feldspatik porselen grubunda manuel polisaj işlemi uygulanan örneğin SEM görüntüleri incelendiğinde FPM yüzey yapısının düzgün ve homojen olmadığı fazla sayıda gözenek ve çukur içerdiği görülmektedir. Kahve ve şaraba bırakılan örneklerin SEM görüntülerinde ise gözeneklere kahve ve şarap partiküllerinin çökelediği görülmektedir (Şekil 4. 13).



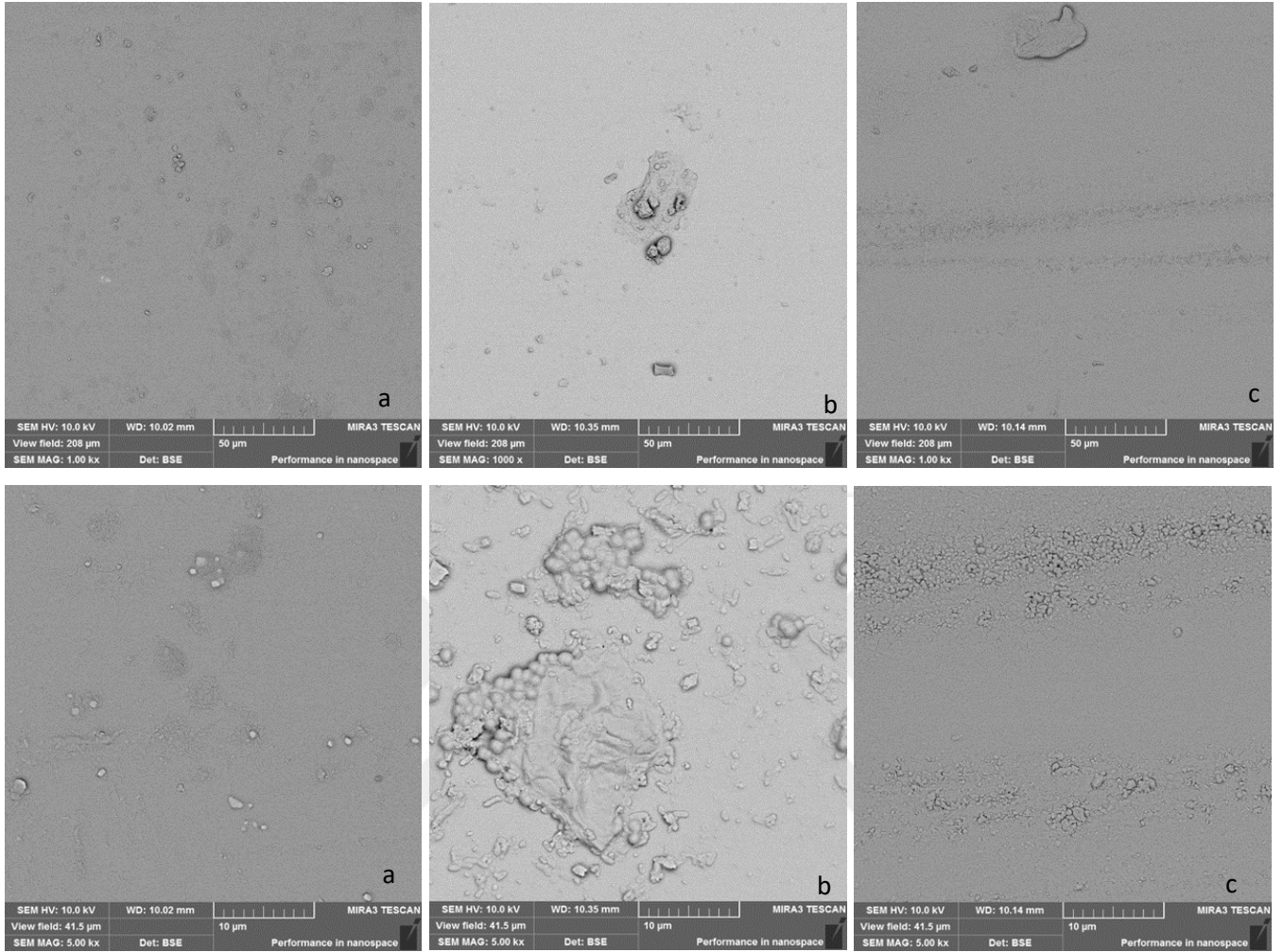
Şekil 4. 14. a) Vita Enamic' in Glaze (VEG) İşlemi Sonrasındaki b) VEG Grubuna Ait Örneğin Kahveye Bırakıldıktan Sonraki c) VEG Grubuna Ait Örneğin Şaraba Bırakıldıktan Sonraki Sem Görüntüleri (1,00kx, 5,00kx)

Vita Enamic grubunda glaze işlemi uygulanan örneğin SEM görüntüleri incelendiğinde VEG yüzey yapısının düzgün ve homojen olduğu, glaze uygulamasına bağlı fırça izleri ve birkaç tane partikül dökülmesi dışında düzensiz alanların olmadığı görülmektedir. Kahveye bırakılan örneklerin SEM görüntüleri incelendiğinde örnek yüzeyi ve glaze izlerinin kahve organik filmi ve üzüm salkımı şeklinde kahve partikülleri tarafından kaplandığı görülmektedir. Şaraba bırakılan örnekte ise yer yer glaze izleri ve şarap kalıntılarına rastlanmaktadır. Bu da bize yüzeydeki özelliklerden bağımsız olarak kahve birikmesinin daha fazla olduğunu göstermektedir (Şekil 4. 14).



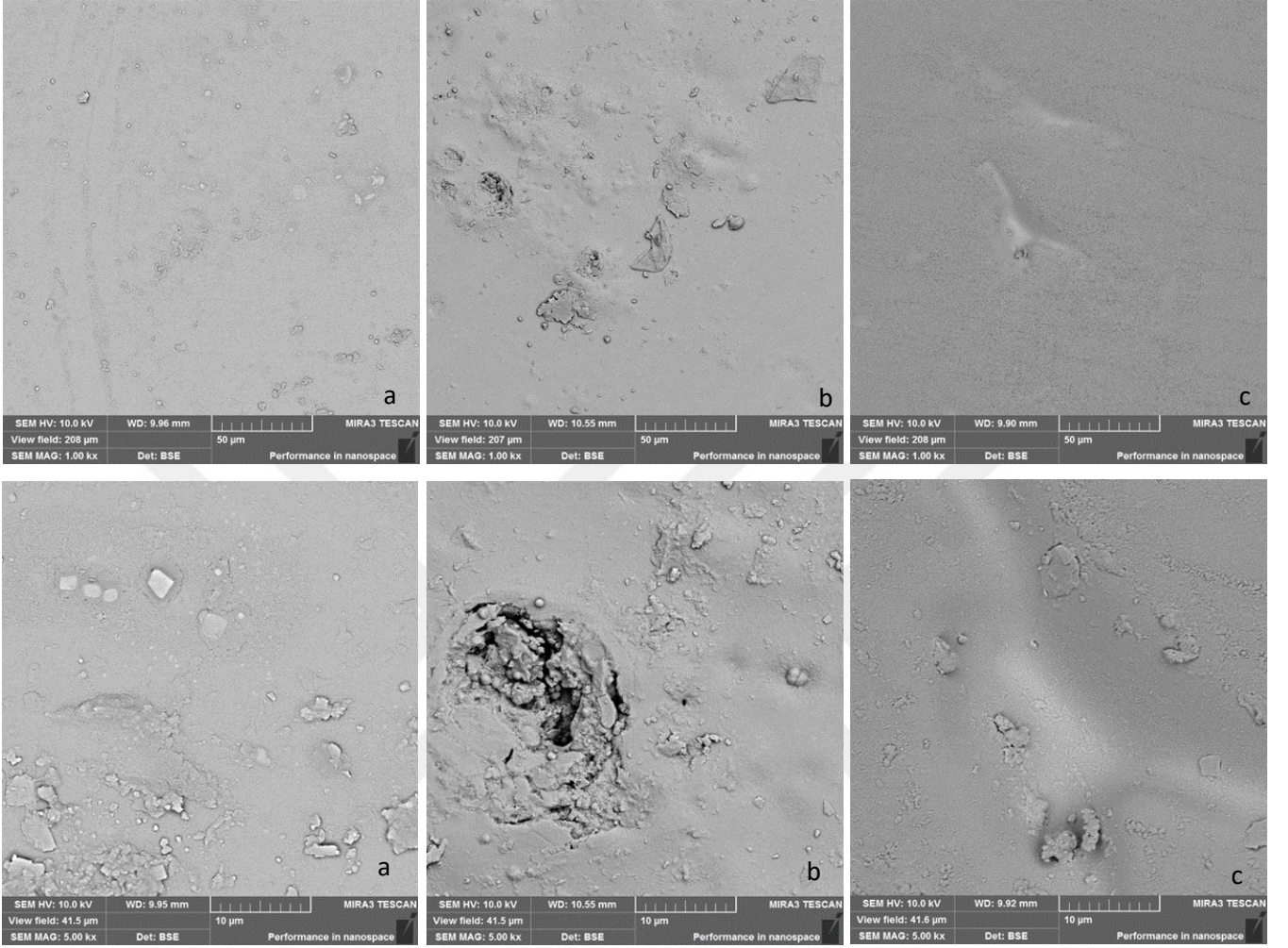
Şekil 4. 15. a) Vita Enamic’ in Manuel Polisaj (VEM) İşlemi Sonrasındaki b) VEM Grubuna Ait Örneğin Kahveye Bırakıldıktan Sonraki c) VEM Grubuna Ait Örneğin Şaraba Bırakıldıktan Sonraki Sem Görüntüleri (1,00kx, 5,00kx)

Vita Enamic grubunda manuel polisaj işlemi uygulanan örneğin SEM görüntüleri incelendiğinde VEM yüzey yapısında artefaklar, manuel polisaj uygulamasına bağlı lastik izleri ve partikül dökülmeleri görülmektedir. Kahveye bırakılan örneğin SEM görüntüleri incelendiğinde örnek yüzeyi ve lastik izlerinin kahve organik filmi ve üzüm salkımı şeklindeki kahve partikülleri tarafından kaplandığı görülmektedir. Şaraba bırakılan örnekte ise şaraptan kalma organik partiküller olmakla birlikte şarap yüzeyde organik bir film tabakası oluşturarak lastik izleri ve artefakları kapatmıştır, bu yüzden yüzey daha düzgün görülmektedir (Şekil 4. 15).



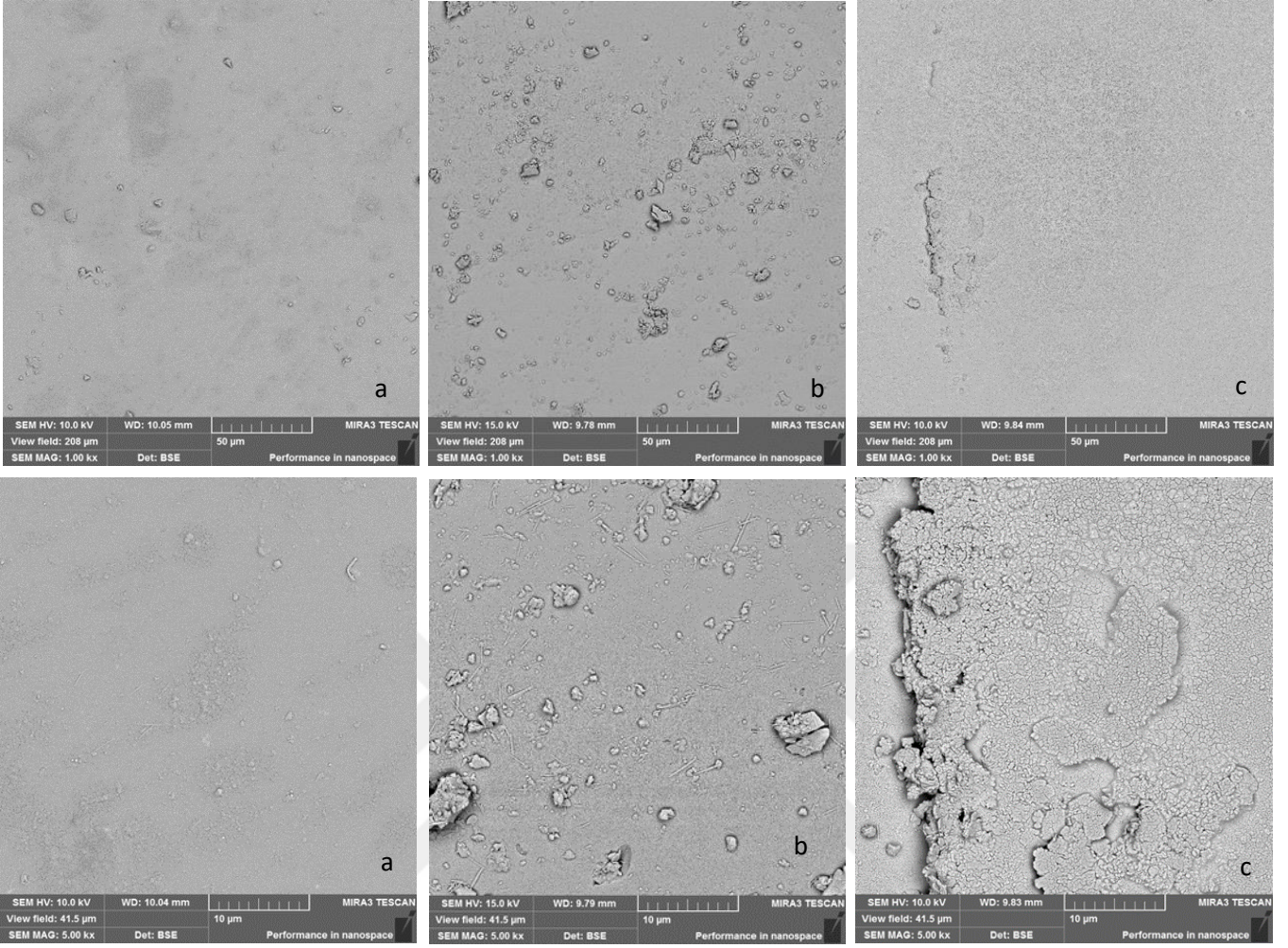
Şekil 4. 16. a) Vita Suprinity' in Glaze (VSG) İşlemi Sonrasındaki b) VSG Grubuna Ait Örneğin Kahveye Bırakıldıktan Sonraki c) VSG Grubuna Ait Örneğin Şaraba Bırakıldıktan Sonraki Sem Görüntüleri (1,00kx, 5,00kx)

Vita Suprinity grubunda glaze işlemi uygulanan örneğin SEM görüntüleri incelendiğinde VSG yüzey yapısının düzgün ve homojen olduğu, glaze uygulamasına bağlı fırça izleri ve birkaç tane partikül dökülmesi dışında düzensiz alanların olmadığı görülmektedir. Kahveye bırakılan örneğin SEM görüntüleri incelendiğinde örnek yüzeyi ve glaze izlerinin kahve organik filmi ile kaplandığı ve üzerinde kahve partikülleri olduğu görülmektedir. Şaraba bırakılan örnekte ise glaze tabakasının çatlamış film görüntüsü ve yüzeyinde organik malzeme birikintileri görülmektedir (Şekil 4. 16).



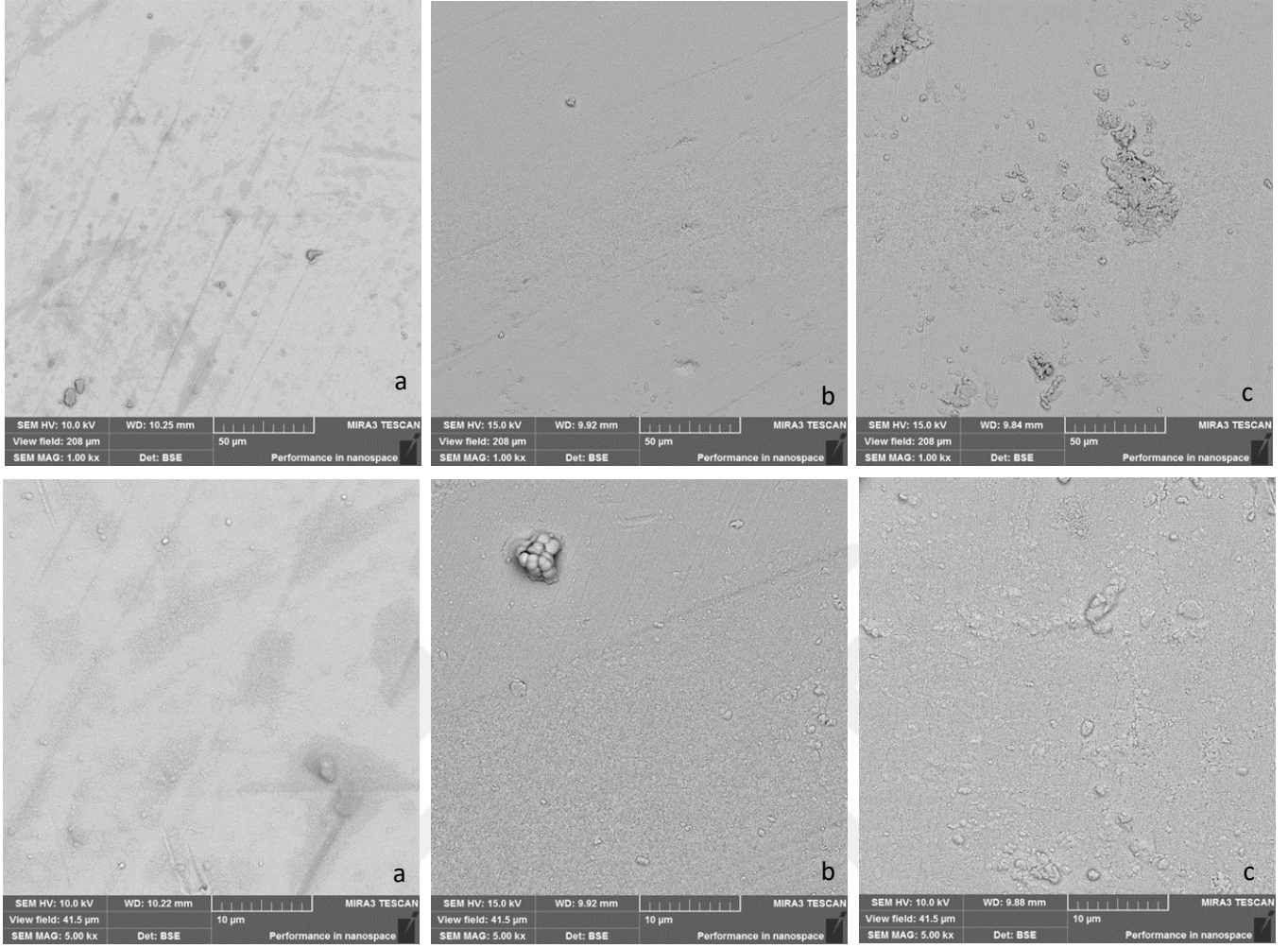
Şekil 4. 17. a) Vita Suprinity’ in Manuel Polisaj (VSM) İşlemi Sonrasındaki b) VSM Grubuna Ait Örneğin Kahveye Bırakıldıktan Sonraki c) VSM Grubuna Ait Örneğin Şaraba Bırakıldıktan Sonraki Sem Görüntüleri (1,00kx, 5,00kx)

Vita Suprinity grubunda manuel polisaj işlemi uygulanan örneğin SEM görüntüleri incelendiğinde VSM yüzey yapısında manuel polisaj uygulamasına bağlı lastik izleri ve partikül dökülmeleri görülmektedir. Kahveye bırakılan örneğin SEM görüntüleri incelendiğinde örnek yüzeyi ve lastik izlerinin kahve organik filmi ile kaplandığı ve kahve partiküllerinin çökelti bölgelerini doldurduğu görülmektedir. Şaraba bırakılan örnekte ise şaraptan kalma organik partiküller olmakla birlikte, şarap yüzeyde bir film tabakası oluşturarak lastik izlerini kapatmıştır (Şekil 4. 17).



Şekil 4. 18. a) Monolitik Zirkonya' nın Glaze (ZG) İşlemi Sonrasındaki b) ZG Grubuna Ait Örneğin Kahveye Bırakıldıktan Sonraki c) ZG Grubuna Ait Örneğin Şaraba Bırakıldıktan Sonraki Sem Görüntüleri (1,00kx, 5,00kx)

Monolitik Zirkonya grubunda glaze işlemi uygulanan örneğin SEM görüntüleri incelendiğinde ZG yüzey yapısının düzgün ve homojen olduğu, glaze uygulamasına bağlı fırça izleri ve birkaç tane partikül dökülmesi dışında düzensiz alanların olmadığı görülmektedir. Kahveye bırakılan örneğin SEM görüntüleri incelendiğinde örnek yüzeyi ve glaze izlerinin kahve organik filmi ile kaplandığı ve üzerinde kahve kalıntıları görülmektedir. Şaraba bırakılan örnekte ise yüzeyin şarap organik filmiyle kaplandığı ve yüzeyinde organik malzeme birikintileri görülmektedir (Şekil 4. 18).



Şekil 4. 19. a) Monolitik Zirkonya’ nın Manuel Polisaj (ZM) İşlemi Sonrasındaki b) ZM Grubuna Ait Örneğin Kahveye Bırakıldıktan Sonraki c) ZM Grubuna Ait Örneğin Şaraba Bırakıldıktan Sonraki Sem Görüntüleri (1,00kx, 5,00kx)

Monolitik Zirkonya grubunda manuel polisaj işlemi uygulanan örneğin SEM görüntüleri incelendiğinde ZM yüzey yapısının düzgün ve homojen olduğu, manuel polisaj uygulamasına bağlı lastik izleri dışında düzensiz alanların olmadığı görülmektedir. Kahveye bırakılan örneğin SEM görüntüleri incelendiğinde örnek yüzeyinin ince bir kahve organik filmle kaplandığı ve yer yer lastik izleri ile kahve partiküllerine rastlanıldığı görülmektedir. Şaraba bırakılan örnekte ise yüzeyin şarap organik filmiyle kaplandığı ve yüzeyinde organik malzeme birikintileri görülmektedir (Şekil 4. 19).

5. TARTIŞMA

Gelişen teknoloji sayesinde diş hekimliğinde kullanılan materyaller ve restorasyonların üretim teknikleri sürekli değiştirmektedir. CAD/CAM sistemi, restorasyonun bilgisayar ortamında üç boyutlu olarak tasarlanıp, üretilmesini sağlayarak geleneksel üretim yöntemlerini elimine etmektedir ve restorasyonun hasta başında tek seansta üretilmesini sağlamaktadır(149). CAD/CAM sisteminin kullanımının artması ve bu sistemle üretilen blokların, geleneksel materyallere göre daha üstün özelliklere ve homojen bir yapıya sahip olması nedeniyle hızla yeni CAD/CAM blokları üretilmektedir. Bu tez çalışmamızda, farklı estetik CAD/CAM materyallerinin yüzeyine uygulanan manuel polisaj ve glaze işlemlerinden sonra renklendirici sıvılar karşısındaki renk stabiliteleri ve yüzey pürüzlülüğü değişimlerinin incelenmesi hedeflendi.

Çalışmamızda oluşturulan hipotezimiz, renk değişimi (ΔE) ve yüzey pürüzlülüğü (R_a) değerlerinde değişimlerin olması nedeniyle reddedildi.

Yeni materyaller geliştirilirken, in vivo ve in vitro testler yapılarak bu materyallerin başarı ve başarısızlıkları değerlendirilmektedir. Klinik testlerin daha güvenilir olmasına rağmen, daha uzun sürmesi, hasta takibi gerekmesi ve standardizasyon sağlamanın zor olması nedeniyle çalışmamız in vitro şartlarda gerçekleştirilmiştir(150).

Monolitik yttriumla stabilize tetragonal zirkonya polikristal materyalleri gelişmiş özellikleri, üstyapı porselenine gerek olmadan üstün bir estetik sağlayabilmeleri, kimyasal ajanlara karşı dayanımının yüksek olması, ısı ve elektrik iletkenliğinin düşük olması ve üretim maliyetlerinin az olması açısından diş hekimliğinde çok kullanılmaktadır(151).

Vita Suprinity materyali de son yıllarda piyasa çıkan, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramiklerdir. İçerisinde bulunan zirkonya, yapıyı güçlendiren bir kristal faz görevi görür ve çatlak ilerlemesini durdurur. Optik özellikleri ve asitle pürüzlendirilebilmeleri nedeniyle laminate restorasyonlar da dahil anterior ve posterior kronların yapımında kullanılan geniş bir uygulama alanına sahiptir(152,153)

Vita Enamic ise %14 polimer, %86 seramik içeriğe sahip olup bünyesinde bulunan seramik ağ yapısı üç boyutlu bir iskelet oluşturarak stresleri dağıtır ve kırılmaya karşı direnç oluşturur. Enamic materyalinde UDMA ve TEGDMA seramik ağa infiltre olmuş bir şekilde bulunur. Seramik hacmi polimerden fazla olduğu için literatürde hibrit seramik olarak adlandırılır(154). Vita Enamic kullanarak yapılan çalışmalarda, bu materyalin mekanik özelliklerinin seramik ve kompozit materyalleri arasında olduğu(88) ve noninvaziv işlemler kullanılarak yapılan uygulamaların 1 yıllık klinik takiplerinde başarılı sonuçlar verdiği rapor edilmiştir(155).

Bu nedenle tez çalışmamızda CAD/CAM teknolojisiyle kullanılabilen Monolitik Zirkonya, Vita Suprinity, Vita Enamic ve Feldspatik Porselen tercih edildi.

CAD/CAM sistemi veya konvansiyonel yöntemlerle elde edilen restorasyonlarda üretim işlemi sonucu doğrudan teslim hazır pürüzsüz yüzeyler oluşmamaktadır. Bu yüzden üretilen restorasyonlara glaze veya manuel polisaj işleminin uygulanması gerekmektedir(156).

Glaze önemli ve etkili bir yüzey parlatma işlemidir. Materyal yüzeyinin maksimum sıcaklıkta belli bir süre bekletilerek glazelenmesi (otoglaze) veya yüzey üzerine cam tozlarının ince bir tabaka şeklinde sürülmesiyle glaze işlemi uygulanmaktadır(157). Glaze tabakası 0.05 mm kalınlıkta olduğunda bütünlüğünü yeterince koruyabildiği bildirilmektedir(158). Ayrıyeten, yüzeyin glaze tabakasıyla kaplanması yüzey çatlaklarının genişliği ve derinliğini azalarak materyalin daha güçlenmesine neden olacaktır(159).

Glaze işleminden sonra restorasyonlara ağız içinde bazı uyumlamalar yapılması gerekebilir ve bu uyumlamalar glaze işlemine zarar verebilir. Tekrar uygulanan glaze işlemi laboratuvar da ek işlem yapılmasından dolayı seans sayısını arttırır. Klinik veya laboratuvar polisaj kitleriyle ek seansa gerek kalmadan, hasta başında, restorasyonların parlatılması sağlanır ve tekrarlanan fırınlama işlemleri önlenmiş olur(160). Bazı çalışmalarda seramik restorasyonlarda ağız içi uyumlama sonrası önerilen polisaj teknikleri, konturların düzeltilmesi için elmas disk ve frezlerin, silikon karbit yeşil taşların kullanımını, bitirme işlemleri için beyaz taşlar veya lastik disklerin kullanımını ve polisaj işlemi için ise elmas pat ve keçe, ince lastik diskler ya da fırçaların kullanımını önermektedir(102)(161).

Yüzey bitirme ve cila işlemleri bükülme dayanımını artırıp, kırılma ve çatlak riskini azaltması sonucu restorasyonun uzun süreli klinik başarısını artırmaktadır(162). Yüzey bitirme ve cila işlemleri sonucu oluşan parlak yüzey; restorasyonun estetik özelliklerinin artırmasının yanı sıra plak birikimi ve bakteri adezyonunu azaltarak dişeti iltihabı, ikincil çürük, renk değişikliği gibi birçok problemin oluşmasını engellemektedir. Bu nedenle restorasyonlara bitirme ve cila işlemleri uygulanmalıdır(102).

Materyallerin yüzey özellikleri, içeriklerinin organik ve inorganik doldurucu miktarına, yüzey bitirme işlemlerinde kullanılan materyallerin gren boyutlarına, abraziv materyallerin tipine, partikül boyutuna, sertliğine, şekline ve işlem sırasında uygulanan basınca, hıza ve uygulama süresine bağlıdır(163).

Tez çalışmamızda kullanılan materyallere glaze ve manuel polisaj işlemleri uygulandı. Her grup için üretici firma talimatlarına göre cila işlemleri yapıldı. Felspatik Porselen ve Monolitik Zirkonya laboratuvarında kullanılan Diapol EVE polisaj lastikleriyle Vita Enamic ve Vita Suprinity ise kendi laboratuvar polisaj setiyle, üretici firmanın talimatları doğrultusunda, gren boyutu sıralamasına göre aynı klinisyen tarafından, elektrikli mikromotor vasıtasıyla ve minimal basınç uygulanarak (max. 15,000 rpm) gerçekleştirildi. Her bir enstrüman 60 saniye süreyle kullanıldı. İşlemler öncesi aşındırıcıların partikül boyutları detaylı olarak incelendi ve gerekli görüldüğünde enstrümanlar yenilendi.

Materyallerin yüzey pürüzlülüğünü belirlemek amacıyla mekanik ve optik profilometreler, tarayıcı elektron mikroskobu (SEM), atomik kuvvet mikroskobu (AFM) gibi farklı yöntemler kullanılmaktadır(164). Çalışmamızda materyallerin yüzey pürüzlülüklerinin ölçümü için optik profilometre cihazı olan Phaze View ve SEM analizi kullanılmıştır. Optik profilometre kullanımıyla kontak profilometrede gözden kaçabilecek pürüzlü alanların tespiti ile net bir matematiksel değer yanında belirlenen alanın görsel haritası da çıkartılmış olur(165). Diş hekimliğinde genel olarak ortalama yüzey pürüzlülüğü değeri olan Ra parametresi kullanılmaktadır. Bu parametrenin daha çok kullanılmasının nedeni kolay hesaplanabilir ve ölçüm ekipmanlarının ekonomik olmasıdır(166). Optik profilometre üç boyutlu yüzey incelemesi yapmaktadır. Fakat yüzeyin analizi için yüzey üzerinde belirli alanlar

seçilerek tarama yapılmaktadır ve elde edilen değerler tüm örnek yüzeyine mal edilmektedir(167). Ayrıca hazırlanan örnekler her zaman homojen değildir, bu durumda da taranan alan örneğin tüm yüzeyini temsil edemeyebilir ve yanlış sonuçlar verebilmektedir(165). Bu sebeple çalışmamızda literatürlerde(113,115) daha çok geçen Ra parametresi kullanılmış ve her örnek için ölçümler 3 kez tekrarlanarak ortalamaları alınmıştır.

Yüzey pürüzlülüğüne dair literatürde kabul edilmiş ortak bir eşik değeri yoktur. Ancak yapılan çalışmalarda, Ra değeri 0,2 μ m'nin üzerinde olduğu zaman, plak birikimi, çürük ve periodontal enflamasyonun arttığı, restorasyonun estetik ömrü ve dayanıklılığının azaldığı rapor edilmiştir(168). Yapılan diğer bir çalışmada ise hastanın dil ucu ile hissettiği pürüzlülük değerinin 0,3 μ m ve üzeri olduğu bildirilmiştir. Pürüzsüz ve parlak yüzeylerin hasta konforunu, aynı zamanda restorasyonun estetik görünümünü ve kullanım ömrünü arttırdığı söylenebilir(10).

Jager ve arkadaşları yüzey bitirme uygulamalarının, diş hekimliğinde kullanılan porselenlerin dayanıklılıkları üzerine olan etkilerini incelemişler ve dört farklı marka seramik materyali yüzeyine, elmas diskler ile manuel polisaj ve glaze işlemleri uygulamışlardır. Yapılan dayanıklılık testi ve SEM analizi sonucunda yüzey düzgünlüğü arttıkça, porselenlerin dayanıklılığının arttığını rapor etmişlerdir(169).

Yapılan bir çalışmada; farklı parlatma sistemlerinin farklı seramik materyallerin yüzey morfolojisi üzerinde etkileri incelendiğinde, yüzey morfolojileri üzerinde farklılıklar tespit edilmiştir(170).

Çok uzun zaman glaze işleminin pürüzsüz yüzeyler elde etmede en iyi yöntem olduğu düşünülmüştür. Ancak yapılan bazı çalışmalar çoğu manuel polisaj işlemi uygulanan yüzeylerin yüzey pürüzlülüğü değerlerinin glaze işlemi uygulanan yüzeylere yakın olduğunu belirtirken(161,171,172) bazı çalışmalar ise hala en iyi yüzey özelliklerine sadece glaze işlemi ile elde edilebileceğini göstermiştir(173,174)

Steiner ve diğerleri beş farklı cila seti kullanarak beş farklı seramiğe (IPS Empress Esthetic, IPS e.max Press, Cergo Kiss, Vita PM 9, Imagine PressX) mekanik polisaj işlemi uygulamışlar ve hiçbir polisaj setinin glaze kadar düzgün yüzey oluşturamadığını rapor etmişlerdir(175).

Farklı porselen materyalleriyle yapılan çalışmalarda, manuel polisaj yapılan yüzeylerde düzensizliklerinin ve keskin hatların düzelebileceği ancak glaze işlemi kadar yüzey düzgünlüğü elde edilemeyeceği belirtilmiştir(176,177). Manuel polisaj işleminin düzgün bir seramik yüzey elde etmek için bir seçenek olması, zaman tasarrufu ve tekrarlanan glaze işlemlerini elimine etmek gibi bazı avantajları olduğu da ifade edilmiştir(178).

Feldspatik porselenlerde glaze ve birçok manuel polisaj işleminin etkinliğinin araştırıldığı bir çalışmada zımpara disk ve porselen lastik diski ile yapılan polisajın yüzey düzgünlüğü açısından iyi sonuçlar verdiğini, fakat glaze işlemi kadar pürüzsüz yüzeyler oluşturamadığını bildirmişlerdir(179). Monolitik Zirkonya materyaline glaze ve manuel polisaj işlemi uygulanan bir çalışmada en pürüzsüz yüzeylerin glaze grubuna, en pürüzlü yüzeylerin ise hiçbir parlatma işlemi uygulanmamış kontrol grubuna ait olduğu rapor edilmiştir(180).

Janyavula ve arkadaşları ise Monolitik Zirkonya ve feldspatik porselene uyguladıkları glaze, manuel polisaj ve manuel polisaj sonrası tekrar glaze işlemlerinin yüzey pürüzlülüğüne etkisini ve karşıt minedeki aşınma miktarını incelemişler; En düşük yüzey pürüzlülüğüne manuel polisaj uygulanan Monolitik Zirkonya örneklerin sahip olduğunu, en yüksek yüzey pürüzlülüğü değerlerinin ise glaze yapılmış feldspatik porselende olduğunu ifade etmişlerdir(181).

Amer ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada Monolitik Zirkonya, Lityum Disilikatla güçlendirilmiş cam seramik ve düşük ısı Feldspatik Seramik örnek yüzeylerine manuel polisaj ve glaze işlemi uygulanmışlardır. Yüzey pürüzlülükleri açısından manuel polisaj işlemi hem Monolitik Zirkonya hem de Feldspatik Porselende (Monolitik Zirkonya $0.119 \pm 0.036 \mu\text{m}$, Feldspatik Porselen $0.242 \pm 0.380 \mu\text{m}$) glazeden (Monolitik Zirkonya $0.317 \pm 0.145 \mu\text{m}$, Feldspatik Porselen $1.038 \pm 0.252 \mu\text{m}$) daha iyi sonuçlar verdiğini söylemektedirler(182).

Fasbinder ve arkadaşları, Lava Ultimate, Vita Enamic, IPS Empress CAD bloklarıyla üretilen restorasyon yüzeylerine farklı polisaj teknikleri uyguladıkları çalışmalarında sadece IPS Empress CAD örneklerinin yarısına glaze işlemi yapmışlar ve materyallerin yüzey pürüzlülüklerini incelemişlerdir. Çalışmanın sonucunda Lava Ultimate örnekler, Vita Enamic ve IPS Empress CAD örneklerden daha pürüzsüz

bulunmuştur. Bunun sebebinin CAD/CAM materyallerinin kristal yapısındaki farklılıktan kaynaklandığını söylemişlerdir(162).

Mota ve arkadaşları yaptıkları çalışmada IPS Empress CAD, IPS e.max CAD, Feldspatik Porselen, Vita Suprinity, Vita Enamic ve Lava Ultimate materyallerinin polisaj ve glaze işlemlerinin yüzey pürüzlülüğüne (R_a) etkisini incelemişler. Çalışmanın sonucunda IPS e.max CAD ve Suprinity seramiklerde glaze işlemiyle manuel polisaja göre daha pürüzsüz yüzeyler elde edilmiştir. Bu durum yüzey sertliği az olan kısmi kristalize IPS e.max CAD ve Suprinity'nin frezlerin hareketlerine daha duyarlı olmasından dolayı pürüzlülüğün artması olarak açıklanmıştır(183).

Çalışmamızda içeceklere bırakılmadan önce ölçülen R_a değerleri karşılaştırıldığında FPM>ZM>FPG>VSM>VEG>ZG>VSG>VEM şeklinde sıralandı (Tablo 4.3). Vita Enamic grubu hariç diğer gruplarda glaze işleminin daha iyi sonuçlar verdiği, Vita Enamic grubunda ise manuel polisaj işleminin daha iyi sonuç verdiği görüldü. Bu sonuç, Vita Enamic'in polimer yapı içerip hibrit bir seramik olmasından dolayı diğer gruplardan yapısal olarak farklı olması ve kendine ait laboratuvar polisaj kitinin üretici firma talimatları doğrultusunda kullanılmasından kaynaklanabileceğini söyleyebiliriz.

İçeceklerden sonraki R_{a2} değerleri karşılaştırıldığında FPG, VEM ve ZM gruplarında şaraba bırakılan örneklerin R_{a2} değerleri artarken kahveye bırakılan örneklerin R_{a2} değerleri azaldı (Tablo 4.3). VSM grubunda kahveye bırakılan örneklerin R_{a2} değerleri artarken şaraba bırakılan örneklerin R_{a2} değerleri azaldı. FPM ve ZG gruplarında ise kahve ve şaraba bırakılan örneklerin R_{a2} değerleri artarken VEG ve VSG de kahve ve şaraba bırakılan örneklerin R_{a2} değerleri azaldı. İçeceklerden sonra elde edilen R_{a2} değerlerinin gruplara ve içeceklere bağlı olarak farklılık göstermesi içeceklerin çökeltilerinin çukurları doldurması ve homojen bir film tabakası oluşturup yüzeydeki pürüzlü alanları kapatması sonucu pürüzlülük değerlerini azaltması veya belli yerlerde fazla çökmesi, yüzeylerden elementleri koparıp pürüzlülük değerlerini arttırmasından kaynaklanabilir.

Yapılan çalışmalar sonucu, yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek amacıyla tek bir metodun kullanılmasının yanıltıcı olabileceği söylenmektedir(102)(158). Bu nedenle birçok çalışmada yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesinde profilometre

ölçümlerinden sonra SEM'le yüzey incelemesi yapılmıştır(172,184,185). SEM ve AFM profilometreye göre daha detaylı yüzey bilgisi verdiği için profilometre verilerinin bu yöntemlerle desteklenmesi gerekir(158). Çalışmamızda örneklerin yüzey pürüzlülükleri optik profilometre ve SEM ile değerlendirildi.

Atay ve arkadaşları feldspatik porselenleri kullanarak yaptıkları çalışmada glaze ve manuel polisaj işlemlerinin yüzey özellikleri üzerine etkilerini SEM analizi ile incelemişler yüzeylerine glaze tipleri uygulanan örneklerin daha pürüzsüz olduğunu söylemişlerdir(186).

Feldspatik porselenlerin yüzeylerine glaze ve manuel polisaj işlemlerinin uygulandığı bir çalışmada, SEM incelemelerinde glaze yapılan örneklerin daha pürüzsüz görüldüğü, fakat profilometrik analizlerde glaze ve manuel polisaj uygulanan örnekler arasında fark olmadığı rapor edilmiştir(187). Diğer bir çalışmada ise, SEM analizinde yüzey düzensizlikleri ve oyuklar içeren manuel polisaj yapılmış örneklerin ortalama pürüzlülük (R_a) değerlerinin glaze grubuna göre daha düşük olduğu belirtilmiştir(156).

Çalışmamızda tüm grupların içeceklere bırakılmadan önce SEM görüntüleri incelendiğinde, manuel polisaj yapılan örneklerin yüzeyinde birbirine paralel çizikler ve poröz bir yapı izlenirken, glaze yapılan örneklerin daha pürüzsüz olduğu görülmüştür. SEM bulguları büyük ölçüde optik profilometre bulgularını destekler niteliktedir.

İçeceklere bırakıldıktan sonraki SEM görüntüleri incelendiğinde kahve ve şarap organik partiküllerinin yüzeye çöktüğü (Şekil 4.13), yüzeyde biyofilm tabakası oluşturduğu, bazı yerlerde yüzeye zarar verdiği (Şekil 4.17) ve kahve moleküllerinin yüzeye tutunduğu görülmektedir. En fazla kahve molekülleri VEG grubunda tutundu (Şekil 4.14). Bunun nedeninin yüzeye uygulanan optiglaze ajanın kimyasal yapısından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Estetik restoratif materyaller, doğal diş görünümünü ve rengini taklit etmelidir. Bu yüzden diş hekimliğinde renk ve materyal seçimi klinik olarak oldukça önemli ve zordur. Diş rengi, ışık kaynağının spektral enerji dağılımı, gözlemcinin göz hassasiyeti, dişin ışık Emilimi, yansıması ve iletimi gibi özelliklerden etkilenir. Doğal

ve estetik bir görünüm için, restorasyonun value, hue, kroma değerleri ile komşu dişlerin uyumlu olması gerekmektedir(188).

Son zamanlarda hastaların artan estetik beklentileri renk ve materyal seçimini daha da zorlaştırmaktadır(189). Ayrıca ağız ortamının nem, sıcaklık bakımından değişken yapısı ve çeşitli yiyecek, içeceklere maruz kalması, dental malzemelerin içeriklerine bağlı olarak bazı özelliklerini değiştirebilmektedir. Özellikle malzemenin yüzeyinde meydana gelen değişiklikler yüzey pürüzlülüğünü, sertliğini ve optik özelliklerini etkileyebilmektedir(190). Bu nedenle araştırmamızda kullanılan materyallerin içeceklere maruziyet sonrasındaki değişimleri incelendi

Türk toplumunun genç popülasyonunda yapılan bir çalışmada spektrofotometre cihazı ile 400 maksiller santral dişin renk ölçümü yapıldığında sonuçların çoğunlukla A₂ çıktığı belirtilmiştir(191). Bu nedenle çalışmamızda tüm gruplar için örnek rengi olarak A₂ seçildi.

Dental materyallerin renklenmelerini araştırmak için literatürlerde kullanılan renklendirici solüsyonlar; kırmızı şarap, kahve, çay, kola, portakal suyu, distile su kızılıcık suyu, çimen suyu, vişne suyu ve metilen mavisidir(192–195). Bizde çalışmamızda kahve ve kırmızı şarap kullanmayı tercih ettik. Yapılan araştırmalarda kırmızı şarabın alkol içeriğinden dolayı rezin matriksi yumuşatarak renklenmeyi kolaylaştırdığını söyleyen çalışmalar(196) olsa da renklenmenin nedeninin alkol mü yoksa içerisindeki pigmentlerin varlığından mı meydana geldiği tam olarak açıklanamamıştır(197). Kahve çözeltisinde ise, az polarite gösteren sarı renklendirici moleküllerin materyallere adsorpsiyonu ve absorpsiyonu sonucu materyalde renklenmeye sebep olduğu bildirilmiştir(198,199). Örneklerin solüsyon içinde bekletme süreleri belirlenirken literatürde yer alan kahve tüketicilerinin günde ortalama 3.2 kupa kahve tükettikleri ve 1 kupa kahveyi içme sürelerinin ortalama 15 dakika olduğu düşünüldüğünde çalışmamızda seçilen 14 gün bekletilme süresi tüketicilerin 14 aylık kahve tüketimine karşılık gelmektedir(131).

Renk değişimleri çoğu zaman görsel olarak algılanamamaktadır. Ayrıca renk tespiti ortamın ışığına, kişinin değerlendirmesine ve materyalin özelliklerine göre çeşitlilik gösterebilir(14). Bu nedenle diş hekimliğinde renk ölçümleri için spektrofotometreler, spektoradyometreler, kolorimetreler ve görüntüleme cihazları

kullanılmaktadır(200). Yapılan bir çalışmada, kullanılan restoratif materyallerin renk değerlerinin kalorimetre ve spektrofotometre gibi farklı renk ölçüm aletleriyle belirlenebileceğini söylemişlerdir(201). Fakat bu aletleri kullanırken güvenilir sonuçlar elde etmek için çok sayıda ölçüm yapılması gerektiğini söyleyen çalışmalar mevcuttur(202,203)

Paul ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, spektrofotometre aleti kullanılarak yapılan renk değişikliği ölçümünün insan gözüne göre çok daha hassas sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir(128). CIE L*a*b* sistemini kullanan spektrofotometre cihazı; tekrar edilebilir, hassas ve güvenilir renk ölçümü yapmaktadır(204). Bu nedenle çalışmamızda renk ölçümü için literatürlerde çok fazla kullanılan spektrofotometre cihazı tercih edildi(123,130,205) ve yapılan ölçüm sonuçlarının güvenilirliği için her örnek yüzeyinden üçer kez ölçüm yapılarak, oluşabilecek hatalar en aza indirgenmeye çalışıldı.

Renk ölçümleri sonucu elde edilen değerler arasındaki farklar matematiksel olarak CIELab formülü (ΔE^*_{ab}) ya da son zamanlarda kullanılmaya başlanan CIEDE2000 (ΔE_{00}) formüllerle hesaplanmaktadır. Çalışmamızda CIE L*a*b* formülü (ΔE^*_{ab}) kullanıldı. CIE L* a* b* renk koordinatları renk değişiminin belirlenmesinde kullanılan geleneksel bir sistemdir. Bu sistemde kullanılan L* objenin parlaklığını, a*, yeşil-kırmızı, b* mavi-sarı koordinatlarını temsil eder(206). Bu koordinatlar, iki örnek arasındaki renk farklılığını hesaplayıp klinik olarak kabul edilebilirliklerini tanımlamak için kullanılmaktadır. ΔE^* değerinin sıfır olması iki renkte farklılık olmadığı, ΔE^* 'nin sıfırdan farklı değerde olması ise renk farklılığı olduğu anlamına gelir. ΔE^* değeri arttıkça, renk farklılığı da artarak gözle algılanabilmeye başlar. O' Brien, renk değişiminin (ΔE^*) 3.5 birime kadar klinik olarak kabul edilebilir olduğunu bildirilmektedir(103).

Çalışmamızda kullanılan materyallere uygulanan yüzey bitirme ve cila işlemleri uygulandıktan sonra ilk renk ölçümleri yapıldı. Daha sonra hazırlanan kahve ve şarap solüsyonlarında 14 gün bekletilip son ölçümleri yapılarak, örnek yüzeylerinde renk ve yüzey değişikliğine sebep olup olmadığı değerlendirildi.

Barutçugil ve arkadaşları boyama potansiyeli olan içeceklere daldırdıkları CAD-CAM materyallerinin renk ve yarı saydamlık değişikliklerini değerlendirdikleri

çalışmada kırmızı şarap ve kahvenin uzun bir daldırma döneminden sonra CAD-CAM materyallerinin renk ve yarı saydamlığında önemli değişikliklere neden olduğunu rapor etmektedir(207). Bizim çalışmamızda bu çalışmaya paralel olarak 14 gün sonunda içecekler örneklerin renk ve yüzey pürüzlülüğünde değişikliklere neden oldu.

Acar ve arkadaşları yaptıkları çalışmada Vita Enamic, Lava Ultimate, IPS e.max CAD ve nano kompozit rezin materyallerinden elde ettikleri farklı kalınlıklardaki örnekleri, kahve içerisinde ısısal döngü işlemine tabi tutmuşlardır. ΔE değerleri nano kompozit için 4,34; Lava Ultimate için 3,66; Vita Enamic için 1,35; IPS e.max CAD için 0,43 olarak saptanmıştır. Bu sonuçlara göre Lava Ultimate ve nano kompozit rezinin tüm kalınlıklarda klinik olarak kabul edilemez renk farkı gösterdiği, IPS e.max ve Vita Enamic'in ise klinik olarak fark edilebilir renk değişimi göstermediği saptanmıştır(208). Bizim çalışmamızda da kahveye bırakılan Vita Enamic örneklerinin renk değişim değerleri (VEG: $1,15 \pm 0,21$, VEM: $1,08 \pm 0,13$) gözle fark edilme sınırının altında bulundu.

Sarıkaya ve arkadaşları, hibrit seramik (HC) ve reçine nanoseramik (RNC) malzemelerini farklı yüzey işlemleri sonrasında kola, çay ve kahve çözeltilerinin renk ve yarı saydamlığı üzerindeki etkilerini araştırdıkları bir çalışmada, kahve solüsyonunda saklanan HC ve RCN örneklerin daha büyük ΔE * değerleri gösterdiğini söylemektedirler(209).

Eldwakhly ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada IPS-e.max-CAD ve Celtra Duo, Zirkonya, Lava Ultimate ve Vita Enamic bloklardan hazırlanan örneklerin renk ve yarı saydamlık parametrelerini, farklı solüsyonlara (kahve, kola, zencefil ve su) tabi tutulduktan sonra değerlendirmişler ve zencefil, Zirkonya (Lava Plus) ($\Delta E = 4.01 \pm 1.2$) ve Vita Enamic'te ($\Delta E = 2.15 \pm 0.86$) en fazla renk değişimine neden olurken daha sonra kahve (Zirkonya $\Delta E = 3.88 \pm 1.50$, Enamic $\Delta E = 1.60 \pm 0.09$) ve su (Zirkonya $\Delta E = 2.66 \pm 1.50$, Enamic $\Delta E = 0.95 \pm 0.11$) gelmektedir. Kolanın (Zirkonya $\Delta E = 1.83 \pm 0.04$, Enamic $\Delta E = 0.88 \pm 0.04$) ise en az renk değişimine neden olduğunu bildirmişlerdir(210). Araştırmacılar zirkonyumun su ile temas ettiğinde aşamalı bir faz dönüşümüne uğrayarak tetragonal fazdan monolitik faza geçtiğini, bu geçiş sürecine yüzey pürüzlülüğü, partikül yer değiştirmesi ve malzeme içine su penetrasyonunun eşlik ettiğini ve alkali ortamın bu durumu arttırdığını söylemişlerdir(211). Zencefilin

alkali pH' a sahip olması Zirkonya' nın ve Vita Enamic' in en çok zencefilde renk değişimi göstermesini açıklayabilir. Daha sonra Monolitik Zirkonya ve Vita Enamic'te kahvenin renk değişimine sebep olmasını, kahvenin sarı pigmentlerinin malzemelerin mikro yapısına nüfuz etme kapasitesi, kahve çözeltisinin düşük polariteye ve hafif asiditeye (pH:4,63) sahip olmasıyla açıklanabilir(193). Monolitik Zirkonya ve Vita Enamic'in kolada daha az renk değişimine uğraması ise kola gibi yüksek asiditeye sahip ortamlarda malzemeler özellikle rezin içeren malzemeler daha az renk değişimi göstermektedir. Bunun diğer bir nedeni ise kolanın fosfat iyon içeriğidir(212). Fosfat iyon rezin yüzeyinin çözünmesini azaltmaktadır. Bu nedenle Vita Enamic kolada çok az renk değişimi göstermiştir. Bizim çalışmamızda Zirkonya' nın kahve ve şaraba göre renklenmesi karşılaştırıldığında istatistiksel olarak önemli bir fark yokken ($p>0,05$), manuel polisaj uygulanan örnekler glaze uygulanan örneklerle göre daha az renk değişimi göstermiştir (ZGK $\Delta E:1,15$, ZGŞ $\Delta E:1,21$, ZMK $\Delta E:0,77$, ZMŞ $\Delta E:0,66$). Bu durum glaze tabakasının içeceklerden daha çok etkilenmesiyle açıklanabilir. Vita Enamic grubunda ise kahve ve şaraba göre renklenme karşılaştırıldığında istatistiksel olarak önemli bir fark vardır ($p<0,05$) ve hem VEG hem de VEM grubunda örnekler yukardaki çalışmaya paralel olarak kahvede daha çok renk değişimine (kahve; VEG: $1,15\pm0,21$, VEM: $1,08\pm0,13$, şarap; VEG: $0,71\pm0,13$, VEM: $0,50\pm0,13$) uğramıştır.

Esquivel ve diğerleri; üç farklı feldspatik porselen sisteminin renk stabilitesini incelemek için glaze uygulanmış ve hiçbir yüzey işlemi uygulanmamış örnekleri distile su ve metilen mavisine bırakarak, görsel yöntem ve kolorimetre kullanarak renk değişimlerini incelemişlerdir. Çalışmanın sonuçlarına göre metilen mavisinde bekletilen glaze uygulanmış örneklerin renk değişiminin ise minimum olduğu rapor edilmiştir(213). Bizim çalışmamızda kahveye bırakılan FP grubunda glaze uygulanan örnekler (FPG: $1,37\pm0,11$) manuel polisaj uygulanan örneklerle (FPM: $3,70\pm0,50$) göre daha az renk değişimine uğramıştır. Şaraba bırakılan örneklerde ise glaze uygulanan örnekler (FPG: $1,65\pm0,15$) manuel polisaj uygulanmış örneklerle (FPM: $1,28\pm0,24$) göre daha çok renklenmiştir. Bunun nedeni olarak şarabın glaze tabakasını daha çok etkilediği ifade edilebilir.

Stawarczyk ve arkadaşları; CAD/CAM ile kullanılabilen farklı materyallerin renk kararlılıklarını değerlendirmek için hazırladıkları örnekleri, 14 gün süreyle farklı solüsyonlarda (kırmızı şarap> köri> tere> damıtılmış su) bekletmişlerdir. Kırmızı

şarapta bekletilen örnekler içinde, en yüksek ΔE^* değeri Cerasmart ($\Delta E^*=19,7$) grubunda elde edilmiştir. Onu sırasıyla Lava Ultimate ($\Delta E^*=15,1$), Vita Enamic ($\Delta E^*=13,6$), Empress CAD ($\Delta E^*=6,9$) ve e.max CAD ($\Delta E^*=3,1$) materyalleri takip etmiştir. Çalışmanın sonucu olarak, cam seramiklerin renk stabilitelerinin, seramik-polimer materyallerden anlamlı derecede yüksek olduğu belirtilmiştir(13). Bizim çalışmamızda ise kırmızı şaraba bırakılan örnekler içinde en yüksek ΔE değeri FPG ($\Delta E:1,65$) de görülürken en az ΔE değeri VEM ($\Delta E:0,50$) materyallinde bulunmuştur. Bu durum VEM grubunun en az yüzey pürüzlülük değeri ($Ra=0,20\pm0,001$) göstermesinden kaynaklanabilir.

Lawson ve arkadaşları, polimer yapılı hibrit materyalleri (Lava Ultimate, Vita Enamic, Paradigm MZ 100) ve saf seramikleri (Lityum disilikat, Paradigm C) kullandıkları çalışmada farklı polisaj teknikleri uyguladıkları örnekleri renklendirici solüsyon içinde bekletmişler. En az renk değişimini lityum disilikat seramikte, en fazla renk değişimini ise rezin nanoseramikte bulmuşlardır. Bunun nedeni olarak Resin nanoseramik ve hibrit seramiklerin içeriğinde bulunan hidrofobik üretan dimetakrilat (UDMA) ve hidrofilik trietilenglikol dimetakrilat (TEGDMA) ve Bis-GMA' nın yüksek su emilimine neden oldukları için renk değişiminden sorumlu olduklarını belirtmişlerdir. Ayrıca polisaj yapılmış örnekler polisaj yapılmamış örneklerden daha az renk değişimine uğradığını bildirmişlerdir(195). Polisaj işlemi yüzey pürüzlülüğünü azaltarak parlaklığın artmasına, ekzojen renklendiricilerin yapıya adsorpsiyonu ve absorpsiyonunu engelleyerek renklenmenin azalmasına neden olmaktadır(214). Sonuç olarak yüzey bitirme işlemlerinin ve materyalin yapısal özelliklerinin renklenme üzerinde etkili olduğunu söylemişlerdir.

Sagsoz ve arkadaşları yaptıkları bir araştırmada, feldspatik seramik olan Cerec, rezin seramik Lava Ultimate, Enamic, Cerasmart ve ışıkla sertleşen kompozit rezin kullanarak örnek yüzeylerine farklı mekanik polisaj işlemleri uygulamışlar ve damıtılmış su, çay, kahve ve fermente edilmiş siyah havuç suyu çözeltilerine bırakmışlardır. CIE $L^*a^*b^*$ sistemine göre renk ölçümleri yapılmıştır. Bu çalışmada, polisajlanmış örnekler hiçbir işlem yapılmamış gruba göre daha iyi sonuçlar vermiştir. Bu nedenle araştırmacılar tüm restoratif materyallerin uygun bir polisaj sistemi ile cilalanması ve restorasyonların pürüzsüz bir şekilde bitirilmesinin önemli olduğunu vurgulamışlardır(215).

Motro ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada farklı yüzey bitirme işlemlerinin seramiklerin yüzey pürüzlülüğü ve renklenmesine olan etkisini değerlendirmişlerdir. Glaze uygulanan örnekler, manuel polisaj uygulanan gruplara göre daha iyi yüzey pürüzlülüğü değerleri göstermiştir. Manuel polisaj uygulanan örneklerin, glaze uygulanan örneklerle göre kahve solüsyonunda daha fazla renklendiğini söylemektedirler ve bu renklenme düzeylerinin klinik olarak kabul edilebilir seviyede olmadığını söylemektedirler(216). Bunun sebebi olarak, pürüzlü yüzeylerin, pürüzsüz yüzeylere göre daha fazla renk değişikliği gösterdiğini ifade etmişlerdir. Bizim çalışmamızın bulgularına göre Monolitik Zirkonya ve Vita Enamic'te glaze uygulanan örnekler, Vita Suprinity ve Feldspatik Porselen grubunda manuel polisaj uygulanan örnekler kahve çözeltilerinde daha fazla renklenmişlerdir (Tablo 4.2). Bu durumu VEG, VSM ve FPM' nin yüzey pürüzlülüğünün daha fazla olmasına bağlayabiliriz. Monolitik zirkonyada ise glaze grubunun daha pürüzsüz olmasına rağmen daha fazla renklenmesini yüzeyinde gerçekleşen faz dönüşümleri sebebiyle açıklanabilir. VEGŞ, VEMŞ, VSGK, VSGŞ, ZMK, ZMŞ gruplarında ΔE değerleri 0,5-1 arasında bulunduğundan dolayı bu gruplar klinik olarak mükemmel kabul edilirken, ΔE değerleri 1-2 arasında bulunan FPGK, FPGŞ, FPMŞ, VEGK, VEMK, VSMK, VSMŞ, ZGK, ZGŞ grupları klinik olarak iyi kabul edilmiştir. ΔE değeri 3,5 tan fazla olan FPMK grubu ise klinik olarak kabul edilemez seviyededir (Tablo 2.1).

Lityum Disilikat Cam-Seramik (IPS e.max CAD HT) ve Zirkonya Takviyeli Lityum Silikat Seramik (Vita Suprinity HT) CAD / CAM bloklarının farklı yüzey bitirme işlemleri sonrasında farklı çözeltilerdeki (siyah çay ve kahve) renk stabilitesini araştıran bir çalışmada tüm örneklerle 3 farklı yüzey bitirme işlemi (glaze, mekanik parlatma ve staining ve glaze) uygulanmıştır. Glaze işleminin tüm gruplarda diğer yüzey parlatma işlemlerine göre daha iyi renk stabilitesi gösterdiğini bildirmektedirler(217). Yüzey pürüzlülüğü bu çalışmanın konusu olmamasına rağmen, glaze uygulanmış seramiklerin gösterdiği daha yüksek renk kararlılığı, glaze işlemiyle manuel polisaja göre daha pürüzsüz yüzeyler elde edilmesinden dolayı daha az renk değişimine sebep olmasıyla açıklamaktadırlar. Bizim çalışmamızda da bu çalışmaya paralel olarak Vita Suprinity grubunda glaze işlemi (VSGK ΔE :0,83, VSGŞ ΔE :0,56) manuel polisaja (VSMK ΔE : 1,15, VSMŞ ΔE : 1,38) göre kahve ve şarap solüsyonlarında daha az renklenmeye sebep olduğu için daha fazla renk kararlılığı

göstermiştir. Bunun sebebi glaze işlemiyle manuel polisaja göre daha pürüzsüz yüzeyler (VSG Ra:0,21, VSM Ra: 0,22) elde edilmesidir.

Kılınç ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada, Lava Ultimate, Cerasmart, Vita Enamic, Vita Suprinity ve Vita Mark II malzemeleri kullanarak farklı bitirme ve cilalama prosedürleri (kontrol, manuel polisaj ve glaze) ve ultraviyole (UV) yaşlandırmadan sonra optik özelliklerini araştırmışlardır. Çalışmanın sonucunda CAD-CAM malzemelerin optik özellikleri, malzeme türünden ve uygulanan yüzey bitirme ve cilalama prosedüründen etkilendiği bildirilmiştir. Bununla birlikte manuel cilalama, Lava Ultimate ve Cerasmart için daha iyi sonuçlar verirken, Vita Enamic için glaze daha iyi sonuçlar verdiği belirtilmiştir. Araştırmacılar Seramik malzemelerde renk kararlılığı açısından manuel polisaj veya glaze uygulanmalarını önermektedir(218). Bizim çalışmada ise Vita Enamic grubunda manuel polisaj uygulanan örneklerde daha pürüzsüz yüzeyler (VEG Ra:0,21, VEM Ra:0,20) elde edilmiş ve renk stabilitesi glaze uygulanan örneklerle (VEGK ΔE : 1,15, VEGŞ ΔE : 0,71, VEMK ΔE :1,08, VEMŞ ΔE : 0,50) göre daha iyi bulunmuştur. Bu farklılık onların UV yaşlandırma bizim ise içeceklerle renklendirme işlemlerini kullanmamızdan kaynaklanabilir.

Lauvahutanon ve arkadaşları çalışmalarında CAD-CAM bloklarının kahve ve suda bekletilmesi sonucunda renk değişimi ve translüsensi parametrelerini incelemişlerdir. Çalışmanın sonucunda çoğunlukla L^* değerlerinde azalma, a^* ve b^* değerlerinde artma belirtilmiştir. Suda bekletilen örneklerde ΔE değerlerinde anlamlı bir fark olmazken, kahvede bekletilen örneklerin ΔE değerlerinde artış gözlemlendiği bildirilmiştir(219). Bizim çalışmamızda da yüzey bitirme ve cila işlemleri tamamlandıktan sonra içeceklere bırakılmadan önce ve sonra renk ölçümleri yapıp parlaklık (L^*), yeşil-kırmızı (a^*), mavi-sarı (b^*), parametrelerine bakıldığında çoğunlukla L^* , a^* , b^* değerlerinde artma görülmüştür. L^* değeri bir yüzeyden yansıyan ışık miktarını temsil eder. Diğer çalışmaya göre L^* değerindeki farklılığın nedeni parlaklığın, malzemenin kırılma indeksinden ve yüzeyinin topografyasından etkilenmesiyle açıklanabilir. Kırılma indeksi, bir malzemenin yüzeyine gelen ışığın hızını ve yönünü değiştirme yeteneğinin bir ölçüsüdür. Atomların elektriksel uyarılabilirliğine bağlıdır ve seramik malzemeler için karbon bazlı polimerlerden daha yüksek olduğu gösterilmiştir. Bir malzemenin pürüzlülüğü de parlaklığı etkileyecektir,

çünkü yüzeyindeki pürüzler ışığı yansıtmak yerine dağıtacaktır(220). Bu nedenle içeceklerden sonra örnek yüzeylerindeki pürüzlülük ve kırılma indekslerinin değişimi nedeniyle örneklerin renkleri sarı ya da kırmızıya kaysa da bazı gruplarda parlaklık değerleri artmıştır.

İki farklı translüsent özelliğe sahip ve farklı yöntemlerle bitirilmiş Vita Enamic bloğun translüsent özelliği üzerine kahve ve kırmızı şarabın etkilerini araştırmak isteyen Büyükkaplan ve arkadaşları yaptıkları çalışmada farklı yöntemlerle (kontrol, klinik kit, teknik kit, glaze) örnek yüzeylerini parlatmışlardır. Örneklerin translüsensi parametreleri içeceklere bırakılmadan önce ve sonra taşınabilir bir spektrofotometre kullanılarak ölçmüşlerdir. Elde edilen bulgular sonunda kırmızı şarabın kahveden daha fazla translüsens parametresini etkilediğini ifade etmişlerdir(221). Bizim çalışmamızda Vita Enamic' te kahve, kırmızı şaraba göre daha fazla renk değişikliğine sebep olmuştur. Bu farklılığın nedeni onların translüsens parametresini incelemesi, bizim ise translüsens parametresi çalışmadığımızdan tüm gruplarda HT özelliğe sahip bloklar kullanarak renk değişimini incelememizden dolayı olabilir.

Stamenković ve diğerleri 2020 yılında yaptıkları bir çalışmada Cerasmart, IPS e.max, Lava Ultimate, Shofu HC, Vita Enamic ve Vita Suprinity CAD/CAM materyallerinden elde edilen örneklerin yüzeylerini laboratuvar ve klinik kit kullanarak parlatmışlardır. Daha sonra, kahve ve şarapta lekelenmeye ve hızlandırılmış yapay yaşlandırmaya maruz bırakmışlardır. Örnekler boyama solüsyonlarında bekletilerek renk verileri bir masa üstü spektrofotometre ile kaydedilmiştir. Araştırmacılar laboratuvar ve klinik set kullanımının örneklerin renk stabilitesinde bir fark oluşturmadığını ve kahvenin en büyük renk değişikliğine sebep olduğunu bildirmişlerdir(222). Bizim çalışmamızda kahve ve şaraba göre renklenmeye bakıldığında VSM, ZG, ZM arasında anlamlı bir fark yokken ($p>0,05$), FPM, VEG, VEM ve VSG grubunda kahve şaraba göre daha fazla renk değişikliğine sebep olmuştur. Bu durum kahvede bulunan düşük polariteli sarı pigment moleküllerinden kaynaklandığı söylenebilir.

Al-Mawash ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada, CAD / CAM seramik materyalini (Vitablocs Mark II, VITA Enamic ve VITA Suprinity) farklı yüzey işlemlerine göre 3 gruba (G1: glaze, G2: yüzey bitirme ve manuel polisaj, G3:

polisajdan sonra re-glaze) ayırarak bir hafta kahve solüsyonunda bekletmişler ve solüsyona bırakılmadan önce ve bırakıldıktan bir hafta sonra renk ölçümlemlerini yapmışlardır. Test edilen CAD / CAM seramik materyallerinin renk değışiminin, tüm gruplarda klinik olarak kabul edilebilir seviyede olduğu, en yüksek renk değışimi değlerlerinin ise yüzey bitirme ve polisaj uygulanan örneklerde bulunduğu rapor edilmiştir. Bunun sebebi olarak yüzey pürüzlülüğü artıkça renk değışiminin de artmasını ifade etmişlerdir Araştırmacılar test edilen tüm malzemelerin renklenmeye karşı direncinin artırılması için yüzey bitirme işlemlerinden sonra re-glaze uygulamasını önermektedir(223).

Özen ve arkadaşlarının farklı yüzey bitirme işlemlerinin yapay yaşlandırma sonrası lityum disilikat cam-seramikler, zirkonya takviyeli lityum silikat seramikler ve reçine nanoseramiklerin renk kararlılıkları üzerindeki etkisini değerlendirdikleri çalışmada Reçine nano seramikleri (LU), zirkonya takviyeli lityum silikat (VS) ve lityum disilikat (EC) seramiklerden yapay yaşlandırma sonrası daha fazla renk değışimine uğradığını, Seramik grupları arasında, zirkonya takviyeli lityum silikat (VS) ve lityum disilikat'ın (EC) glaze uygulanan örnekleri klinik olarak kabul edilebilir seviyelerde renk değışimi değleri gösterdiğini belirtmişlerdir. Ayrıca tüm aşamalar için de en düşük renk değışiminin Vita Suprinity'de gözlemlendiği bildirilmiştir(224). Bizim çalışmamızda içecekleri ayırt etmeden sadece yüzey işlemlerine göre renklenmeye baktığımızda ΔE değleri çoktan aza göre FPM>FPG>VSM>ZG>VEG>VEM>ZM>VSG olarak sıralanmaktadır. Bizim çalışmamızda da en fazla renk kararlılığı glaze uygulanmış Vita Suprinity' de gözlemlenmiştir. Bunun nedeninin Vita Suprinity içeriğinde zirkonya taneciklerinin cam yapı içerisinde daha ince bir moleküler yapı ile homojen olarak dağıldığı, bu sayede malzeme mukavemetinin arttığı ve daha homojen bir yüzey yapısına sahip olduğu ve glaze işlemi sonrası yüzey pürüzlülüğünün diğer gruplardan daha düşük olması olabilir.

Farklı yüzey bitirme prosedürlerinin, polimer infiltre edilmiş seramik ağ malzemesinin yüzey pürüzlülüğü ve renk değışikliği üzerindeki etkilerini araştıran Özarslan ve arkadaşları yaptıkları çalışmada VITA Enamic bloklardan hazırladıkları örnekleri 8 gruba ayırmışlardır. Her grup için, üretici tarafından önerilen farklı bitirme

prosedürleri gerçekleştirildi. Yüzey pürüzlülük değerleri, kontak bir profilometre, renk değişiklikleri ise klinik spektrofotometre kullanılarak değerlendirildi. Çalışma sonucunda VITA Enamic restorasyonlarının glaze ve klinik kit yerine teknik kit ile bitirilmesinin yüzey pürüzlülüğü ve renk stabilitesi açısından daha iyi klinik performans sağladığı belirtilmiştir(225). Bizim çalışmamızda da Vita Enamic grubunda glaze göre laboratuvar polisaj kiti renk değişimi (VEGK ΔE : 1,15, VEGŞ ΔE : 0,71, VEMK ΔE : 1,08, VEMŞ ΔE : 0,50) ve yüzey pürüzlülüğü (VEG Ra: 0,21, VEM Ra: 0,20) açısından daha iyi sonuçlar vermiştir.

Soygun ve arkadaşları, CAD/CAM materyallerini üç farklı gargara solüsyonunda (Listerine, Tantum Verde, Klorheks) bekleterek renk ve yüzey pürüzlülüğü değişimini araştırdıkları çalışmalarında, ΔE ve Ra değerleri arasında pozitif korelasyon olduğunu belirtmişlerdir(226). Bizim çalışmamızda da yüzey bitirme işlemleri sonrasında yapılan yüzey pürüzlülüğü ölçümleri sonucu Ra değerleri karşılaştırıldığında FPM> ZM> FPG> VSM> VEG> ZG> VSG> VEM sıralanırken içeceklerle göre ΔE değerleri FPMK> FPGŞ> VSMŞ> FPGK> FPMŞ> ZGŞ> VSMK> ZGK> VEGK> VEMK> VSGK> ZMK> VEGŞ> ZMŞ> VSGŞ> VEMŞ şeklinde sıralanmaktadır. Ra ve ΔE değerleri arasında bir ilişki olsa da tamamen doğrusal bir ilişki yoktur. Kullanılan materyallerin içeriklerinin, özelliklerinin, uygulanan yüzey bitirme işlemlerinin ve içeceklerle olan etkileşimlerinin farklı olması da renklenmeyi etkilemektedir. Smales ve Gerken' in yaptığı çalışmada bizim çalışmamızı destekler nitelikte pürüzlü yüzeylerin boyayıcı çözeltilerin emilimiyle renklenebileceğini, ancak yüzey pürüzlülüğü ile renklenme arasında her zaman doğrusal bir ilişki bulunmadığını bildirmişlerdir(227).

Çalışmamızın sınırlamaları:

- Deney örneklerimiz düz yüzeyli olup polisaj kolay ve standart bir şekilde yapılabilir fakat dişler ve yapılan restorasyonlar anatomik yapılara sahip olduğu için farklı sonuçlar elde edilebilir.
- Çalışmada 3 farklı CAD/CAM materyali kullanılmıştır. Materyal türlerinin artırılması ile daha detaylı sonuçlar elde edilebilir.

- Yüzey pürüzlülüğü ölçümünde kullanılan optik profilometre yüzeye hiç temas etmeyip ışık yansıması şeklinde çalıştığı için AFM kullanılması daha farklı sonuçlar verebilir.

- Yüzey bitirme özellikleri, kimyasal yapı ve solüsyonlara maruz kalma gibi birçok parametrenin yanı sıra ağız ortamında çeşitli protein ve enzim içeren tükürük varlığı, çok çeşitli yiyecek ve içeceklere maruz kalma, ısı değişimleri, kötü hijyen veya düzenli diş fırçalama, sigara ve hem fonksiyonel hem de parafonksiyonel kuvvetlerle karşılaşması tüm bu faktörlerin mevcut deney koşullarında taklit edilememesi nedeniyle daha kesin sonuçlar elde edilememektedir. Bu yüzden invivo çalışmaların yapılmasına ihtiyaç vardır.



6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Farklı estetik CAD/CAM materyallerinin yüzeyine uygulanan manuel polisaj ve glaze işlemlerinden sonra renklendirici sıvılar karşısındaki renk stabiliteleri ve yüzey pürüzlülüğü değişimlerini incelediğimiz bu çalışmanın sınırları dahilinde bulgular değerlendirildiğinde şu sonuçları elde edilmiştir:

- 1- Restorasyon olarak kullanılması düşünülen CAD/CAM materyallerinin seçimi yapılırken, kimyasal kompozisyon ve bitirme teknikleri önem taşımaktadır.
- 2- Kullanılacak olan bitirme tekniği, mutlaka materyalin kimyasal kompozisyonuna ve üretici firma önerilerine uyum sağlamalıdır. FP, Z, VS gruplarında glaze işlemi, VE grubunda kendi teknik kiti kullanılarak yapılan manuel polisaj işlemi sonucu daha düzgün yüzeyler elde edilmiştir.
- 3- Yüzey bitirme işleri sonrasında tüm gruplar değerlendirildiğinde yüzey pürüzlülüğü değerleri en az olan grup VEM, yüzey pürüzlülüğü değerleri en fazla olan grup FPM' dir.
- 4- Tedavi planlamasında beslenme alışkanlıkları değerlendirilmeli, renklendirici ve asidik solüsyon tüketim miktarları ile oral hijyen alışkanlıkları sorgulanarak tedavi bu çerçevede planlanmalıdır. Kahve daha çok tüketen hastalarda ZM ve VSG, şarap daha çok tüketen hastalarda VSG ve VEM tercih edilmelidir.
- 5- Kullanılan içecekler materyallerin renk değişimlerine neden olmuştur ama kahveye bırakılan FPM grubu hariç renk değişimleri klinik olarak kabul edilebilir seviyelerdedir.
- 6- Yüzey bitirme işlemlerine göre renk değişikliğine bakıldığında, Z ve VE glaze uygulanan gruplar daha fazla renklenirken, VS de manuel polisaj daha fazla renklenmiştir. FP de ise şarap glaze uygulanan grubu kahve ise manuel polisaj grubunu daha fazla renklendirmiştir.
- 7- SEM görüntüleri incelendiğinde glaze uygulanan yüzeylerin daha düzgün olduğu manuel polisaj uygulanan yüzeylerde polisaj izleri ve içeceklerin örnek yüzeylerinde yer yer çökeldiği, film tabakası oluşturduğu, kahve

moleküllerinin yüzeye tutunduğu ve bazı yüzeylere zarar verdiği görülmektedir.

- 8- SEM görüntüleri incelendiğinde kahve molekülleri en fazla VEG grubunun yüzeyine tutunmuştur.



7. KAYNAKLAR

1. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J.*, 204(9):505, 2008.
2. Bindl A, Windisch S, Mörmann WH. Full-ceramic CAD/CIM anterior crowns and copings. *Int J Comput Dent.*, 2(2):97–111, 1999.
3. Bindl A, Mörmann WH. Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. *J Oral Rehabil.*, 32(6):441–7, 2005.
4. FASBINDER DJ, NEIVA GF. Surface evaluation of polishing techniques for new resilient CAD/CAM restorative materials surfaces, 13:15, 2015.
5. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. Fundamentals of fixed prosthodontics. Vol. 194. Quintessence Publishing Company; 1997.
6. Adair PJ. The castable ceramic crown. *Int J Periodont Rest Dent.*, 4:32–45, 1984.
7. Wildgoose DG, Johnson A, Winstanley RB. Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. *J Prosthet Dent.*, 91(2):136–43, 2004.
8. Preston JD. Perspectives in dental ceramics. In: Proceedings of the fourth international symposium on ceramics. Quintessence; p. 331–43, 1988.
9. Teughels W, Van Assche N, Sliepen I, Quirynen M. Effect of material characteristics and/or surface topography on biofilm development. *Clin Oral Implants Res.*, 17(S2):68–81, 2006.
10. Jones CS, Billington RW, Pearson GJ. The in vivo perception of roughness of restorations. *Br Dent J.*, 196(1):42–5, 2004.
11. Seghi RR, Johnston WM, O'Brien WJ. Performance assessment of colorimetric devices on dental porcelains. *J Dent Res.*, 68(12):1755–9, 1989.
12. Heydecke G, Zhang F, Razzoog ME. In vitro color stability of double-layer veneers after accelerated aging. *J Prosthet Dent.*, 85(6):551–7, 2001.

13. Stawarczyk B, Liebermann A, Eichberger M, Güth J-F. Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites. *J Mech Behav Biomed Mater.*, 55:1–11, 2016.
14. Joiner A. Tooth colour: a review of the literature. *J Dent.*, 32:3–12, 2004.
15. Committee A of DPN. Glossary of prosthodontic terms. *Journal of Prosthetic Dentistry*, CV Mosby; 1987.
16. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent.*, 75(1):18–32, 1996.
17. Rosenstiel SF, Land FM, Fujimoto J. *Contemporary Fixed Prosthodontics*, ; Mosby. Elsevier; 2006.
18. McClean JW. *The Science and Art of Dental Ceramics. Vol. II: Bridge Design and Laboratory Procedures in Dental Ceramics.* Quintessence Publishing Co., inc., Chicago, Berlin, Rio de Janeiro, Tokyo; 1980.
19. McLean JW. The science and art of dental ceramics. *Oper Dent.*, 16(4):149–56, 1991.
20. Can G, Ersoy E, Aksu LM. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi, Özyurt matbacılık, 210–4, 2014.
21. İşisağ Ö, Şahin O, Köroğlu A. Diş Hekimliğinde Tam Seramik Sistemler. *Uluslararası Diş Hekim Bilim Derg.*, (1):19–25.
22. Jones DW. Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dent Clin North Am.*, 29(4):621–44, 1985.
23. Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. *J Prosthet Dent.*, 67(6):859–65, 1992.
24. Bindl A, Mörmann WH. An up to 5-year clinical evaluation of posterior in-ceram CAD/CAM core crowns. *Int J Prosthodont.*, 15(5), 2002.
25. Qualtrough AJE, Piddock V. Ceramics update. *J Dent.*, 25(2):91–5, 1997.
26. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont.*, 15(4), 2002.

27. Wagner WC, Chu TM. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *J Prosthet Dent.*, 76(2):140–4, 1996.
28. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *J Prosthet Dent.*, 88(1):4–9, 2002.
29. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *J Prosthet Dent.*, 88(1):10–5, 2002.
30. Sundh A, Molin M, Sjögren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater.*, 21(5):476–82, 2005.
31. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20(1):1–25, 1999 .
32. Conrad HJ, Seong W-J, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent.*, 98(5):389–404, 2007.
33. Ma R. Schulman AA review of all—ceramic restorations. *J Am Dent Assoc.*, 128(3):297–307, 1997 .
34. Wen MY, Mueller HJ, Chai J, Wozniak WT. Comparative mechanical property characterization of 3 all-ceramic core materials. *Int J Prosthodont.*, 12(6), 1999.
35. Uctasli S, Wilson HJ, Unterbrink G, Zaimoglu A. The strength of a heat-pressed all-ceramic restorative material. *J Oral Rehabil.*, 23(4):257–61, 1996.
36. Chu SJ. Current clinical strategies with lithium-disilicate restorations. *Compend Contin Educ Dent (Jamesburg, NJ 1995).*, 33(1):64–6, 2012.
37. Van Dijken JW. All-ceramic restorations: classification and clinical evaluations. *Compend Contin Educ Dent (Jamesburg, NJ 1995).*, 20(12):1115, 1999.
38. Duret F, Preston JD. CAD/CAM imaging in dentistry. *Curr Opin Dent.*,

- 1(2):150–4, 1991.
39. Priest G. Virtual-designed and computer-milled implant abutments. *J Oral Maxillofac Surg.*, 63(9):22–32, 2005.
 40. Preston JD, Duret F. CAD/CAM in dentistry. *Oral Health.*, 87(3):17–20, 1997.
 41. Moörmann WH. The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc.*, 137:7-13, 2006.
 42. Andersson M, Carlsson L, Persson M, Bergman B. Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system. *J Prosthet Dent.*, 76(2):187–93, 1996.
 43. Davidowitz G, Kotick PG. The use of CAD/CAM in dentistry. *Dent Clin.*, 55(3):559–70, 2011.
 44. Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM–produced restorations. *J Am Dent Assoc.*, 137:14-21, 2006.
 45. Liu P-R, Essig ME. Panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent (Jamesburg, NJ 1995).*, 29(8):482–4, 2008.
 46. Çelik G, Sarı T, Üşümez A. Bilgisayar destekli diş hekimliği ve güncel CAD/CAM sistemleri. *Cumhur Dent J.*, 16(1):74–82, 2013.
 47. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater.*, 28(1):44–56, 2009.
 48. URAL Ç. Diş Hekimliği Pratiğinde Tamamı Seramik ve Cad-Cam Uygulamaları. *Dirim Tıp Gazetesi*, 86(1):27–38, 2011.
 49. Fasbinder DJ. Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent.*, 31(9):702–4, 2010.
 50. Fasbinder DJ. Chairside CAD/CAM: an overview of restorative material options. *Compend Contin Educ Dent (Jamesburg, NJ 1995).*, 33(1):50–2, 2012.
 51. Reich S, Hornberger H. The effect of multicolored machinable ceramics on the esthetics of all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent.*, 88(1):44–9, 2002 .

52. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater.*, 24(3):299–307, 2008.
53. Sorensen JA, Munksgaard EC. Ceramic inlay movement during polymerization of resin luting cements. *Eur J Oral Sci.*, 103(3):186–9, 1995.
54. <https://www.ivoclarvivadent.com.tr/> 17.01.2021.
55. Pröbster L, Geis-Gerstorfer J, Kirchner E, Kanjantra P. In vitro evaluation of a glass–ceramic restorative material. *J Oral Rehabil.*, 24(9):636–45, 1997.
56. Giordano RA. Dental ceramic restorative systems. *Compend Contin Educ Dent* (Jamesburg, NJ 1995)., 17(8):779–82, 1996;.
57. Albakry M, Guazzato M, Vincent Swain M. Biaxial flexural strength and microstructure changes of two recycled pressable glass ceramics. *J Prosthodont Implant Esthet Reconstr Dent.*, 13(3):141–9, 2004.
58. Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica-and zirconia-based ceramics. *J Dent.*, 28(7):529–35, 2000.
59. Fasbinder DJ. Restorative material options for CAD/CAM restorations. *Compendium*, 23(10):911–22, 2002.
60. An K, Zhao D, Wang Z, Wu J, Xu Y, Xiao G. Comparison of different drying methods on Chinese ginger (*Zingiber officinale* Roscoe): Changes in volatiles, chemical profile, antioxidant properties, and microstructure. *Food Chem.*, 197:1292–300, 2016;.
61. <https://tr.aliexpress.com/item/32747354451.html> 17.01.2021.
62. Pagniano Jr RP, Seghi RR, Rosenstiel SF, Wang R, Katsube N. The effect of a layer of resin luting agent on the biaxial flexure strength of two all-ceramic systems. *J Prosthet Dent.*, 93(5):459–66, 2005.
63. Taskonak B, Mecholsky Jr JJ, Anusavice KJ. Residual stresses in bilayer dental ceramics. *Biomaterials*, 26(16):3235–41, 2005.
64. Magne P, Belser U. Esthetic improvements and in vitro testing of In-Ceram Alumina and Spinell ceramic. *Int J Prosthodont.*, 10(5), 1997.

65. Fradeani M, Redemagni M. An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: A retrospective study. *Quintessence Int (Berl).*, 33(7), 2002.
66. Sorensen LA. In-Ceram all-ceramic bridge technology. *Quintessence Dent Technol.*, 15:41–6, 1992.
67. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain M V. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater.*, 20(5):449–56, 2004 .
68. Fradeani M, D’Amelio M, Redemagni M, Corrado M. Five-year follow-up with Procera all-ceramic crowns. *Quintessence Int (Berl).*, 36(2), 2005.
69. Zhang Y, Lee JJ-W, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dent Mater.*, 29(12):1201–8, 2013;.
70. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent Clin north Am.*, 48(2):viii–531, 2004.
71. <https://www.dentalteedarikcim.com/17.01.2021>.
72. Ultimate L. CAD/CAM restorative—Technical product profile. St Paul, Minn 3M ESPE. 2011;
73. Peumans M, Valjakova EB, De Munck J. Bonding effectiveness of luting composites to different CAD/CAM materials [published online ahead of print May 23, 2016]. *J Adhes Dent* doi. 10.
74. <https://www.gcamerica.com/products/digital/CERASMART/> 17.01.2021.
75. Kılınc H, Turgut S, Ayaz Ea, Bağış B. Güncel Nanoseramik ve Hibrit Cad/Cam Materyalleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg.*, 28(4):592–8, 2018.
76. Gueth J-F, Zuch T, Zwinge S, Engels J, Stimmelmayer M, Edelhoff D. Optical properties of manually and CAD/CAM-fabricated polymers. *Dent Mater.*, 32(6):865–71, 2013.
77. Kamonkhantikul K, Arksornnukit M, Lauvahutanon S, Takahashi H. Toothbrushing alters the surface roughness and gloss of composite resin

- CAD/CAM blocks. *Dent Mater.*, 35(2):225–32, 2016.
78. Höland W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress® 2 and the IPS Empress® glass-ceramics. *J Biomed Mater Res An Off J Soc Biomater Japanese Soc Biomater Aust Soc Biomater Korean Soc Biomater.*, 53(4):297–303, 2000.
 79. <https://www.vita-zahnfabrik.com/en/VITA-ENAMIC> 17.01.2021.
 80. Acar Ö. Farklı yüzey hazırlıklarının CAD/CAM hibrit seramiğin kompozit rezin ile tamirine etkisi. *Acta Odontol Turc.*, 33(3), 2016.
 81. Chen C, Trindade FZ, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. The fracture resistance of a CAD/CAM Resin Nano Ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. *Dent Mater.*, 30(9):954–62, 2014.
 82. Johnson AC, Versluis A, Tantbirojn D, Ahuja S. Fracture strength of CAD/CAM composite and composite-ceramic occlusal veneers. *J Prosthodont Res.*, 58(2):107–14, 2014.
 83. Dupriez ND, von Koeckritz A, Kunzelmann K. A comparative study of sliding wear of nonmetallic dental restorative materials with emphasis on micromechanical wear mechanisms. *J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater.*, 103(4):925–34, 2015.
 84. Coldea A, Swain M V, Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dent Mater.*, 29(4):419–26, 2013.
 85. <https://www.shofu.de/tr/produkt/shofu-block-hc-disk-hc-tr/> 17.01.2021.
 86. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NRFA, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont*, 28(3), 2015.
 87. Wiegand A, Stucki L, Hoffmann R, Attin T, Stawarczyk B. Repairability of CAD/CAM high-density PMMA-and composite-based polymers. *Clin Oral Investig.*, 19(8):2007–13, 2015.
 88. Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dent Mater.*, 30(5):564–9, 2014.

89. <https://www.vita-zahnfabrik.com/en/VITA-SUPRINITY-PC-44049.html>
17.01.2021.
90. Pieger S, Salman A, Bidra AS. Clinical outcomes of lithium disilicate single crowns and partial fixed dental prostheses: a systematic review. *J Prosthet Dent.*, 112(1):22–30, 2014.
91. Awad D, Stawarczyk B, Liebermann A, Ilie N. Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. *J Prosthet Dent.*, 113(6):534–40, 2015.
92. D’Arcangelo C, Vanini L, Rondoni GD, De Angelis F. Wear properties of dental ceramics and porcelains compared with human enamel. *J Prosthet Dent.*, 115(3):350–5, 2016.
93. <https://www.multident.de/shop/labor-material/cadcam/bloecke-und-ronden/4751/celtra-duo-lt-cad-bloecke> 17.01.2021.
94. Preis V, Behr M, Hahnel S, Rosentritt M. Influence of cementation on in vitro performance, marginal adaptation and fracture resistance of CAD/CAM-fabricated ZLS molar crowns. *Dent Mater.*, 31(11):1363–9, 2015.
95. <http://www.catakdisdeposu.com/upcera-zirkonyum-blok> 17.01.2021.
96. Lauvahutanon S, Takahashi H, Shiozawa M, Iwasaki N, Asakawa Y, Oki M, et al. Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dent Mater J.*, 33(5):705–10, 2014.
97. Mehl C, Harder S, Byrne A, Kern M. Prosthodontics in digital times: a case report. *Quintessence Int.*, 44:29–36, 2013.
98. Ölmez A, Kisbet S. Kompozit rezin restorasyonlarda bitirme ve polisaj işlemlerindeki yeni gelişmeler. *Acta Odontol Turc.*, 30(2):115–22, 2012.
99. Turkun LS, Turkun M. The effect of one-step polishing system on the surface roughness of three esthetic resin composite materials. *Oper Dent WASHINGTON*, 29(2):203–11, 2004.
100. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vuylsteke-Wauters M, Vanherle G. The surface roughness of enamel-to-enamel contact areas compared with the

- intrinsic roughness of dental resin composites. *J Dent Res.*, 70(9):1299–305, 1991.
101. Tanaka A, Nakajima M, Seki N, Foxton RM, Tagami J. The effect of tooth age on colour adjustment potential of resin composite restorations. *J Dent.*, 43(2):253–60, 2015.
 102. Jefferies SR. The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. *Dent Clin North Am.*, 42(4):613–27, 1998.
 103. O'Brien WJ. Dental materials and their selection. 2002;
 104. Craig RG, Powers JM, Wataha JC. Dental materials-properties and manipulation. Mosby, St. Louis, 2004.
 105. Cheung KC, Darvell BW. Sintering of dental porcelain: effect of time and temperature on appearance and porosity. *Dent Mater.*, 18(2):163–73, 2002.
 106. Giordano R, Cima M, Pober R. Effect of surface finish on the flexural strength of feldspathic and aluminous dental ceramics. *Int J Prosthodont*, 8(4), 1995.
 107. Fairhurst CW, Lockwood PE, Ringle RD, Thompson WO. The effect of glaze on porcelain strength. *Dent Mater.*, ;8(3):203–7, 1992.
 108. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Phillips' science of dental materials. Elsevier Health Sciences; 2012.
 109. Bertrand M, Leforestier E, Muller M, Lupi-Pégurier L, Bolla M. Effect of surface penetrating sealant on surface texture and microhardness of composite resins. *J Biomed Mater Res An Off J Soc Biomater Japanese Soc Biomater Aust Soc Biomater Korean Soc Biomater.*, 53(6):658–63, 2000.
 110. Paravina RD, Powers JM. Esthetic color training in dentistry. St. Louis, Missouri. Mosby Inc., p165-174; 2004.
 111. Chu F, Frankel N, Smales RJ. Surface roughness and flexural strength of self-glazed, polished, and reglazed In-Ceram/Vitadur Alpha porcelain laminates. *Int J Prosthodont*, 13(1), 2000.
 112. Brewer JD, Garlapo DA, Chipps EA, Tedesco LA. Clinical discrimination between autoglazed and polished porcelain surfaces. *J Prosthet Dent.*,

64(6):631–5, 1990.

113. Martínez-Gomis J, Bizar J, Anglada JM, Samsó J, Peraire M. Comparative evaluation of four finishing systems on one ceramic surface. *Int J Prosthodont.*, 16(1), 2003.
114. Silva MF de A, Davies RM, Stewart B, DeVizio W, Tonholo J, da Silva Júnior JG, et al. Effect of whitening gels on the surface roughness of restorative materials in situ. *Dent Mater.*, 22(10):919–24, 2006.
115. Tholt B, Miranda-Júnior WG, Prioli R, Thompson J, Oda M. Surface roughness in ceramics with different finishing techniques using atomic force microscope and profilometer. *Oper Dent.*, 31(4):442–9, 2006.
116. Williamson RT, Kovarik RE, Mitchell RJ. Effects of grinding, polishing, and overglazing on the flexure strength of a high-leucite feldspathic porcelain. *Int J Prosthodont.*, 9(1), 1996.
117. Joniot S, Salomon JP, Dejou J, Grégoire G. Use of two surface analyzers to evaluate the surface roughness of four esthetic restorative materials after polishing. *Oper Dent.*, 31(1):39–46, 2006.
118. İnan H, Tamam E, Bağış B. Tam protezlerde kullanılan farklı kaide materyallerinin yüzey pürüzlülüğü yönünden in vitro incelenmesi. *Selçuk Üniv Dişhek Fak Derg.*, 17(3):171–6, 2008.
119. Kakaboura A, Fragouli M, Rahiotis C, Silikas N. Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *J Mater Sci Mater Med.*, 18(1):155–63, 2007.
120. Junqueira LC. Carneiro J, and Kelley RO. *Basic Histology*. Stamford, CT Applet Lange., 1998.
121. Gadegaard N. Atomic force microscopy in biology: technology and techniques. *Biotech Histochem.*, 81(2–3):87–97, 2006.
122. Jandt KD. Atomic force microscopy of biomaterials surfaces and interfaces. *Surf Sci.*, 491(3):303–32, 2001.

123. Chu SJ, Devigus A, Mieleszko AJ. Fundamentals of color: shade matching and communication in esthetic dentistry. Quintessence Publishing Company Illinois; 2004.
124. Karamouzos A, Papadopoulos MA, Kolokithas G, Athanasiou AE. Precision of in vivo spectrophotometric colour evaluation of natural teeth. *J Oral Rehabil.*, 34(8):613–21, 2007.
125. Billmeyer FW, Saltzman M. Principles of color technology. Wiley New York; 1981.
126. <https://www.kuark.org/2013/05/isik-ve-elektromanyetik-spektrum/17.01.2021>.
127. Amaya-Pajares SP, Ritter A V, Vera Resendiz C, Henson BR, Culp L, Donovan TE. Effect of finishing and polishing on the surface roughness of four ceramic materials after occlusal adjustment. *J Esthet Restor Dent.*, 28(6):382–96, 2016.
128. Paul SJ, Peter A, Rodoni L, Pietrobon N. Conventional visual vs spectrophotometric shade taking for porcelain-fused-to-metal crowns: a clinical comparison. *J Prosthet Dent.*, 92(6):577, 2004.
129. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy AE, Aksu L. Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi, AÜ Diş Hek. Fak Yayınları, Ankara, 1993.
130. Ristic I, Stankovic S, Paravina RD. Influence of color education and training on shade matching skills. *J Esthet Restor Dent.*, 28(5):287–94, 2016.
131. Sarıkaya I, Güler Au. Diş Hekimliği Uygulamalarında Renk Kavramı. *Türkiye Klin J Dent Sci.*, 15(2):118–29, 2009.
132. <https://hakkisenkeser.blogspot.com/2018/01/renk-ve-boyar-madde-nedir.html> 17.01.2021.
133. Glockner K. Visual vs. Spectrophotometric methods for shade selection. *Coll Antropol.*, 39(3):801–2, 2015.
134. Sproull RC. Color matching in dentistry. Part I. The three-dimensional nature of color. *J Prosthet Dent.*, 86(5):453–7, 2001.
135. Sproull RC. Color matching in dentistry. Part II. Practical applications of the organization of color. *J Prosthet Dent.*, 29(5):556–66, 1973.

136. <http://www.cezmikardas.com/blog\renk-bilimi-renk-evreni> 17.01.2021.
137. LEE Y, LIM B, KIM C, Powers JM. Comparison of color of resin composites of white and translucent shades with two shade guides. *J Esthet Restor Dent.*, 13(3):179–86, 2001.
138. Okubo SR, Kanawati A, Richards MW, Childressd S. Evaluation of visual and instrument shade matching. *J Prosthet Dent.*, 80(6):642–8, 1998.
139. Sorensen JA, Torres TJ. Improved color matching of metal-ceramic restorations. Part I: A systematic method for shade determination. *J Prosthet Dent.*, 58(2):133–9, 1987.
140. Bayındır F, AG W. Diş rengi seçiminde bilgisayar destekli sistemlerin kullanımı. *Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Derg.*, 30(3):40–6, 2006.
141. Garber DA, Goldstein RE, Feinman RA. Porcelain laminate veneers. Quintessence Pub Co; 1988.
142. Turgut S, Bağış B. Diş hekimliğinde renk ve renk ölçüm yöntemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg.*, 5:65–75, 2012.
143. Paravina RD. Esthetic color training in dentistry. Vol. 1. Mosby; 2004.
144. Chu SJ, Trushkowsky RD, Paravina RD. Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *J Dent.*, 38:e2–16, 2010.
145. Wee AG, Rang EY, Johnston WM, Seghi RR. Evaluating porcelain color match of different porcelain shade-matching systems. *J Esthet Restor Dent.*, 12(5):271–80, 2000.
146. 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.*, 18(1):17–20, 2007.
147. Wee AG, Lindsey DT, Kuo S, Johnston WM. Color accuracy of commercial digital cameras for use in dentistry. *Dent Mater.*, 22(6):553–9, 2006.
148. Magne P, Belser U. Bonded porcelain restorations in the anterior dentition: a biomimetic approach. Vol. 28. Quintessence publishing company; 2002.
149. Miyazaki T, Nakamura T, Matsumura H, Ban S, Kobayashi T. Current status of

- zirconia restoration. *J Prosthodont Res.*, 57(4):236–61, 2013.
150. Braga RR, Meira JBC, Boaro LCC, Xavier TA. Adhesion to tooth structure: a critical review of “macro” test methods. *Dent Mater.*, 26(2):e38–49, 2010.
 151. Elsaka SE, Elnaghy AM. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dent Mater.*, 32(7):908–14, 2016.
 152. da Cunha LF, Mukai E, Hamerschmitt RM, Correr GM. Fabrication of lithium silicate ceramic veneers with a CAD/CAM approach: a clinical report of cleidocranial dysplasia. *J Prosthet Dent.*, 113(5):355–9, 2015.
 153. Sato TP, Anami LC, Melo RM, Valandro LF, Bottino MA. Effects of surface treatments on the bond strength between resin cement and a new zirconia-reinforced lithium silicate ceramic. *Oper Dent.*, 41(3):284–92, 2016.
 154. Mainjot AK, Dupont NM, Oudkerk JC, Dewael TY, Sadoun MJ. From artisanal to CAD-CAM blocks: state of the art of indirect composites. *J Dent Res.*, 95(5):487–95, 2016.
 155. Dirxen C, Blunck U, Preissner S. Clinical performance of a new biomimetic double network material. *Open Dent J.*, 7:118, 2013.
 156. Wright MD, Masri R, Driscoll CF, Romberg E, Thompson GA, Runyan DA. Comparison of three systems for the polishing of an ultra-low fusing dental porcelain. *J Prosthet Dent.*, 92(5):486–90, 2004.
 157. 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.*, 89(4):374–80, 2003.
 158. Anusavice KJ. Finishing and polishing materials. *Phillips’ Sci Dent Mater.*, 351–77, 2003.
 159. Holloway JA, Denry IL, Rosenstiel SF, Holloway JA, Denry IL, Rosenstiel SF. Surface layer characterization after dual ion exchange of a leucite-reinforced dental porcelain. *Int J Prosthodont.*, 10(2), 1997.
 160. Oliveira-Junior OB, Buso L, Fujiy FH, Lombardo GH, Campos F, Sarmento HR, et al. Influence of polishing procedures on the surface roughness of dental

ceramics made by different techniques. *Gen Dent.*, 61(1):e4-8, 2013.

161. Al-Wahadni A, Muir Martin D. Glazing and finishing dental porcelain: a literature review. *Journal-Canadian Dent Assoc.*, 64:580–3, 1998.
162. Fasbinder DJ, Neiva GF. Surface evaluation of polishing techniques for new resilient CAD/CAM restorative materials. *J Esthet Restor Dent.*, 28(1):56–66, 2016.
163. Sasahara RMC, Ribeiro F da C, Cesar PF, Yoshimura HN. Influence of the finishing technique on surface roughness of dental porcelains with different microstructures. *Oper Dent.*, 31(5):577–83, 2006.
164. Whitehead SA, Shearer AC, Watts DC, Wilson NHF. Comparison of two stylus methods for measuring surface texture. *Dent Mater.*, 15(2):79–86, 1999.
165. Janus J, Fauxpoint G, Arntz Y, Pelletier H, Etienne O. Surface roughness and morphology of three nanocomposites after two different polishing treatments by a multitechnique approach. *Dent Mater.*, 26(5):416–25, 2010.
166. Al-Shammery HAO, Bubb NL, Youngson CC, Fasbinder DJ, Wood DJ. The use of confocal microscopy to assess surface roughness of two milled CAD–CAM ceramics following two polishing techniques. *Dent Mater.*, 23(6):736–41, 2007.
167. Heintze SD, Forjanic M, Rousson V. Surface roughness and gloss of dental materials as a function of force and polishing time in vitro. *Dent Mater.*, 22(2):146–65, 2006.
168. Heintze Sd, Forjanic M, Ohmiti K, Rousson V. Surface deterioration of dental materials after simulated toothbrushing in relation to brushing time and load. *Dent Mater.*, 26(4):306–19, 2010.
169. De Jager N, Feilzer AJ, Davidson CL. The influence of surface roughness on porcelain strength. *Dent Mater.*, 16(6):381–8, 2000.
170. Sarac D, Sarac YS, Kulunk S, Ural C, Kulunk T. The effect of polishing techniques on the surface roughness and color change of composite resins. *J Prosthet Dent.*, 96(1):33–40, 2006.

171. Bottino MC, Valandro LF, Kantorski KZ, Bressiani JC, Bottino MA. Polishing methods of an alumina-reinforced feldspar ceramic. *Braz Dent J.*, 17(4):285–9, 2006.
172. Sarac D, Sarac YS, Yuzbasioglu E, Bal S. The effects of porcelain polishing systems on the color and surface texture of feldspathic porcelain. *J Prosthet Dent.*, 96(2):122–8, 2006.
173. Vieira AC, Oliveira MCS, Lima EMCX, Rambob I, Leite M. Evaluation of the surface roughness in dental ceramics submitted to different finishing and polishing methods. *J Indian Prosthodont Soc.*, 13(3):290–5, 2013.
174. Aksoy G, Polat H, Polat M, Coskun G. Effect of various treatment and glazing (coating) techniques on the roughness and wettability of ceramic dental restorative surfaces. *Colloids surfaces B Biointerfaces.*, 53(2):254–9, 2006;.
175. Steiner R, Beier US, Heiss-Kisielewsky I, Engelmeier R, Dumfahrt H, Dhima M. Adjusting dental ceramics: An in vitro evaluation of the ability of various ceramic polishing kits to mimic glazed dental ceramic surface. *J Prosthet Dent.*, 113(6):616–22, 2015.
176. Patterson CJW, McLundie AC, Stirrups DR, Taylor WG. Refinishing of porcelain by using a refinishing kit. *J Prosthet Dent.*, 65(3):383–8, 1991.
177. Patterson CJW, McLundie AC, Stirrups DR, Taylor WG. Efficacy of a porcelain refinishing system in restoring surface finish after grinding with fine and extra-fine diamond burs. *J Prosthet Dent.*, 68(3):402–6, 1992.
178. Han G-J, Kim J-H, Lee M-A, Chae S-Y, Lee Y-H, Cho B-H. Performance of a novel polishing rubber wheel in improving surface roughness of feldspathic porcelain. *Dent Mater J.*, 33(6):739–48, 2014.
179. Barghi N, Alexander L, Draugh RA. When to glaze--an electron microscope study. *J Prosthet Dent.*, 35(6):648–53, 1976.
180. Kim H-K, Kim S-H, Lee J-B, Ha S-R. Effects of surface treatments on the translucency, opalescence, and surface texture of dental monolithic zirconia ceramics. *J Prosthet Dent.*, 115(6):773–9, 2016.

181. Janyavula S, Lawson N, Cakir D, Beck P, Ramp LC, Burgess JO. The wear of polished and glazed zirconia against enamel. *J Prosthet Dent.*, 109(1):22–9, 2013.
182. Amer R, Kürklü D, Kateeb E, Seghi RR. Three-body wear potential of dental yttrium-stabilized zirconia ceramic after grinding, polishing, and glazing treatments. *J Prosthet Dent.*, 112(5):1151–5, 2014.
183. Mota EG, Smidt LN, Fracasso LM, Burnett Jr LH, Spohr AM. The effect of milling and postmilling procedures on the surface roughness of CAD/CAM materials. *J Esthet Restor Dent.*, 29(6):450–8, 2017.
184. de Alcântara Cury-Saramago A, Coimbra PR, de Moraes Izquierdo A, Elias CN, de Oliveira Ruellas AC, Sant’Anna EF. Ceramic surface polishing techniques after removal of orthodontic adhesive. *Angle Orthod.*, 79(4):790–5, 2009.
185. Endo T, Finger WJ, Kanehira M, Utterodt A, Komatsu M. Surface texture and roughness of polished nanofill and nanohybrid resin composites. *Dent Mater J.*, 29(2):213–23, 2010.
186. Günay Y, Atay A, Ozkan Y, Akyil MS, Karayazgan B, Toksoy F. Effect of colored beverages on the color stability of feldspathic porcelain subjected to various surface treatments. *Quintessence Int (Berl.)*, 40(7), 2009.
187. Fuzzi M, Zaccheroni Z, Vallania G. Scanning electron microscopy and profilometer evaluation of glazed and polished dental porcelain. *Int J Prosthodont.*, 9(5), 1996.
188. Raptis N V, Michalakis KX, Hirayama H. Optical behavior of current ceramic systems. *Int J Periodontics Restorative Dent.*, 26(1), 2006.
189. Barutcigil Ç, Harorli OT, Yildiz M, Özcan E, Arslan H, Bayindir F. The color differences of direct esthetic restorative materials after setting and compared with a shade guide. *J Am Dent Assoc.*, 142(6):658–65, 2011.
190. Pazinato FB, Campos BB, Costa LC, Atta MT. Effect of the number of thermocycles on microleakage of resin composite restorations. *Pesqui Odontol Bras.*, 17(4):337–41, 2003.

191. Tuncdemir AR, Gungor AY, Kahraman B. The relationship of some patients factors with shade of their teeth measured by spectrophotometry in Turkish people. *Pakistan J Med Sci.*, 28(1), 2012.
192. Al-Harbi FA, Ayad NM, ArRejaie AS, Bahgat HA, Baba NZ. Effect of aging regimens on resin nanoceramic chairside CAD/CAM material. *J Prosthodont.*, 26(5):432–9, 2017.
193. Arocha MA, Basilio J, Llopis J, Di Bella E, Roig M, Ardu S, et al. Colour stainability of indirect CAD–CAM processed composites vs. conventionally laboratory processed composites after immersion in staining solutions. *J Dent.*, 42(7):831–8, 2014.
194. Dos Santos DM, da Silva EVF, Watanabe D, Bitencourt SB, Guiotti AM, Goiato MC. Effect of different acidic solutions on the optical behavior of lithium disilicate ceramics. *J Prosthet Dent.*, 118(3):430–6, 2017.
195. Lawson NC, Burgess JO. Gloss and stain resistance of ceramic-polymer CAD/CAM restorative blocks. *J Esthet Restor Dent.*, 28:S40–5, 2016.
196. Topcu FT, Sahinkesen G, Yamanel K, Erdemir U, Oktay EA, Ersahan S. Influence of different drinks on the colour stability of dental resin composites. *Eur J Dent.*, 3(1):50, 2009.
197. Patel SB, Gordan V V, Barrett AA, Shen C. The effect of surface finishing and storage solutions on the color stability of resin-based composites. *J Am Dent Assoc.*, 135(5):587–94, 2004.
198. Ardu S, Braut V, Gutemberg D, Krejci I, Dietschi D, Feilzer AJ. A long-term laboratory test on staining susceptibility of esthetic composite resin materials. *Quintessence Int (Berl.)*, 41(8), 2010.
199. Fujita M, Kawakami S, Noda M, Sano H. Color change of newly developed esthetic restorative material immersed in food-simulating solutions. *Dent Mater J.*, 25(2):352–9, 2006.
200. Crispin BJ, Seghi RR, Globe H. Effect of different metal ceramic alloys on the color of opaque and dentin porcelain. *J Prosthet Dent.*, 65(3):351–6, 1991.

201. Gonuldas F, Yılmaz K, Ozturk C. The effect of repeated firings on the color change and surface roughness of dental ceramics. *J Adv Prosthodont.*, 6(4):309, 2014.
202. Della Bona A, Nogueira AD, Pecho OE. Optical properties of CAD–CAM ceramic systems. *J Dent.*, 42(9):1202–9, 2014.
203. Da Silva JD, Park SE, Weber H-P, Ishikawa-Nagai S. Clinical performance of a newly developed spectrophotometric system on tooth color reproduction. *J Prosthet Dent.*, 99(5):361–8, 2008.
204. Nuaimi HO, Ragab HM. Effect of aggressive beverage on the color stability of different nano-hybrid resin based composite. *Eur J Gen Dent.*, 3(3):190, 2014.
205. Lee Y-K, Powers JM. Influence of background color on the color changes of resin composites after accelerated aging. *Am J Dent.*, 20(1):27, 2007.
206. Rosenstiel SF, Johnston WM. The effects of manipulative variables on the color of ceramic metal restorations. *J Prosthet Dent.*, 60(3):297–303, 1988.
207. Barutçugil Ç, Bilgili D, Barutçigil K, Dünder A, Büyükkaplan UŞ, Yılmaz B. Discoloration and translucency changes of CAD-CAM materials after exposure to beverages. *J Prosthet Dent.*, 122(3):325–31, 2019.
208. Acar O, Yılmaz B, Altintas SH, Chandrasekaran I, Johnston WM. Color stainability of CAD/CAM and nanocomposite resin materials. *J Prosthet Dent.*, 115(1):71–5, 2016.
209. Sarıkaya I, Yerliyurt K, Hayran Y. Effect of surface finishing on the colour stability and translucency of dental ceramics. *BMC Oral Health.*, 18(1):1–8, 2018.
210. Eldwakhly E, Ahmed DRM, Soliman M, Abbas MM, Badrawy W. Color and translucency stability of novel restorative CAD/CAM materials. *Dent Med Probl.*, 56(4):349–56, 2019.
211. Denry IL, Peacock JJ, Holloway JA. Effect of heat treatment after accelerated aging on phase transformation in 3Y-TZP. *J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater An Off J Soc Biomater Japanese Soc Biomater Aust Soc Biomater*

- Korean Soc Biomater., 93(1):236–43, 2010.
212. Aliping-McKenzie M, Linden RWA, Nicholson JW. The effect of Coca-Cola and fruit juices on the surface hardness of glass–ionomers and ‘compomers.’ *J Oral Rehabil.*, 31(11):1046–52, 2004.
 213. Esquivel JF, Chia J, Wozniak WT. Color stability of low-fusing porcelains for titanium. *Int J Prosthodont.*, 8(5), 1995.
 214. Vichi A, Fraioli A, Davidson CL, Ferrari M. Influence of thickness on color in multi-layering technique. *Dent Mater.*, 23(12):1584–9, 2007.
 215. Sagsoz O, Demirci T, Demirci G, Sagsoz NP, Yildiz M. The effects of different polishing techniques on the staining resistance of CAD/CAM resin-ceramics. *J Adv Prosthodont.*, 8(6):417, 2016.
 216. Motro PFK, Kursoglu P, Kazazoglu E. Effects of different surface treatments on stainability of ceramics. *J Prosthet Dent.*, 108(4):231–7, 2012.
 217. Kanat-Ertürk B. Color stability of CAD/CAM ceramics prepared with different surface finishing procedures. *J Prosthodont.*, 29(2):166–72, 2020.
 218. Kilinc H, Turgut S. Optical behaviors of esthetic CAD-CAM restorations after different surface finishing and polishing procedures and UV aging: An in vitro study. *J Prosthet Dent.*, 120(1):107–13, 2018.
 219. Lauvahutanon S, Shiozawa M, Takahashi H, Iwasaki N, Oki M, Finger WJ, et al. Discoloration of various CAD/CAM blocks after immersion in coffee. *Restor Dent Endod.*, 42(1):9, 2017.
 220. Callister WD, Rethwisch DG. *Materials science and engineering*. Vol. 5. John wiley & sons NY; 2011.
 221. Buyukkaplan SU, Özarslan MM, Barutcigil Ç, Arslan M, Barutcigil K, Yoldan EE. Effects of staining liquids and finishing methods on translucency of a hybrid ceramic material having two different translucency levels. *J Adv Prosthodont.*, 9(5):387, 2017.
 222. Stamenković DD, Tango RN, Todorović A, Karasan D, Sailer I, Paravina RD. Staining and aging-dependent changes in color of CAD-CAM materials. *J*

Prosthet Dent., 2020.

223. AlMawash A, Alyabis N, Alzaaqi N. An in vitro evaluation of the effect of polishing on the stainability of different CAD/CAM ceramic materials. *Saudi Dent J.*, 32(3):135–41, 2020.
224. Ozen F, Demirkol N, Oz OP. Effect of surface finishing treatments on the color stability of CAD/CAM materials. *J Adv Prosthodont.*, 12(3):150, 2020.
225. Özarslan MM, Büyükkaplan UŞ, Barutçigil Ç, Arslan M, Türker N, Barutçigil K. Effects of different surface finishing procedures on the change in surface roughness and color of a polymer infiltrated ceramic network material. *J Adv Prosthodont.*, 8(1):16, 2016.
226. Soygun K, Varol O, Ozer A, Bolayir G. Investigations on the effects of mouthrinses on the colour stability and surface roughness of different dental bioceramics. *J Adv Prosthodont.*, 9(3):200, 2017.
227. Smales RJ, Gerke DC. Clinical evaluation of light-cured anterior resin composites over periods of up to 4 years. *Am J Dent.*, 5(4):208–12, 1992.

8. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı Soyadı

Doğum Yeri ve Tarihi

Medeni Hali

Yabancı Dil

İletişim Adresi

E-posta Adresi

Eğitim ve Akademik Durumu

Lise

Lisans-Yüksek Lisans

Uzmanlık

9. EKLER

Ek-1. Cumhuriyet Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurul Başkanlığı Kurul Kararı

