



**SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ GÜLHANE DİŞ
HEKİMLİĞİ SAĞLIK UYGULAMA VE ARAŞTIRMA MERKEZİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANA BİLİM DALI**

**3B YAZICILARDA ÜRETİLEN DENTAL DAİMİ RESTORATİF
MATERYALLERE FARKLI AŞAMALARDA UYGULANAN
GLAZÜR İŞLEMİNİN RENK STABİLİTESİNE ETKİSİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Ahmet NARİN



**SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ GÜLHANE DİŞ
HEKİMLİĞİ SAĞLIK UYGULAMA VE ARAŞTIRMA MERKEZİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANA BİLİM DALI**

**3B YAZICILARDA ÜRETİLEN DENTAL DAİMİ RESTORATİF
MATERYALLERE FARKLI AŞAMALARDA UYGULANAN
GLAZÜR İŞLEMİNİN RENK STABİLİTESİNE ETKİSİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Ahmet NARİN

Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi Bahadır EZMEK

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

ANKARA/2024

TEŞEKKÜR

Bu tez çalışmasının tamamlanmasında emeği geçen ve bana destek veren birçok değerli isme teşekkürü borç bilirim. Öncelikle, bu süreçte her an yanımda olan, sabrı, cesaretlendirici sözleri ve her türlü desteği ile beni yalnız bırakmayan sevgili eşim Ayça İNKAYA NARİN'e gönülden teşekkür ederim. Onun manevi desteği, bu yolculuğu benim için daha anlamlı ve özel kılmıştır. Ayrıca, bugüne kadar her daim yanımda olan, sevgileri ve fedakârlıklarıyla beni destekleyen, bana inanç ve güç veren aileme de en derin şükranlarımı sunarım. Onların koşulsuz sevgisi ve desteği, bu aşamaya gelmemde en büyük motivasyon kaynağım olmuştur.

Tez sürecimde yol göstericiliğini ve bilgi birikimini esirgemeyen değerli danışman hocam Dr. Öğr. Üyesi Bahadır EZMEK'e en içten teşekkürlerimi sunarım. Onun rehberliği, yapıcı eleştirileri ve teşvik edici yaklaşımı, çalışmamın her aşamasında gelişmeme büyük katkı sağlamıştır. Akademik ve profesyonel yolculuğumda bana kattığı değerler için kendisine minnettarım.

Ayrıca asistanlık eğitimim süresince bilgi ve deneyimlerini bizlerle paylaşan, ilham verici yaklaşımları ve destekleri ile kendimizi geliştirmemize olanak sağlayan tüm hocalarıma şükranlarımı sunarım. Onların rehberliği ve desteği, bu çalışmayı başarıyla tamamlamamda önemli bir rol oynamıştır.

Bu süreçte tez çalışmamın yoğun temposu içinde beni anlayışla karşılayan ve moral veren değerli arkadaşlarım Ayşenur KARA, Berna ÖZCAN, Almıla ERDOĞAN, Barış SÖZÜÖZ, Abdullah ÖZGÜR, Ceylan AKDOĞAN, Büşra POLAT ve Enes EKİNCİ başta olmak üzere tüm asistan arkadaşlarıma da teşekkür etmek isterim; onların destekleri, bu süreci daha kolay ve anlamlı hale getirdi.

Son olarak, bu tezin hazırlanmasında birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum, teknik konularda bana yardımcı olan tüm personellere teşekkür ederim. Bu çalışmayı, tüm bu değerli insanların desteği olmadan gerçekleştiremezdim. Bu vesileyle, katkı sağlayan ve beni bu yolda yalnız bırakmayan herkese içtenlikle teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	i
İÇİNDEKİLER	ii
ÖZET	vi
ABSTRACT.....	viii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	x
TABLolar	xii
ŞEKİLLER.....	xiv
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. DIŞ HEKİMLİĞİNDE BDT/BDÜ SİSTEMLERİ.....	4
2.1.1. Eksiltmeli Üretim Teknikleri	6
2.1.2. Eklemeli Üretim Teknikleri.....	7
2.1.2.1. Vat Fotopolimerizasyon	10
2.1.2.1.1. Stereolitografi (SLA).....	10
2.1.2.1.2. Dijital Işık İşleme (DLP).....	12
2.1.2.1.3. Likit Kristal Ekran (LCD)	13
2.1.3. Eklemeli Üretim Yöntemlerinin Diş Hekimliğinde Kullanım Alanları....	14
2.1.4. Eksiltmeli ve Eklemeli Üretim Tekniklerinin Karşılaştırılması	15
2.2. 3B YAZICILARDA KULLANILAN DENTAL MATERYALLER	17
2.2.1. Metaller.....	17
2.2.2. Seramikler.....	17
2.2.3. Sentetik Polimerler	18
2.2.3.1. Polilaktik asit (PLA)	18
2.2.3.2. Vinil polimerler.....	18

2.2.3.3. Stiren polimerler	19
2.2.3.4. Akrilatlar	19
2.2.3.5. Polyesterler.....	20
2.2.3.6. Poliamidler	20
2.2.3.7. Polieter-ketonlar (PEEK)	21
2.3. KATMANLI ÜRETİM MAKİNELERİNİN DOĞRULUĞU	21
2.3.1. Yapı Oryantasyonu	22
2.3.2. Katman Kalınlığı	23
2.3.3. 3B Baskı Çözünürlüğü.....	23
2.3.4. 3B Yazıcıda Kullanılacak Materyal Seçimi	23
2.3.5. Son Kürleme (Finishing/Post-Processing).....	24
2.4. YÜZEY BİTİRME İŞLEMLERİ VE POLİSAJ	24
2.4.1. Bitirme ve Polisaj İşleminde Kullanılan Materyaller	25
2.4.1.1. Dental frezler.....	25
2.4.1.2. Dental disk ve şeritler.....	26
2.4.1.3. Dental lastikler	26
2.4.1.4. Polisaj patları.....	27
2.4.1.5. Glazür uygulaması	27
2.5. IŞIK VE RENK	28
2.5.1. Renk Sistemleri.....	29
2.5.1.1. Munsell renk sistemi	29
2.5.1.2. CIE Lab renk sistemi.....	30
2.5.1.3. CIEDE2000 renk sistemi	33
2.5.2. CIE'nin Önerdiği Standart Aydınlatma Koşulları	33
2.5.3. Renk ve Işık İle İlgili Kavramlar	34
2.5.3.1. Renk algısı.....	34

2.5.3.2. Metamerizm	34
2.5.3.3. Floresans	34
2.5.3.4. Opelesans	35
2.5.3.5. Opaklık, yarı saydamlık, saydamlık.....	35
2.5.4. Diş Hekimliğinde Kullanılan Renk Tespit Yöntemleri	35
2.5.4.1. Görsel Renk Ölçüm Yöntemleri.....	35
2.5.4.2. Dijital renk ölçüm yöntemleri	36
2.5.4.2.1. Kolorimetre.....	37
2.5.4.2.2. Spektrofotometre	37
2.5.4.2.3. Dijital kameralar.....	38
2.6. TERMAL DÖNGÜ	39
3. GEREÇ VE YÖNTEM	40
3.1. ÇALIŞMADA KULLANILAN BİTİRME VE CİLA SİSTEMLERİ	41
3.2. ÖRNEKLERİN HAZIRLANMASI	42
3.2. DENEY VE KONTROL GRUPLARININ OLUŞTURULMASI	45
3.4. BAŞLANGIÇ RENK ÖLÇÜMLERİNİN YAPILMASI	47
3.5. TERMAL DÖNGÜ CİHAZI İLE HIZLANDIRILMIŞ YAPAY YAŞLANDIRMA İŞLEMİ	48
3.6. TERMAL DÖNGÜ SONRASI İKİNCİ RENK ÖLÇÜMLERİNİN YAPILMASI	49
3.7. ÖRNEKLERİN İÇERİSİNDE BEKLETİLECEĞİ RENKLENDİRİCİ SIVILARIN HAZIRLANMASI.....	50
3.8. ÖRNEKLERİN RENKLENDİRİCİ SIVI İÇERİSİNDE İNKÜBATÖRE KONULMASI	50
3.9. 30 GÜNLÜK RENKLENDİRME SONRASI RENK ÖLÇÜMÜ	51
3.10. RENK DEĞİŞİMİNİN HESAPLANMASI	51
3.11. İSTATİSTİKSEL ANALİZ	52

4. BULGULAR.....	53
4.1. Fe-SEM GÖRÜNTÜLEME SONUÇLARI	53
4.1.1. Yüzey Görüntüleme Sonuçları.....	53
4.1.2. Kesit Yüzeyi görüntüleri.....	62
4.2. L DEĞERLERİNİN İSTATİSTİKSEL ANALİZİ	70
4.3. a DEĞERLERİNİN İSTATİSTİKSEL ANALİZİ	78
4.4. b DEĞERLERİNİN İSTATİSTİKSEL ANALİZİ.....	85
4.5. ΔE_{00} DEĞERLERİNİN İSTATİSTİKSEL ANALİZİ	92
4.5.1. ΔE_{00} Değeri İçin Karşılaştırmalar	94
5.TARTIŞMA	105
6. SONUÇ	115
KAYNAKÇA.....	116

ÖZET

3B YAZICILARDA ÜRETİLEN DENTAL DAİMİ RESTORATİF MATERYALLERE FARKLI AŞAMALARDA UYGULANAN GLAZÜR İŞLEMİNİN RENK STABİLİTESİNE ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Amaç: Bu çalışma ile optik glazürün 3B daimi restoratif materyale son kürlleme öncesi uygulayarak optik glazür ile restoratif materyal arasındaki bağlantının artırılması ile materyalin renk stabilitesinin artırılması amaçlandı. Aynı zamanda klinikte freze edilerek sonradan yapılan ikinci optik glazür uygulamasının materyal üzerinde etkisi de araştırıldı.

Gereç ve Yöntem: 124 adet CR (Crowntec; Saremco Dental AG, İsviçre) ve 124 adet VS (VarseoSmile Crown plus; BEGO Bremen, Almanya) olmak üzere iki farklı 3B daimi restoratif reçine kullanılarak toplamda 248 adet disk şeklinde (10x15 mm) örnek hazırlandı. Bu örnekler son kürlleme yapılan ve yapılmayan olarak iki alt gruba ayrıldı. Son kürlleme işlemi sonrası örneklerle; mekanik polisaj (MP) veya optik glazür (SO) (Optiglaze Color, Clear HV, GC Corporation, Japonya) uygulandı. Son kürlleme işlemi yapılmayan örnekler ise optik glazür uygulaması sonrası son kürlleme işlemine tabi tutuldu (ÖÖ). ÖÖ grubuna dahil olan disklerin yarısı frezelendi ve tekrar optik glazür işlemi uygulandı (ÖÖF). Toplamda 8 alt grup oluşturuldu (n=31).

Bu çalışmada tüm renk ölçümleri 65D aydınlatma koşulunda 5500 K'lı ışık kaynağı altında spektrofotometre (Vita Easyshade) kullanılarak yapıldı. Her bir örnek öncesi spektrofotometre kalibre edildi ve her bir örneğin merkezinden 3 ölçüm yapıldı. Yapılan 3 ölçümün L, a ve b değerleri kaydedildi ve 3 ölçümün ortalama L, a ve b değerleri hesaplandı. Başlangıç renk ölçümleri yapılan örnekler termal yaşlandırma cihazında 10000 yaşlandırma döngüsüne tabi tutuldu (+5- +55°C). Termal yaşlandırma sonrası her 3B daimi restoratif reçine grubunda MP, SO, ÖÖ ve ÖÖF yüzey işlemleri uygulanmış örneklerden 1'er adet örnek Fe-SEM görüntülemesi için rastgele seçildi. Termal yaşlandırma sonrasında ikinci renk ölçümleri yapıldı. Örnekler, 3 farklı renklendirici sıvı (Yapay tükürük, Kırmızı şarap, Kahve) içerisine konularak 30 gün bekletildi. 30 günün sonunda üçüncü renk ölçümleri yapıldı. Kaydedilen değerler

kullanılarak CIEDE2000 (ΔE_{00}) formülü ile hesaplandı. Daha sonra belirlenen L, a, b ve ΔE_{00} istatistiksel analizi yapıldı.

Bulgular: Çalışmada, yaşlandırma sonrası ve 30. gün ΔE_{00} değerleri değerlendirildi. Ölçüm zamanı, 3B daimi restoratif materyal, yüzey işlemi ve renklendirici sıvıların renk değişimi üzerinde anlamlı etkileri olduğu bulundu ($p<0.001$). 30. günde, yaşlandırma sonrasına kıyasla daha yüksek ΔE_{00} değerleri tespit edildi. CR materyalleri VS'ye göre daha az renklenme gösterdi ($p<0.001$). MP uygulanan örneklerde, diğer yüzey işlemlerine (ÖO, SO, ÖOF) kıyasla daha fazla renk değişimi gözlemlendi ($p<0.001$). Optik glazür uygulanan örnekler arasında renk değişikliği açısından anlamlı bir fark bulunmadı ($p=1$). Renklendirici sıvılar arasında şarap, en fazla renk değişikliğine neden oldu ($p<0.001$).

Sonuç: Bu çalışma sonuçlarına göre renk değişikliğine karşı CR örnekler VS örneklerden daha dirençlidir. Hangi materyal kullanılırsa kullanılsın en fazla renk değişikliği MP yüzey işlemi uygulmuş örneklerde gözlemlendi. Bu materyallerde en fazla renk değişikliğine kırmızı şarap neden oldu. Optik glazür uygulanan materyaller arasında renk değişikliği açısından anlamlı bir fark bulunmadı.

Anahtar Kelimeler: Eklemeli üretim, 3B yazıcı, Renk stabilitesi, Dental daimi restorasyon reçinesi

ABSTRACT

EVALUATION OF THE EFFECT OF GLAZE APPLICATION AT DIFFERENT STAGES ON THE COLOR STABILITY OF DENTAL PERMANENT RESTORATIVE MATERIALS PRODUCED BY 3D PRINTERS

Aim: This study aimed to enhance the bond between the optical glaze and the 3D permanent restorative material by applying the optical glaze before the final curing, thereby improving the color stability of the material. Additionally, the effect of a secondary optical glaze application, performed after milling in the clinic, on the material was also investigated.

Materials and Methods: A total of 248 disk-shaped samples (10x15 mm) were prepared using two different 3D permanent restorative resins: 124 CR (Crowntec; Saremco Dental AG, Switzerland) and 124 VS (VarseoSmile Crown Plus; BEGO Bremen, Germany). Samples were divided into two subgroups: those with final curing and those without. After the post-cure process, mechanical polishing (MP) or optical glaze (LO) (Optiglaze Color, Clear HV, GC Corporation, Japan) was applied to the samples. Samples without post-cure were underwent the post-cure process after the application of optical glaze (BO). Half of the disks in the BO group were milled and then subjected to a secondary optical glaze application (BOF). A total of 8 subgroups were formed (n=31).

All color measurements in this study were performed under 65D illumination conditions with a 5500 K light source using a spectrophotometer (Vita Easyshade). The spectrophotometer was calibrated before measurement and three measurements were performed. The L, a, and b values were recorded, and the mean L, a, and b values were calculated. After the initial color measurements, the samples were subjected to 10,000 thermal aging cycles (+5°C to +55°C). After thermal aging, one sample of MP, LO, BO, and BOF surface treatment groups for each 3D permanent restorative resin was randomly selected for Fe-SEM imaging. After thermal aging, secondary color measurements were performed. The samples were then immersed in three different staining solutions (artificial saliva, red wine, and coffee) for 30 days. At the end of the

30 days, the third color measurements were performed. The recorded values were used to calculate color differences using the CIEDE2000 (ΔE_{00}) formula. Subsequently, statistical analysis was conducted on the L, a, b, and ΔE_{00} values.

Results: Measurement time, 3D permanent restorative material, surface treatment, and staining solutions had significant effects on color change ($p < 0.001$). On the 30th day, higher ΔE_{00} values were observed compared to those of after thermal aging. CR materials showed less discoloration than VS materials ($p < 0.001$). Samples treated with MP exhibited greater color change compared to other surface treatments (BO, LO, BOF) ($p < 0.001$). No significant difference in color change was observed among the samples treated with optical glaze ($p = 1$). Among the staining solutions, wine caused the most discoloration ($p < 0.001$).

Conclusion: According to the results of this study, CR samples demonstrated greater resistance to color changes compared to VS samples. Regardless of the material used, the most significant color changes were observed in samples treated with the MP surface process. Among the materials, red wine caused the highest level of color change. No significant differences in color changes were found among materials with applied optical glaze.

Keywords: Additive manufacturing, 3D printing, Color stability, Dental permanent restorative resin

SİMGELER VE KISALTMALAR

3B	: 3 Boyutlu
ADA	: Amerikan Diş Hekimliği Birliği
ASTM	: Amerikan Test ve Malzeme Topluluğu
AT	: Kabul Edilebilirlik Eşiği
BDT	: Bilgisayar Destekli Tasarım (CAD)
BDÜ	: Bilgisayar Destekli Üretim (CAM)
CIE	: Uluslararası Aydınlatma Komisyonu
CNC	: Bilgisayar Sayısal Kontrol
CR	: Crowntec; Saremco Dental AG, İsviçre
dk	: Dakika
DLP	: Dijital Işık İşleme
FDM	: Eriyik Yığılma Modelleme
Fe-SEM	: Alan Emisyonlu Taramalı Elektron Mikroskobu
ISO	: Uluslararası Standartlar Örgütü
LCD	: Likit Kristal Ekran
MP	: Mekanik Polisaj
MPa	: Megapaskal
nm	: Nanometre
ÖO	: Son Kütleme Öncesi Optiglaze
ÖOF	: Son Kütleme Öncesi Optiglaze uygulanıp Freze Edilen
PEEK	: Polieter-Ketonlar

PMMA	: Polimetilmetakrilat
PT	: Algılanabilirlik Eşiğı
RGB	: Kırmızı, Yeşil, Mavi
Rpm	: Dakikadaki devir sayısı
SLA	: Stereolitografi
SLS	: Seçici Lazer Sinterleme
SO	: Son Kütleme Sonrası Optiglaze
STL	: Standart Üçgen Dili
UV	: Ultraviyole
VS	: VarseoSmile Crown Plus; BEGO Bremen, Almanya
µm	: Mikrometre

TABLÖLAR

Tablo 2.1. Bu tablo, eklemeli ve eksiltmeli üretim arasındaki temel farkları özetlemektedir. Her iki yöntemin de kullanım alanı ve tercih sebebi, üretim ihtiyaçlarına ve ölçeğine göre değişiklik gösterebilir	16
Tablo 2.2. Kabul edilebilirlik eşiği	32
Tablo 2.3. Diş hekimliğinde renk ölçümünde kullanılan cihazlar	36
Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan dental materyallerin markaları ve içerikleri	40
Tablo 3.2. Yapay tükürüğün bileşimi	50
Tablo 4.1 Başlangıç L değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri	73
Tablo 4.2. Yaşlandırma sonrası L değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri	74
Tablo 4.3. 30. Gün L değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri	75
Tablo 4.4. L değerleri için tekrarlı ölçüm ANOVA bulgular	76
Tablo 4.5. Yüzey işlemi, 3B daimi restoratif materyal ve renklendirici sıvıların L değeri üzerindeki etkisinin değerlendirildiği 3 yönlü ANOVA testi	77
Tablo 4.6. L değerleri için varsayım değerlendirmesi	77
Tablo 4.7. Başlangıç a değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri	80
Tablo 4.8. Yaşlandırma sonrası a değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri	81
Tablo 4.9. 30. gün a değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri	82
Tablo 4.10. a değeri için tekrarlı ölçümlü ANOVA bulguları	83
Tablo 4.11. Yüzey işlemi, 3B daimi restoratif materyal ve renklendirici sıvıların a değeri üzerindeki etkisinin değerlendirildiği 3 yönlü ANOVA testi	84
Tablo 4.12. Başlangıç b değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri	87
Tablo 4.13. Yaşlandırma sonrası b değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri	88
Tablo 4.14. 30. Gün b değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri	89
Tablo 4.15. b değerleri için tekrarlı ölçümler ANOVA değerleri	90
Tablo 4.16. Yüzey işlemi, 3B daimi restoratif materyal ve renklendirici sıvıların b değeri üzerindeki etkisinin değerlendirildiği 3 yönlü ANOVA testi	92
Tablo 4.17. Yaşlandırma sonrası ΔE_{00} değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri	96
Tablo 4.18. 30. Gün ΔE_{00} değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri	97
Tablo 4.19. ΔE_{00} değerleri için tekrarlı ölçümler ANOVA değerleri	98

Tablo 4.20. Yüzey işlemleri, 3B daimi restoratif materyal ve renklendirici sıvıların a değeri üzerindeki etkisinin değerlendirildiği 3 yönlü ANOVA testi	99
Tablo 4.21. Ölçüm Zamanı karşılaştırma tablosu	99
Tablo 4.22. 3B daimi restoratif materyal karşılaştırma tablosu	100
Tablo 4.23. Yüzey İşlemi karşılaştırma tablosu	100
Tablo 4.24. 30.gün renklendirici sıvı karşılaştırma tablosu	100
Tablo 4.25. Yaşlandırma sonrası Yüzey İşlemi karşılaştırma tablosu	100
Tablo 4.26. 30. Gün Yüzey İşlemi karşılaştırma tablosu	101
Tablo 4.27. 3B daimi restoratif materyal ile Yüzey İşlemi karşılaştırma tablosu...	101
Tablo 4.28. Yüzey İşlemi ile Renklendirici sıvı karşılaştırma tablosu	102

ŞEKİLLER

Şekil 2.1 SLA yazıcının çalışma sistemi.....	11
Şekil 2.2. DLP yazıcının çalışma sistemi.....	12
Şekil 2.3 DLP ve LCD'nin çalışma prensipleri	13
Şekil 2.4. a) Tungsten karbit bitim frezleri b) Elmas bitirme frezleri.....	26
Şekil 2.5. a) Bitirme ve polisaj şeritleri b) Polisaj dikleri.....	26
Şekil 2.6. Dental cila lastikleri	27
Şekil 2.7. Görünür ışık spektrumu	28
Şekil 2.8. Munsell Renk Sistemi.....	30
Şekil 2.9. CIE Lab renk uzayı	31
Şekil 3.1. a) Saremco print Crowntec b) VarseoSmile Crown plus.....	41
Şekil 3.2. Yüzey işlemleri için kullanılan polisaj kiti ve glazür materyali	41
Şekil 3.3. 3B yazıcı Asiga MAX UV	42
Şekil 3.4. a) Etanol çözeltisi b) Ultrasonik Banyo	43
Şekil 3.5. Labolight DUO: LED Light Curing Unit	43
Şekil 3.6. Mekanik polisaj uygulanan örnekler.....	44
Şekil 3.7. Örneklerde kullanılan frez	45
Şekil 3.8. Örnek no; 1, 2, 3, 4 CR (MP-ÖO-SO-ÖOF) ve örnek no; 5, 6, 7, 8 VS (MP-ÖO-SO-ÖOF) olarak sıralanmıştır	45
Şekil 3.9. Örneklerin yüzey bitirme işlemine ve renklendirici sıvılara göre gruplandırılması	46
Şekil 3.10. Renk ölçümü için kullanılan spektrofotometre cihazı	47
Şekil 3.11. Renk ölçümlerinin yapıldığı renk ölçüm kutusu.....	47
Şekil 3.12. Termal döngü cihazı için hazırlanan örnekler	48
Şekil 3.13. Termal Döngü Cihazı.....	48
Şekil 3.14. Fe-SEM görüntüleme için altın kaplama yapılmış örnekler	49
Şekil 3.15. a) Fe-SEM cihazı b) Altın kaplama cihazı.....	49
Şekil 3.16. a) Numaralandırılmış plastik kaplar ve renklendirici sıvılar içinde örnekler b) Örneklerin saklanması için kullanılan inkübatör	51
Şekil 4.1. VS MP 5000 büyütme yüzey görüntüsü	54
Şekil 4.2. VS MP 40000 büyütme yüzey görüntüsü	54

Şekil 4.3. CR MP 5000 büyütme yüzey görüntüsü.....	55
Şekil 4.4. CR MP 40000 büyütme yüzey görüntüsü.....	55
Şekil 4.5. VS ÖO 5000 büyütme yüzey görüntüsü.....	56
Şekil 4.6. VS ÖO 40000 büyütme yüzey görüntüsü.....	56
Şekil 4.7. CR ÖO 5000 büyütme yüzey görüntüsü.....	57
Şekil 4.8. CR ÖO 40000 büyütme yüzey görüntüsü.....	57
Şekil 4.9. VS SO 5000 büyütme yüzey görüntüsü.....	58
Şekil 4.10. VS SO 40000 büyütme yüzey görüntüsü.....	58
Şekil 4.11. CR SO 5000 büyütme yüzey görüntüsü.....	59
Şekil 4.12. CR SO 40000 büyütme yüzey görüntüsü.....	59
Şekil 4.13. VS OÖF 5000 büyütme yüzey görüntüsü.....	60
Şekil 4.14. VS OÖF 40000 büyütme yüzey görüntüsü.....	60
Şekil 4.15. CR ÖOF 5000 büyütme yüzey görüntüsü.....	61
Şekil 4.16. CR ÖOF 40000 büyütme yüzey görüntüsü.....	61
Şekil 4.17. VS MP 500 büyütmede kesit görüntüsü.....	63
Şekil 4.18. CR MP 500 büyütmede kesit görüntüsü.....	63
Şekil 4.19. VS ÖO 250 büyütmede kesit görüntüsü.....	64
Şekil 4.20. VS ÖO 500 büyütmede kesit görüntüsü.....	64
Şekil 4.21. CR ÖO 250 büyütmede kesit görüntüsü.....	65
Şekil 4.22. CR ÖO 500 büyütmede kesit görüntüsü.....	65
Şekil 4.23. VS SO 250 büyütmede kesit görüntüsü.....	66
Şekil 4.24. VS SO 500 büyütmede kesit görüntüsü.....	66
Şekil 4.25. CR SO 250 büyütmede kesit görüntüsü.....	67
Şekil 4.26. CR SO 250 büyütmede kesit görüntüsü.....	67
Şekil 4.27. VS ÖOF 250 büyütmede kesit görüntüsü.....	68
Şekil 4.28. VS ÖOF 500 büyütmede kesit görüntüsü.....	68
Şekil 4.29. CR ÖOF 250 büyütmede kesit görüntüsü.....	69
Şekil 4.30. CR ÖOF 500 büyütmede kesit görüntüsü.....	69
Şekil 4.31. Renklendirici sıvılara göre L değerlerinin grafiği.....	71
Şekil 4.32. Renklendirici sıvılara göre a değerlerinin grafiği.....	79
Şekil 4.33. Renklendirici sıvılara göre b değerlerinin grafiği.....	86
Şekil 4.34. Otuz gün renklendirici sıvılarda bekletilen örnekler.....	93

Şekil 4.35. Renklendirici sıvılara göre ΔE_{00} değerlerinin grafiği..... 94



1. GİRİŞ VE AMAÇ

3 boyutlu (3B) baskı yöntemleri, geleneksel üretim yöntemlerine kıyasla sağladığı avantajlar ile son yıllarda hızla gelişen ve çeşitli alanlarda kullanılmaya başlanan bir üretim teknolojisidir. İlk olarak mühendislik alanında büyük ilgi gören bu teknoloji, son yıllarda sağlık sektöründe de önemli bir yer edinmiştir (1). Diş hekimliği bu dönüşümden en fazla fayda sağlayan disiplinlerden biridir. BDT/BDÜ (Bilgisayar destekli tasarım ve üretim) sistemleri, dijital teknolojilerle entegre edilerek hastalara daha hızlı, hassas ve estetik çözümler sunmayı mümkün kılmaktadır (2) .

Bu gelişmeler, diş hekimliği uygulamalarında restoratif malzemelerin çeşitlenmesine ve estetik açıdan daha başarılı sonuçlar elde edilmesine olanak tanımıştır. Özellikle tek seansta tamamlanan tedavi imkânı sunan bu sistemler, hasta ve hekim açısından önemli bir zaman tasarrufu sağlamaktadır. Bu bağlamda, estetik ve biyouyumlu restorasyonların hızlı ve efektif bir şekilde üretilmesi, dijital diş hekimliğinin öncelikli hedeflerinden biri haline gelmiştir (3,4).

Teknolojideki bu ilerlemeler, seramik ve kompozit malzemelerin bir araya getirilmesiyle oluşturulan hibrit materyallerin geliştirilmesini de beraberinde getirmiştir (5–9). Hibrit seramikler, geleneksel seramiklere kıyasla daha esnek olmaları, mekanik işleme kolaylığı sunmaları ve estetik olarak doğal diş görünümünü taklit edebilmeleri ile öne çıkmaktadır (10). Ayrıca bu materyallerin fırınlama gerektirmemesi ve kolayca parlatılabilmesi, klinik uygulamalarda tercih edilme oranını artırmaktadır (11). Ancak hibrit seramik restorasyonlar endüstriyel şartlarda üretilmiş blokların freze edilmesi ile üretilmektedir. Bu durum malzeme sarfiyatını arttırmakta ve tedavi maliyetini arttırmaktadır (12). Bu nedenle 3B baskı teknolojisi kullanılarak restorasyonların üretimini mümkün kılan polimer bazlı reçineler dental marketlerde kullanıma sunulmuştur (13–16). Ancak 3B restorasyonlar ile ilgili mekanik, biyolojik ve estetik çekinceler mevcuttur.

Bu materyaller polimer yapıda olduklarından farklı renklendirici sıvıların etkisi ile renk değiştirebilmektedir. Renk değişimi, 3B restorasyonların klinik başarısını olumsuz etkileyebilecek önemli bir sorundur (17–19). Bu değişim, materyalin

kimyasal yapısındaki değişiklikler, su emilimi, yüzey pürüzlülüğü gibi faktörler ile doğrudan ilişkilidir. Literatürde yer alan çalışmalar, bu değişimlerin matriksin degradasyonuna bağlı olduğunu öne sürmektedir (20,21). Matriks degradasyonunun ve renk değişiminin azaltılması için araştırmacılar optik glazür materyalinin kullanımını önermektedir. Ancak optik glazür materyalinin düşük aşınma dirençleri, reçinelere zayıf adezyonları ve reçine yüzeylerinde homojen olmayan yayılımları gibi sorunlar ortaya çıkabilmektedir (20,22).

Bu çalışmanın amacı, iki farklı markaya ait 3B yazıcı ile üretilen daimi restoratif materyaller üzerinde uygulanan farklı yüzey işlemlerinin renk stabilitesi üzerindeki etkilerini incelemektir. Çalışmada kullanılan örnekler, farklı yüzey işlemlerine tabi tutuldu ve bu işlemlerin materyalin renk değişimi üzerindeki etkileri değerlendirildi. Ayrıca optik glazür uygulaması ile ortaya çıkabilecek problemler son kürlleme öncesi optik glazür uygulaması ile bertaraf edilmeye çalışıldı. Çalışma sonunda elde edilen bulguların, 3B baskı teknolojileri ile üretilen dental materyallerin klinik uygulamalardaki başarısına katkı sağlaması beklenmektedir.

Hipotezler:

H₀: 3B yazıcı ile üretilen daimi restoratif materyallerin L, a, b ve ΔE_{00} değerlerine etkisi yoktur.

H₀: Uygulanan yüzey işlemlerinin renk değişimi üzerinde etkisi yoktur.

H₀: Yaşlandırma protokolünün ve renklendirici sıvı içerisinde bekletmenin L, a, b ve ΔE_{00} değerlerine etkisi yoktur.

2. GENEL BİLGİLER

Protez, vücudun kaybolan herhangi bir uzvunun suni olarak tamamlanmasıdır. Diş hekimliğinde protez ise kaybedilen dişlerin ve çevre dokuların fonksiyon, fonasyon ve estetik gereksinimlerinin karşılanmasını amaçlayan suni apareylerdir. Bu alan, protetik diş hekimliği olarak adlandırılır (23,24).

Sabit bölümlü protetik rehabilitasyon, bir ya da daha fazla kaybedilen dişin yerine, kalan doğal dişlere kalıcı olarak bağlanarak yapılan protez uygulamasıdır. Bu tür restorasyonlara yaygın olarak "köprü" denir, ki bu terim zamanla yaygın bir kullanım kazanmıştır. Öyle ki, 1991'de Amerikan Diş Hekimleri Birliği (ADA) bu tür restorasyonları "köprü" başlığı altında sınıflandırmış ve "sabit bölümlü protez" terimini listelememiştir.

Yüzyıllar boyunca dişler, sağlığın, gençliğin, güzelliğin ve asaletin simgesi olarak birçok kültürde önemli bir yer tutmuştur. Özellikle ön dişlerin kaybı, sadece fiziksel ve fonksiyonel sorunlara yol açmakla kalmamış, aynı zamanda psikolojik ve sosyal rahatsızlıklara da neden olmuştur.

Diş protezleri ve diş hekimliği teknolojisi, kökenleri milattan önce 700'de Etruria'ya ve milattan sonra ilk yüzyılda Roma İmparatorluğu'na kadar dayansa da bu alanda asıl gelişmeler 18. yüzyılda yaşanmıştır. Diş hekimliğinde kullanılan en eski materyallerden biri olan seramikler, ilk kez 1774 yılında Fransız eczacı Alexis Duchateau tarafından kullanılmıştır. Seramiğin dental kullanımında önemli bir adım atan bir diğer isim ise Parisli diş hekimi Dubois de Chamont'tur. Dubois de Chamont dental porselenin formülünü geliştirerek bu alana katkıda bulunmuştur.

Daha sonra, 1808 yılında İtalyan asıllı diş hekimi Fonzi tarafından Paris'te ilk seramik dişler yapılmıştır. Ancak bu protezler, opasite ve kırılabilirlik gibi sorunlar nedeniyle istenilen başarıyı elde edememiştir. Buna rağmen, bu girişimler modern dental seramiklerin temelini atmış ve diş hekimliğinde seramik kullanımının zamanla gelişerek yaygınlaşmasının önünü açmıştır (25).

Seramikler, 19. yüzyılın sonlarına doğru sabit restorasyonların yapımında kullanılmaya başlanmıştır. 1889 yılında Dr. Charles Land, Detroit'te porselen jaket kronların yapımı için patent alarak bu alandaki ilk önemli adımı atmıştır. İlk veneer kron tanımı ise 1869'da W.N. Morrison tarafından yapılmıştır. Land, 1889 yılında platin matriks üzerine porselen şekillendirmiştir. 1990'lı yıllarda yüksek ısıda pişirilen porselenler ile veneer kuronlar rutin olarak kullanılmaya başlanmıştır. İlk bilimsel porselen veneer kuron ise 1902 yılında yine Land tarafından yapılmıştır (26). Bu gelişmeler, porselen ve seramiklerin modern diş hekimliği restorasyonlarında yaygın bir şekilde kullanılmasının temelinı oluşturmuştur.

20. yüzyılın başlarına gelindiğinde sabit protetik restorasyonların yapım ilkeleri büyük ölçüde belirlenmiştir. Bu dönemde, restoratif diş hekimliğinde kullanılan materyaller ve teknikler hızlı bir şekilde gelişmiştir. Teknolojik ilerlemelerle birlikte, özellikle seramik materyallerin güçlendirilmesi ve BDT/BDÜ sistemlerinin diş hekimliği pratiğine girmesi, tam seramik restorasyonların yaygın bir şekilde kullanılmasını sağlamıştır (27,28).

Bu gelişmeler, seramik materyallerin güçlendirilmesiyle, geleneksel restoratif yöntemlere kıyasla daha dayanıklı ve estetik sonuçlar elde edilmesine olanak tanımıştır. BDT/BDÜ sistemleri, dijital ortamda diş restorasyonlarının planlanması ve üretilmesi sayesinde, diş hekimliği alanında önemli bir yenilik olarak kabul edilmiştir. Bu sistemler, restorasyonların daha hassas ve hızlı bir şekilde üretilmesine imkan sağlamıştır.

2.1. DIŞ HEKİMLİĞİNDE BDT/BDÜ SİSTEMLERİ

Teknolojik ilerlemeler sayesinde, diş hekimliğinde geleneksel iş akışlarına alternatif olarak yeni malzemeler ve ileri teknolojilere sahip sistemler kullanılmaya başlanmıştır. Bu bağlamda, bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim sistemleri, diş hekimliğinde en popüler ileri teknoloji çözümlerinden biri haline gelmiştir (29).

Tüm BDT/BDÜ sistemleri temelde üç ana bileşenden oluşur:

1. Preparasyonun intraoral veya elde edilen modellerin ekstraoral olarak taranıp verilerin toplanması,
2. Restorasyonun bilgisayarda 3B olarak tasarımı (BDT),
3. Dijital olarak hazırlanmış restorasyonun üretimi (BDÜ) (30).

BDT tasarımı STL (Standart Mozaik Dili) formatına dönüştürülür. Tasarım BDÜ ünitesine aktarılır. CNC (Bilgisayar sayısal kontrol) protokolünü temel alan bir freze makinesi kullanılarak, önceden hazırlanmış bir bloğun kazınarak şekillendirilmesi veya tasarımın küçük katmanlara (16-300 µm) ayrılarak, bu katmanların üst üste yazdırılması ile fiziksel nesneler oluşturulur (31). Bilgisayar destekli üretimin amacı, BDT yazılımında tasarlandığı şekilde mükemmel uyum ve doğru morfolojiye sahip bir restorasyon üretebilmektir.

Bilgisayar destekli üretim, iki ana yöntemle gerçekleştirilir: eksiltmeli üretim ve eklemeli üretim (32). Diş hekimliğinde BDT/BDÜ sistemi, ilk kez 1970'te Francois Duret ve Jack Preston tarafından tanıtılmıştır. 1984'te Duret, bu teknolojiyi kullanarak Eksiltmeli üretim yöntemiyle ilk kronu üretmiştir (33). 1985 yılında, İsviçre'de diş hekimi Prof. Dr. Werner Mörmann ve mühendis Marco Brandestini, ilk BDT/BDÜ sistemi olarak kabul edilen CEREC sistemini kullanarak restorasyonlar üretmişlerdir (34).

BDT/BDÜ sistemlerin avantajları;

- Ağız içi tarayıcılar kullanıldığında, geleneksel ölçü yöntemleri kullanılmayabilir.
- Kısa sürede daha dayanıklı restorasyonlar üretme olanağı sağlar (35).
- Geleneksel üretim süreçlerinde bulunan ölçü alma, mum modelaj ve döküm gibi aşamalar olmadan, daha hızlı ve hata yapma riski daha az üretim sürecine sahiptir.
- Azalan seans sayısı hem hekim hem de hasta için zaman kazandırır.
- Restorasyonlar birkaç saat içinde tamamlanabildiğinden, geçici restorasyonlara ihtiyaç duyulmayabilir (36).

- Dijital verilerin arşivlenmesi, tekrarlayan üretim süreçlerini kolaylaştırır.
- Ölçülerin ve tasarımların dijital ortamda hızlıca transfer edilmesi, başka şehir veya ülkelerden hizmet almayı kolaylaştırır (37).
- Dijital modeller uzun süre boyunca kolayca saklanabilir ve dezenfeksiyon gerektirmez.
- Renk seçimi kolayca yapılabilir ve hastalara tedavi süreci hakkında öngörülebilir bilgiler sunulabilir.

BDT/BDÜ sistemlerin dezavantajları:

- Gingival marjinlerin ve subgingival bölgelerin dijital ölçüsünü almak zor olabilir.
- Dijital ölçü alınırken oral sıvılar, parlak veya renkli yüzeyler ölçünün doğruluğunu etkileyebilir (38).
- Tüm oral mukozanın veya tüm dişlerin tam olarak kaydedilmesi zordur.
- Monokromatik blokların kullanılması nedeniyle renk sınırlamaları olabilir, bu da estetik beklentilerin her zaman tam olarak karşılanmamasına neden olabilir.
- Sistemin kurulumu için ek bir bütçe ayrılması gereklidir.
- Sistemi kullanacak kişilerin görece uzun bir eğitim alması gerekmektedir (30,39).

2.1.1. Eksiltmeli Üretim Teknikleri

Eksiltmeli üretim, CNC protokolünü temel alan bir freze makinesi kullanılarak, önceden hazırlanmış bir bloğun kazınarak şekillendirilmesi işlemidir (40). CNC cihazları, en az 3 eksenli ve en fazla 5 eksenli frezeleme sistemlerinden oluşur. Bu frezeleme sistemi ile metaller, seramikler, zirkonya ve polimer katkılı materyaller kullanılarak kron, köprü, inley, onley, abutment ve çeşitli hibrit altyapılar üretilmektedir (35,41,42).

Eksiltmeli üretim tekniği, nesnelerin başarılı bir şekilde üretilmesini sağlar; ancak bazı dezavantajları da vardır. Frezeleme işlemi sırasında bloklardan artan

materyal geri dönüştürülemediği için malzeme kaybı %90'a kadar çıkabilir. Bu durum restorasyonların üretim maliyetinin artmasına neden olur. Frezeleme araçları, özellikle elmas frezler ve diskler, ciddi aşınmalara uğrar ve bu nedenle kısa süreli çalışma döngülerine uygun olup, ömürleri sınırlıdır. Üretim hassasiyeti, kullanılan freze takımının çapına bağlıdır, bu yüzden ince detaylar tam olarak işlenemeyebilir. Eksiltmeli üretim yöntemleri kullanılarak derin andırkatlı ve karmaşık yüzey morfolojisine sahip 3B nesnelerin üretimi zor ve maliyetlidir (40). Bunun yanında, özellikle seramik blokların frezelenmesi sırasında mikroskobik çatlaklar oluşabilir ve tek seferde sınırlı sayıda blok işlenebilir (41,43).

2.1.2. Eklemeli Üretim Teknikleri

Eklemeli üretim yöntemi, Eksiltmeli üretim yönteminin sınırlarını aşma potansiyeline sahiptir. Burada nesnelerin üretim süresi, yazdırılan model sayısından ziyade, yazdırılan katmanların sayısına, yani modelin dikey yüksekliğine bağlıdır. Eklemeli üretim, hızlı prototipleme ve 3B baskı sistemi olarak da isimlendirilir. Eklemeli üretim teknolojisinin temelleri ilk kez 1980'lerde Kodama tarafından atılmıştır. Kodama (44), " Three-Dimensional Data Display by Automatic Preparation of a Three-Dimensional Model" başlıklı bir makale yayımlayarak bu alandaki ilk çalışmalardan birini sunmuştur. Eklemeli üretim teknolojisinin yaygınlaşması ise 1987 yılında Chuck Hull'un (31,45) STL dosya formatını geliştirmesi ile gerçekleşmiştir. Hull, lazer kullanarak ultraviyole (UV) ışığa duyarlı sıvı polimerin ince katmanlarını katılaştırarak nesneler üretilip 3B yazıcıların ilk örneğini sunmuştur. Bu teknoloji, karmaşık ve özelleştirilmiş ürünlerin üretimini daha az iş gücüyle ve daha kısa üretim sürelerinde yapılmasını mümkün kılmıştır.

Eklemeli üretim yönteminde, BDT verileri işlenerek model oluşturmak için ardışık olarak sıvı, toz ve plastik filament katmanları biriktirilir ve bir dizi enine kesit oluşturulur. İnce kesitler şeklindeki üretim protokolü, detayları nesne üzerinde işleme konusunda oldukça başarılıdır. Bu nedenle dental uygulamalar için ideal bir üretim yöntemidir (46). Eklemeli üretim, diş hekimliği ve cerrahi alanlarında geniş bir kullanım alanına sahiptir. Diş implantları için rehber plaklar, protezler, ortodonti ve cerrahiye yönelik fiziksel modeller; ağız içi, kraniyomaksillofasiyal ve ortopedik

implantlar; çıkarılabilir kısmi protezler, implantlar ve diş restorasyonları için koping ve çerçeveler bu yöntemle üretilmektedir (2).

3B yazıcı teknolojileri, toz, filament veya film formundaki polimerik malzemeler kullanılarak gerçekleştirilen üretimin yanında ışığa duyarlı reçineleri aktif olarak polimerize ederek nesnelerin üretimine olanak sağlar (12).

Eklemeli İmalat teknolojileri, kullanılan malzeme türüne, malzemenin biriktirilme yöntemine veya malzemenin birleşme veya katılma şekline göre sınıflandırılabilir (44,47,48). ASTM F42 komitesi, eklemeli üretim teknolojilerini yedi ana kategoriye ayırmıştır:

1. **Malzeme Püskürtme:** Malzeme püskürtme, adından da anlaşılacağı üzere, malzemenin sıvı formda damlacıklar halinde püskürtülmesiyle katmanların oluşturulması esasına dayanır. Bu teknik, özellikle yüksek hassasiyet ve detay gerektiren uygulamalar için uygundur. PolyJet ve MultiJet gibi sistemler, bu yöntemi kullanarak çeşitli endüstriyel ve tıbbi modellerin üretimini sağlar. PolyJet teknolojisi, birden fazla malzeme ve renk kullanarak karmaşık yapılar üretme yeteneği sayesinde diş hekimliği, ortopedik implantlar ve tasarım prototipleri gibi alanlarda yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu yöntemin avantajı, yüksek hassasiyet ve yüzey kalitesi sunmasıdır, ancak kullanılan reçinelerin mekanik dayanıklılığı bazı uygulamalarda sınırlayıcı olabilir.
2. **Bağlayıcı Püskürtme:** Bağlayıcı püskürtme yönteminde, toz halindeki malzeme bir yatak üzerine serilir ve belirli bölgelerde bağlayıcı bir madde püskürtülerek malzeme katılaştırılır. Bu yöntem, genellikle metal ve seramik gibi sert malzemelerle çalışır. Yöntem, özellikle hızlı prototip üretimi ve düşük maliyetli parçalar için tercih edilir. Bağlayıcı püskürtme teknolojisi, ExOne gibi firmalar tarafından geliştirilmiş ve büyük ölçekli üretimlerde kullanılmıştır. Özellikle inşaat sektöründe, büyük hacimli beton blokların üretiminde de bu teknoloji kullanılmaktadır. Bağlayıcı püskürtme, hız ve maliyet avantajları sunarken, üretim sonrasında yapılması gereken ek işlemler sebebiyle mekanik özelliklerin optimize edilmesi gerekebilir.

3. **Malzeme Ekstrüzyonu (Fused Deposition Modeling, FDM):** Malzeme ekstrüzyonu, genellikle termoplastik malzemelerin bir ısıtıcı nozulda eritilerek dışarıya verilmesiyle katmanların oluşturulduğu bir tekniktir. En yaygın kullanılan eklemeli üretim yöntemlerinden biridir ve Eriyik Yığma Modelleme (FDM) yöntemi bu teknolojiye dayanmaktadır. FDM, makul maliyetler ve geniş malzeme seçenekleri sunarak, prototip üretimi, hızlı tasarım doğrulaması ve eğitim alanlarında tercih edilmektedir. Ayrıca endüstriyel plastiklerinden üretilen FDM parçaları, mekanik dayanıklılığı artırarak endüstriyel kullanımlara uygun hale getirilebilmektedir. Ancak FDM'in düşük çözünürlüklü yüzey kalitesi ve daha uzun üretim süreleri, özellikle yüksek hassasiyet gerektiren uygulamalarda bir sınırlama olabilir.
4. **Toz Yatak Füzyonu (Powder Bed Fusion):** Toz yatak füzyonu, ince bir toz malzeme tabakasının yayılarak belirli bölgelerde lazer veya elektron ışını ile ısıtılması ve malzemenin birleştirilmesi esasına dayanır. Bu yöntemin en bilinen örneklerinden biri Seçici Lazer Sinterleme (SLS)'dir. Bu teknoloji, metal, plastik ve kompozit malzemelerin üretiminde kullanılır. Elektron Işını Eritme de toz yatak füzyonunun bir başka türüdür ve özellikle titanyum gibi yüksek dayanıklılığa sahip metal nesnelerin üretiminde kullanılır. Toz yatak füzyonu yönteminin avantajı, karmaşık ve yüksek performanslı parçaların üretilmesine olanak tanımasıdır. Havacılık, otomotiv ve medikal implantlar gibi yüksek mukavemet ve düşük ağırlık gerektiren alanlarda yaygın olarak tercih edilir.
5. **Yönlendirilmiş Enerji Biriktirme (Directed Energy Deposition):** Yönlendirilmiş enerji biriktirme, malzemenin lazer veya elektron ışını yardımıyla bir noktada biriktirilmesi ve aynı anda katılaştırılması esasına dayanır. Bu yöntemde metal tozları veya teller kullanılabilir ve malzeme doğrudan bir alt tabaka üzerine eklenir. Lazer Kaplama (Laser Cladding), yönlendirilmiş enerji biriktirmenin tipik bir örneğidir. Genellikle metal tamir işlemlerinde veya özel bileşenlerin üretiminde kullanılır. Bu yöntem, yüksek doğruluk ve malzeme kontrolü gerektiren uygulamalar için idealdir. Yönlendirilmiş enerji biriktirme, özellikle metal parçaların tamiri ve yüzey iyileştirme işlemlerinde kullanılır.

6. **Tabaka Laminasyonu:** Tabaka laminasyonu, malzemelerin ince tabakalar halinde kesilip üst üste yapıştırılması veya birleştirilmesiyle nesnelerin oluşturulması esasına dayanır. Bu yöntem, genellikle düşük maliyetli prototip üretimi için kullanılır. Laminated Object Manufacturing (LOM), bu teknolojinin bir örneğidir ve genellikle kağıt, plastik veya metal folyo gibi malzemelerin kullanıldığı uygulamalarda tercih edilir. Tabaka laminasyonunun en büyük avantajı, üretim maliyetlerinin düşük olmasıdır. Ancak bu yöntemle üretilen parçaların mekanik dayanıklılığı diğer eklemeli üretim tekniklerine göre sınırlıdır.
7. **Vat Fotopolimerizasyon:** Vat fotopolimerizasyon, ışığa duyarlı sıvı polimerlerin, belirli bir ışık kaynağı (genellikle lazer) aracılığıyla katılaştırılması prensibine dayanır. Bu yöntemin en bilinen örneği Stereolitografi (SLA)'dır (**Şekil 2.1**). SLA, özellikle yüksek hassasiyet ve yüzey kalitesi gerektiren diş hekimliği, mücevherat ve tıp uygulamalarında kullanılır. SLA teknolojisi, küçük ve karmaşık yapıları parçalar üretme kabiliyeti ile dikkat çeker. Ayrıca Dijital Işık İşleme (DLP) yöntemi de vat fotopolimerizasyonun bir diğer örneğidir ve SLA'ya benzer şekilde çalışır.

Eklemeli üretim teknolojileri, modern endüstriyel üretim süreçlerinde büyük bir devrim yaratmış ve üretim hızını, esnekliğini ve özelleştirme kabiliyetini artırmıştır. Her bir teknoloji, belirli malzeme ve uygulama gereksinimlerine göre benzersiz avantajlar sunar. Eklemeli üretim, özellikle havacılık, otomotiv, medikal ve tüketici ürünleri sektörlerinde geleneksel üretim yöntemlerinin yerini almakta ve büyük bir potansiyele sahip bulunmaktadır (48). Gelişen BDT/BDÜ teknolojileri ve malzeme bilimindeki ilerlemeler, bu teknolojilerin kullanım alanlarını genişletmekte ve daha karmaşık ve yüksek performanslı ürünlerin üretimini mümkün kılmaktadır.

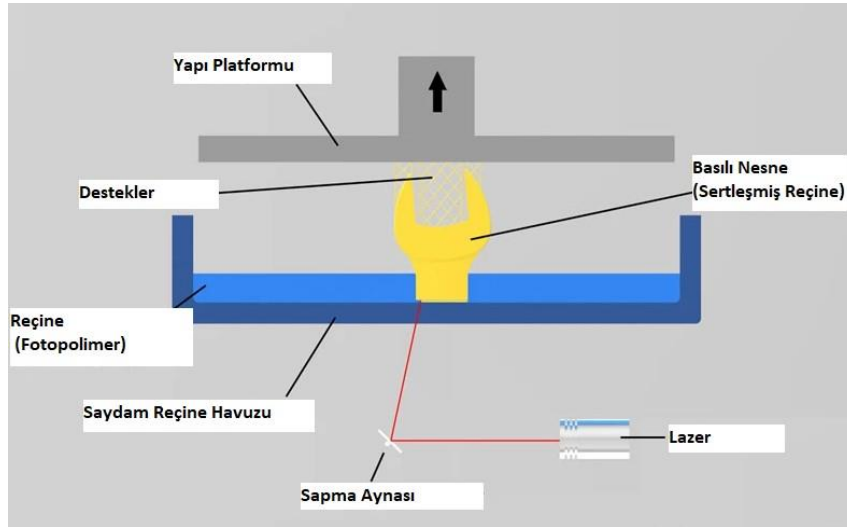
2.1.2.1. Vat Fotopolimerizasyon

2.1.2.1.1. Stereolitografi (SLA)

SLA, diş hekimliğinde en eski ve yaygın olarak kullanılan 3B baskı yöntemlerinden biridir. SLA, fotopolimerize bir sıvı polimer havuzu, modelin inşa edileceği bir platform ve reçineyi sertleştirmek için kullanılan UV lazer içerir (**Şekil**

2.1) (49). Öncelikle, parçayı stabilize etmek ve destek yapıları oluşturmak için bir platform inşa edilir. Yüksek çözünürlük gerektiren modellerdeki detaylara göre her katmanın kalınlığı z ekseninde 50 μm veya daha az olarak ayarlanabilir. Standart veya daha düşük çözünürlük gerektiren parçalar için katman kalınlığı 200 μm veya daha fazla olabilir (12). İlk katman polimerize edildikten sonra, platform z eksen çözünürlüğü kadar (yaklaşık 30-200 μm) yukarı çıkar ve bir sonraki katman UV lazer ile polimerize edilir. Bu işlem, üretim tamamlanana kadar tekrarlanır. Üretilen materyalde polimerize olmamış reçine artıkları, genellikle izopropil alkol kullanılarak temizlendikten sonra tam polimerizasyon UV ışık uygulaması ile elde edilir (32).

SLA teknolojisinde, z eksen çözünürlüğünü etkileyen faktörler arasında sertleşme derinliği, foto-başlatıcıların özellikleri, ışığın dalga boyu, ışığın gücü ve maruz kalma süresi/baskı süresi, kullanılan pigmentler ve eklenen UV emiciler bulunur (50). SLA yazıcılarda üretim süresi, UV lazerin yalnızca küçük bir alanı bir seferde polimerize etmesi nedeniyle genellikle diğer teknolojilere göre daha uzundur. Her ne kadar SLA sistemi diğer eklemeli üretim yöntemlerine kıyasla daha pahalı olsa da yüksek çözünürlük ve doğruluğa sahip olması, ince detayları oluşturma yeteneği, tipik bitirme işlemlerine gerek kalmadan pürüzsüz yüzeyler sunması ve katmanlar arasında güçlü kimyasal bağlar oluşturarak iyi bir z eksen mukavemeti sağlaması gibi avantajları vardır (12,51,52).

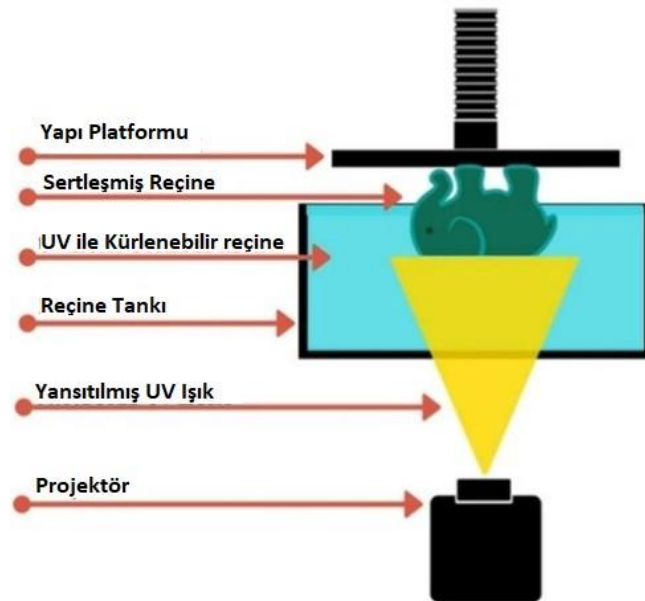


Şekil 2.1 SLA yazıcının çalışma sistemi (53)

2.1.2.1.2. Dijital Işık İşleme (DLP)

DLP, 1977 yılında Larry Hornback tarafından geliştirilen bir teknolojidir (Şekil 2.2) (54,55). DLP yazıcıların tasarımı, SLA yazıcıların tasarımına oldukça benzer, ancak temel fark kullanılan ışık kaynağında yatmaktadır SLA yazıcılar, fotopolimeri sertleştirmek için lazer ışığı kullanırken, DLP yazıcılar kısa dalga boyundaki ışığı dijital mikro ayna cihazı (DMD) aracılığıyla yönlendirir. Bu teknoloji, mikro aynaların yardımıyla tüm yüzeyi tek bir pozlama ile polimerize ederken, SLA yazıcılar lazerle her alanı tek tek tarar. Bu özellik, DLP yazıcıların üretim süresini, katman geometrisine veya nesne sayısına bağlı olmaksızın kısaltarak zaman tasarrufu sağlar (31). Ayrıca DLP yazıcılar, daha sık bir fotopolimer reçine tablası kullandıkları için daha az malzeme atığı oluşturur ve piksel tabanlı pozlama sayesinde daha yüksek çözünürlük sunar. Yüksek güçlü LED ışık kaynakları kullanılır ve bu kaynakların yoğunluğu kontrol edilebilir (55,56).

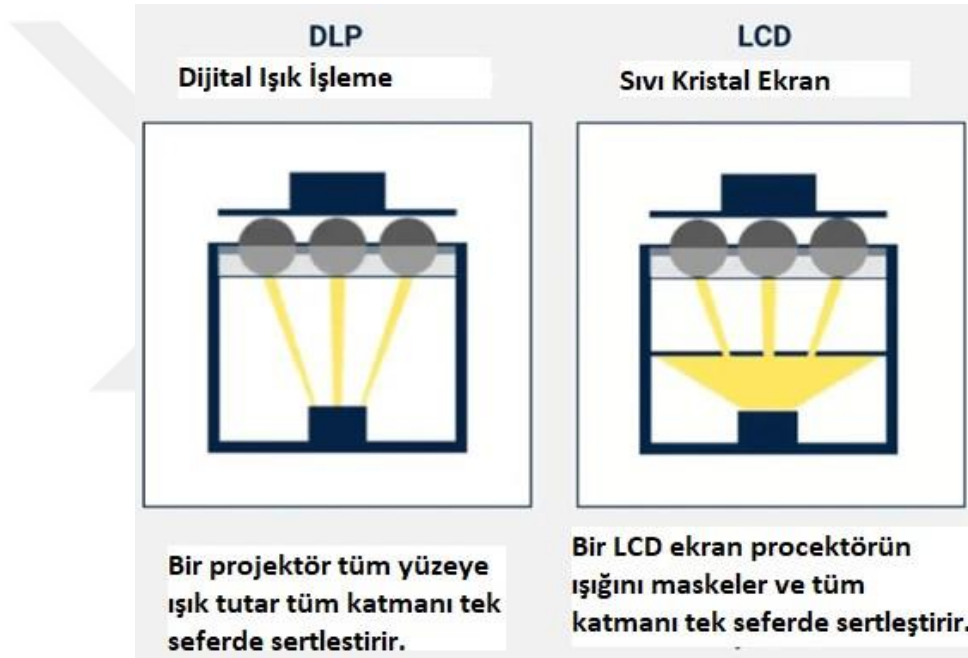
DLP 3B baskı, minimum 50 µm boyutunda baskılar üretebilen yüksek baskı çözünürlüğüne sahiptir. Bu teknoloji, nesneleri büyük bir hassasiyetle üretme yeteneği sunar. Ancak projeksiyonun boyutu sınırlıdır çünkü kullanılan mikro aynaların sayısı sınırlıdır. Bu nedenle, DLP yazıcılar genellikle daha küçük boyutlu nesneler üretmek için kullanılır (57)



Şekil 2.2. DLP yazıcının çalışma sistemi (58)

2.1.2.1.3. Likit Kristal Ekran (LCD)

LCD teknolojisi, DLP teknolojisine benzer bir şekilde bir katmanı tek bir ışınlama adımıyla polimerize eder. Ancak temel fark, ışığın bir projektör yerine bir LCD ekrandan yansıtılmasıdır (Şekil 2.3). LCD teknolojisinde kürleme işlemi, yüzeyin tamamında eş zamanlı olarak gerçekleşir. LCD ekrana uygulanan akım sayesinde, ışınlanacak nesnenin kesit görüntüsü dışında kalan pikseller maskelenir ve sadece gerekli alan ışınlanır. Bu yöntemin en büyük dezavantajı, ışığın %90'a varan bir kısmının LCD ekran tarafından emilmesidir. En önemli avantajı ise cihazların nispeten daha ekonomik olmasıdır (57).



Şekil 2.3 DLP ve LCD'nin çalışma prensipleri (58)

SLA, DLP VE LCD teknikleri üç temel aşamadan oluşur: ışığa maruz kalma, platform taşıma ve reçine doldurma. Bu aşamaların her biri, baskı sürecinin farklı adımlarını kapsar ve son iki aşamada gerçek bir baskı işlemi gerçekleşmez. Normalde, son katman rezervuar yüzeyine yapışır ve platformun yükseltilmesi sırasında yüksek bir yapışma direnci oluşur. Tumbleston ve arkadaşları (59), bu sorunu çözmek için Sürekli Sıvı Ara Yüz Üretimi (CLIP) adı verilen bir sistem geliştirmişler. Bu teknoloji, parçaların sürekli olarak basılmasına olanak tanır ve üretim süresini hızlandırır.

CLIP sisteminde, reçine rezervuarının alt kısmına oksijen geçirgen bir membran eklenir ve hem UV ışığını hem de oksijeni geçirir. Bu membran, "ölü bölge" olarak adlandırılan bir alan oluşturur ve bu bölgede sürekli taze reçine bulunur, böylece baskı işlemi kesintisiz devam eder. Ölü bölgenin kalınlığı, oksijen akışı ile kontrol edilebilir. Ancak CLIP teknolojisinin de bazı dezavantajları vardır. Doldurulmuş reçineler, ölü bölgedeki partiküller nedeniyle kontrolsüz ışık saçılmasına neden olabilir, bu da reçineye ulaşan ışığın yoğunluğunu azaltarak baskı kalitesini olumsuz etkileyebilir. Ayrıca reçinelerin oksijene olan afiniteleri farklılık gösterdiğinden, ölü bölge kalınlıklarında değişikliklere yol açabilir. Bu nedenle, ölü bölge kalınlığı ve oksijen penetrasyon hızı, baskı ayarlarında dikkate alınması gereken diğer değişkenlerdir (31,59).

2.1.3. Eklemeli Üretim Yöntemlerinin Diş Hekimliğinde Kullanım Alanları

Eklemeli Üretim Teknolojileri, BDT sistemlerinin gelişmesiyle özellikle 1980'li yıllardan itibaren büyük bir ivme kazanmıştır. Bu süreçte önemli bir dönüm noktası, 1986 yılında Chuck Hull'un SLA yönteminin patentini almasıdır (60). Bu gelişme, eklemeli üretim teknolojilerinin hızla çeşitlenmesine ve alternatif yöntemlerin geliştirilmesine yol açmıştır (61).

1990'lı yıllarda, başlayan seramik malzemelerin 3B yazıcılarla üretilmesi üzerine yapılan çalışmalar, günümüzde diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan 3B baskılı dental implantlar, maksillofasiyal implantlar ve protezler, sabit ve hareketli protezler, oklüzal splintler, cerrahi rehberler gibi birçok dental ürünün üretimine zemin hazırlamıştır (61–64).

SLA ve DLP yazıcıları, yüksek hassasiyetleri ve verimlilikleri sayesinde uzun yıllardır diş hekimliğinde, özellikle tanı modelleri ve cerrahi kılavuzların üretilmesinde tercih edilmektedir. Bu teknolojiler, sabit ve hareketli protezlerin planlanması ve tasarlanması için BDT yazılımlarını kullanarak kron, köprü, implant abutmentleri gibi dental yapıların üretilmesini sağlar (16).

SLS teknolojisi, özellikle kron ve köprü kopingleri ile hareketli protez metal iskeletlerinin üretilmesi için yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu yöntemle geçici kronlar, daimi tek kronlar, inleyler, onleyler ve kısa köprüler de üretilebilir. Eklemeli üretimle elde edilen 3B modeller sayesinde, dişlerin hacim ve mesafeleri hassas bir şekilde ölçülüp protez imalatı öncesinde ağız hazırlığı analizi yapılabilir (32).

Başlangıçta sadece sabit protezlerde kullanılan bu yöntemler, son yıllarda hareketli protezler ve maksillofasiyal protezlerde de uygulanmaya başlanmıştır. Maksillofasiyal protezlerde, defekt bölgesinin modelini oluşturmak için kullanılan geleneksel ölçü alma yöntemleri yerine dijital yöntemler tercih edilerek daha konforlu bir süreç sağlanabilir. Oluşturulan 3B model üzerinde hem cerrahi hem de protez planlaması yapılabilir. Böylece daha hassas ve estetik sonuçlar elde edilebilir (65).

2.1.4. Eksiltmeli ve Eklemeli Üretim Tekniklerinin Karşılaştırılması

Eklemeli üretim ve eksiltmeli üretim avantajlar ve dezavantajları karşılaştırılmalı olarak Tablo 2.1’de sunulmuştur.

Eklemeli üretim, malzeme israfını minimumda tuttuğu için eksiltmeli üretimden daha ekonomiktir. Üretim süresi daha kısadır. Eksiltmeli üretim, freze kaleminin çapı ile sınırlıyken, eklemeli üretim, karmaşık ve detaylı nesnelerin üretilmesine imkan tanır. Bu yöntemde malzemeye kuvvet uygulanmadığı için, frezeleme sürecinde oluşan gürültü, ısı ve yüzey hasarı gibi sorunlar yaşanmaz. Ayrıca aynı anda birden fazla nesne üretilebileceği gibi, tek bir nesnenin farklı bölgelerinde çeşitli malzemeler kullanılarak üretim gerçekleştirilebilir. Bu teknik, yüksek hassasiyet ve doğruluk gerektiren nesnelerin üretilmesinde oldukça etkilidir (32,66).

Tablo 2.1. Bu tablo, eklemeli ve eksiltmeli üretim arasındaki temel farkları özetlemektedir. Her iki yöntemin de kullanım alanı ve tercih sebebi, üretim ihtiyaçlarına ve ölçeğine göre değişiklik gösterebilir (1,44,67–69).

	Eklemeli Üretim	Eksiltmeli üretim
Üretim Yöntemi	Katman katman malzeme ekleyerek üretim yapılır.	Bir bloğun kesilmesi, delinmesi veya aşındırılması yoluyla üretilir
Malzeme Kullanımı	Daha az malzeme israfı, sadece gerekli olan malzeme eklenir	Fazla malzeme kesilerek atılır, bu nedenle malzeme israfı yüksektir
Maliyet	Küçük partilerde uygun maliyetlidir; ancak büyük ölçekli üretimde maliyetli olabilir.	Büyük ölçekli üretim için uygun maliyetlidir; küçük partilerde maliyet yüksektir.
Tasarım Esnekliği	Kompleks ve özelleştirilmiş tasarımlar kolaylıkla üretilebilir.	Karmaşık geometriler üretmek zor ve maliyetlidir
Hız	Küçük partilerde hızlı üretim yapılabilir; prototipler hızlıca oluşturulur	Daha hızlı olabilir; özellikle büyük ölçekli üretimde verimlidir
Üretim Hassasiyeti	Düşük tolerans gerektiren kompleks parçalar üretebilir. Plastik, seramik, metal, biyomalzemeler gibi çeşitli malzemeler kullanılabilir.	Yüksek hassasiyetle parçalar üretilebilir.
Malzeme Çeşitliliği		Genellikle metaller ve sert malzemeler kullanılır
Artık Gerilimler	Eklemeli üretimde katmanlı yapı nedeniyle iç gerilmeler oluşabilir	Eksiltmeli üretimde daha az iç gerilim oluşur
Atık Yönetimi	Minimal malzeme israfı; çevre dostu üretim.	Daha fazla malzeme israfı, atık yönetimi zorlukları olabilir.
Uygulama Alanı	Özelleştirilmiş tıbbi cihazlar, prototip üretimi, az miktarda üretim.	Seri üretim, büyük ölçekli endüstriyel parçalar
Destek Yapısı	Karmaşık parçalar için destek yapılarına ihtiyaç duyabilir	Destek yapısı gereksiz, çünkü malzeme çıkarılarak üretilir

2.2. 3B YAZICILARDA KULLANILAN DENTAL MATERYALLER

Diş hekimliğinde metal, seramik ve polimer restorasyonlar eklemeli üretim teknolojisi ile üretilmektedir. Bu malzemeler, diş protezleri, kronlar, köprüler ve implantlar gibi çeşitli dental uygulamalarda tercih edilir.

2.2.1. Metaller

Metallerin çeşitli biyomedikal uygulamaları bulunmaktadır; ancak bu uygulamaların çoğu, metallerin eklemeli üretim teknolojisiyle üretiminden yeterince faydalanmamaktadır. (70). 3B yazıcıyla üretilen metal yapılar, mekanik dayanımları nedeniyle genellikle sert doku ile ilgili uygulamalarda kullanılır (71,72). Biyomedikal uygulamalarda, 3B yazıcılarla üretilen metal yapılar arasında titanyum alaşımlı implantlar, kobalt-krom alaşımları, nitinol ve paslanmaz çelik yaygın olarak kullanılmaktadır. (43,71,73–76). Diş hekimliğinde, 3B yazıcı teknolojisi kullanılarak metal alaşımlardan ortodontik apareyler, hareketli bölümlü protez iskeletleri ve implantlar üretilmektedir.(56,77).

2.2.2. Seramikler

Yüksek sertlik ve biyolojik aktivitelerinden dolayı, seramikler biyomedikal uygulamalarda yaygın olarak kullanılmaktadır (78,79). Birçok seramik biyoyoumludur ve sert doku büyümesi için uygun osteoindüktif ortamı sağlar (80,81). Seramikler yüksek sertlik ve kırılabilirlik gibi mekanik özellikleri ve biyoaktiviteleri sayesinde, ağız, çene ve yüz bölgesinde yaygın olarak kullanılır (82). 3B yöntemle üretim, karmaşık geometrilere sahip seramik parçaların üretilmesini sağlar ve geleneksel şekillendirme yöntemlerinden daha verimlidir. Bu yöntemde, seramik parça doğrudan bir sanal modelden üretilir ve nihai parçanın oluşması için malzeme kademeli olarak eklenir. Bu yöntem, yalnızca zaman tasarrufu sağlamakla kalmaz, aynı zamanda istenilen her türlü geometrik şekle sahip parçaların üretimine de olanak tanır (83,84).

Seramiklerin 3B baskı ile hazırlanma yöntemleri, direkt ve indirekt teknik olarak ikiye ayrılabilir. Direkt teknikte, Seçici Lazer Ergitme (SLM), serbest tozdan doğrudan karmaşık şekilli seramik parçaların üretilmesi için bir fırsat sunar. Örneğin,

Hagedorn ve arkadaşları (85), SLM tekniğini kullanarak $Al_2O_3-ZrO_2$ ötektik parçalar üretmiş ve neredeyse %100 yoğunluk elde etmeyi başarmışlardır (84,86). Direkt teknikte, sinterlenmiş seramik parçalar hızlıca üretilebilse de, ısı farkları veya pürüzlü yüzeylerin neden olduğu iç gerilimler, birçok kusurun oluşmasına neden olabilir. Bu nedenle, yüksek yerel gerilimler nedeniyle örneklerde mikro çatlaklar kolayca oluşabilir. Öte yandan, indirekt bir 3B baskı yöntemi olan SLA, yüksek enerjili bir lazer ışınına ihtiyaç duymadan, seramik parçacıklarla doldurulmuş sıvı reçinenin fotopolimerizasyonu ile çalışır. Bu yöntem, iç gerilimlerden kaynaklanan kusurları önleyebilir ve yüksek hassasiyet ile iyi yüzey kalitesi gibi birçok avantaj sunar. (87–90).

2.2.3. Sentetik Polimerler

Eklemeli üretimle termoplastik, elastomerik ve sentetik lifler kullanılır(91). Sentetik polimerler, uygun mekanik özellikleri ve düşük maliyetleri nedeniyle genel olarak 3B baskıda tercih edilmektedir (12,92). Eklemeli üretim için kullanılan polimerler, kimyasal içeriğine bağlı olarak aşağıdaki gibi sınıflandırılmaktadır (56).

2.2.3.1. Polilaktik asit (PLA)

PLA'nın erime sıcaklığı yaklaşık 175 °C'dir ve bu nedenle eritme tabanlı 3B baskı işlemleri için uygundur. PLA filamentleri genellikle FDM yöntemi ile kullanılır. Bu tür filamentler, 200–230 °C civarında ekstrüde edilebilir (82).

Ancak PLA, asidik bozulmaya uğrar ve yan ürünler serbest kalır. Yan ürünler dokularda iltihaplanmaya ve hücre nekrozuna yol açabilir (93). PLA'nın asidik bozulması ester bağı hidrolizi üzerinden gerçekleştiği için, laktik asit salınımı yoluyla fizyolojik pH'da yerel bir düşüşe neden olur. PLA, sentetik polimerler arasında mükemmel mekanik özelliklere sahip bir malzeme olarak bilinse de nispeten kırılgandır ve esnek değildir. Bu nedenle, PLA; hassas oral ve maksillofasiyal bölgelerde kullanılacak yapıların 3B baskısı için uygun değildir (82).

2.2.3.2. Vinil polimerler

Vinil polimerler, genellikle taşıyıcı yapılar olarak kullanılır. Bu polimerler yüksek nem koşullarında mekanik özelliklerinde bozulma gösterir. Ayrıca suda

çözünürler, biyolojik olarak parçalanabilirler ve üretim maliyetleri yüksektir (56). Vinil polimerler, değiştirilebilir ve uyarlanabilir özellikleri nedeniyle diş hekimliğinde en yaygın kullanılan polimerler arasında yer alır. Bu polimerler, dental implantlar gibi uzun vadede bozunma istenmeyen malzemelerde kullanıldığında, biyoçözünürlük göstermemeleri büyük bir avantaj sağlar. Vinil polimerler, özellikle SLS ve fotopolimerizasyon yöntemlerinde kullanılır. Bu teknikler, vinil polimerlerin 3B baskı ve dental uygulamalarda etkili ve dayanıklı çözümler sunmasına olanak tanır (94).

2.2.3.3. Stiren polimerler

Stiren polimerleri arasında polistiren (PS) ve akrilonitril-bütadien-stiren (ABS) yer alır. PS, geniş bir uygulama alanına sahiptir ve neredeyse tüm üretim yöntemlerine uygundur. Katkı maddelerinin ilave edilmesi ile üretim türüne uygun özelliklerde PS üretilir. PS, amorf bir yapıya sahiptir. Sert ve kırılgan yapısı stres kaynaklı çatlamalara sebep olabilir. Yüksek boyutsal stabiliteye ve düşük su emilimi özelliklerine sahiptir ayrıca iyi işlenebilir bir materyaldir. Şeffaf, parlak bir yüzeye sahiptir. Çok iyi elektriksel ve dielektrik özellikler gösterir. Öte yandan, organik maddelere karşı sınırlı kimyasal direnç gösterir.

ABS, petrol bazlı bir plastik türüdür. 250- 260 °C arasında verimli işlem görür. Isıtmalı platforma ihtiyaç duyar. Kolay son işlemeye olanak tanıyan ABS, biyolojik olarak parçalanabilir ve PS' ye kıyasla daha yüksek darbe mukavemetine sahiptir. Ayrıca deformasyona karşı daha dayanıklıdır. ABS, yüksek kırılma mukavemeti, mekanik mukavemet, sertlik, çizilme direnci gösterir. Bunun yanında iyi bir boyutsal stabiliteye sahiptir. Nispeten düşük su emilimi, yüksek termal şok ve kimyasal çözeltilere karşı direnç gösterme gibi özelliklere de sahiptir. Doğal olarak sarımsı opak renklindedir. Ancak farklı renklere boyanabilir (56).

2.2.3.4. Akrilatlar

Akrilatlar, akrilik asit veya metakrilik asit ve bunların esterlerinin polimerleridir. Polimetilmetakrilat (PMMA) 1933 yılından beri endüstriyel olarak kullanılmaktadır. Diş hekimliğinde daimi ve geçici restoratif materyal olarak yaygın bir şekilde kullanılır. Kırılganlığı, modifiye edilmiş poliakrilik esterler veya elastomerler eklenerek azaltılabilir. Kopolimerlerin ilavesi ile darbe mukavemeti

artırılabilir. Akrilonitril ilavesi, kimyasal direnci yükseltir. PMMA'nın polimerizasyon sonrası %2–6 arasında artık monomer ihtiva ettiği bildirilmiştir (56).

PMMA, yüksek sertlik, dayanıklılık, düşük nem ve su emme oranına sahiptir. Yüzeyi cilalanabilir, çizilmeye karşı dayanıklıdır ve renklendirilebilir. Isı altında nispeten yüksek boyutsal stabiliteye sahiptir. Kimyasal etkilere ve hava koşullarına karşı dirençlidir. Ayrıca tamir ve sterilize edilebilir. Ancak 100°C'den itibaren yüksek su emilimi gösterdiği için otoklavda steril edilemez (56). Bu teknoloji için en yaygın kullanılan malzemeler, ABS ve PLA'dır. Yıllar içinde, PMMA, doku mühendisliği ve implantlar için 3B modeller gibi biyomedikal uygulamalar için alternatif bir FDM malzemesi olarak değerlendirilmiştir (95,96). Diğer çalışmalar, PMMA'nın FDM teknolojisi kullanılarak mikro akışkan çiplerin üretiminde de uygulandığını belirtmiştir. PMMA, biyouyumluluğu ve kolay işlenebilirliği sayesinde bu tür uygulamalarda önemli avantajlar sağlar (97).

2.2.3.5. Polyesterler

Polyesterler, doymuş, lineer veya termoplastik yapıda olan kondensatlardır. Polikarbonat (PC) ise bisfenol A ve fosgenin reaksiyonu sonucu elde edilen bir polimerdir. Bu polimerler, karbonik asidin alifatik veya aromatik dihidroksi bileşikleriyle birleşmesi sonucu oluşan lineer, termoplastik polyesterlerdir. PC, şeffaf veya yarı saydam bir görünüme sahiptir. Yüksek dayanıklılık, sertlik, biyouyumluluk, kolay işlenebilirlik ve düşük su emilimi özelliklerine sahiptir (98). Yüksek sıcaklıklara karşı dirençlidir. Ancak bu sıcaklık direnci renk seçeneklerini sınırlar. PC, düşük büzülme oranı ile iyi boyutsal stabilite sağlar. Yüksek elektriksel yalıtım kapasitesi, iyi dielektrik mukavemet ve yüksek enerjili radyasyona karşı direnç özelliklerine sahiptir. Malzeme zamanla renk değiştirebilir. Malzemenin renk değişimini önlemek amacıyla, fosfitler, fosfinler veya 2-hidroksibenzofenonlar gibi fonksiyonel katkı maddeleri eklenebilir (56,98).

2.2.3.6. Poliamidler

Poliamidler, 1936'dan beri endüstriyel olarak üretilen önemli bir polimer grubudur. Bu malzemeler, yüksek aşınma direnci, dayanıklılık ve sertlik gibi özellikleriyle ön plana çıkar. Isıya maruz kaldıklarında boyutsal kararlılık gösterirler

ve oldukça iyi elektriksel yalıtım özelliklerine sahiptirler. Ayrıca biyolojik olarak uyumlu olmaları nedeniyle tıbbi ve biyomedikal uygulamalarda da kullanılabilirler (56,99).

Poliamidlerin mekanik özellikleri, neme bağlı olarak değişkenlik gösterebilir. Kimyasal yapılarına göre renkleri farklılık gösterir: Aromatik poliamidler parlak ve şeffafken alifatik poliamidler genellikle yarı kristal yapıda olup opaktır. Termoplastik poliamid elastomerler ise termoplastiklerin kolay işlenebilirliği ile elastomerlerin esnekliği ve dayanıklılığını birleştirir (99). Esnek poliamidler, düşük yoğunlukları, yüksek esneklikleri, eğilme yorulma mukavemeti ve yüksek darbe mukavemeti ile karakterizedir. Kimyasal olarak dayanıklı olan bu malzemeler, biyolojik olarak inerttir (56).

2.2.3.7. Polieter-ketonlar (PEEK)

PEEK, 1978 yılında bir grup İngiliz bilim insanı tarafından geliştirilen yarı kristalin yapıda, doğrusal zincirlere sahip, aromatik bir polimerdir. Başlangıçta endüstriyel uygulamalar için geliştirilen PEEK, sahip olduğu üstün özellikler sayesinde yaygın bir kullanım alanı bulmuştur (100,101). Bu polimer beyaz, radyolüsent ve serttir. Ayrıca 335.8°C'ye kadar mükemmel termal kararlılığa sahiptir (102).

PEEK'in esneme modülü 140-170 MPa arasında, yoğunluğu yaklaşık 1300 kg/m³'tür ve ısı iletkenliği 0.29 W/mK'dir (103–105). PEEK'in mekanik özellikleri buhar, gama ışınları ve etilen oksit gibi sterilizasyon işlemleri sırasında değişmez (100,106). Ayrıca hidrolize karşı dirençli, toksik olmayan ve en iyi biyouyumluluk özelliklerine sahip olduğu bilinmektedir; bu da onu çeşitli medikal ve endüstriyel uygulamalar için uygun kılar (107,108). Alerjik reaksiyonlara neden olmaz ve düşük mikrobiyal dental tutulum gösterir (103,104,109).

2.3. KATMANLI ÜRETİM MAKİNELERİNİN DOĞRULUĞU

Dental uygulamalarda eklemeli üretim; üretim doğruluğu ve üretilen nesnenin özellikleri, seçilen teknoloji, yazıcı ve malzeme olmak üzere üç ana faktörden etkilenir (110–115). Bunun yanında, eklemeli üretim cihazının kalibrasyonu, ortam sıcaklığı ve

kullanılan malzemenin saklama koşulları bu cihazlarının doğruluğunu etkileyebilir (110–113,116). Ayrıca baskı parametreleri, destek parametreleri, dilimleme yazılımı ve son işlem prosedürleri gibi unsurlar da eklemeli üretim ile üretilen ürünün mekanik, kimyasal ve biyolojik özelliklerini etkilemektedir (110–126).

Üretilen nesnenin geometrisi, üretim yöntemi ve kullanılan malzeme üretim doğruluğunu etkiler. Katman kalınlığı azaldıkça üretilen malzemenin çözünürlüğü artar. SLA yöntemi, 25 µm katman kalınlığına sahip yapılar üretebilir. Mürekkep püskürtmeli baskı (Inkjet) 12 µm katman kalınlığına ulaşabilirken FDM yöntemi yaklaşık 127 µm kalınlıkta üretim yapabilmektedir (65,127). Bu üretim tekniklerinin tamamı, nano ölçekli yapıların üretiminde umut vadeden varyasyonlar içermektedir (65,128).

Mevcut diş hekimliği uygulamalarına 3B yazıcıların entegre edilmesi araştırmacıların üzerinde durduğu bir konudur. Optimum fiziksel, kimyasal ve biyolojik özelliklere sahip dental objelerin 3B yazıcılar kullanılarak üretimi, literatürde yoğun bir şekilde araştırılmaktadır. Ancak 3B yazıcılarda kullanılan baskı parametreleri, destek parametreleri, dilimleme yöntemleri ve son işlem prosedürleriyle ilgili sistematik bir üretim sürecinin hâlâ eksik olduğu vurgulanmaktadır. Bu süreçlerin iyi anlaşılması daha doğru ve güvenilir dental objeleri üretmek için çok önemlidir (126).

2.3.1. Yapı Oryantasyonu

3B yazıcılarla üretilen dental objeler, farklı açılarda ve yönlerde basılabilir. Üretim yönü belirlenirken doğruluk, baskı süresi ve kullanılacak destek yapıların miktarı gibi faktörler dikkate alınmalıdır (129). Yüzey kalitesini artırmak için, seçilen yönün minimum destek alanına ihtiyaç duyması tercih edilir, bu da bitirme ve cilalama süresini kısaltır. Yapı oryantasyonu, katman sayısını ve objenin mekanik özelliklerini etkiler. Katmanlar arasındaki adezyon, aynı katmandaki adezyona göre daha zayıf olduğundan, dikey olarak basılan objeler daha iyi mekanik performans sergilerken, yatay olarak basılanlarda katmanlar arası ayrılma riski artabilir (110). Eklemeli üretimin katmanlı doğası nedeniyle oluşan merdiven basamağı etkisi, yapı yönü değiştirilerek azaltılabilir, ancak bu işlem süresini ve maliyeti artırabilir (129). Uygun

yapı oryantasyonunun seçimi, hacimsel doğruluğu artırıp, üretim süresini ve maliyeti düşürürken, baskı için gereken destek yapılarını da en aza indirir (44,130).

2.3.2. Katman Kalınlığı

Katman kalınlığı, 3B baskı sürecinde her bir baskı katmanının yüksekliğini ifade eder. Baskı kalitesini, yüzey pürüzsüzlüğünü, baskı süresini ve malzeme tüketimini doğrudan etkiler. Daha ince katmanlar, daha pürüzsüz yüzeyler ve daha hassas detaylar sağlar, ancak baskı süresini uzatır. Daha kalın katmanlar ise baskı süresini kısaltır ancak yüzey kalitesini düşürebilir (44,117).

2.3.3. 3B Baskı Çözünürlüğü

Çözünürlük, 3B yazıcının üretebileceği en küçük detayları tanımlar ve yazıcının her eksenindeki (X, Y ve Z) hassasiyetini belirtir. Genellikle, Z eksenindeki çözünürlük, katman kalınlığına karşılık gelir ve yazıcının genel çözünürlüğünü ifade eder. Katman kalınlığı küçüldükçe, baskı çözünürlüğü artar. Bu da daha pürüzsüz yüzeyler ve daha fazla detay anlamına gelir (131). Ancak daha ince katmanlar daha fazla baskı tekrarı gerektirdiği için hata olasılığını artırabilir. Bu nedenle, daha yüksek çözünürlük her zaman daha doğru üretim vereceği anlamına gelmez. Katman kalınlığı seçimi; maliyet, verimlilik, yüzey kalitesi ve doğruluk gibi faktörler dikkate alınarak yapılmalıdır (44,117).

2.3.4. 3B Yazıcıda Kullanılacak Materyal Seçimi

3B yazıcılarda üretilen nesnelerin doğruluğunu etkileyen önemli faktörlerden biri, kullanılan baskı materyalidir. Farklı 3B baskı teknolojileri, belirli materyallerin kullanımını gerektirir. SLA yazıcılarda, katyonik ve hibrit fotopolimerizasyon prensiplerine uygun reçineler kullanılır. Katyonik fotopolimerizasyon, SLA yazıcılarda kullanılan lazerin dalga boyu ile uyumludur. Polimerizasyon sırasında daha az büzülme gösterir. Ancak katyonik polimerizasyon reçinelerinin maliyeti yüksek ve indüksiyon süreleri uzundur. Bu nedenle, radikal ve katyonik polimerizasyonun avantajlarını birleştiren hibrit polimerizasyon reçineleri geliştirilmiştir (132,133).

DLP yazıcılarda ise serbest radikal fotopolimerizasyon prensibiyle çalışan reçineler tercih edilir. DLP yazıcıların ışık projeksiyonu, katyonik fotopolimerizasyonu indükleyecek dalga boyuna sahip değildir. DLP yazıcıların yüzeylerin sonlandırılması ve polisaj işlemleri oldukça iyi yapılabilmekte ve yüksek doğruluk oranı sağlanmaktadır. Üretim, SLA yazıcılara göre daha hızlı gerçekleştirilir. Ancak üretim sırasında destek yapılarının kullanılması gereklidir. Destek yapılarının kullanımı sarf edilen reçine miktarını arttırır. Böylece üretim maliyetini arttırmış olur. Ayrıca üretim sonrası uygulanan tesviye ve cila işlemlerinin daha uzun sürmesine neden olur (134).

Bunun yanında kullanılan reçinelerin özellikleri de baskı kalitesini etkilemektedir. Reçinenin kıvamı baskı kalitesini doğrudan etkiler. Üretilen esnek objeler için kullanılan reçinelerin boyutsal stabilitesi sert obje üretiminde kullanılanlara göre daha azdır. Şeffaf reçinelerde lazer ışını ile polimerizasyon süreci daha kolay olduğundan, daha başarılı baskı işlemleri elde edilebilir (133,135).

2.3.5. Son Kürlleme (Finishing/Post-Processing)

Son kürlleme, 3B baskı parçalarının mekanik, kimyasal ve estetik özelliklerini iyileştirmede kritik bir rol oynar. Bu adım, üretilen objenin üretim doğruluğu ve mekanik özellikleri açısından önemlidir (136–138).

Son işlem sayesinde, baskının yüzey özellikleri son kürlleme öncesi haline göre önemli ölçüde geliştirilebilir. Son kürlleme, 3B ürünün yüzeyini daha pürüzsüz, parlak ve dayanıklı hale getirir, yani ürünün estetik özelliklerini ve mekanik dayanıklılığını artırır. Sonuç olarak, son kürlleme, 3B baskılı parçaların üretim sürecinde yüksek kalitede ürünler elde edilmesi açısından hayati bir adımdır (138,139).

2.4. YÜZEY BİTİRME İŞLEMLERİ VE POLİSAJ

Yüzey bitirme işlemi, diş restorasyonlarında marjinal düzensizliklerin giderilmesi, anatomik diş konturlarının oluşturulması ve restorasyon yüzeyinin pürüzsüz hale getirilmesi amacıyla yapılan bir işlemdir (140). Bu işlem, restorasyonun uzun ömürlülüğü ve estetik görünümü açısından kritik öneme sahiptir.

Polisaj, yüzeydeki mikro çizikleri azaltarak mine benzeri parlak, kaygan ve pürüzsüz bir yüzey elde etmeyi amaçlar. Polisaj işleminde genellikle küçük partikül büyüklüğüne sahip aşındırıcılar kullanılır. Diş hekimliğinde polisaj plak retansiyonunu azaltarak dişlerin aşınmasını önler (141). Ayrıca pürüzsüz ve parlak yüzeyler renklenmeye daha dirençlidir.

Yüzey bitirme işlemleri üç aşamada gerçekleştirilir:

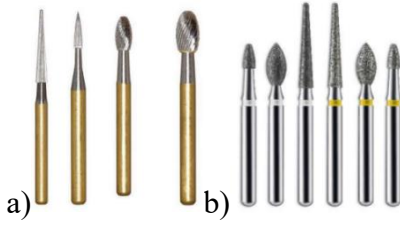
1. **Kaba Düzeltme ve Konturlama:** 100 µm ve üzeri büyüklükteki partiküller kullanılarak yüzey hazırlanır.
2. **Ara Bitirme:** Kaba düzeltme sırasında oluşan çiziklerin giderilmesi için 40-100 µm aralığındaki büyüklükte partiküller kullanılır ve pürüzlü yüzeyden pürüzsüz yüzeye geçiş sağlar.
3. **Final Parlatma:** Bu aşamada 40 µm ve daha az büyüklükte partiküller kullanılır. Mineye benzer parlaklık elde edilir ve yüzeydeki çizikler gözle görülmez hale getirilir (10,142–144).

Bu işlemler, BDT/BDÜ sistemiyle üretilmiş restorasyonların hastaya teslim edilmeden önce daha estetik ve dayanıklı hale getirilmesi için gereklidir (65,145). Bu bilgiler genel literatüre dayanmaktadır ve restorasyon yüzey işleme tekniklerinin önemini vurgulamaktadır (146). Kaynaklar, diş restorasyonlarındaki yüzey bitirme ve polisaj işlemlerinin klinik uygulamalardaki yerini desteklemektedir (147).

2.4.1. Bitirme ve Polisaj İşleminde Kullanılan Materyaller

2.4.1.1. Dental frezler

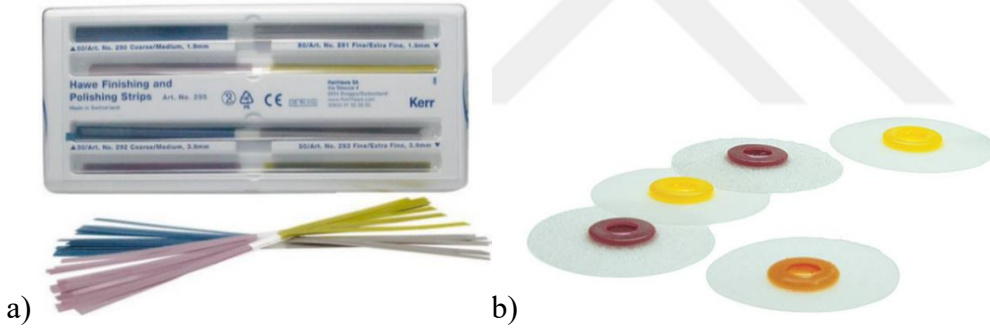
Elmas ve tungsten karbit frezler, diş hekimliğinde restorasyon işlemlerinde yaygın olarak kullanılır (**Şekil 2.4**). Elmas frezler, yüksek aşındırma gücü nedeniyle detaylı şekillendirme işlemlerinde tercih edilir, ancak işlem sonrası yüzey pürüzlü olabilir (144). Genellikle su soğutması altında kullanılırlar. Tungsten karbit frezler ise daha az aşındırıcıdır. Şekillendirme işlemlerinde yaygın kullanılır (140,145).



Şekil 2.4. a) Tungsten karbit bitim frezleri (148) b) Elmas bitirme frezleri (149)

2.4.1.2. Dental disk ve şeritler

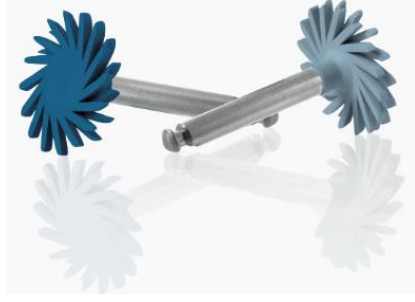
İnce polimer veya plastik zemin üzerine yapıştırılan aşındırıcı partiküller, disk ve şeritlerin üretilmesini sağlar (Şekil 2.5). Bu aşındırıcılar genellikle alüminyum oksitten yapılır. Disklerin farklı gren dereceleri (kaba, orta, ince, süper ince) sırasıyla uygulanır ve bu süreçte diskler fazla basınç ile uygulanmamalıdır. Bu diskler özellikle düz ve konveks yüzeylerde, ön bölge restorasyonlarında ve interproksimal alanlardaki küçük fazlalıkların giderilmesinde oldukça etkilidir. Ancak arka bölge restorasyonlarında sınırlı kullanım alanına sahiptirler (140,145,150).



Şekil 2.5. a) Bitirme ve polisaj şeritleri b) Polisaj diskleri (148)

2.4.1.3. Dental lastikler

Yumuşak ve elastik bir matriks üzerine ince veya çok ince grenli aşındırıcı partiküllerin eklenmesiyle polisaj lastikleri üretilir (Şekil 2.6). Bu lastikler, farklı şekil ve boyutlarda (tekerlek, bardak ve sivri uçlu) bulunur ve düşük hızlı cihazlarla kullanılmak üzere tasarlanmıştır. Özellikle disklerin erişemediği ön dişlerin lingual ve arka dişlerin oklüzal yüzeylerinde kullanılırlar. Çabuk aşınmaları nedeniyle, elmas bitirme frezlerinden sonra kullanılması önerilir. Bu lastiklerde silikon karbür, alüminyum oksit, elmas, silikon dioksit ve zirkonyum oksit gibi çeşitli aşındırıcılar kullanılır (140).



Şekil 2.6. Dental cila lastikleri (151)

2.4.1.4. Polisaj patları

Polisaj patları, ultra ince alüminyum oksit veya elmas partikülleri içerir. Alüminyum oksit bazlı patlar, genellikle 1 mikrometre veya daha küçük partikül boyutuna sahip olup gliserin bazlıdır. Elmas partiküllü patlar da gliserin bazlıdır ve partikül boyutları 1 ila 10 mikrometre arasında değişir. Su spreyi altında kullanıldığında, bu patlar daha az aşındırıcı olup daha yüksek parlaklık sağlar. Polisaj patları, lastiklerle veya özellikle alüminyum oksit içerikli olanlar keçe ve süngerle kullanıldığında daha etkili olur (140,152).

2.4.1.5. Glazür uygulaması

Restoratif materyallerin görünümü büyük ölçüde kullanılan bitirme ve parlatma tekniklerinin kalitesine bağlıdır (153–155). Glaze işlemi, porselen yüzeylerde pürüzsüz ve parlak bir yüzey elde etmek için kullanılan bir tekniktir. Bu işlem, iki farklı yöntemle yapılabilir:

1. Over Glaze (Fırınlama): Glaze tozu ve sıvısı karıştırılıp porselen yüzeyine uygulanır ve ardından fırınlanır. Bu işlem, yüzeye ekstra bir katman ekleyerek parlaklık sağlar.

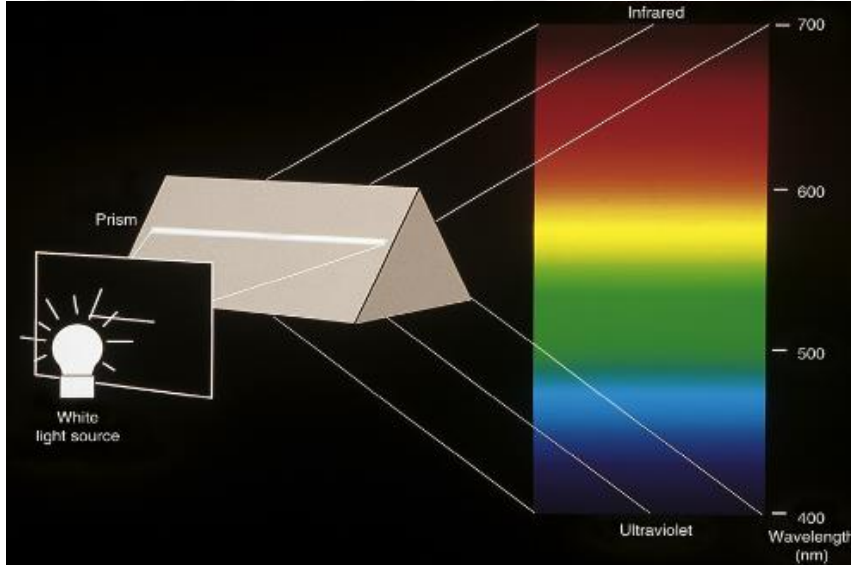
2. Natural Glaze (Otoglaze): Porselen yüzey ısıtılarak doğal bir glaze tabakası oluşturulur. Bu yöntem, yüzeyin doğal parlaklığını artırır (156).

Hibrit ve kompozit materyallerde ise homojen bir yüzey sağlamak amacıyla ışıkla sertleşen glazür materyalleri kullanılır. Bu materyaller, koruyucu kaplama ajanları olarak işlev görür ve fırınlama gerektirmeden ışıkla polimerize edilerek uygulanır. Yüksek akıcılık özellikleri sayesinde, yüzeydeki mikro çatlaklara ve

gözeneklere penetre olur ve bu kusurların giderilmesine yardımcı olur. Bu işlemler hem intraoral hem de ekstraoral olarak uygulanabilir (157).

2.5. IŞIK VE RENK

Işık, nanometre (nm) cinsinden ölçülen dalga boylarına sahip elektromanyetik radyasyondur. Işık spektrumu, farklı dalga boylarına sahip elektromanyetik dalgaları içerir. Spektrumun bir ucunda yüksek enerjili gama ışınları, diğer ucunda ise düşük enerjili radyo dalgaları bulunur. İnsan gözü, bu geniş spektrumun sadece 360 ila 780 nm arasındaki dalga boylarını algılayabilir (**Şekil 2.7**). Bu aralıktaki dalgalar, görünür ışık olarak bilinir ve morötesi ile kızıl ötesi ışın arasında yer alır. Gözümüzün algıladığı bu dalga boyları, günlük hayatta renk olarak deneyimlediğimiz ışığı oluşturur (158).



Şekil 2.7. Görünür ışık spektrumu (156)

Görünür ışık spektrumu, genellikle kırmızı, yeşil ve mavi olmak üzere üç ana banda ayrılır. Bu bantlar, ışığın renk bileşenlerini temsil eder. Işık kaynağının verdiği renk kalitesi, bu üç ana rengin belirli yüzdelerde bulunmasıyla tanımlanır. Bir ışık kaynağının renginin algılanması, kırmızı, yeşil ve mavi ışınların ne kadar dengeli olduğuna bağlıdır. Örneğin, kırmızı ışığın yoğunluğu yüksekse, ışık kaynağı kırmızımsı bir tonda algılanabilir. Aynı şekilde, mavi ve yeşil ışığın oranları da ışığın genel renk tonunu etkiler. Bu oranlar, ışığın renk doğruluğunu ve canlılığını belirleyen temel unsurlardır (156,158).

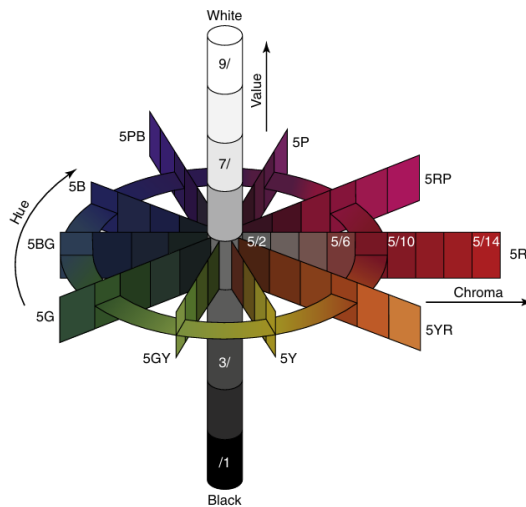
Renk, ışığın göz tarafından algılanan ve beyin tarafından yorumlanan bir özelliğidir. Gözün retina tabakasında bulunan nöral sensörler, cisimlerden yansıyan ışınları algılar ve bu sinyaller beyin görmek korteksinde yorumlanır. Nesnelerin farklı renklerde algılanmasının temel nedeni, farklı dalga boylarındaki enerjilerin nesneler tarafından farklı oranlarda yansıtılmasıdır. Örneğin, kırmızı bir nesne, kırmızı dalga boylarını mavi ve yeşil dalga boylarından daha fazla yansıtarak kırmızı görünür. Bu süreçte, insanın renk algısı ışık kaynağı, nesne ve gözlemcinin görsel sisteminden etkilenir.

2.5.1. Renk Sistemleri

Dişlerin rengini tarif etmek için sözel açıklamalar yeterince kesin değildir. Tanımlar, bir diş kronunun istenilen rengini bir laboratuvar teknisyenine iletmek için fazlasıyla değişken, karmaşık ve belirsizdir. Yazılı bir açıklama öznel olup rengi açık ve net bir şekilde algılamayı mümkün kılmaz. Bu sorunu aşmak için, renk algısı Munsell ve CIE Lab renk sistemleri kullanılarak nesnel değişkenler ile ifade edilir.

2.5.1.1. Munsell renk sistemi

Renk biliminin öncülerinden Albert H. Munsell, 1905 yılında bugün hala kullanılan en eski renk sistemlerinden birini geliştirmiştir (156). Munsell renk sistemi, renkleri 3B bir küre üzerindeki koordinatlarla tanımlayan geometrik bir yapıya sahiptir (Şekil 2.8). Renk algısı Munsell renk sistemi ile tanımlanan üç bağımsız ve nesnel değişkenle ifade edilir:



Şekil 2.8. Munsell Renk Sistemi (156)

Renk değeri (Value), gri ölçeği olarak da bilinir ve genellikle bir nesnenin renginin açıklık ya da koyuluk derecesini ifade eder. Değer, renk spektrumunda yer alan beyaz ve siyah uçlar arasında değişen gri tonlarla belirlenir. Dışlar gibi ışık yayan ve yansıtan nesnelerde ise bir rengin açıklık veya koyuluk seviyesini tanımlar. Renk değeri; ton ve yoğunluktan bağımsız olarak ölçülebilir.

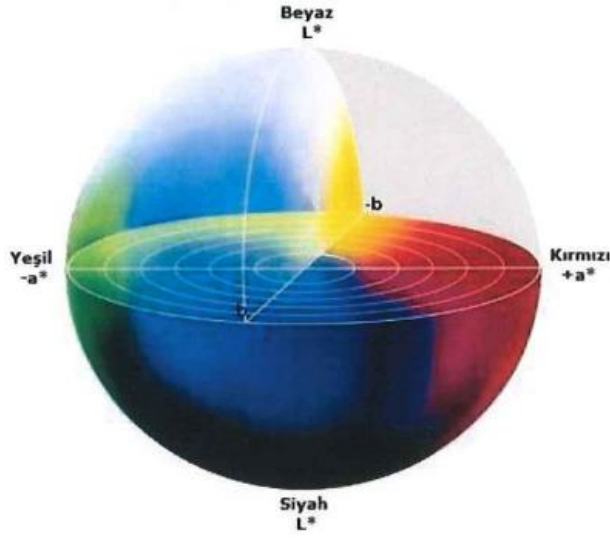
Renk tonu (Hue), bir nesnenin baskın rengini ifade eder; örneğin kırmızı, yeşil veya mavi gibi. Bu terim, spektral dağılımda bulunan baskın dalga boylarını belirtir. Tonların bu sürekliliği, üç boyutlu bir renk uzayı oluşturur.

Renk yoğunluğu (Chroma), belirli bir tonun doygunluk derecesini ifade eder. Örneğin, kırmızı tonları parlak kırmızıdan açık pembeye kadar değişebilir. Burada parlak kırmızı yüksek doygunlukta, pembe ise düşük doygunlukta. Dış hekimliğinde, yoğunluk genellikle ton ve değerle birlikte değerlendirilir ve bağımsız olarak ele alınmaz. Renk yoğunluğu, renk uzayında değer eksenine dik olarak radyal değişiklik gösterir. Merkezdeki renkler daha mattır (gri), dışa doğru gidildikçe daha yoğun hale gelir. Bu sistem sayesinde, renklerin üç temel bileşeni olan renk değeri, ton ve yoğunluğu görsel olarak daha kolay anlaşılabilir ve uygulanabilir hale gelir (156).

2.5.1.2. CIE Lab renk sistemi

Renklerin bilimsel olarak incelenmesi ve standartlaştırılması amacıyla 1931 yılında kurulan Uluslararası Aydınlatma Komisyonu (CIE), renklerin insan gözündeki fizyolojik etkisini matematiksel olarak modelleyen tristimulus sistemini geliştirmiştir (159). Bu sistemde, herhangi bir rengin, kırmızı, yeşil ve mavi renklerin farklı oranlarda bir araya gelmesiyle oluştuğu varsayımı altında, bu üç temel rengin miktarlarını ifade eden X, Y ve Z değerleri belirlenir. CIE tarafından tanımlanan bu standart, günümüzde renk bilimi, görüntü işleme ve görsel iletişim gibi birçok alanda temel bir referans olarak kullanılmaktadır (160–162).

CIE Lab, renkleri insan gözünün algıladığı renge en yakın şekilde rengi tanımlayan bir sistemdir (Şekil 2.9). CIE Lab sayesinde, farklı renkler arasındaki renk ölçümleri doğru ve karşılaştırılabilir şekilde yapılabilir (145,159,162).



Şekil 2.9. CIE Lab renk uzayı

Bu sistemde, L eksenini nesnenin değerini, yani daha koyudan daha açığa doğru olan açıklık (lightness) derecesini gösterir. a eksenini kırmızı (+a) ve yeşil (–a) eksenini temsil ederken, b eksenini sarı (+b) ve mavi (–b) eksenini ifade eder. Bu renk uzayı, L eksenine dik olan yatay bir düzlem olarak temsil edilir. Bu sayede renkler, farklı ışık koşulları altında doğru bir şekilde karşılaştırılabilir ve matematiksel olarak modellenir (156).

CIE Lab renk uzayında, iki renk arasındaki fark (ΔE veya ΔE_{ab}) iki rengi temsil eden noktalar arasındaki mesafe olarak tanımlanabilir. Bu mesafe, şu formül kullanılarak belirlenir:

$$\Delta E_{ab} = \sqrt{(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2}$$

Bu formülde:

ΔL : İki renk arasındaki parlaklık farkını (L eksenini boyunca)

Δa : İki renk arasındaki kırmızı-yeşil farkını (a eksenini boyunca)

Δb : İki renk arasındaki sarı-mavi farkını (b eksenini boyunca) temsil eder.

Bu formül, renkler arasındaki farkı sayısal olarak ifade etmenin etkili bir yoludur ve renk doğruluğunu değerlendirmek için sıkça kullanılır (156).

Renk farkı formülü, belirli deneysel koşullar altında farklı renkli iki örnek arasındaki renk farkını nicel olarak ifade etmek için tasarlanmıştır. Ancak bu değer, algılanabilir veya kabul edilebilir renk farkı büyüklüğü dikkate alınmadan klinik açıdan çok az anlam taşır (156).

Algılanabilirlik eşiği (PT), standart koşullar altında gözlemcilerin %50'si tarafından tespit edilebilen en küçük renk farkıdır. Literatürde bildirilen PT değerleri 0,4 ile 4,0 arasında değişmekte olup, $\Delta E = 1,0$ en sık bildirilen değerdir. Benzer şekilde, gözlemcilerin %50'si tarafından estetik olarak kabul edilebilen renk farkı **kabul edilebilirlik eşiği (AT)** olarak bilinir. Literatürde bildirilen AT değerleri 2,0 ile 6,8 arasında olup, en sık bildirilen değer 3,3 ile 3,7 arasındadır (**Tablo 2.2**). Uluslararası Standartlar Örgütü (ISO) 28642:2016, geniş kapsamlı bir araştırma projesinde belirlenen $\Delta E \leq 1,2$ 'lik bir PT ve $\Delta E \leq 2,7$ 'lik bir AT kullanmaktadır (156,163).

Tablo 2.2. Kabul edilebilirlik eşiği (145,162)

Renk Farklılığı(ΔE)	Klinik Renk Eşlemesi
0- 0,5	Mükemmel
0,5- 1	Çok iyi
1- 2	İyi
2- 3,5	Klinik olarak kabul edilebilir
>3,5	Uyumsuz

Renk farklılıklarının ΔE değeri ile ifade edilmesi, renk ölçümlerinde oldukça kullanışlı bir yöntemdir. Bu yöntem, CIE Lab renk uzayı içinde iki renk arasındaki farkı nicel olarak belirler (160). ΔE değeri, renk doğruluğunun değerlendirilmesinde yaygın olarak kullanılır. Bu sistem, renklerin birbirine ne kadar yakın olduğunu veya ne kadar farklı olduğunu sayısal olarak belirleme imkanı sunar. Bu da özellikle hassas renk eşleştirmelerinin gerektiği durumlarda büyük bir avantaj sağlar (162,164).

2.5.1.3. CIEDE2000 renk sistemi

CIE Lab sistemindeki eksiklikleri gidermek amacıyla geliştirilen ve özellikle küçük renk farklarını daha hassas bir şekilde değerlendirebilen CIEDE2000 renk formülü, 2021 yılında kabul edilmiştir. Bu formül, dışteki en ufak renk farklarını bile algılayarak daha kesin sonuçlar sağlamaktadır ve bu yüzden klinik enstrümantal renk analizinde CIE Lab formülüne göre daha fazla tercih edilmektedir (165,166).

$$\Delta E_{00} = \sqrt{\left(\frac{\Delta L}{(KL\ SL)}\right)^2 + \left(\frac{\Delta C}{(KC\ SC)}\right)^2 + \left(\frac{\Delta H}{(KH\ SH)}\right)^2 + RT \left(\frac{\Delta C}{(KC\ SC)}\right) \left(\frac{\Delta C}{(KC\ SC)}\right)}$$

CIEDE2000 renk farkı (ΔE_{00}) formülü, renk açıklığı, parlaklığı ve tonunu ifade eden ΔL , ΔC ve ΔH değişkenleri üzerine kuruludur. Ağırlık faktörleri (SL, SC ve SH), renk farklarının çiftinin konumuna göre toplam renk farkını ayarlarken, parametrik faktörler (KL, KC ve KH), deneysel koşullara göre düzenlemeler yapar ve genellikle 1 olarak kabul edilir. Ayrıca RT (rotasyon fonksiyonu) özellikle mavi bölgede renk ve ton farklılıkları arasındaki etkileşimi hesaba katar (167).

Bu formül, dışteki renkler arasındaki küçük farklılıkları daha iyi algıladığı ve gösterdiği için, klinik uygulamalarda daha doğru ve güvenilir sonuçlar sunar (166).

2.5.2. CIE'nin Önerdiği Standart Aydınlatma Koşulları

CIE'nin 1931 yılında önerdiği sistemde, üç farklı aydınlatma koşulu kullanılmıştır: parlak ışık (A), direkt güneş ışığı (B), ve ortalama gün ışığı (C). Ancak floresan materyallerin ölçümünde B ve C aydınlatıcıları yetersiz bulunmuş ve bu nedenle 1964 yılında D serisi aydınlatıcılar sisteme eklenmiştir (168). Günümüzde B tipi aydınlatıcı renk ölçümlerinde kullanılmamaktadır. A tipi tungsten ışıkları 2856° K renk ısısına sahip olup ev tipi aydınlatma olarak yaygın şekilde kullanılmaktadır. En sık kullanılan D serisi aydınlatıcılardan biri olan D50, 5000° K renk ısısına sahiptir ve az bulutlu, açık bir günde öğle vakti doğal gün ışığını simgeler (156,161,162,168). Bu özellikleriyle D50, özellikle gün ışığına yakın aydınlatma koşullarında yapılan renk değerlendirmeleri için tercih edilir. D65 aydınlatıcı ise 6500° K renk ısısı ile ortalama gün ışığını simgeler ve kolorimetrik ölçümlerde tercih edilmelidir (169).

2.5.3. Renk ve Işık İle İlgili Kavramlar

2.5.3.1. Renk algısı

Renk algısı; ışık kaynağı, nesnenin görünümü ve gözlemci gibi faktörlere bağlıdır. Bir nesnenin rengi, yalnızca retina üzerindeki ışığın spektral bileşimiyle sınırlı değildir. Çevre koşulları ve arka plan rengin algılanmasında büyük rol oynar. Örneğin, bir nesneye özel renk algısı, arka plandaki spektral bileşim veya yansıyan ışık değişikliklerine rağmen aynı kalabilir. Rengin belirlenmesinde nesneden yansıyan veya iletilen spektral ışık önemli bir faktördür. Bu spektral yansıma veya iletim eğrisi, o nesnenin rengini tanımlamak için kullanılan grafiksel bir yöntemdir (159).

Renk algısını etkileyen faktörler arasında ışık şiddeti, renk reseptörlerinin yorgunluğu, cinsiyet, yaş, hafıza ve kültürel geçmiş yer alır. Düşük ışık yoğunluğunda, çubuk fotoreseptörler daha aktif olduğu için renk algısı azalır. Işık şiddeti arttıkça, Bezold-Brucke etkisi adı verilen bir olgu nedeniyle renk algısı da değişir (156). Örneğin, beyaz bir zeminde kırmızı bir nesneye uzun süre bakıldığında, reseptör yorgunluğu nedeniyle yeşil bir ton algılanabilir. Bu yüzden hekimin renk seçimi sırasında yoğun renkli bir zemine bakması, algılanan rengin zeminin tamamlayıcı rengine kaymasına neden olabilir. Örneğin, mavi bir zemin, algıyı sarıya; turuncu bir zemin ise mavi-yeşil bir tona kaydırabilir. Eğer bir hasta gri renkli bir arka plan önünde gözlemlenirse, diş hekimi arka planın tamamlayıcı rengine doğru hafifçe kaymış bir diş rengi seçebilir (156,162).

2.5.3.2. Metamerizm

Bir ışık kaynağında belirlenmiş bir cismin renginin, farklı bir ışık kaynağı altında farklı görünmesine "metamerizm" denir. Metamerizm, bir cismin renginin belirli bir aydınlatma altında başka bir renk olarak algılanmasına neden olur, çünkü ışık kaynağının spektral dağılımı cismin yansıttığı veya emdiği dalga boylarını etkiler (156,170,171).

2.5.3.3. Floresans

Materyaller tarafından ışığın emilimi ve daha uzun dalga boyundaki ışığın kendiliğinden yayılmasına "floresans" denir. Genellikle, bir materyal morötesi ışığı

emer ve bu enerjiyi daha uzun dalga boyundaki mavi veya görünür ışık olarak yayar. Bu etki, materyallerin kısa dalga boylu ışığı absorbe ederek daha uzun dalga boylu ışık şeklinde yayması ve böylece gözle görülür hale getirmesiyle açıklanabilir. Bu özellik, optik ve tıbbi uygulamalar için büyük önem taşır (162,168).

2.5.3.4. Opelesans

Materyallerin optik özelliklerinden biri olan bu etki, görülebilir ışık aralığındaki kısa dalga boylarında ışığın materyal tarafından yansıtılmasıdır. Bu özellik, materyale yansıyan ışık altında mavimsi bir görünüm verirken, materyalden geçen ışık altında turuncu-kahverengi bir görünüm oluşturur (168,172). Bu optik özellik, materyallerin görsel ve estetik değerlendirmelerinde önemli bir rol oynar. Opelesans dişe derinlik algısı kazandırır (162).

2.5.3.5. Opaklık, yarı saydamlık, saydamlık

Opaklık; bir materyalin altında bulunan nesneleri ne ölçüde gizleyebildiğini ifade eder. İdeal bir boyanın opak olması, altındaki rengi tamamen gizleyebilme kapasitesiyle belirlenir (168). Yarı saydamlık; ışığın materyalden kısmen geçmesine olanak tanıyan bir özelliktir. Bu, opaklık ile saydamlık arasındaki bir geçiş durumu olarak tanımlanabilir (171,172). Saydamlık ise; ışığın bir materyalden tamamen ve herhangi bir azalma olmaksızın geçebilme yeteneğidir (168).

2.5.4. Diş Hekimliğinde Kullanılan Renk Tespit Yöntemleri

Günümüzde diş rengi belirleme yöntemleri, öznel değerlendirmelere dayalı görsel yöntemler ile nesnel ölçümler sağlayan dijital sistemler olmak üzere iki ana başlıkta incelenmektedir (173).

2.5.4.1. Görsel Renk Ölçüm Yöntemleri

Görsel renk seçimi, hastanın diş renginin önceden belirlenmiş bir renk skalasıyla kıyaslanarak yapılan geleneksel ve yaygın bir yöntemdir (174). Ancak bu yöntem, gözlemcinin deneyimi, ışık koşulları, kullanılan renk skalasının kapsamlılığı gibi birçok faktörden etkilenebilmektedir. Bu durum, renk seçimi sürecinde öznellik ve tutarsızlık riskini beraberinde getirir (174,175).

2.5.4.2. Dijital renk ölçüm yöntemleri

Diş hekimliğinde kullanılan tristimulus kolorimetre, spektrometre, spektrofotometre ve dijital kameralar gibi cihazlar, ışığın bir nesneye çarpması ve yansımaları prensibini kullanarak renk ölçümünü gerçekleştirir (176–178) (**Tablo 2.3**).

Tablo 2.3. Diş hekimliğinde renk ölçümünde kullanılan cihazlar (162,178)

Ürün	Cihaz Tipi	Donanım	Ölçüm alanı	Kullanımı
ClearMatch (Smart TEcnology, Ore)	Yazılım, dijital renk analizi	Dijital kamera	Görüntü boyutu büyütmeyle ilgili	Bireysel ve farklı skalalarla uyumlu seçim
Shade Eye NCC (Shofu Dental, Calif)	Kolorimetre	Kablosuz küçük el aleti	3 mm prob çapı	Shofu ve vita klasik porselen renk seçimi
ShadeScan (Cynovad, Canada)	Dijital renk analizi	Fiber optik kablolu, LCD ekranlı el aleti	Dişin tüm yüzeyi	Vita klasik porselen renk seçimi
ShadeVision (X-Rite, Mich)	Dijital kolorimetrik analiz ile dijital görüntü	Kablosuz, LCD ekranlı el aleti	Dişin tüm yüzeyi	Farklı skalalarla uyumlu seçim
Vita Easyshade (Vident, Calif)	Spektrofotometre	Kablolu küçük el aleti	5 mm prob çapı	Vita porselenleri, Vita klasik ve 3B master renk skalası
Vita Easyshade V (Vita, Germany)	Spektrofotometre	Kablosuz küçük el aleti	5 mm prob çapı	Vita porselenleri, Vita klasik ve 3B master renk skalası

Bu cihazlar, belirli bir dalga boyundaki ışığı nesneye gönderir ve yansıyan ışığı analiz eder. Işık kaynağı olarak genellikle titreşimli ksenon veya halojen lambalar

kullanılır (178). Prizma, ızgara veya engelleyici filtreler gibi optik elemanlar, bu ışığı farklı dalga boylarına ayırır. Son olarak, fotodiyot veya fototüp gibi fotodetektörler, bu ayrıştırılmış ışığı elektrik sinyaline çevirerek cihazın renk ölçümünü yapmasını sağlar. Cihazın türüne ve ölçüm amacına göre, bu optik sistemdeki bileşenlerin sayısı ve düzeni değişebilir (162).

2.5.4.2.1. Kolorimetre

Kolorimetre, ışığın dalga boyu ve yoğunluğunu temel alarak renk ölçümü yapan bir cihazdır (156). Tristimulus kolorimetreler, gözdeki algılayıcılarla benzer özelliklere sahip üç renk filtresi kullanarak yansıyan ışığı kırmızı, yeşil ve mavi bileşenlerine ayırır. Bu verilerle CIE'nin belirlediği standart gözlemci ve aydınlatma koşullarında tristimulus değerlerini hesaplar (145,162,171).

Kolorimetrelerin avantajları, kullanımının oldukça kolay olması ve spektrofotometrelere göre daha ekonomik olmalarıdır (178). Ancak görsel renk ölçüm yöntemlerine göre maliyeti yüksektir. Bunu yanında yüzeyin düz veya eğimli olması renk ölçümlerini etkiler. Ayrıca ölçülecek materyalin yarı saydam olması durumunda, materyalden ışık saçılması ölçüm sonuçlarını etkileyebilir (145,156,162,164,179)

2.5.4.2.2. Spektrofotometre

Spektrofotometre, örnekten yansıyan ışık miktarını, referans olarak alınan beyaz ışığın belirli dalga boylarındaki geçişiyle karşılaştırarak ölçen bir cihazdır (145,180). Spektral yansıtma fonksiyonu sayesinde, bir cismin renk parametreleri hassas bir şekilde hesaplanabilir (171). Bu cihaz, özellikle yüzey rengini ölçmek için en yaygın olarak kullanılan araçtır. Kalite kontrolü amacıyla sıkça tercih edilir. Porselenler, restoratif reçineler, yapay dişler, dental materyaller ve renk skalalarındaki değişikliklerin tespitinde yaygın olarak kullanılır (145).

Spektrofotometre, nesnel ve doğru sonuçlar sunar. Standart koşullarda hatasız ölçümler gerçekleştirir. Yüksek tutarlılık gösterir. Spektrofotometre kullanılarak metamerizm değerlendirilebilir (180–182). Ancak spektrofotometre cihazlarının maliyeti yüksektir. Bunun yanında ölçüm sırasında standardizasyon zor olabilir (181,183).

Dental araştırmalar ve klinik çalışmalarda, spektrofotometrenin diş rengi mnde in vivo uygulamalarda zorluklar yaşandığı ve maliyetinin yüksek olduğu bildirilmiştir (184). Ancak Paul ve arkadaşları (162,185), spektrofotometrenin 0.48 ΔE hata payı ile yüksek tekrarlanabilir sonuçlar verdiğini ve doğal diş renginin belirlenmesinde görsel değerlendirme ile benzer sonuçlar gösterdiğini bildirmiştir.

VITA Easysshade, fiber optik kabloyla ana üniteye bağlı taşınabilir bir el aparatı ile donatılmıştır. lm sırasında yaklaşık 5 mm çapındaki prob, yzeeye temas eder ve çevresindeki halojen lamba, yüzeyi 0°'lik bir açıyla dairesel olarak aydınlatır. Bu düzenek sayesinde cihaz, diş rengini yüksek hassasiyetle ler. Elde edilen renk sonuçları, Tooth guide 3B Master ve Vitapan Classical renk skalalarına göre değerlendirilir (186,187). Kim-Pusateri ve ark.(188) yaptıkları çalışmada 4 farklı ölçüm cihazını karşılaştırmıştır. alışmalarında kullandıkları cihazlar, tekrar eden ölçümlerden elde edilen tutarlı renk değerleriyle %96'nın üzerinde yüksek güvenilirlik göstermiştir. Ancak cihazlar arasında doğruluk açısından %67–93 aralığında değişkenlik gözlemlenmiştir. Vita Easysshade Advance 4.0 cihazının doğruluğu %92.6, ölçümlerin tekrar edilebilirliği ise %96.4 olarak tespit edilmiştir.

2.5.4.2.3. Dijital kameralar

Dijital kameraların renk ölçümünde kullanımı giderek yaygınlaşmaktadır. Bu yöntem, nesnelerin renk görünümlerinin görüntüler halinde izlenmesine olanak tanır ve bu sayede daha kapsamlı ve görsel bir analiz sağlar. Dijital kameralar kolorimetrik ve multispektral yaklaşımı kullanır (162).

Kolorimetrik yaklaşımda, kameralar tarafından algılanan X, Y, Z tristimulus değerleri belirli bir formül yardımıyla kırmızı (R), yeşil (G), mavi (B) değerlerine dönüştürülür (180). Ancak dijital kamera sensörlerinin spektral hassasiyeti CIE'nin standart gözlemcisi ile tam olarak uyuşmadığından, kamera tarafından elde edilen RGB değerleri CIE'nin XYZ değerleri ile birebir örtüşmez.

Multispektral yaklaşımda ise her bir pikselin spektral yansıtma eğrisi elde edilir ve bu veriler daha doğru renk ölçümleri sağlamak amacıyla kullanılır. Bu sistem,

genellikle bir bilgisayar tarafından kontrol edilir. Aydınlatıcı kutu gibi sabit ve tek tip bir ortam sağlanması tutarlı sonuçlar elde edilmesinde önem taşır (162,180).

2.6. TERMAL DÖNGÜ

Ağız içi sıcaklığı, istirahat halindeyken ortalama 36,4°C'dir (189). Ancak beslenme alışkanlıkları nedeniyle bu sıcaklık, tüketilen gıdanın sıcaklığına bağlı olarak 0-60°C arasında değişkenlik gösterebilir (190). Örneğin, sıcak bir kahve yaklaşık 85°C, soğuk bir dondurma ise -12°C sıcaklığa sahiptir (191). Bu nedenle, ağız ortamındaki sıcaklık değişimlerini simüle etmek amacıyla geliştirilen termal döngü testleri, özellikle dolgu malzemelerinin dayanıklılığını değerlendirmek için 1952'den beri kullanılmaktadır (192,193). Bu testlerde, örnekler belirli sıcaklık aralıklarında sürekli olarak ısıtılıp soğutulur.

Termal döngü cihazı, farklı sıcaklıklarda sıvıların bulunduğu iki banyo tankından oluşur. Bu tanklardaki sıvıların sıcaklığı, deneyin amacına göre 2 ile 65 derece arasında ayarlanabilir. Test edilecek örnekler, özel bir taşıma kolunun ucundaki sepete yerleştirilir. Bu kol, örnekleri bir tanktan diğerine otomatik olarak taşıyarak sıcaklık değişimine maruz bırakır. Taşıma süresi ve her bir tankta örneğin bekletilme süresi, cihazın kontrol panelinden hassas bir şekilde ayarlanır.

Bu sayede, örnekler sıcak ve soğuk ortamlar arasında gidip gelerek, gerçek kullanım koşullarına benzer bir sıcaklık döngüsüne tabi tutulur. Bu test yöntemi, özellikle daimi restoratif materyaller gibi ağızda kullanılan malzemelerin dayanıklılığını değerlendirmek için kullanılır. ISO (194) ve ADA (195) tarafından kabul edilen bu yöntem, diş hekimliği alanında yaygın olarak kullanılır. ADA'nın yayınladığı protokole göre, bu testlerde alt sıcaklık sınırı 5 derece, üst sıcaklık sınırı ise 55 derece olarak belirlenmiştir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu in vitro çalışmada, 3B yazıcılarda üretilen dental daimi restoratif materyallere farklı aşamalarda uygulanan optik glazür işleminin renk stabilitesine etkisi incelendi. Araştırmada iki farklı 3B daimi restoratif materyal kullanıldı (**Şekil 3.1**). Çalışmada kullanılan dental materyallerin markaları ve içerikleri Tablo 3.1’de verildi.

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan dental materyallerin markaları ve içerikleri

Materyal	Firma	Kimyasal Kompozisyonu		Lot
		Doldurucu	Bileşen	
Verseosmile Crown Plus	BEGO, Bremen, Almanya	İnorganik doldurucu (partikül boyutu 0,7 µm) kütlece %30 – 50 arasındadır.	4,4'-izopropiliden difenolün, etoksilatlanmış ve 2-metilprop-2-enoik asit ile esterleşme ürünleri silanize edilmiş dental cam, metil benzoylformat, difenil (2,4,6-trimetilbenzoyl) fosfin oksit.	600541
Crowntec	Saremco Dental AG, İsviçre	İnorganik doldurucu (partikül boyutu 0,7 µm) kütlece %30-50 oranındadır.	4,4'-izopropiliden difenol, etoksilatlanmış ve 2-metilprop-2-enoik asit, silanize edilmiş dental cam, pirolitik silika, başlatıcılar.	E522
Optiglaze Color (Clear HV)	GC Dental Products Corp, Tokyo, Japonya	Silika doldurucu	Polimetil metakrilat, metil metakrilat, foto inhibitör.	2309261



Şekil 3.1. a) Saremco print Crowntec b) VarseoSmile Crown plus

3.1. ÇALIŞMADA KULLANILAN BİTİRME VE CİLA SİSTEMLERİ

Çalışmamızda iki farklı bitirme ve cila sistemi kullanıldı; mekanik polisaj ve glazür uygulaması. Mekanik polisaj işlemi için Rogin Dental E-Lite Silikon Parlatici Seti (Shenzhen Rogin Medical Co, Shenzhen, Çin) kullanıldı (Şekil 3.2). Glazür materyali olarak, 3B yazıcı ile üretilen materyallere uygun ve fırınlama gerektirmeyen Optiglaze Color (Clear HV, GC Corporation, Tokyo, Japonya) tercih edildi.



Şekil 3.2. Yüzey işlemleri için kullanılan polisaj kiti ve glazür materyali

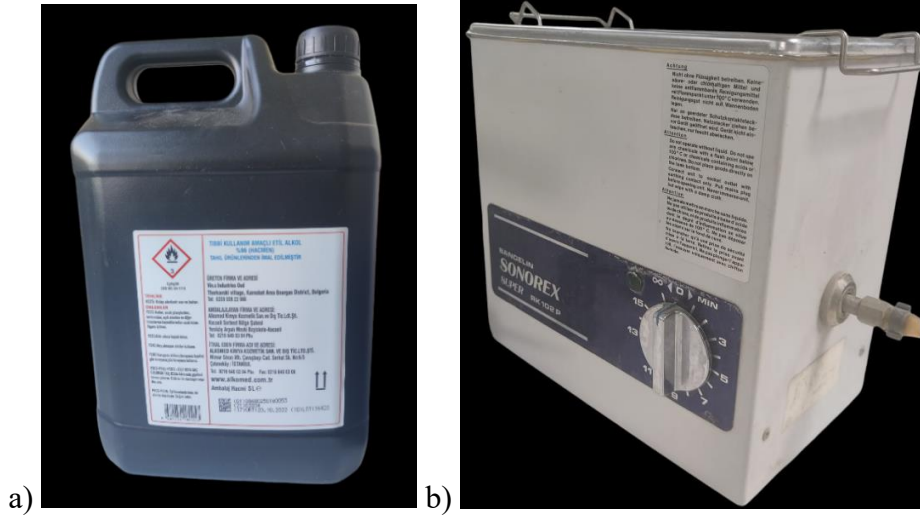
3.2. ÖRNEKLERİN HAZIRLANMASI

Bu çalışmada, öncelikle 10 mm çapında ve 1.5 mm yüksekliğinde bir disk 3B tasarım programında (Blender v2.77a; The Blender Foundation, Amsterdam, Hollanda) tasarlandı ve STL formatında kaydedildi. Tasarım DLP yazıcısının dilimleme programına (Asiga Composer version 1.3.3, Asiga, Avustralya) aktarıldı. Yapı oryantasyonu 0 derece olarak ayarlandı. Diğer baskı parametreleri bu çalışmada kullanılan iki farklı daimi restorasyon reçinesi CR (Crowntec; Saremco Dental AG, İsviçre) ve VS (VarseoSmile Crown plus; BEGO Bremen, Almanya) üreticilerinin talimatlarına göre ayarlandı. 3B yazıcı olarak Asiga MAX UV (Asiga, Avustralya) cihazı kullanıldı (Şekil 3.3).



Şekil 3.3. 3B yazıcı Asiga MAX UV

Bu çalışmada, her iki daimi restorasyon reçinesi kullanılarak toplam 248 adet disk şeklinde örnek üretildi (n=124). Örnekler, üreticilerin önerileri doğrultusunda artık monomerlerin uzaklaştırılması amacıyla iki aşamalı yıkama prosedürüne tabi tutuldu. İlk aşamada, örnekler %96 etanol çözeltisi (Vin.s. Industries Ood, Tzerkovski, Bulgaristan) içinde, ultrasonik banyoda (Sonorex Super RK 102 P, Bandelin Electronic, Berlin, Germany) 3 dakika boyunca yıkandı (Şekil 3.4). Ardından örnekler taze bir %96 etanol çözeltisi içinde 2 dakika boyunca ikinci bir ultrasonik yıkama işlemine tabi tutuldu. Daha sonra, örnekler basınçlı hava ile tamamen kurutuldu.



Şekil 3.4. a) Etanol çözeltisi b) Ultrasonik Banyo

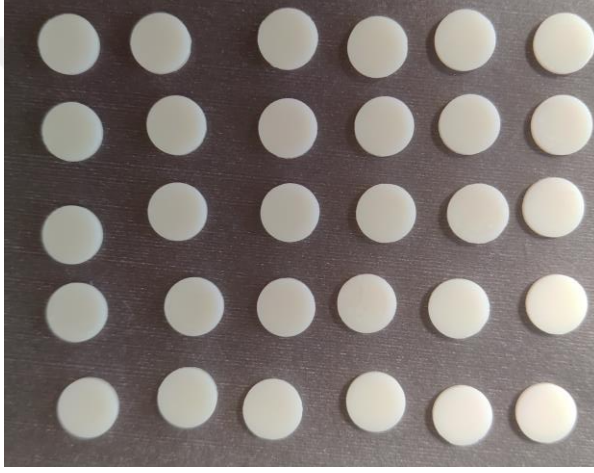
Örneklerin destek yapıları, kesme diski ile kesildi. Destek yapıların örneklerle temas ettiği noktalarındaki pürüzlülük karbür kesiciler ile asgari kuvvet uygulanarak düzeltildi. Örneklerin tüm yüzeyleri 1000 grid silikon karbit zımpara ile zımparalandı.

Son kürleme aşamasında (post-cure), örnekler eşit sayıda olacak şekilde ikiye ayrıldı. Örneklerin bir yarısına üretici talimatlarına göre 2x180 saniye süreyle LED ışıklı kürleme ünitesi (Labolight DUO: LED, GC Corporation, Tokyo, Japonya) kullanılarak son kürleme işlemi gerçekleştirildi (Şekil 3.5). Bu işlem sırasında, 2330 mW/cm² ışık gücünde ve 465 nm ile 485 nm spektrum aralığında mavi LED ışık, örneklerin her bir yüzeyine 180 saniye uygulandı.



Şekil 3.5. Labolight DUO: LED Light Curing Unit

Son kütleme işlemi yapılan örneklerin yarısına mekanik parlatma işlemi uygulandı (**Şekil 3.6**). Bu sistem; elmas tozu ile karıştırılmış silikondan üretilmiş spiral parlatıcılardan oluşmaktadır. Sistemde; mavi (kaba), pembe (orta) ve gri (ince) olmak üzere üç farklı spiral parlatıcı bulunmaktadır. Polisaj işlemi, kaba (mavi) parlatıcıdan ince (gri) parlatıcıya doğru sıralı bir şekilde yapıldı. Spiral parlatıcılar, 5000 rpm hızda, her bir örneğe 15-20 saniye süreyle uygulandı. Polisaj işlemleri, aynı kişi tarafından minimal bir kuvvet uygulanarak gerçekleştirildi. Her uygulamadan sonra örneklerin yüzeyi 5 saniye süreyle distile su ile yıkandı. Bu grup mekanik polisaj (MP) grubu olarak adlandırıldı.



Şekil 3.6. Mekanik polisaj uygulanan örnekler

Son kütleme işlemi yapılan örneklerin diğer yarısına, hava kabarcığı oluşmamasına özen gösterilerek fırça yardımıyla ince bir katman halinde tüm yüzeylere optik glazür uygulandı. LED ışıklı kütleme ünitesi ile her yüzey için 90 saniye polimerizasyon işlemi gerçekleştirildi. Bu grup, son kütleme sonrası Optiglaze (SO) grubu olarak adlandırıldı.

Örneklerin son kütleme işlemi uygulanmayan diğer yarısı için, hava kabarcığı oluşmamasına özen gösterilerek fırça yardımıyla ince bir katman halinde tüm yüzeylere optik glazür uygulandı. Ardından LED ışıklı kütleme ünitesi ile her yüzey için ayrı ayrı 180 saniye son kütleme işlemi tamamlandı. Son kütleme öncesi glazür uygulanan örnekler iki alt gruba ayrıldı. Bu gruplardan birisi son kütleme öncesi Optiglaze (ÖÖ) grubu olarak adlandırıldı. Son kütleme öncesi optik glazür uygulanan

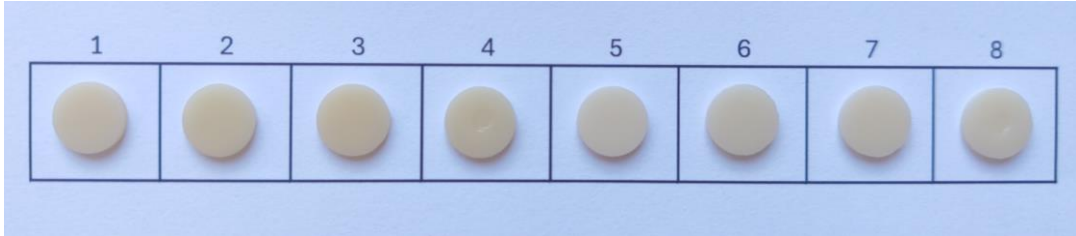
diğer örneklerde ise her bir örnek yüzeyindeki optik glazür tabakası kuvvet uygulamadan 1.5 mm çapında elmas piyasemen frezi ile kaldırıldı. (Şekil 3.7). Örnekler, ultrasonik temizleyici ile temizlendi ve kurutuldu. Daha sonra freze edilen bölgelere, hava kabarcığı oluşmamasına özen gösterilerek, ince bir tabaka halinde fırça ile optik glazür uygulandı ve kürlendi. Bu grup ise son kütleme öncesi optik glazür ve freze (ÖOF) grubu olarak adlandırıldı.



Şekil 3.7. Örneklerde kullanılan frez

3.2. DENEY VE KONTROL GRUPLARININ OLUŞTURULMASI

Her iki 3B daimi restoratif materyal için de aynı şekilde olmak üzere, örnekler üzerinde dört farklı yüzey işlemi (MP, SO, ÖO ve ÖOF) uygulandı. Her iki 3B daimi restoratif materyal için n=30 olacak şekilde, dört farklı yüzey işlemine tabi tutulan toplamda sekiz grup oluşturuldu (Şekil 3.8).



Şekil 3.8. Örnek no; 1, 2, 3, 4 CR (MP-ÖO-SO-ÖOF) ve örnek no; 5, 6, 7, 8 VS (MP-ÖO-SO-ÖOF) olarak sıralanmıştır

Oluşturulan sekiz grupta, örneklerin 10 tanesi yapay tükürük, 10 tanesi kırmızı şarap ve 10 tanesi kahve içerisinde bekletilerek, bu renklendirici sıvıların etkisi ile renk değişimlerinin incelenmesi amacıyla üç alt grup oluşturuldu (Şekil 3.9).

3.4. BAŞLANGIÇ RENK ÖLÇÜMLERİNİN YAPILMASI

Tüm örnekler, renk ölçümleri yapılmadan önce, distile su kullanılarak ultrasonik temizleyicide 15 dakika boyunca temizlendi, ardından kurutuldu. Temizlenen örnekler, numaralandırılan plastik kaplara yerleştirildi. Renk ölçümleri, spektrofotometre [VITA EasyShade V; (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya)] kullanılarak gerçekleştirildi (Şekil 3.10). Ölçümler, D65 ışık kaynağı ile aydınlatılan bir renk ölçüm kutusu içinde, beyaz bir zemin üzerinde yapıldı (Şekil 3.11). Her ölçümden önce, spektrofotometre cihazı kalibrasyon amacıyla şarj ünitesine yerleştirildi. Renk ölçümü sırasında, spektrofotometre cihazının ucu örneklerin yüzeyine dik olacak şekilde konumlandırıldı. Her örneğin merkezinden üç ölçüm yapıldı. Bu ölçümlerin ortalama değerleri başlangıç L , a , b (L_0 , a_0 , b_0) olarak kaydedildi.



Şekil 3.10. Renk ölçümü için kullanılan spektrofotometre cihazı



Şekil 3.11. Renk ölçümlerinin yapıldığı renk ölçüm kutusu

3.5. TERMAL DÖNGÜ CİHAZI İLE HIZLANDIRILMIŞ YAPAY YAŞLANDIRMA İŞLEMİ

Başlangıç renk ölçümleri kaydedilen örnekler, termal döngü cihazında örneklerin karışmaması için bir tül içerisine sırası değiştirilmeden yerleştirildi (Şekil 3.12). Örnekler, termal döngü cihazında (Thermocycler SD Mechatronik, Feldkirchen-Westerham, Almanya) distile su içerisinde yaşlandırma işlemine tabi tutuldu (Şekil 3.13). Numune sepetine yerleştirilen örnekler, termal döngü cihazında banyo sıcaklıkları 5-55°C, banyo bekleme süresi 30 saniye ve banyolar arası transfer süresi 10 saniye olacak şekilde 10000 devirlik yaşlandırma işlemine tabi tutuldu (196).



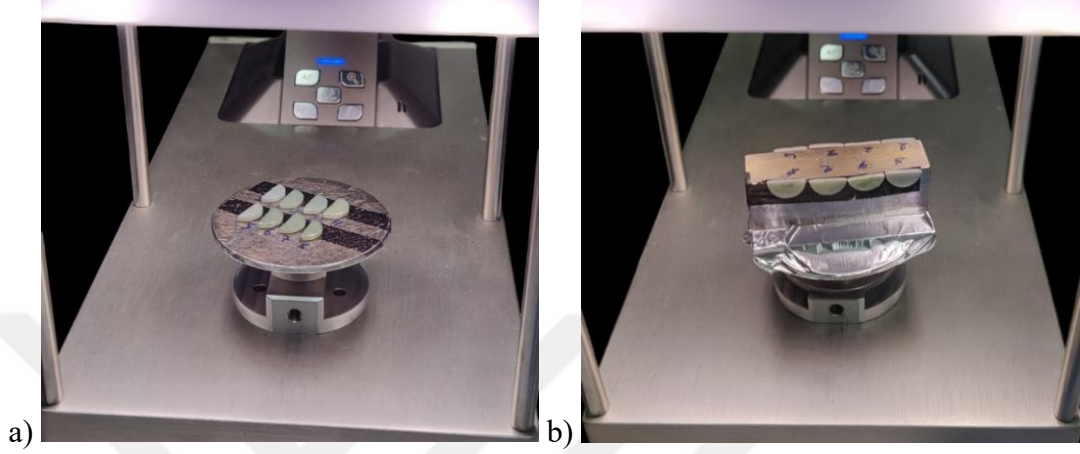
Şekil 3.12. Termal döngü cihazı için hazırlanan örnekler



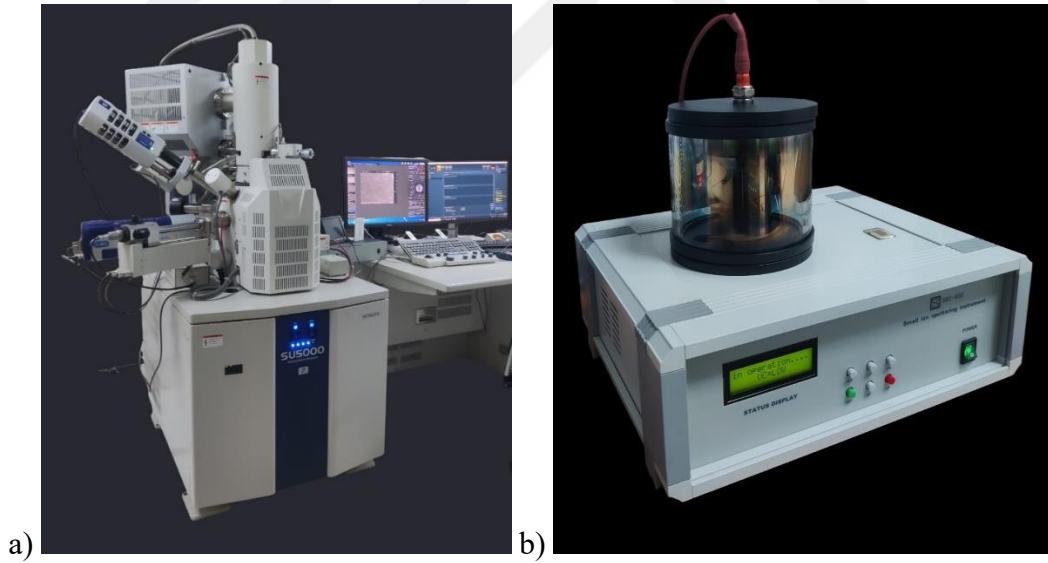
Şekil 3.13. Termal Döngü Cihazı (197)

Yaşlandırma işlemi sonrasında her gruptan rastgele birer örnek alınarak optik glazür materyali kalınlığını incelemek için örnekler orta kısmından çelik separe ile ikiye ayrıldı. Ayrılan kesitlerin yüzeyine su soğutması altında 2000 grid zımpara uygulandı. Örnekler distile su içerisinde ultrasonik banyoda 15 dk yıkandı ve kurutuldu. İkiye ayrılan örneklerin bir parçasında yüzey görüntülemesi diğer parçasında ise kesit yüzeyinin görüntülemesi yapıldı. Görüntülemelerde alan emisyonlu taramalı elektron

mikroskobu (Fe-SEM) (Hitachi SU5000, Tokyo, Japonya) kullanıldı. Görüntüleme öncesi görüntülenecek yüzeye altın kaplama yapıldı (Leica ACE 200, Leica Microsystems GmbH, Wetzlar, Almanya) (Şekil 3.14). Yüzey görüntüleri 10.0 kV’de ve kesit görüntüleri 5.0 kV’de alındı (Şekil 3.15).



Şekil 3.14. Fe-SEM görüntüleme için altın kaplama yapılmış örnekler



Şekil 3.15. a) Fe-SEM cihazı b) Altın kaplama cihazı

3.6. TERMAL DÖNGÜ SONRASI İKİNCİ RENK ÖLÇÜMLERİNİN YAPILMASI

Termal döngü uygulamasının ardından, örnekler distile su ile ultrasonik banyoda yıkandı ve kurutuldu. İkinci renk ölçümleri, başlangıçtaki yöntemle tutarlılığı korumak amacıyla, aynı spektrofotometre cihazı kullanılarak gerçekleştirildi.

Ölçümler, her örneğin üç farklı noktasından alındı ve tüm ölçümler, aynı ışıklandırma koşulları altında bir renk ölçüm kutusu içerisinde aynı operatör tarafından yapıldı. Elde edilen L, a ve b değerlerinin ortalamaları hesaplanarak L_1 , a_1 , b_1 olarak kaydedildi.

3.7. ÖRNEKLERİN İÇERİSİNDE BEKLETİLECEĞİ RENKLENDİRİCİ SIVILARIN HAZIRLANMASI

Renk ölçüm işlemleri tamamlanan örnekler, numaralandırılmış plastik kaplara yerleştirildi. Örneklerin renklenme sürecinde, yapay tükürük, kahve ve kırmızı şarap olmak üzere üç farklı renklendirici sıvı kullanıldı. Yapay tükürük, Gonzaga ve arkadaşlarının (198) formülüne göre hazırlandı (**Tablo 3.2**). Kahve için Nescafe Gold (Nestle, İstanbul, Türkiye) markasına ait tam çözünebilir kahve kullanıldı. Üretici talimatlarına uygun olarak, 80°C sıcaklıktaki suya 2 gram toz kahve ilave edilip homojen bir karışım elde edildi. Kırmızı şarap olarak ise Akdeniz İncisi (Deva Şarapçılık, Manisa, Türkiye) kullanıldı.

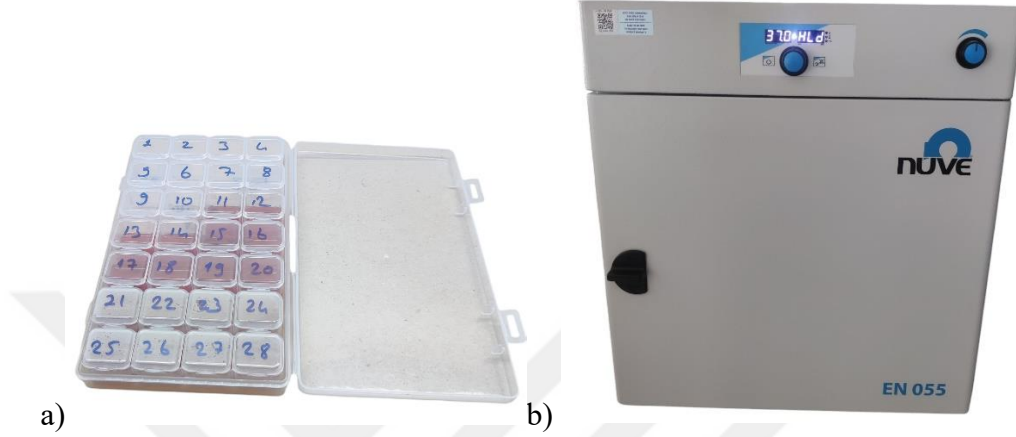
Tablo 3.2. Yapay tükürüğün bileşimi (198)

Bileşik	Konsantrasyon (mM)	Hacim (ml)
KH_2PO_4	2.5	100
Na_2HPO_4	2.4	100
KHCO_3	1.5	100
NaCl	1.0	100
MgCl_2	0.15	100
CaCl_2	1.5	100
$\text{C}_6\text{H}_8\text{O}_7$	0.002	6

3.8. ÖRNEKLERİN RENKLENDİRİCİ SIVI İÇERİSİNDE İNKÜBATÖRE KONULMASI

Her gruptaki 30 örnek, üç farklı renklendirici sıvıya ($n=10$) ayrılarak, her örnek numaralandırılan plastik kaplara yerleştirildi. Her bir bölme için 2.5 ml

renklendirici sıvı eklendi (Şekil 3.16). Yedi günde bir, örneklerin bulunduğu plastik kaplar temizlendi ve taze hazırlanmış renklendirici sıvılar (2.5 ml) eklendi. Örnekler renklendirici sıvılar içerisinde otuz gün boyunca inkübatörde (NÜVE EN 055/120, Ankara, Türkiye) tutuldu (Şekil 3.16).



Şekil 3.16. a) Numaralandırılmış plastik kaplar ve renklendirici sıvılar içinde örnekler b) Örneklerin saklanması için kullanılan inkübatör

3.9. 30 GÜNLÜK RENKLENDİRME SONRASI RENK ÖLÇÜMÜ

Renklendirme işlemi tamamlanan örnekler, distile su kullanılarak ultrasonik banyoda yıkandı ve ardından kurutuldu (Şekil 3.17). Renk ölçümleri, tüm örnekler için aynı spektrofotometre cihazı kullanılarak ve ölçüm hatalarını minimize etmek amacıyla aynı operatör tarafından gerçekleştirildi. Her bir örnek, aynı ışıklandırma koşulları altında bir renk ölçüm kutusu içerisinde üç defa ölçüldü. Elde edilen verilerden L, a ve b değerlerinin ortalamaları hesaplanarak L₂, a₂, b₂ kaydedildi.

3.10. RENK DEĞİŞİMİNİN HESAPLANMASI

Renk değişimlerini hesaplamak için CIEDE2000 renk formülü kullanıldı.

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

ΔL : Lightness farkı (aydınlık düzeyinde farklılık)

ΔC : Chroma farkı (doymunluk seviyesindeki farklılık)

ΔH : Hue farkı (renk tonundaki farklılık)

RT (rotasyon fonksiyonu): Mavi bölgedeki doymunluk (chroma) ve renk tonu (hue) farklılıkları arasındaki etkileşimleri dikkate alan bir düzeltme faktörüdür.

SL, SC, SH: Lightness, chroma ve hue bileşenleri için sırasıyla ağırlıklandırma işlevleridir ve bu fonksiyonlar, L, a, b renk uzayındaki varyasyonları düzenler.

KL, KC, KH: Sırasıyla lightness, chroma ve hue bileşenleri için farklı dokular, arka planlar veya ayırım gibi görüntüleme parametrelerine uyum sağlamak amacıyla ayarlanan parametrik faktörlerdir. Bu çalışmada tüm bu parametreler için değerler 1 olarak kabul edildi.

3.11. İSTATİSTİKSEL ANALİZ

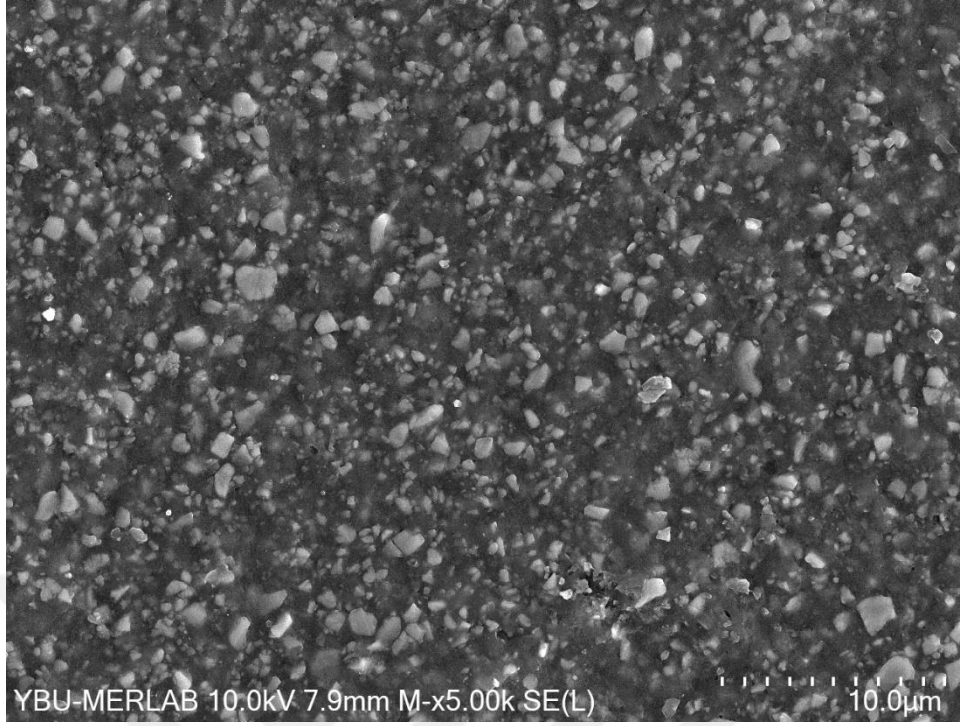
Veriler ortalama $\pm$ standart sapma ile özetlendi. Ölçüm zamanı (başlangıç, yaşlandırma sonrası ve 30. gün), renklendirici sıvılar (yapay tükürük, şarap, kahve), 3B daimi restoratif materyal [Saremco print | Crowntec (CR), VarseoSmile Crown plus/BEGO (VS)], yüzey işlemleri (MP, SO, ÖO, ÖOF) faktörlerinin ana etkileri ve birbirleri arasındaki etkileşimlerin L, a, b ve ΔE_{00} değerleri üzerinde etkisi 4 yönlü tekrarlı ölçümlü ANOVA ($3 \times 3 \times 2 \times 4$ faktöriyel ANOVA) ile analiz edildi. Küresellik varsayımının sağlanmadığı L değerleri için ölçüm zamanı değişkeninde Greenhouse-Geisser düzeltmesi uygulandı. Gruplar arasındaki farklılıklar Post-hoc Homes-Bonferroni düzeltmeli testi ile belirlendi. $P < 0.05$ değeri istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi. Analizler R (versiyon 4.3.1 (2023-06-16 ucrt), R Foundation for Statistical Computing, Viyana, Avusturya) istatistiksel programlama dili ile gerçekleştirildi.

4. BULGULAR

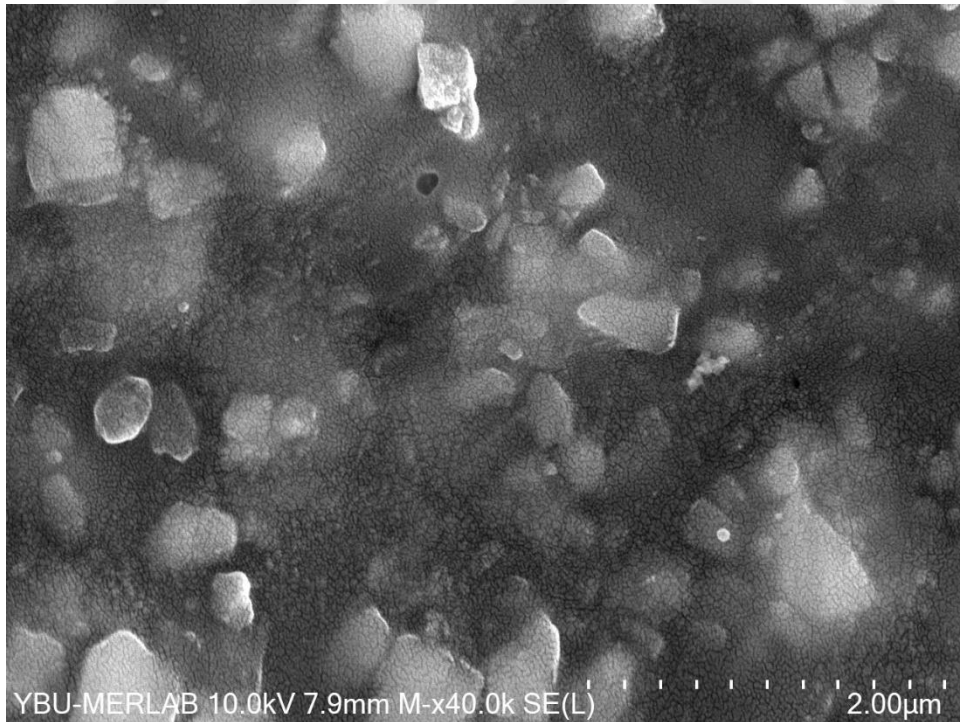
4.1. Fe-SEM GÖRÜNTÜLEME SONUÇLARI

4.1.1. Yüzey Görüntüleme Sonuçları

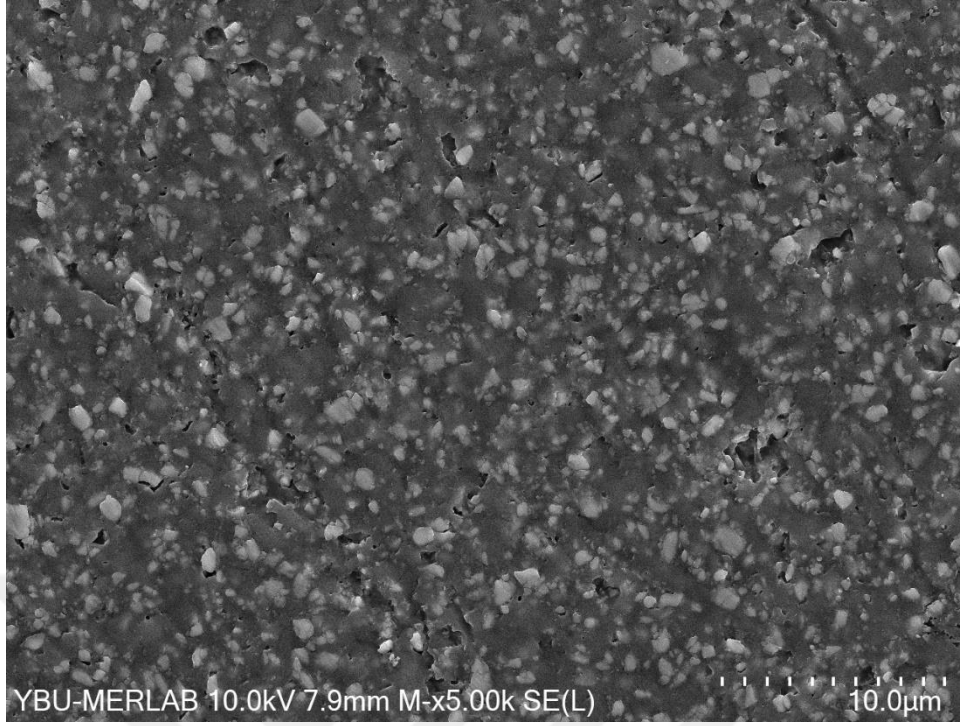
Her gruptan rastgele seçilen örneğin yüzey görüntüleri Şekil 4.1 ve Şekil 4.16 arasında verilmiştir. MP uygulanan her iki örnekte de materyal yapısında bulunan farklı büyüklükteki partiküllerin yüzeyde düzensiz bir şekilde dağıldığı görüldü (Şekil 4.1'den Şekil 4.4). VS ÖO örneğin (Şekil 4.5 ve Şekil 4.6) ve CR ÖO örneğin (Şekil 4.7 ve Şekil 4.8) yüzey görüntüleri incelendiğinde, uygulanan optik glazür materyalinin içeriğinde bulunan nanometre boyutundaki doldurucu partiküllerin yüzeye homojen dağılımı gözlemlendi. VS SO örneğin (Şekil 4.9 ve Şekil 4.10) ve CR SO örneğin (Şekil 4.11 ve Şekil 4.12) yüzey görüntülerinde ise optik glazür materyalinin içeriğinde bulunan partiküllerin yüzeye homojen dağılmadığı görüldü. VS ÖOF (Şekil 4.13 ve Şekil 4.14) ve CR ÖOF (Şekil 4.15 ve Şekil 4.16) örneklerinde de ÖO örneklere benzer şekilde optik glazür materyalinin doldurucularının yüzeye homojen dağılımı gözlemlendi.



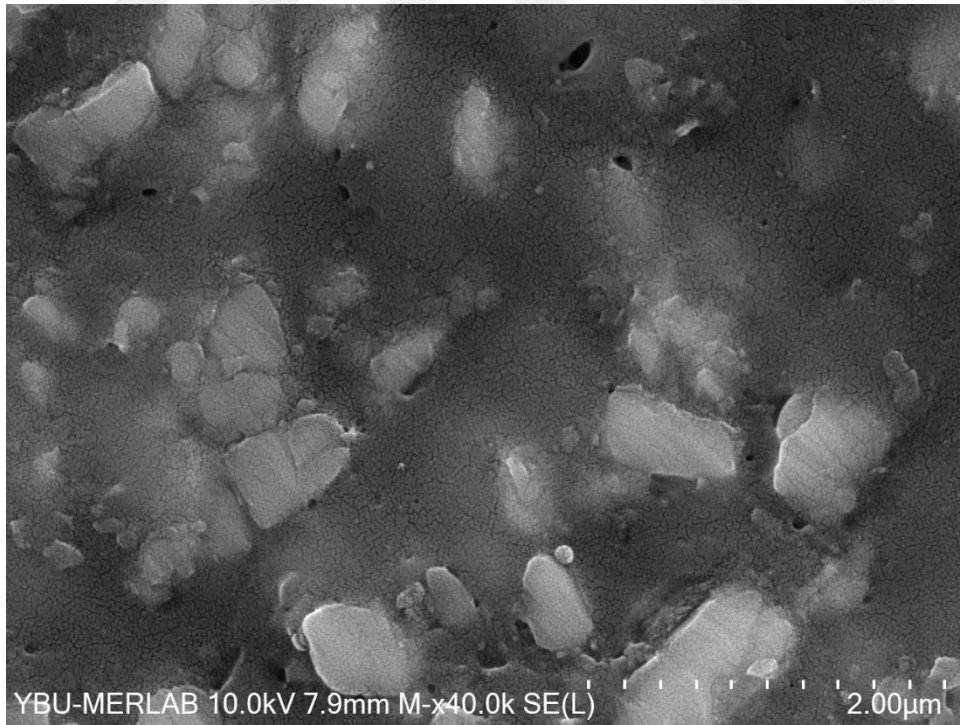
Şekil 4.1. VS MP 5000 büyütme yüzey görüntüsü



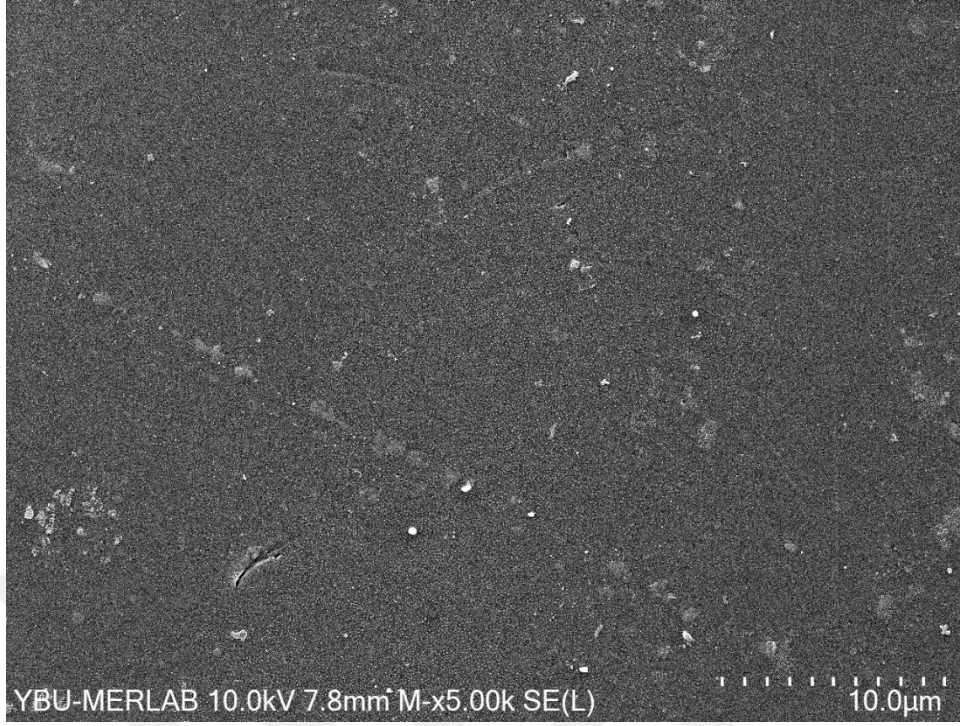
Şekil 4.2. VS MP 40000 büyütme yüzey görüntüsü



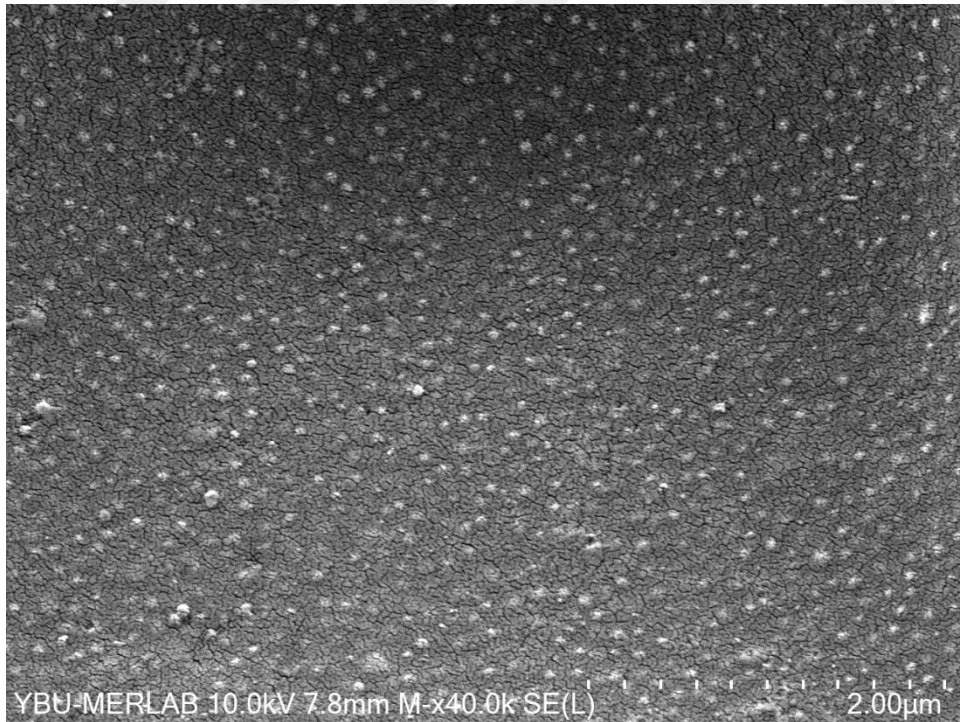
Şekil 4.3. CR MP 5000 büyütme yüzey görüntüsü



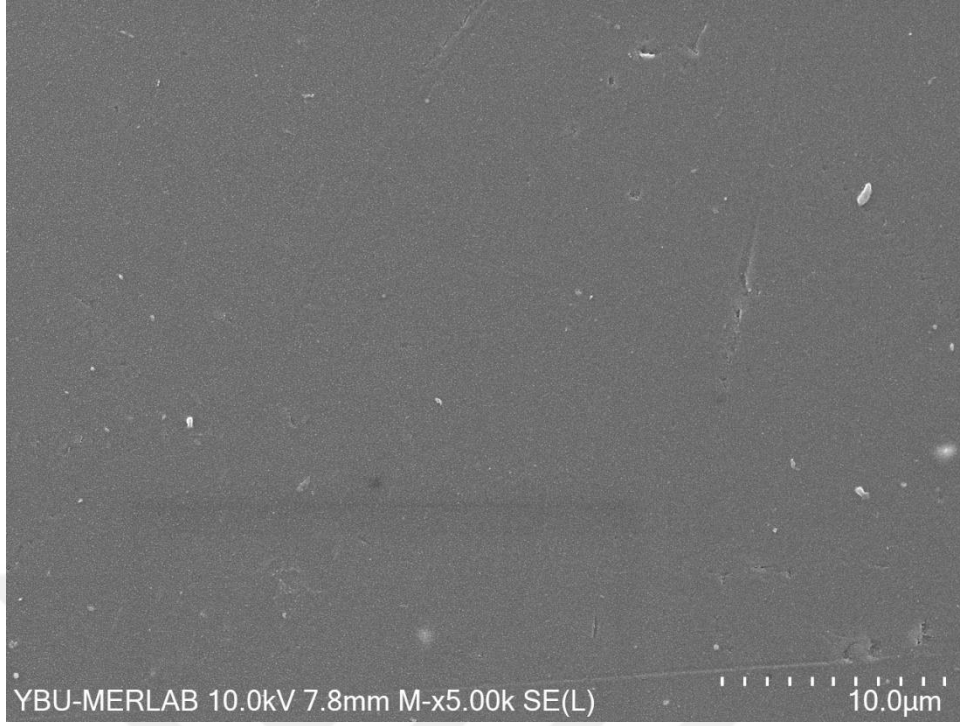
Şekil 4.4. CR MP 40000 büyütme yüzey görüntüsü



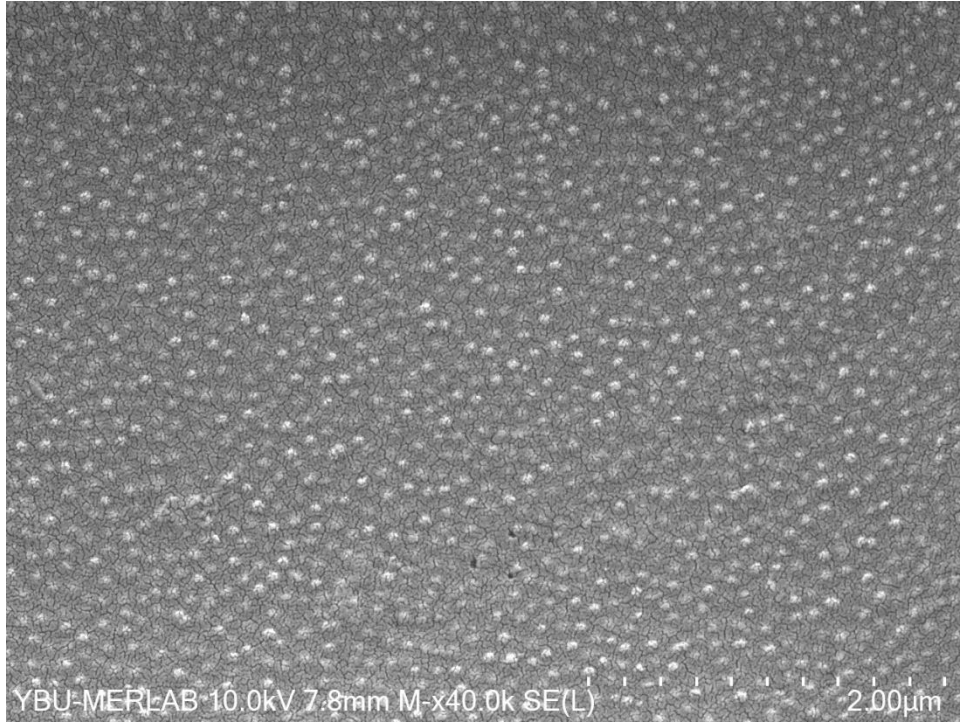
Şekil 4.5. VS ÖO 5000 büyütme yüzey görüntüsü



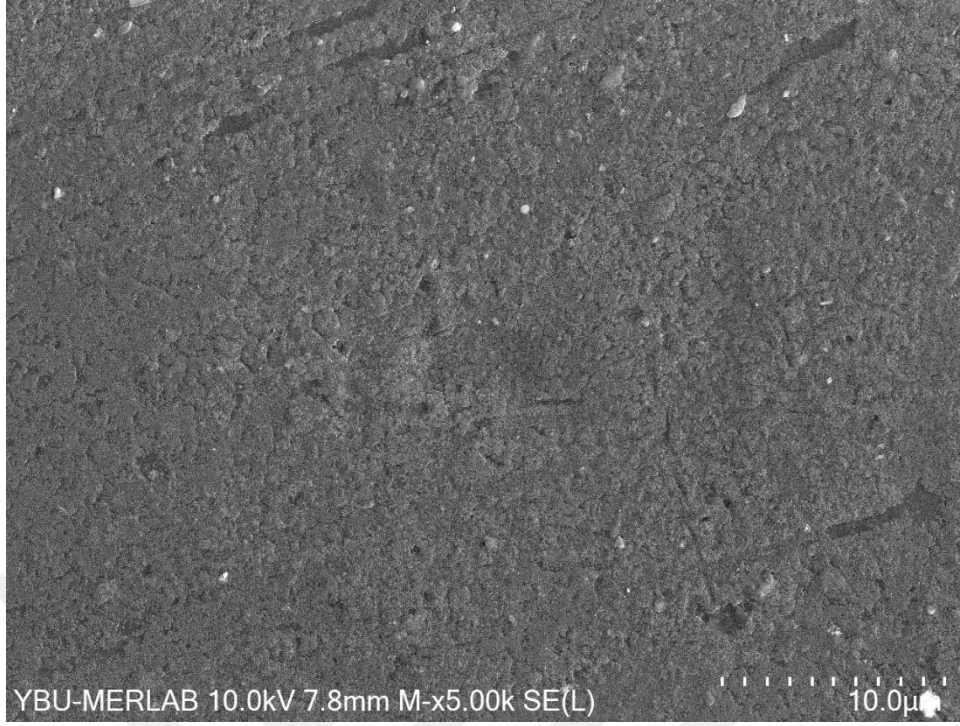
Şekil 4.6. VS ÖO 40000 büyütme yüzey görüntüsü



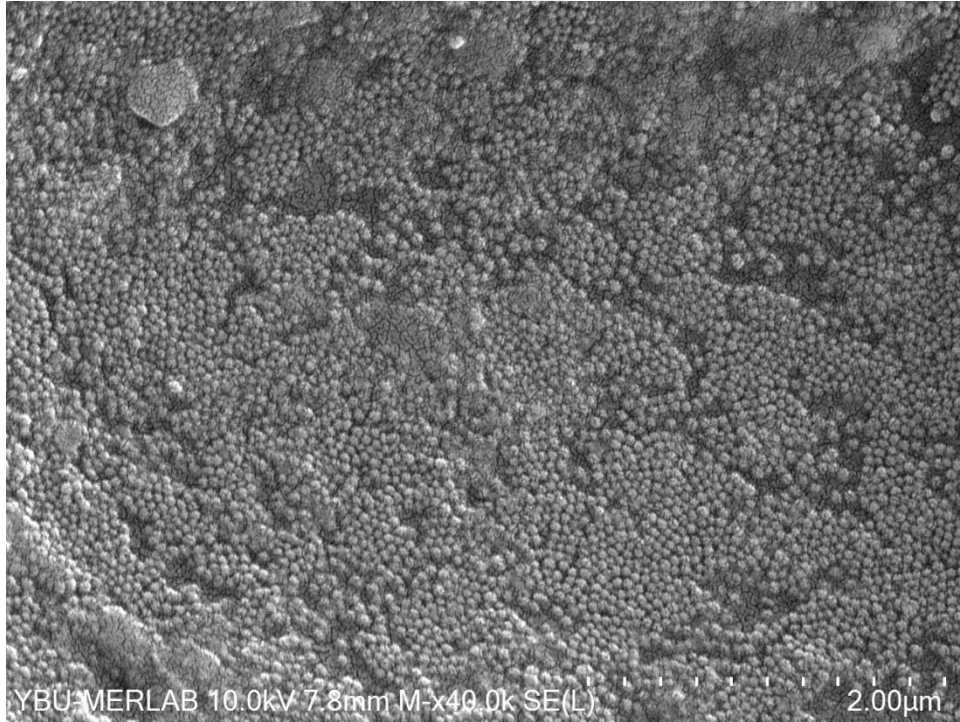
Şekil 4.7. CR ÖO 5000 büyütme yüzey görüntüsü



Şekil 4.8. CR ÖO 40000 büyütme yüzey görüntüsü



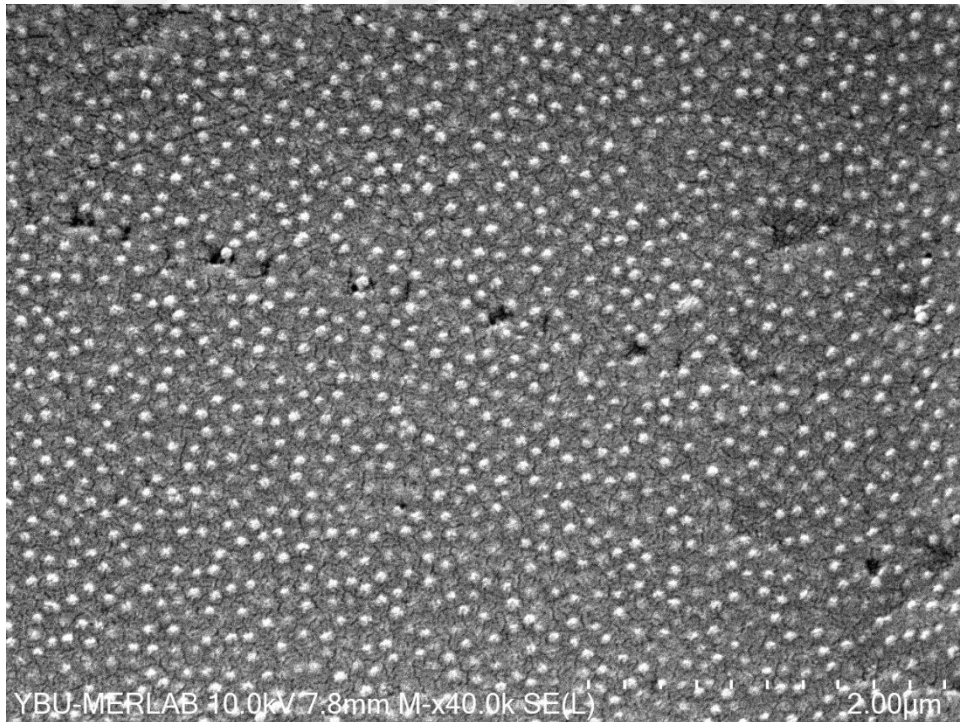
Şekil 4.9. VS SO 5000 büyütme yüzey görüntüsü



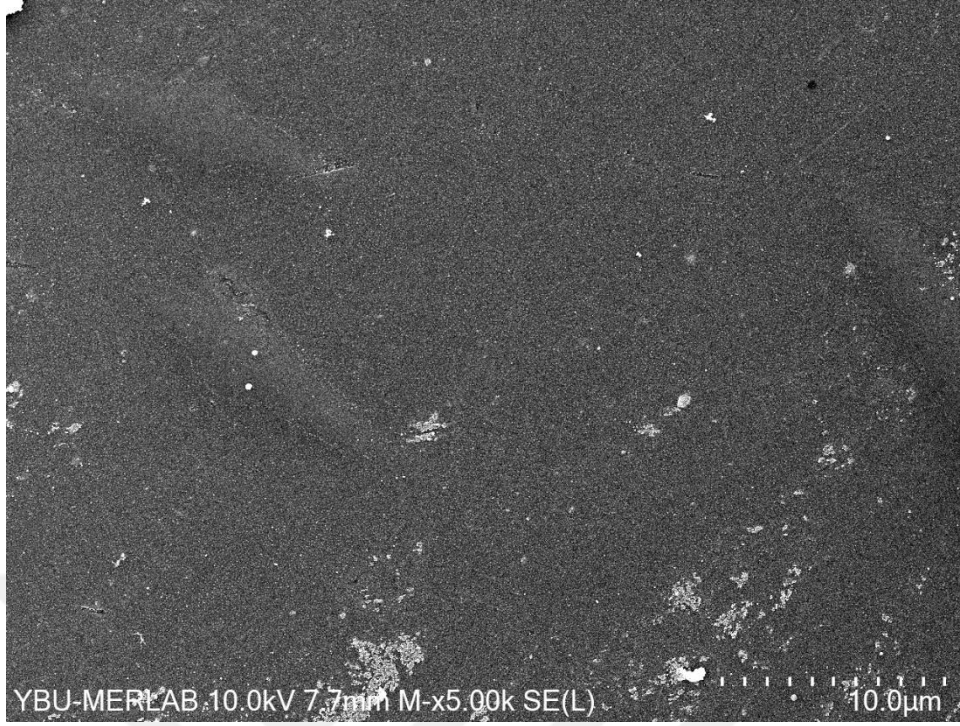
Şekil 4.10. VS SO 40000 büyütme yüzey görüntüsü



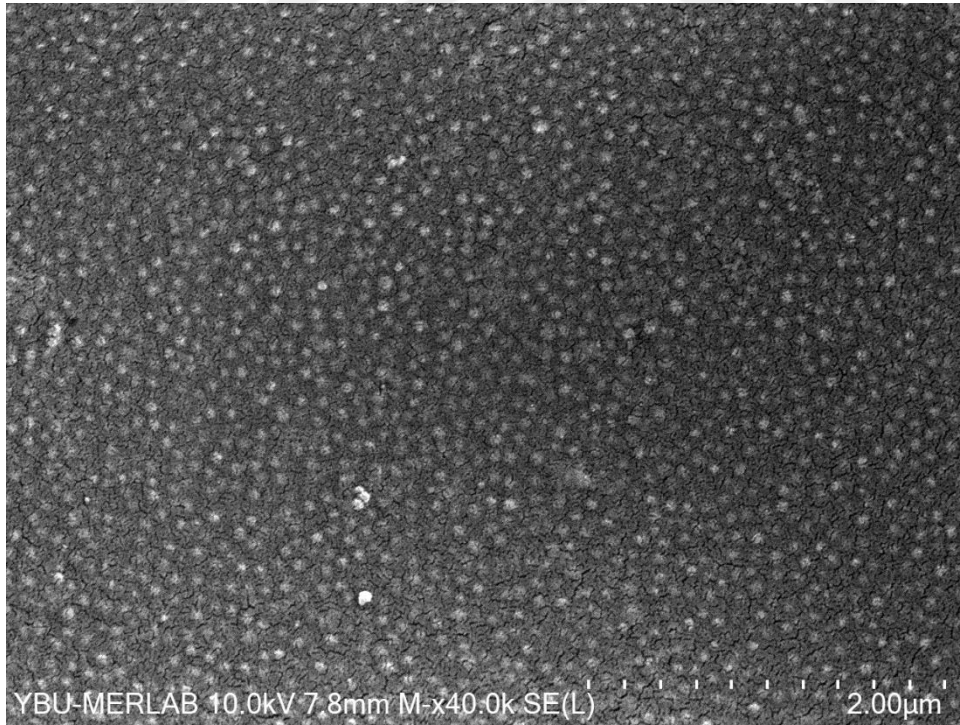
Şekil 4.11. CR SO 5000 büyütme yüzey görüntüsü



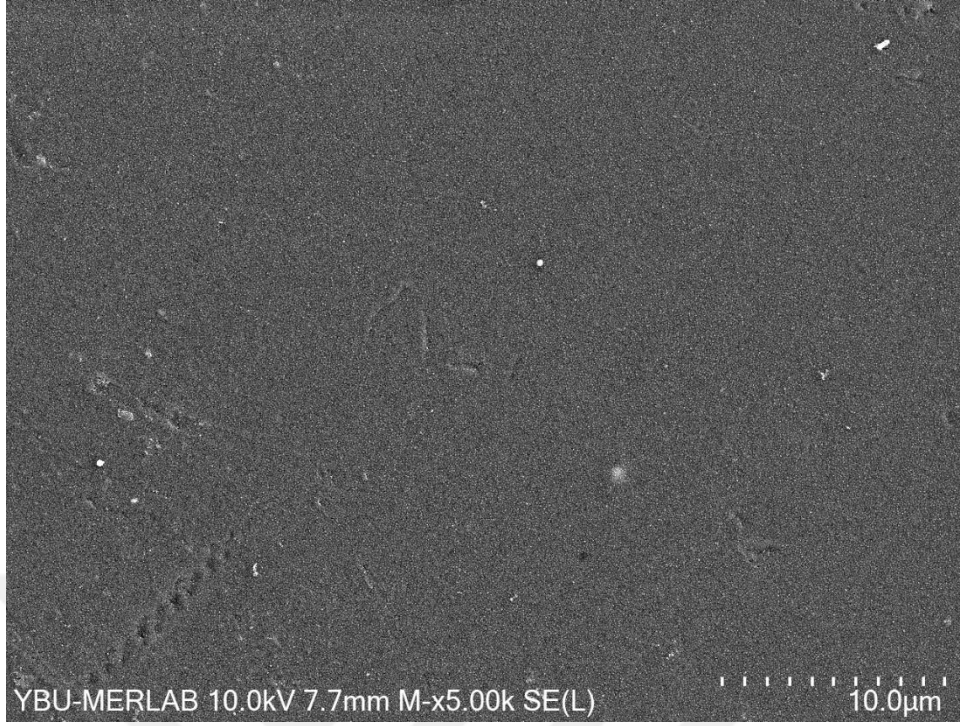
Şekil 4.12. CR SO 40000 büyütme yüzey görüntüsü



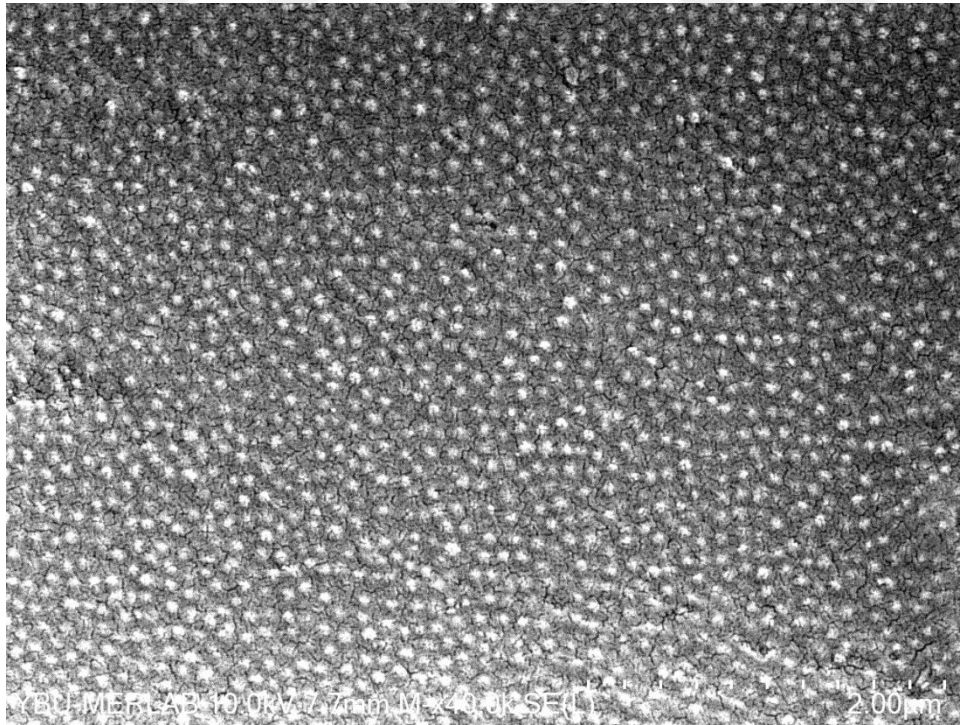
Şekil 4.13. VS OÖF 5000 büyütme yüzey görüntüsü



Şekil 4.14. VS OÖF 40000 büyütme yüzey görüntüsü



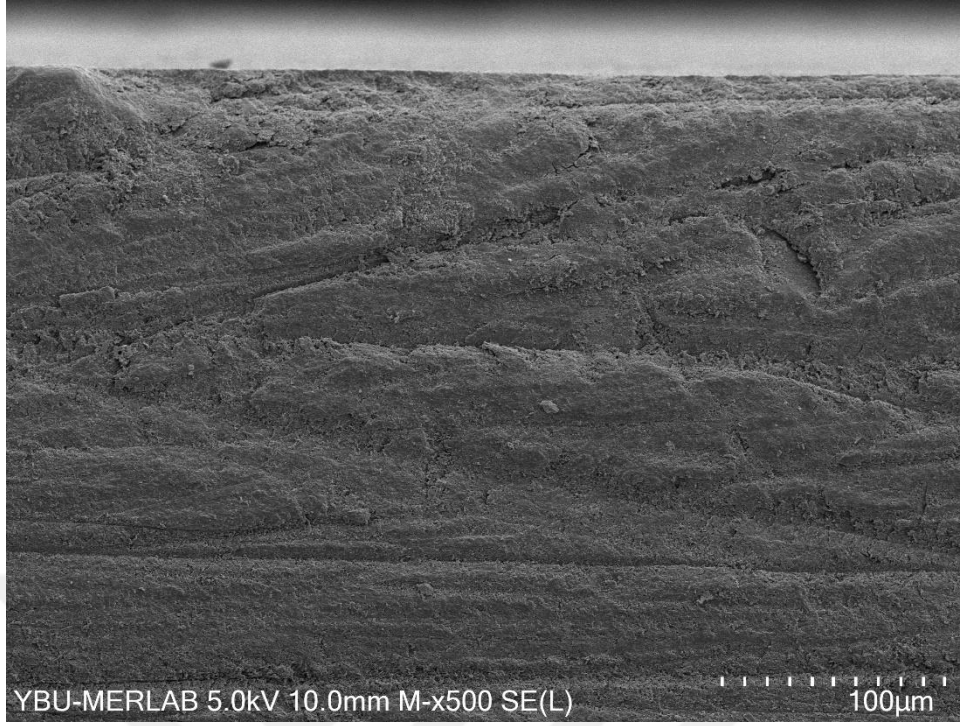
Şekil 4.15. CR ÖOF 5000 büyütme yüzey görüntüsü



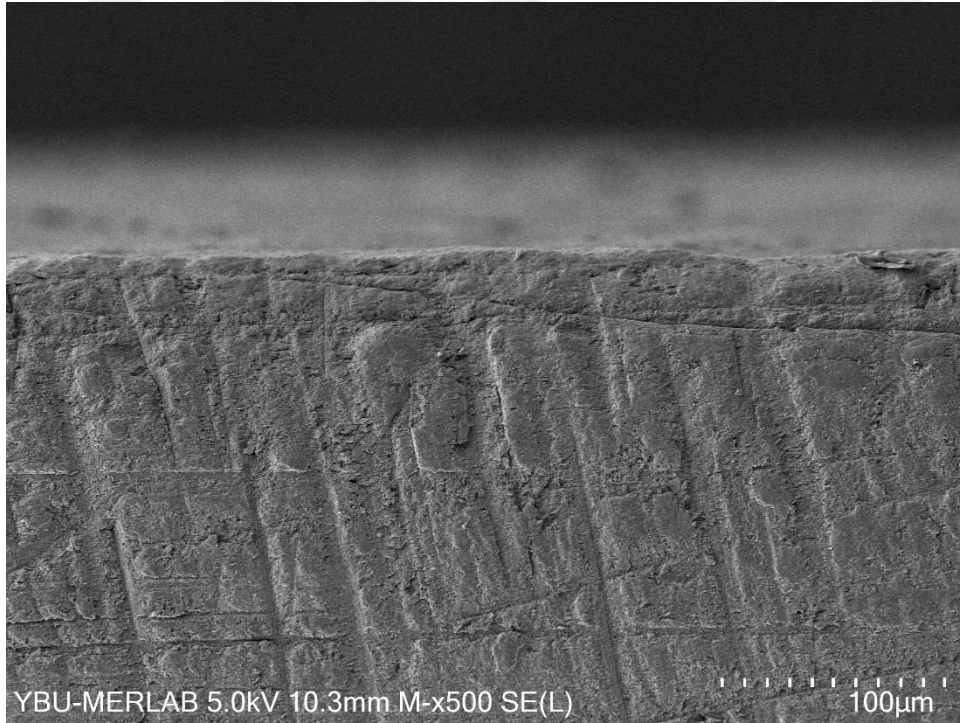
Şekil 4.16. CR ÖOF 40000 büyütme yüzey görüntüsü

4.1.2. Kesit Yüzeyi görüntüleri

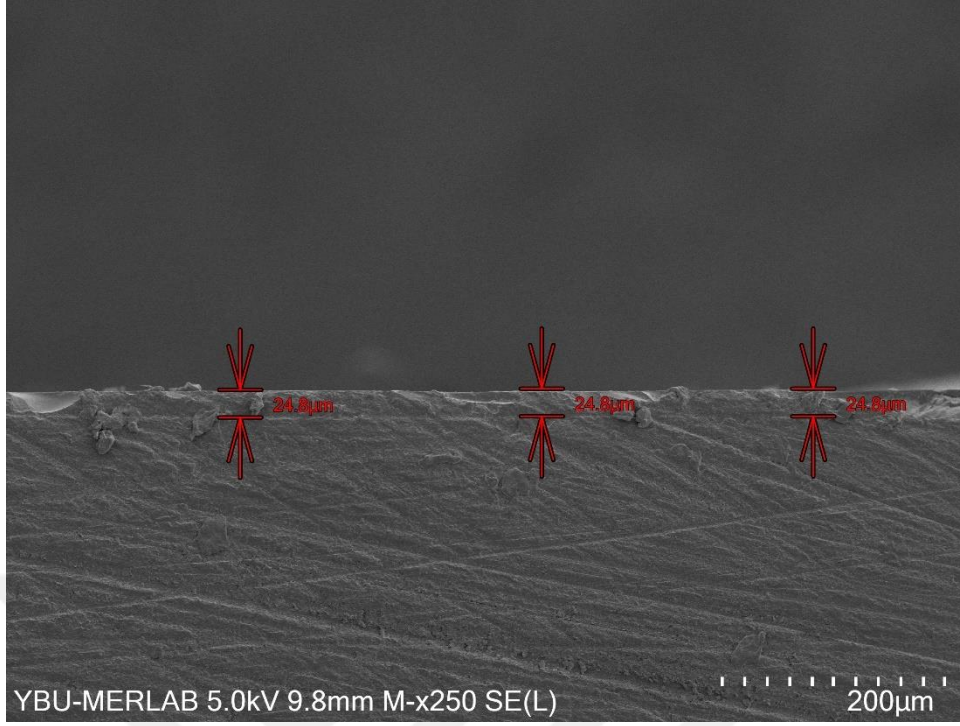
MP uygulanan örneklerin kesit görüntüleri Şekil 4.17 ve Şekil 4.18’de verildi. Optik glazür kalınlığı değerlendirmek için kesit yüzeyinden alınmış görüntüler Şekil 4.21 ve Şekil 4.30 arasında verilmektedir. VS ÖO örneğinde optik glazür 24,8 μm kalınlığında ölçüldü (Şekil 4.19). CR ÖO örneğinde ortalama 55,8 μm kalınlığında optik glazür materyali ölçüldü (Şekil 4.21). VS SO örneğinde ortalama optik glazür kalınlığı 84,6 μm ölçüldü (Şekil 4.23 ve Şekil 4.24). CR SO örneğinde ortalama optik glazür kalınlığı 74,1 μm olarak ölçüldü (Şekil 4.25 ve Şekil 4.26). VS ÖOF örneğinde ortalama 135 μm kalınlığında optik glazür tabakası tespit edildi (Şekil 4.27 ve Şekil 4.28). CR ÖOF örneğinde ortalama 130 μm kalınlığında optik glazür tabakası tespit edildi (Şekil 4.29 ve Şekil 4.30).



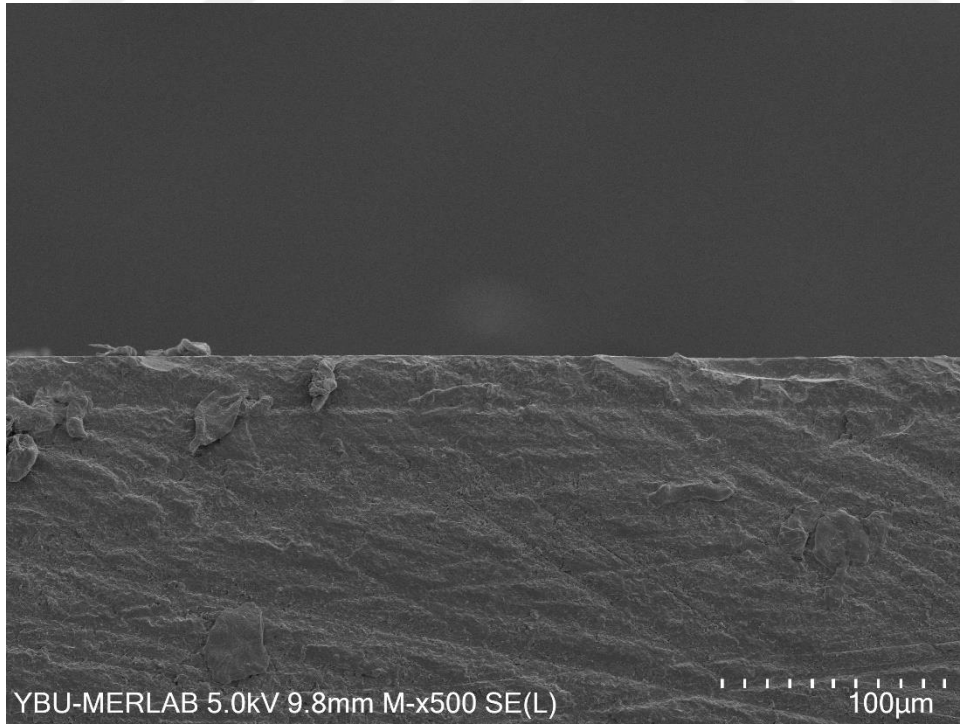
Şekil 4.17. VS MP 500 büyütmede kesit görüntüsü



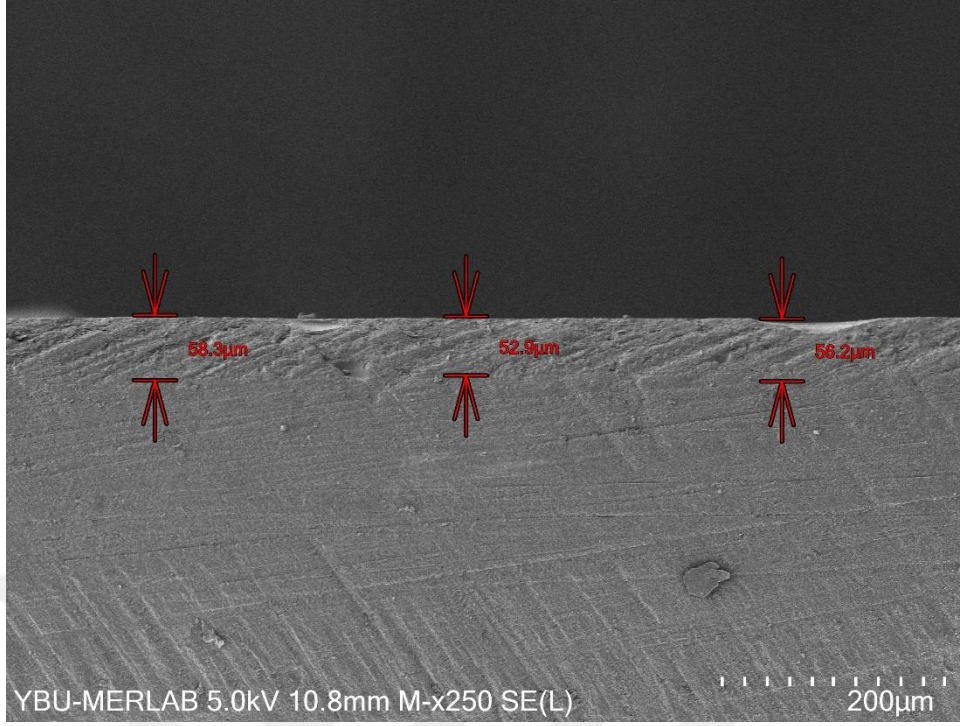
Şekil 4.18. CR MP 500 büyütmede kesit görüntüsü



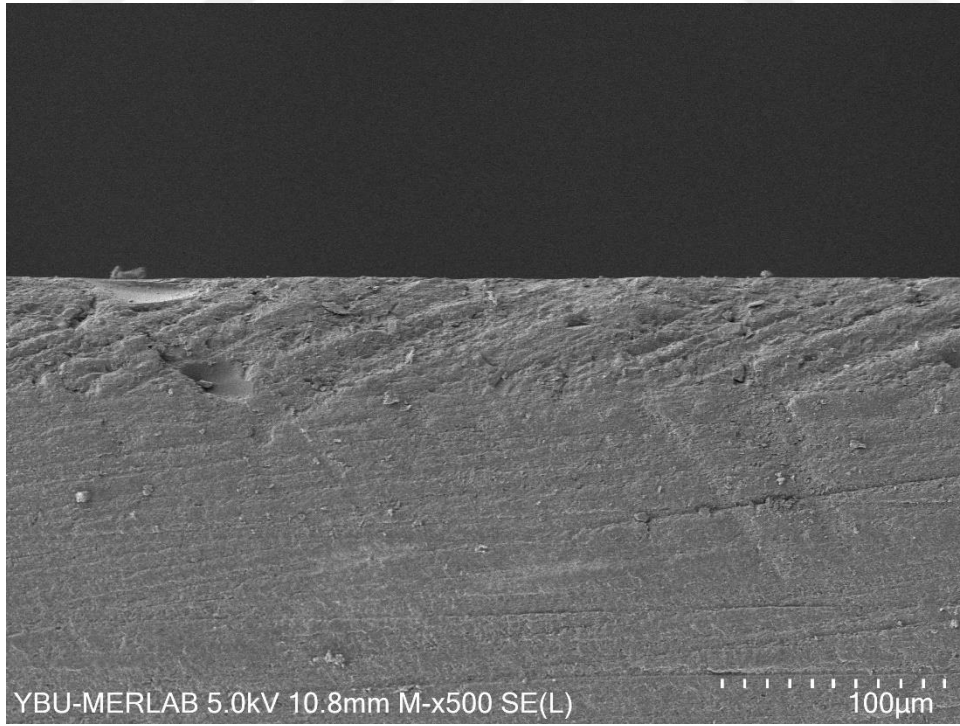
Şekil 4.19. VS ÖO 250 büyütmede kesit görüntüsü



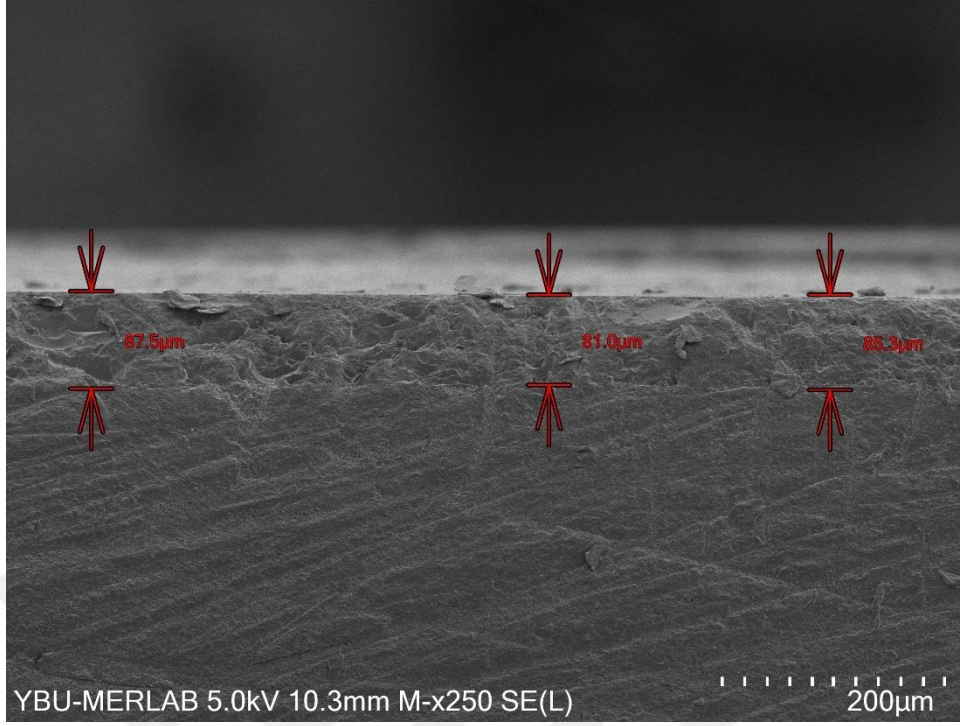
Şekil 4.20. VS ÖO 500 büyütmede kesit görüntüsü



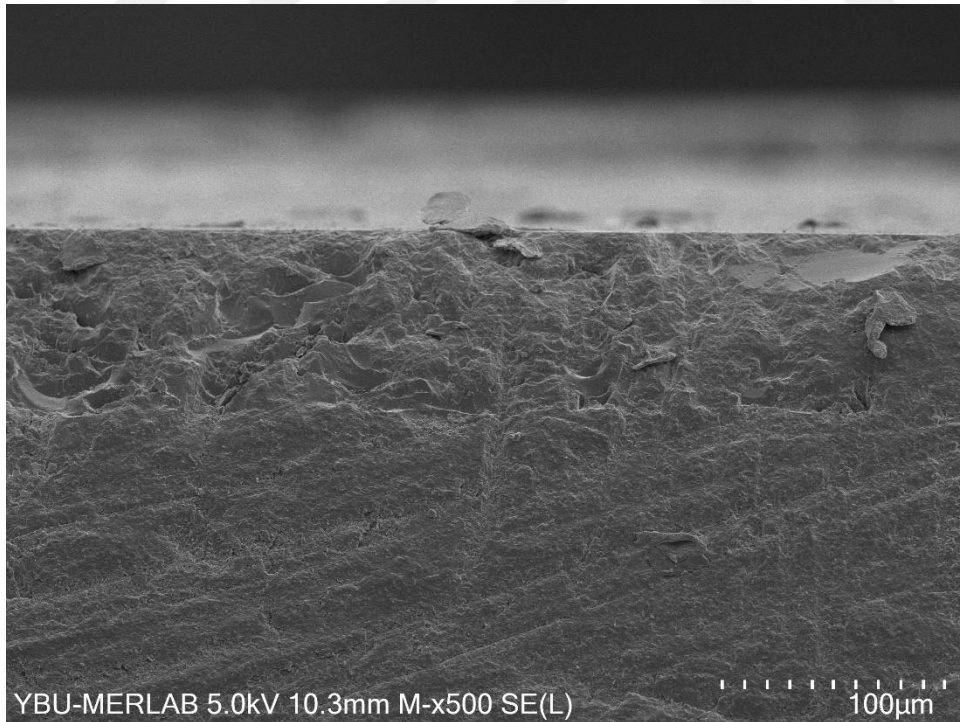
Şekil 4.21. CR ÖO 250 büyütmede kesit görüntüsü



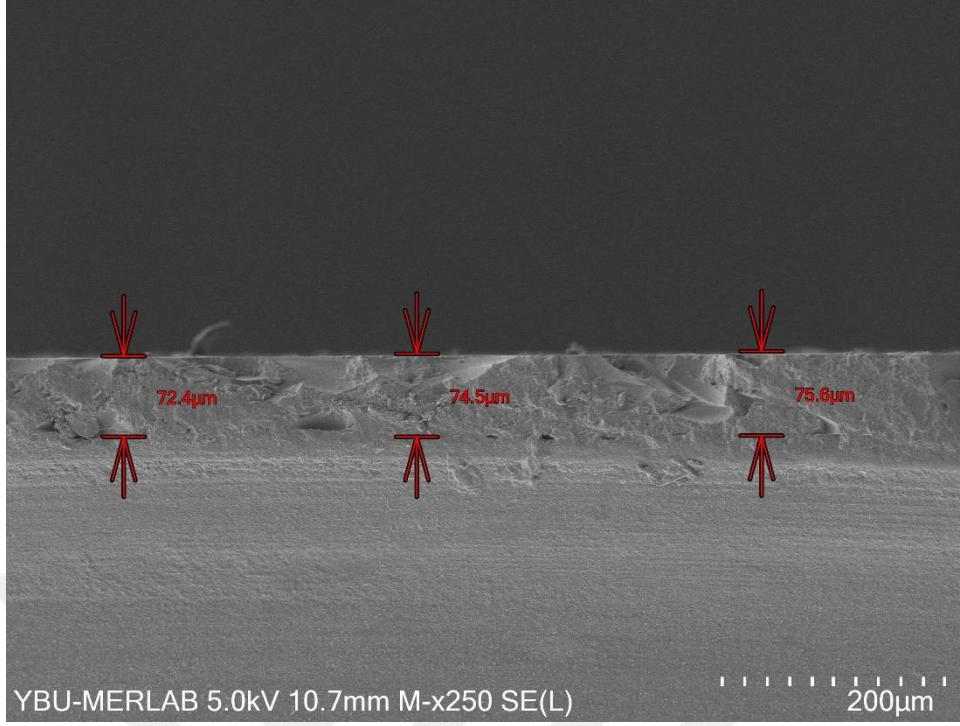
Şekil 4.22 CR ÖO 500 büyütmede kesit görüntüsü



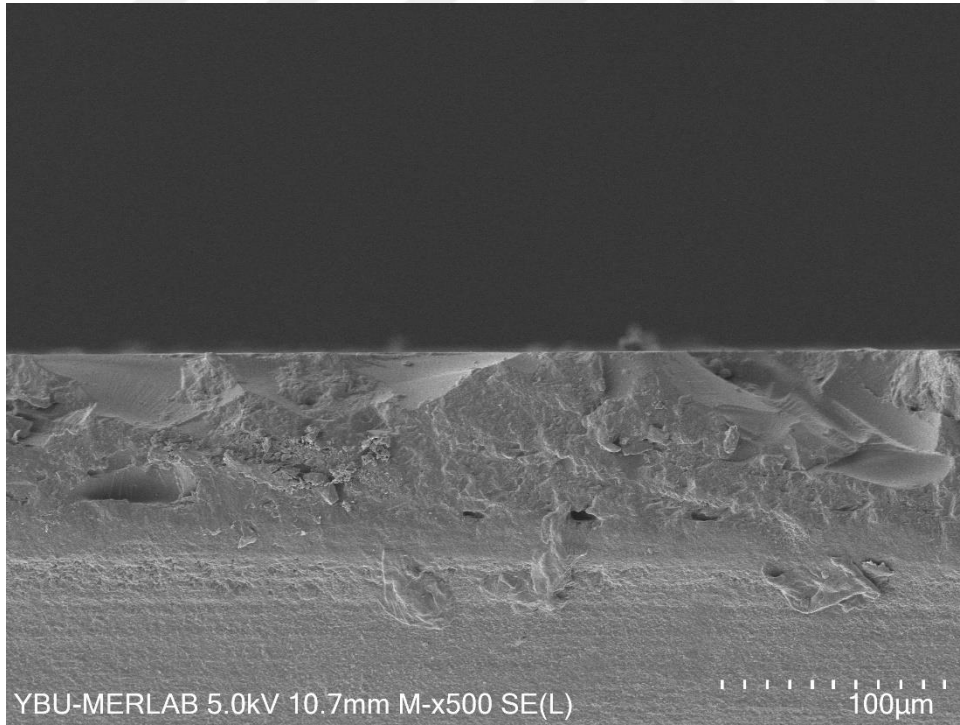
Şekil 4.23. VS SO 250 büyütmede kesit görüntüsü



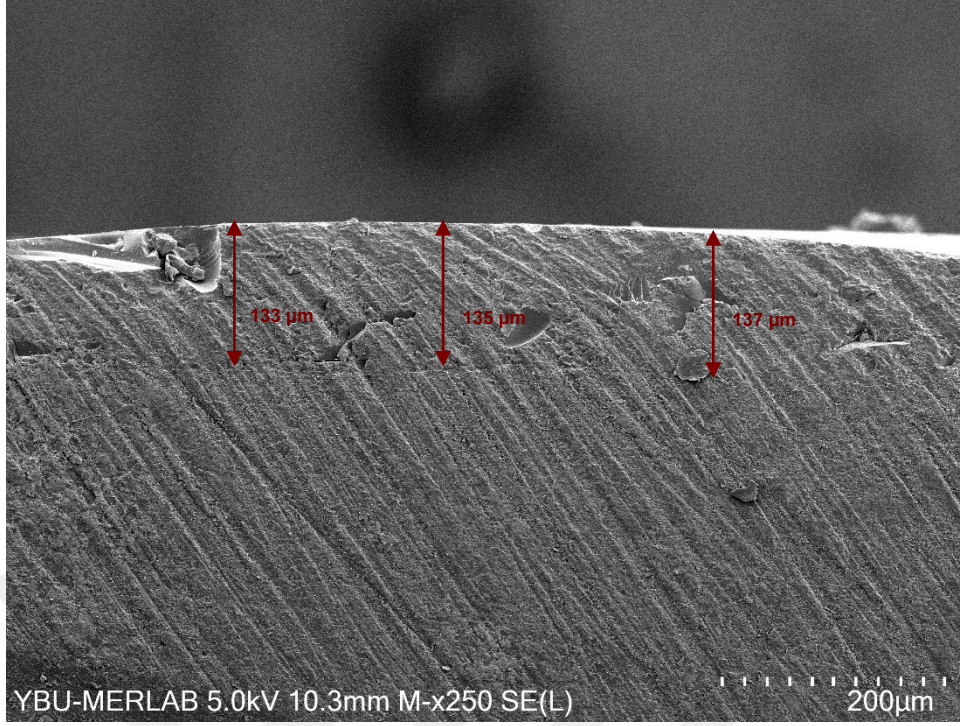
Şekil 4.24. VS SO 500 büyütmede kesit görüntüsü



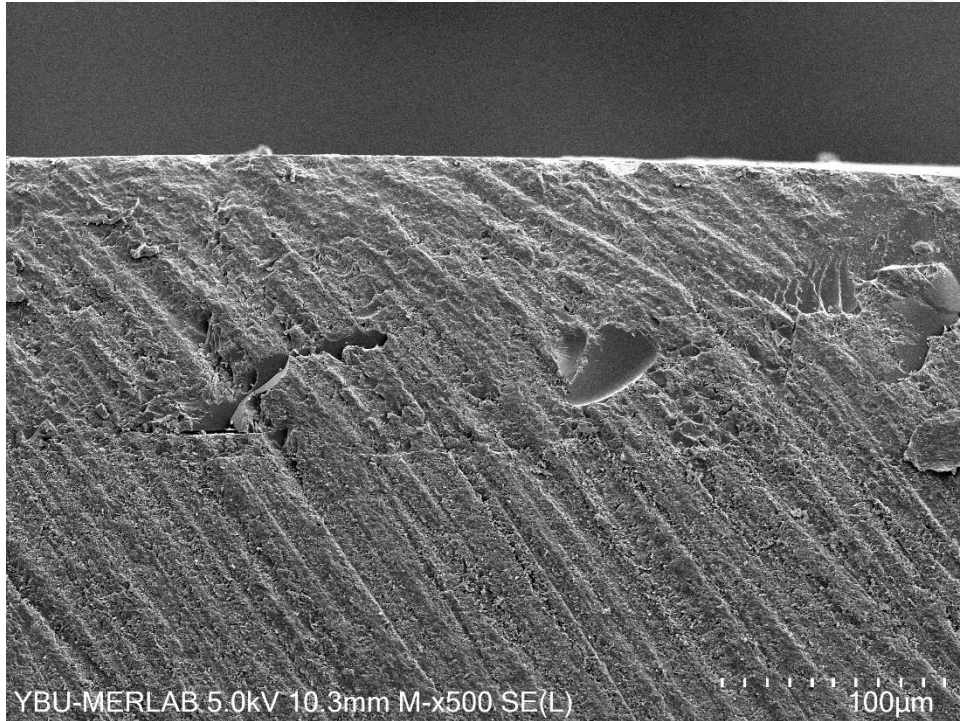
Şekil 4.25. CR SO 250 büyütmede kesit görüntüsü



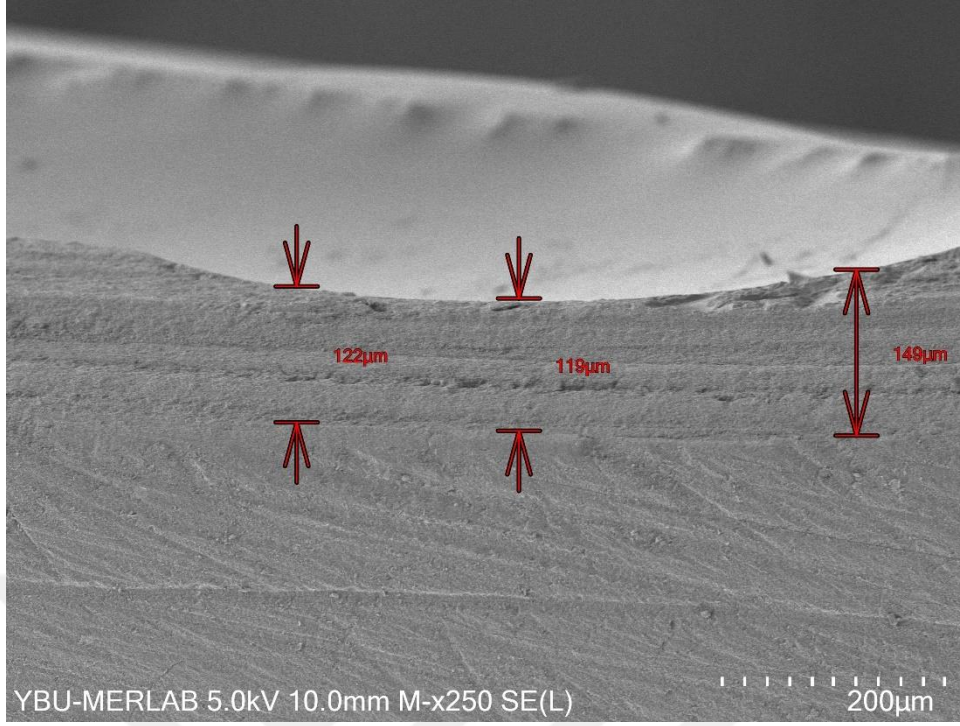
Şekil 4.26. CR SO 250 büyütmede kesit görüntüsü



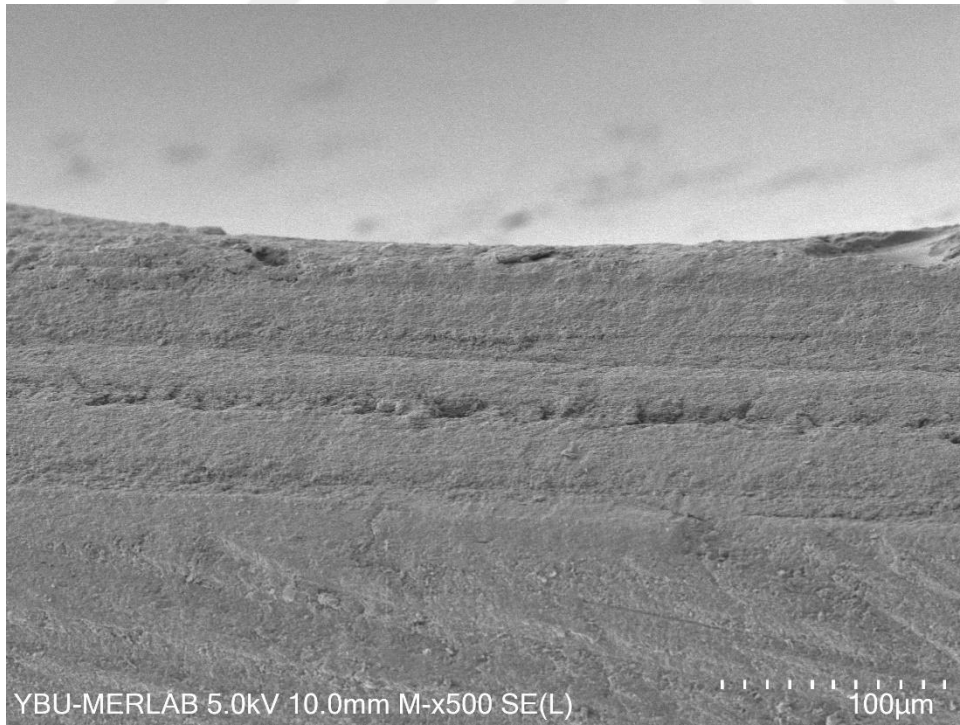
Şekil 4.27. VS ÖOF 250 büyütmede kesit görüntüsü



Şekil 4.28. VS ÖOF 500 büyütmede kesit görüntüsü



Şekil 4.29. CR ÖOF 250 büyütmede kesit görüntüsü



Şekil 4.30. CR ÖOF 500 büyütmede kesit görüntüsü

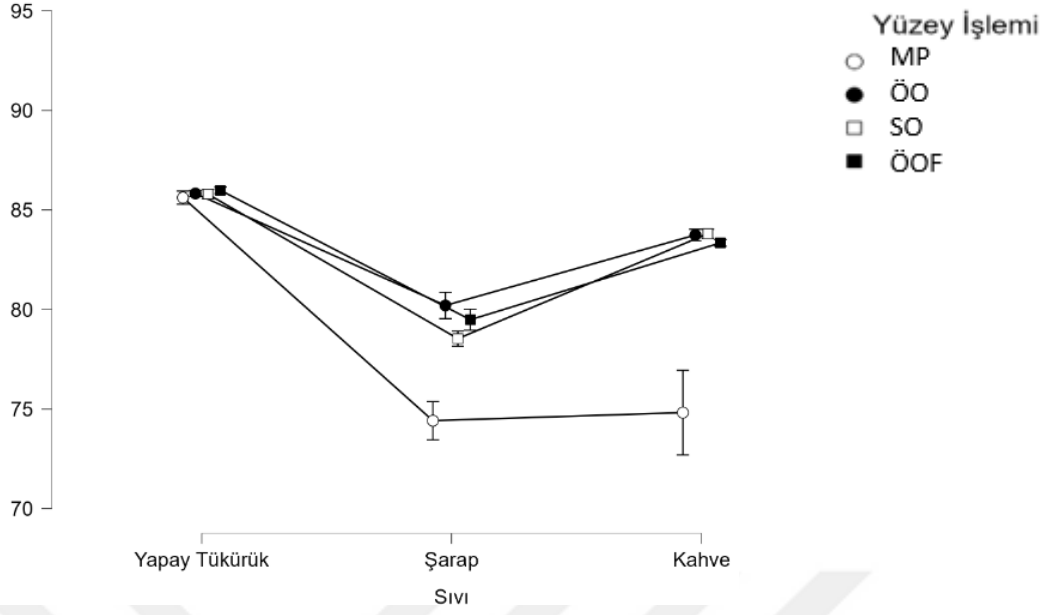
4.2. L DEĞERLERİNİN İSTATİSTİKSEL ANALİZİ

Başlangıç, yaşlandırma sonrası ve 30. gün L değerleri için tanımlayıcı analiz sonuçları sırasıyla Tablo 4.1, Tablo 4.2 ve Tablo 4.3’de gösterildi. Çalışma gruplarındaki L değerlerinin 4 yönlü tekrarlı ölçümlü ANOVA sonuçları Tablo 4.5’de gösterildi.

L değerleri için ölçüm zamanının anlamlı bir etkisi olduğu tespit edildi ($p<0.001$). CR örneklerde VS örneklere göre daha düşük L değerleri belirlendi (Ortalama fark: -2.941, $t=-28.118$, $p<0.001$). Yüzey işlemleri L değerlerindeki değişimi etkilemektedir ($p<0.001$). MP ile ÖO (Ortalama fark: -1.399, $t=-9.457$, $p<0.001$), SO (Ortalama fark: -1.219, $t=-8.240$, $p<0.001$) ve ÖOF (Ortalama fark: -1.229, $t=-8.304$, $p<0.001$) arasında anlamlı fark bulundu. Diğer yüzey işlemleri arasında anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0.05$).

Renklendirici sıvılar açısından, şarapta bekletilen örneklerde (Ortalama fark: 2.524, $t=19.698$, $p<0.001$) ve kahvede bekletilen örneklerde (Ortalama fark: 1.429, $t=11.155$, $p<0.001$) yapay tükürükte bekletilen örneklere göre daha yüksek L değerleri belirlendi. Bunun yanında, kahvede bekletilen örneklerde, şarapta bekletilen örneklere göre daha yüksek L değerleri belirlendi (Ortalama fark: 1.095, $t=-8.543$, $p<0.001$).

Ölçüm zamanı ile 3B daimi restoratif materyaller arasındaki etkileşim anlamlıdır ($p=0.019$). Ölçüm zamanı ile yüzey işlemi değişkeni arasında anlamlı bir etkileşim bulundu ($p<0.001$). Bu bulgu, farklı yüzey işlemlerinin ölçüm zamanına bağlı olarak önemli farklılıklar yarattığını ifade etmektedir. Ölçüm zamanı ile renklendirici sıvı değişkeni arasındaki etkileşim anlamlıdır ($p<0.001$). Aynı zamanda, ölçüm zamanı, yüzey işlemi ve renklendirici sıvı arasındaki üçlü etkileşim de anlamlı bulundu ($p<0.001$) (**Şekil 4.31**). Bu etkileşim farklı yüzey işlemi ve renklendirici sıvı kombinasyonlarının zaman içindeki etkilerinin önemli derecede L değerini etkilediğini göstermektedir.



Şekil 4.31. Renklendirici sıvılara göre L değerlerinin grafiği

3B daimi restoratif materyal ile yüzey işlemi arasında anlamlı bir etkileşim tespit edildi ($p < 0.001$). 3B daimi restoratif materyal ile farklı yüzey işlemleri L değerleri üzerinde önemli farklılıklara yol açmaktadır. Son olarak, yüzey işlemi ile renklendirici sıvı arasındaki etkileşim de anlamlı olup, farklı yüzey işlemlerinde renklendirici sıvıların L değerlerinde anlamlı değişikliğe neden olduğu belirlendi ($p < 0.001$).

3B daimi restoratif materyal, yüzey işlemi ve renklendirici sıvıların L değeri üzerindeki etkisinin değerlendirildiği 3 yönlü ANOVA testi sonuçları Tablo 4.5.'te verildi.

Ölçüm zamanı açısından, başlangıç ile yaşlandırma sonrası arasında anlamlı fark bulundu, yaşlandırma sonrası belirlenen L değerlerinin daha yüksek olduğu belirlendi (Ortalama fark: 1.220, $t = 32.083$, $p < 0.001$). Aynı şekilde, 30. gün L değerleri de başlangıç L değerlerine göre anlamlı şekilde daha yüksek bulundu (Ortalama fark: 4.839, $t = 31.904$, $p < 0.001$). Yaşlandırma sonrası ile 30. gün sonuçları arasında da anlamlı fark tespit edildi (Ortalama fark: 3.619, $t = 23.331$, $p < 0.001$).

Ölçüm zamanı ve yüzey işlemi etkileşimlerinde de anlamlı farklar bulundu olup, MP ile ÖO başlangıç değerleri arasında fark tespit edildi (Ortalama fark: 0.768, $t = 12.716$, $p < 0.001$). Ayrıca MP uygulanan örneklerde 30. Günde yapılan ölçümlerde

ÖO uygulanan örneklerle göre daha yüksek L değerleri belirlendi (Ortalama fark: 8.186, $t=26.798$, $p<0.001$).

3B daimi restoratif materyal ve yüzey işlemi etkileşimleri L değerlerini anlamlı bir şekilde etkiledi ($p<0.001$). CR grubunda MP uygulanan örneklerin ortalama L değeri ÖO (Ortalama fark: -0.956, $t=-4.569$, $p<0.001$), SO (Ortalama fark: -0.611, $t=-2.921$, $p=0.027$) ve ÖOF (Ortalama fark: -0.963, $t=-4.601$, $p<0.001$) uygulanan örneklerin ortalama L değerlerinden düşük olduğu belirlendi. VS grubunda MP uygulanan örneklerin ortalama L değeri ÖO (Ortalama fark: -2.283, $t=-10.912$, $p<0.001$) uygulanan örneklerin ortalama L değerlerinden düşük olduğu belirlendi.

Yüzey işlemleri ile renklendirici sıvılar arasında da anlamlı farklar bulundu ($p<0.001$). MP yüzey işlemine tabi tutulan örneklerde, şarapta bekletilen (Ortalama fark: 3.715, $t=14.498$, $p<0.001$) ve kahvede bekletilen örnekler (Ortalama fark: 3.585, $t=13.990$, $p<0.001$), yapay tükürükte bekletilen örneklerle göre daha yüksek L değerleri belirlendi. ÖO ve SO yüzey işlemleri arasında yapay tükürük açısından anlamlı bir fark bulunmadı ($p=1$). Ancak şarapta bekletilen ÖO ve SO yüzey işlemleri uygulanmış örneklerde anlamlı fark bulundu (Ortalama fark: 2.288, $t=9.780$, $p<0.001$).

Tablo 4.1 Başlangıç L değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri

Yüzey işlemi	3B daimi restoratif materyal	Renklendirici sıvı	Ortalama±Standart Sapma
MP	CR	Yapay tükürük	85.48±0.222
		Şarap	85.327±0.328
		Kahve	85.62±0.269
	VS	Yapay tükürük	88.973±0.463
		Şarap	88.983±0.217
		Kahve	89.06±0.266
ÖO	CR	Yapay tükürük	84.623±0.413
		Şarap	84.78±0.157
		Kahve	84.863±0.22
	VS	Yapay tükürük	88.27±0.178
		Şarap	88.077±0.241
		Kahve	88.223±0.204
SO	CR	Yapay tükürük	84.57±0.306
		Şarap	84.64±0.252
		Kahve	84.55±0.238
	VS	Yapay tükürük	88.08±0.142
		Şarap	88.233±0.157
		Kahve	88.017±0.602
ÖOF	CR	Yapay tükürük	84.77±0.544
		Şarap	84.91±0.372
		Kahve	85.04±0.424
	VS	Yapay tükürük	88.283±0.556
		Şarap	87.93±0.218
		Kahve	88.04±0.309

Tablo 4.2. Yaşlandırma sonrası L değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri

Yüzey işlemi	3B daimi restoratif materyal	Renklendirici sıvı	Ortalama±Standart Sapma
MP	CR	Yapay tükürük	84.49±0.614
		Şarap	84.573±0.667
		Kahve	84.443±0.902
	VS	Yapay tükürük	86.363±0.791
		Şarap	86.537±0.603
		Kahve	86.267±0.749
ÖO	CR	Yapay tükürük	83.787±0.536
		Şarap	84.207±0.424
		Kahve	83.9±0.337
	VS	Yapay tükürük	86.903±0.433
		Şarap	86.76±0.648
		Kahve	87.08±0.301
SO	CR	Yapay tükürük	83.81±0.431
		Şarap	84.067±0.247
		Kahve	83.85±0.277
	VS	Yapay tükürük	87.41±0.195
		Şarap	87.493±0.146
		Kahve	86.783±0.538
ÖOF	CR	Yapay tükürük	83.35±0.65
		Şarap	83.62±0.383
		Kahve	84.29±0.362
	VS	Yapay tükürük	86.867±0.294
		Şarap	86.483±0.246
		Kahve	86.723±0.294

Tablo 4.3. 30. Gün L değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri

Yüzey işlemi	3B daimi restoratif materyal	Renklendirici sıvı	Ortalama±Standart Sapma
MP	CR	Yapay tükürük	84.573±0.986
		Şarap	74.697±2.353
		Kahve	73.443±6.663
	VS	Yapay tükürük	86.667±0.792
		Şarap	74.14±3.147
		Kahve	76.203±7.128
ÖO	CR	Yapay tükürük	84.393±0.236
		Şarap	78.027±1.174
		Kahve	82.67±0.694
	VS	Yapay tükürük	87.26±0.438
		Şarap	82.383±2.692
		Kahve	84.817±0.752
SO	CR	Yapay tükürük	84.103±0.838
		Şarap	76.717±1.196
		Kahve	81.84±0.62
	VS	Yapay tükürük	87.487±0.33
		Şarap	80.36±1.317
		Kahve	85.773±0.948
ÖOF	CR	Yapay tükürük	84.24±0.263
		Şarap	79.073±0.846
		Kahve	82.017±0.297
	VS	Yapay tükürük	87.737±0.432
		Şarap	79.903±1.702
		Kahve	84.677±0.599

Tablo 4.4. L değerleri için tekrarlı ölçüm ANOVA bulgular

Durumlar	Küresellik Düzeltmesi	Kareler Toplamı	df	Ortalama Kare	F	p
Ölçüm Zamanı	Greenhouse-Geisser	3040.425	1.093	2782.763	783.364	< 0.001
Ölçüm Zamanı *Yüzey işlemi	Greenhouse-Geisser	803.924	3.278	245.265	69.044	< 0.001
Ölçüm Zamanı * 3B daimi restoratif materyal	Greenhouse-Geisser	20.879	1.093	19.110	5.380	0.019
Ölçüm Zamanı *Renklendirici sıvı	Greenhouse-Geisser	1586.020	2.185	725.806	204.319	< 0.001
Ölçüm Zamanı *Yüzey işlemi * 3B daimi restoratif materyal	Greenhouse-Geisser	24.058	3.278	7.340	2.066	0.100
Ölçüm Zamanı *Yüzey işlemi *Renklendirici sıvı	Greenhouse-Geisser	388.384	6.556	59.245	16.678	< 0.001
Ölçüm Zamanı * 3B daimi restoratif materyal * Renklendirici sıvı	Greenhouse-Geisser	6.013	2.185	2.752	0.775	0.472
Ölçüm Zamanı * Yüzey işlemi * 3B daimi restoratif materyal * Renklendirici sıvı	Greenhouse-Geisser	40.887	6.556	6.237	1.756	0.102

Tablo 4.5. Yüzey işlemleri, 3B daimi restoratif materyal ve renklendirici sıvıların L değeri üzerindeki etkisinin değerlendirildiği 3 yönlü ANOVA testi

Durumlar	Kareler Toplamı	df	Ortalama Kare	F	p
Yüzey işlemleri	225.647	3	75.216	38.183	< 0.001
3B daimi restoratif materyal	1557.416	1	1557.416	790.621	< 0.001
Renklendirici sıvı	768.796	2	384.398	195.139	< 0.001
Yüzey işlemleri* 3B daimi restoratif materyal	36.552	3	12.184	6.185	< 0.001
Yüzey işlemleri* Renklendirici sıvı	190.766	6	31.794	16.140	< 0.001
3B daimi restoratif materyal * Renklendirici sıvı	6.235	2	3.117	1.582	0.208
Yüzey işlemleri * 3B daimi restoratif materyal * Renklendirici sıvı	16.480	6	2.747	1.394	0.218

Tablo 4.6. L değerleri için varsayım değerlendirmesi

	Mauchly's W	Yaklaşık X ²	df	p-değeri	Greenhouse-Geisser ε	Huynh-Feldt ε	Alt Sınır ε
Ölçüm Zamanı	0.169	381.616	2	<0.001	0.546	0.547	0.500

4.3. a DEĞERLERİNİN İSTATİSTİKSEL ANALİZİ

Başlangıç, yaşlandırma sonrası ve 30. gün a değerleri için yapılan tanımlayıcı analiz sonuçları Tablo 4.7, Tablo 4.8 ve Tablo 4.9’da gösterildi. Çalışma gruplarındaki a değerlerinin 4 yönlü tekrarlı ölçümlü ANOVA sonuçları Tablo 4.10’da gösterildi.

a değerleri için ölçüm zamanı değişkeni arasında anlamlı bir etkisi olduğu tespit edildi ($p<0.001$). Ölçüm zamanı açısından, başlangıç ile yaşlandırma sonrası arasında anlamlı fark bulundu, yaşlandırma sonrası belirlenen a değerleri daha düşüktü (Ortalama fark: -0.528, $t=-32.111$, $p<0.001$). Aynı şekilde, 30. gün a değerleri de başlangıç a değerlerine göre anlamlı biçimde daha düşük bulundu (Ortalama fark: -2.140, $t=-41.706$, $p<0.001$). Yaşlandırma sonrası ile 30. gün sonuçları arasında da anlamlı fark tespit edildi (Ortalama fark: -1.612, $t=-32.802$, $p<0.001$).

CR örneklerde VS örneklerle göre daha düşük a değerleri belirlendi (Ortalama fark: -0.350, $t=-10.261$, $p<0.001$). Yüzey işlemleri a değerlerindeki değişimi etkilemektedir ($p<0.001$). MP ile ÖO (Ortalama fark: 0.789, $t=16.343$, $p<0.001$), SO (Ortalama fark: 0.727, $t=15.052$, $p<0.001$) ve ÖOF (Ortalama fark: 0.831, $t=17.213$, $p<0.001$) arasında anlamlı fark bulundu. Diğer yüzey işlemleri arasında anlamlı bir fark bulunmadı ($p=0.095$).

Renklendirici sıvılar açısından, şarapta bekletilen örneklerde (Ortalama fark -1.149 $t=-27.471$, $p<0.001$) ve kahvede bekletilen örneklerde (Ortalama fark: -0.295, $t=-7.058$, $p<0.001$) yapay tükürükte bekletilen örneklerle göre daha yüksek a değerleri belirlendi yapay tükürükte bekletilen örneklerle göre daha yüksek sonuçlar verdi. Bunun yanında, kahvede bekletilen örneklerde, şarapta bekletilen örneklerle göre daha yüksek a değerleri belirlendi (Ortalama fark: 0.854, $t=20.412$, $p<0.001$).

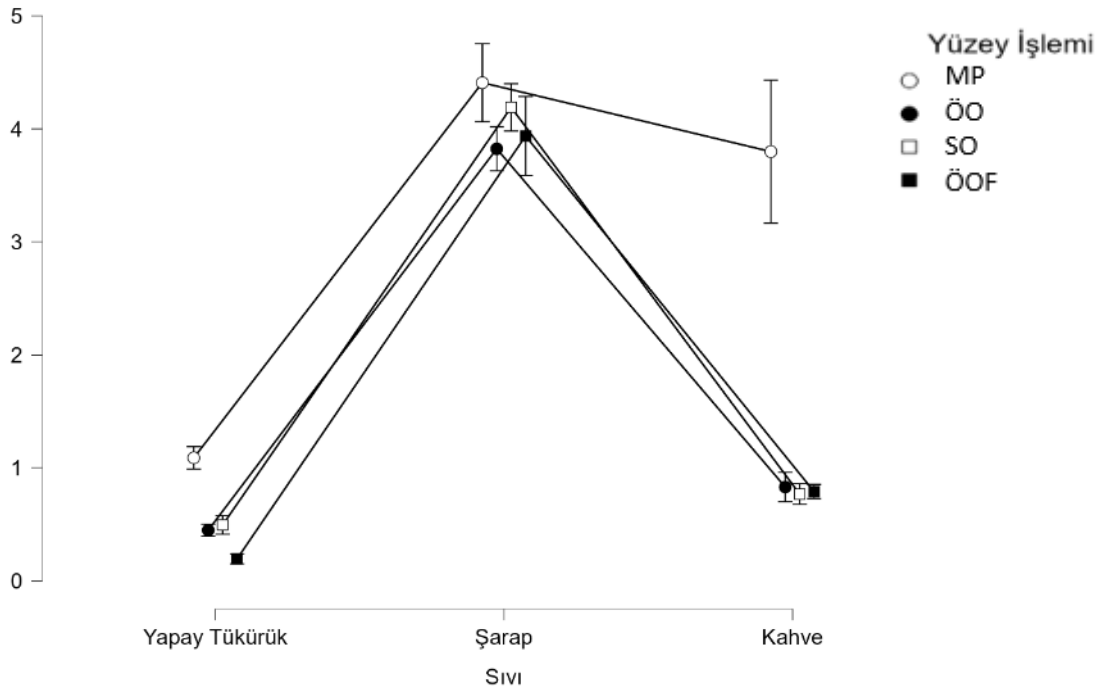
Yüzey işlemi, 3B daimi restoratif materyal ve renklendirici sıvıların a değeri üzerindeki etkisinin değerlendirildiği 3 yönlü ANOVA testi sonuçları Tablo 4.11’de verildi.

Ölçüm zamanı ile 3B daimi restoratif materyal arasındaki etkileşim anlamlıdır ($p=0.027$) ölçüm zamanı ile yüzey işlemi değişkeni arasında anlamlı bir etkileşim bulundu ($p<0.001$). Bu bulgu, farklı yüzey işlemlerinin ölçüm zamanına bağlı olarak önemli farklılıklar yarattığını ifade etmektedir. Ölçüm zamanı ile renklendirici sıvılar

değişkeni arasındaki etkileşim anlamlıdır ($p<0.001$). Aynı zamanda, ölçüm zamanı, yüzey işlemi ve renklendirici sıvı arasındaki üçlü etkileşim de anlamlı bulundu ($p=0.032$) (Şekil 4.32). Bu etkileşim farklı yüzey işlemi ve renklendirici sıvı kombinasyonlarının zaman içindeki etkilerinin önemli derecede a değerini etkilediğini göstermektedir.

3B daimi restoratif materyal ile Yüzey işlemi arasında anlamlı bir etkileşim tespit edildi ($p<0.001$). Farklı yüzey işlemleri 3B daimi restoratif materyalin a değerleri üzerinde önemli farklılıklara yol açmaktadır.

Yüzey işlemleri ile renklendirici sıvılar arasında da anlamlı farklar bulundu ($p<0.001$). Yapay tükürükte bekletilen örneklerden MP ve ÖO uygulanan örnekler arasında anlamlı fark bulundu (Ortalama fark: 0.538, $t=6.431$, $p<0.001$). MP ile ÖOF uygulanan örneklerden şarapta (Ortalama fark: -1.062, $t=-12.702$, $p<0.001$) ve kahvede (Ortalama fark: -0.864, $t=-10.330$, $p<0.001$) bekletilenler arasındaki fark oldukça anlamlıdır. Ayrıca kahvede bekletilen örneklerden SO ile ÖOF uygulanan örnekler arasındaki fark anlamlıdır (Ortalama fark: 0.485, $t=5.799$, $p<0.001$).



Şekil 4.32. Renklendirici sıvılara göre a değerlerinin grafiği

Tablo 4.7. Başlangıç a değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri

Yüzey işlemi	3B daimi restoratif materyal	Renklendirici sıvı	Ortalama±Standart Sapma
MP	CR	Yapay Tükürük	0.027±0.107
		Şarap	0.04±0.126
		Kahve	0.083±0.139
	VS	Yapay Tükürük	0.24±0.169
		Şarap	0.123±0.085
		Kahve	0.097±0.17
ÖÖ	CR	Yapay Tükürük	-0.377±0.11
		Şarap	-0.307±0.133
		Kahve	-0.39±0.155
	VS	Yapay Tükürük	0.147±0.091
		Şarap	0.067±0.068
		Kahve	0.06±0.062
SO	CR	Yapay Tükürük	-0.377±0.436
		Şarap	-0.283±0.127
		Kahve	-0.227±0.113
	VS	Yapay Tükürük	0.083±0.1
		Şarap	-0.003±0.112
		Kahve	-0.067±0.117
ÖÖF	CR	Yapay Tükürük	-0.183±0.177
		Şarap	-0.387±0.653
		Kahve	-0.26±0.098
	VS	Yapay Tükürük	0.043±0.063
		Şarap	0.003±0.177
		Kahve	0.033±0.104

Tablo 4.8. Yaşlandırma sonrası a değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri

Yüzey işlemi	3B daimi restoratif materyal	Renklendirici sıvı	Ortalama±Standart Sapma
MP	CR	Yapay Tükürük	0.767±0.224
		Şarap	0.76±0.293
		Kahve	0.85±0.29
	VS	Yapay Tükürük	1.34±0.236
		Şarap	1.183±0.313
		Kahve	1.107±0.241
ÖO	CR	Yapay Tükürük	0.263±0.191
		Şarap	0.073±0.159
		Kahve	0.137±0.167
	VS	Yapay Tükürük	0.393±0.165
		Şarap	0.417±0.169
		Kahve	0.317±0.048
SO	CR	Yapay Tükürük	0.423±0.134
		Şarap	0.358±0.112
		Kahve	0.327±0.102
	VS	Yapay Tükürük	0.387±0.116
		Şarap	0.263±0.071
		Kahve	0.333±0.13
ÖOF	CR	Yapay Tükürük	-0.04±0.178
		Şarap	0.077±0.213
		Kahve	-0.153±0.083
	VS	Yapay Tükürük	0.387±0.061
		Şarap	0.443±0.105
		Kahve	0.44±0.117

Tablo 4.9. 30. gün a değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri

Yüzey işlemi	3B daimi restoratif materyal	Renklendirici sıvı	Ortalama±Standart Sapma
MP	CR	Yapay Tükürük	0.79±0.232
		Şarap	3.71±0.896
		Kahve	3.967±2.199
	VS	Yapay Tükürük	1.387±0.339
		Şarap	5.107±1.041
		Kahve	3.63±1.807
ÖO	CR	Yapay Tükürük	0.203±0.17
		Şarap	3.573±0.65
		Kahve	0.503±0.332
	VS	Yapay Tükürük	0.693±0.147
		Şarap	4.073±0.646
		Kahve	1.157±0.375
SO	CR	Yapay Tükürük	0.59±0.163
		Şarap	3.877±0.638
		Kahve	0.897±0.2
	VS	Yapay Tükürük	0.4±0.126
		Şarap	4.503±0.64
		Kahve	0.64±0.284
ÖOF	CR	Yapay Tükürük	0.067±0.171
		Şarap	2.97±0.387
		Kahve	0.637±0.138
	VS	Yapay Tükürük	0.323±0.097
		Şarap	4.903±0.996
		Kahve	0.943±0.229

Tablo 4.10. a değeri için tekrarlı ölçümlü ANOVA bulguları

Durum	Küresellik Düzeltmesi	Kareler Toplamı	df	Ortalama Kare	F	p
Ölçüm Zamanı	Greenhouse-Geisser	596.524	1.160	514.060	1402.099	< 0.001
Ölçüm Zamanı * Yüzey İşlemi	Greenhouse-Geisser	30.265	3.481	8.694	23.712	< 0.001
Ölçüm Zamanı * 3B daimi restoratif materyal	Greenhouse-Geisser	1.982	1.160	1.708	4.660	0.027
Ölçüm Zamanı * Renklendirici sıvı	Greenhouse-Geisser	360.896	2.321	155.503	424.134	< 0.001
Ölçüm Zamanı * Yüzey İşlemi * 3B daimi restoratif materyal	Greenhouse-Geisser	3.602	3.481	1.035	2.822	0.032
Ölçüm Zamanı * Yüzey İşlemi * Renklendirici sıvı	Greenhouse-Geisser	41.034	6.963	5.894	16.075	< 0.001
Ölçüm Zamanı * 3B daimi restoratif materyal * Renklendirici sıvı	Greenhouse-Geisser	7.905	2.321	3.406	9.290	< 0.001
Ölçüm Zamanı * Yüzey İşlemi * 3B daimi restoratif materyal * Renklendirici sıvı	Greenhouse-Geisser	4.981	6.963	0.715	1.951	0.063

Tablo 4.11. Yüzey işlemleri, 3B daimi restoratif materyal ve renklendirici sıvıların a değeri üzerindeki etkisinin değerlendirildiği 3 yönlü ANOVA testi

	Kareler Toplamı	df	Ortalama Kare	F	p
Yüzey İşlemi	83.616	3	27.872	132.842	< 0.001
3B daimi restoratif materyal	22.092	1	22.092	105.294	< 0.001
Renklendirici sıvı	170.804	2	85.402	407.041	< 0.001
Yüzey İşlemi * 3B daimi restoratif materyal	4.314	3	1.438	6.854	< 0.001
Yüzey İşlemi * Renklendirici sıvı	20.766	6	3.461	16.495	< 0.001
3B daimi restoratif materyal * Renklendirici sıvı	4.034	2	2.017	9.613	< 0.001
Yüzey İşlemi * 3B daimi restoratif materyal * Renklendirici sıvı	3.202	6	0.534	2.544	0.021

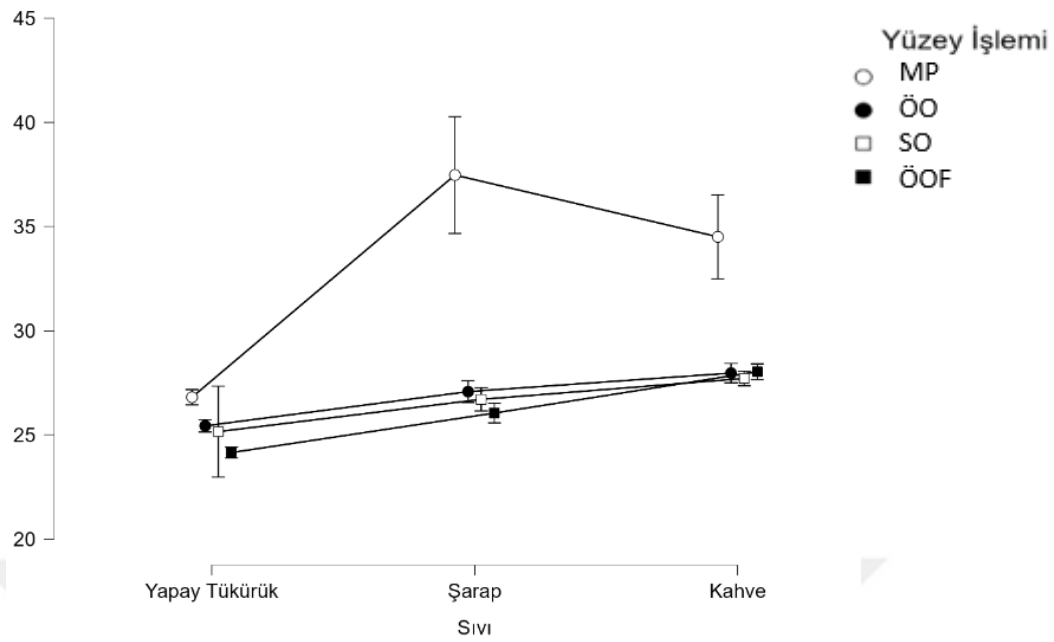
4.4. b DEĞERLERİNİN İSTATİSTİKSEL ANALİZİ

Başlangıç, yaşlandırma sonrası ve 30. gün b değerleri için tanımlayıcı analiz sonuçları Tablo 4.12, Tablo 4.13 ve Tablo 4.14’da gösterildi. Çalışma gruplarındaki b değerlerinin 4 yönlü tekrarlı ölçümlü ANOVA sonuçları Tablo 4.15’de gösterildi. b değerleri için ölçüm zamanı değişkeninin anlamlı bir etkisi olduğu tespit edildi ($p<0.001$).

CR örneklerde VS örneklere göre daha yüksek b değerleri belirlendi (ortalama fark: 5.179, SE: 0.236, $t=21.932$, $p<0.001$). Yüzey işlemleri karşılaştırmalarında ise MP uygulanan grup ile ÖO (ortalama fark: 2.864, SE: 0.334, $t=8.578$, $p<0.001$), SO (ortalama fark: 2.435, SE: 0.334, $t=7.292$, $p<0.001$) ve ÖOF (ortalama fark: 3.736, SE: 0.334, $t=11.187$, $p<0.001$) uygulanan örnekler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar tespit edildi. Bu bulgular, MP’nin diğer yüzey işlemlerine kıyasla önemli ölçüde farklı sonuçlar verdiğini göstermektedir.

Renklendirici sıvılar açısından yapay tükürükte bekletilen örneklerde, şarapta (ortalama fark: -1.062, SE: 0.289, $t=-3.673$, $p<0.001$) ve kahvede (ortalama fark: -1.094, SE: 0.289, $t=-3.783$, $p<0.001$) bekletilen örneklere göre daha düşük b değerleri tespit edildi. Ancak şarapta bekletilen örnekler ile kahvede bekletilen örnekler arasında b değerleri açısından anlamlı bir fark bulunmadı ($p=0.913$). Bu sonuçlar, renklendirici sıvıların yüzeyler üzerindeki etkilerinin farklılaştığını göstermektedir.

Ayrıca Ölçüm zamanı ile 3B daimi restoratif materyal arasındaki etkileşim de anlamlıdır ($p<0.001$). Ölçüm zamanı ile yüzey işlemi arasındaki etkileşim anlamlıdır ($p<0.001$). Bu bulgu, farklı yüzey işlemlerinin ölçüm zamanına bağlı olarak önemli farklılıklar yarattığını ifade etmektedir. Ölçüm zamanı ile renklendirici sıvılar değişkeni arasındaki etkileşim de anlamlıdır ($p<0.001$) (**Şekil 4.33**). Aynı zamanda, ölçüm zamanı, yüzey işlemi ve renklendirici sıvı arasındaki üçlü etkileşim de anlamlı bulundu ($p<0.001$). Bu etkileşim farklı yüzey işlemi ve renklendirici sıvı kombinasyonlarının zaman içindeki etkilerinin önemli derecede b değerini etkilediğini göstermektedir.



Şekil 4.33. Renklendirici sıvılara göre b değerlerinin grafiği

Yüzey işlemi, 3B daimi restoratif materyal ve renklendirici sıvıların b değeri üzerindeki etkisinin değerlendirildiği 3 yönlü ANOVA testi sonuçları Tablo 4.16’de verildi.

b değerleri ölçüm zamanı açısından incelendiğinde, başlangıç ile yaşlandırma sonrası arasında anlamlı bir fark tespit edilmedi ($p=0.084$). Ancak 30. gün kaydedilen ölçümler ile başlangıçta ölçülen b değerleri (ortalama fark: -2.452, SE: 0.215, $t=-11.387$, $p<0.001$) ve yaşlandırma sonrası ölçülen b değerleri (ortalama fark: -2.906, SE: 0.338, $t=-8.590$, $p<0.001$) arasında istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edildi. Bu sonuçlar, zamanla ölçülen b değerlerin anlamlı şekilde değiştiğini göstermektedir.

Ölçüm zamanı ile uygulanan yüzey işleminin etkileşimi incelendiğinde önemli değişiklikler tespit edildi. Başlangıç zamanında yapılan ölçümlerde mekanik polisaj uygulanan örnekler ile ÖO (ortalama fark: 1.134, SE: 0.141, $t=8.029$, $p<0.001$), SO (ortalama fark: 0.646, SE: 0.141, $t=4.569$, $p<0.001$) ve ÖOF (ortalama fark: 1.958, SE: 0.141, $t=13.861$, $p<0.001$) uygulanan örnekler arasında b değerleri incelendiğinde istatistiksel olarak anlamlı farklar görüldü. Ayrıca 30. günde yapılan ölçümlerde MP ile ÖOF uygulanan örnekler arasında b değerlerindeki fark oldukça büyük ve anlamlıdır (ortalama fark: -6.356, SE: 0.431, $t=-14.759$, $p<0.001$). Bunun yanında ÖO ile ÖOF

arasında 30. gün itibarıyla anlamlı bir fark bulunmadı ($p=1$). Bu bulgular, yüzey işlemlerinin zamanla farklı performanslar gösterdiğini anlamaya yardımcı olmaktadır.

Uygulanan yüzey işlemleri ve renklendirici sıvı etkileşimleri incelendiğinde, MP ile ÖOF uygulanan örnekler arasında şarapta (ortalama fark: -5.962, SE: 0.578, $t=-10.307$, $p<0.001$) ve kahvede (ortalama fark: -4.777, SE: 0.578, $t=-8.259$, $p<0.001$) bekletilen örneklerde istatistiksel olarak anlamlı farklar tespit edildi. Ancak yapay tükürük içerisinde bekletilen örneklerden MP ile ÖO uygulanan örnekler arasında anlamlı bir fark bulunmadı ($p=0.737$). Bu bulgular, renklendirici sıvılarla yüzey işlemleri arasındaki etkileşimin ölçüm sonuçlarını önemli ölçüde etkilediğini göstermektedir.

Tablo 4.12. Başlangıç b değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri

Yüzey işlemi	3B daimi restoratif materyal	Renklendirici sıvı	Ortalama±Standart Sapma
MP	CR	Yapay Tükürük	30.303±0.816
		Şarap	30.06±0.47
		Kahve	29.543±0.774
	VS	Yapay Tükürük	23.137±0.987
		Şarap	23.457±1.155
		Kahve	22.937±1.168
ÖÖ	CR	Yapay Tükürük	28.803±0.45
		Şarap	28.733±0.439
		Kahve	28.753±0.54
	VS	Yapay Tükürük	22.09±0.636
		Şarap	22.09±0.487
		Kahve	22.16±0.379
SO	CR	Yapay Tükürük	29.393±1.558
		Şarap	29.54±0.828
		Kahve	29.037±0.537
	VS	Yapay Tükürük	22.167±0.381
		Şarap	22.8±0.804
		Kahve	22.627±0.858
ÖÖF	CR	Yapay Tükürük	28.197±0.596
		Şarap	27.6±0.79
		Kahve	27.82±0.845
	VS	Yapay Tükürük	21.157±0.658
		Şarap	21.32±0.559
		Kahve	21.593±0.61

Tablo 4.13. Yaşlandırma sonrası b değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri

Yüzey işlemi	3B daimi restoratif materyal	Renklendirici sıvı	Ortalama±Standart Sapma
MP	CR	Yapay Tükürük	28.623±0.502
		Şarap	28.763±0.658
		Kahve	28.713±0.671
	VS	Yapay Tükürük	23.963±0.612
		Şarap	23.573±0.466
		Kahve	23.487±0.586
ÖO	CR	Yapay Tükürük	27.367±0.595
		Şarap	27.557±0.344
		Kahve	27.557±0.373
	VS	Yapay Tükürük	22.41±0.444
		Şarap	22.17±0.555
		Kahve	21.917±0.383
SO	CR	Yapay Tükürük	27.927±0.543
		Şarap	27.707±0.595
		Kahve	27.693±0.386
	VS	Yapay Tükürük	28.03±19.543
		Şarap	21.91±0.344
		Kahve	22.323±0.58
ÖOF	CR	Yapay Tükürük	25.943±0.74
		Şarap	26.277±0.76
		Kahve	26.19±0.687
	VS	Yapay Tükürük	21.423±0.479
		Şarap	21.373±0.448
		Kahve	21.523±0.367

Tablo 4.14. 30. Gün b değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri

Yüzey işlemi	3B daimi restoratif materyal	Renklendirici sıvı	Ortalama±Standart Sapma
MP	CR	Yapay Tükürük	29.087±0.556
		Şarap	38.687±5.933
		Kahve	37.853±7.358
	VS	Yapay Tükürük	24.533±0.788
		Şarap	36.257±11.867
		Kahve	31.157±6.062
ÖÖ	CR	Yapay Tükürük	27.537±0.758
		Şarap	28.727±0.633
		Kahve	29.843±0.57
	VS	Yapay Tükürük	23.337±0.277
		Şarap	25.43±1.309
		Kahve	26.093±0.927
SO	CR	Yapay Tükürük	27.977±0.965
		Şarap	28.357±0.723
		Kahve	29.93±0.596
	VS	Yapay Tükürük	22.34±0.409
		Şarap	25.057±0.919
		Kahve	25.49±0.757
ÖÖF	CR	Yapay Tükürük	26.443±0.636
		Şarap	27.73±0.923
		Kahve	29.9±0.658
	VS	Yapay Tükürük	21.863±0.434
		Şarap	24.37±0.633
		Kahve	26.167±0.561

Tablo 4.15. b değerleri için tekrarlı ölçümler ANOVA değerleri

	Küresellik Düzeltilmesi	Kareler Toplamı	df	Ortalama Kare	F	p
Ölçüm Zamanı	Greenhouse- Geisser	1173.028	1.567	748.367	63.991	< 0.001
Ölçüm Zamanı * Yüzey İşlemi	Greenhouse- Geisser	848.504	4.702	180.443	15.429	< 0.001
Ölçüm Zamanı * 3B daimi restoratif materyal	Greenhouse- Geisser	212.935	1.567	135.848	11.616	< 0.001
Ölçüm Zamanı * Renklendirici sıvı	Greenhouse- Geisser	725.256	3.135	231.349	19.782	< 0.001
Ölçüm Zamanı * Yüzey İşlemi * 3B daimi restoratif materyal	Greenhouse- Geisser	24.564	4.702	5.224	0.447	0.805
Ölçüm Zamanı * Yüzey İşlemi * Renklendirici sıvı	Greenhouse- Geisser	434.592	9.405	46.210	3.951	< 0.001
Ölçüm Zamanı * 3B daimi restoratif materyal * Renklendirici sıvı	Greenhouse- Geisser	72.893	3.135	23.252	1.988	0.113
Ölçüm Zamanı * Yüzey İşlemi * 3B daimi restoratif materyal * Renklendirici sıvı	Greenhouse- Geisser	77.336	9.405	8.223	0.703	0.713

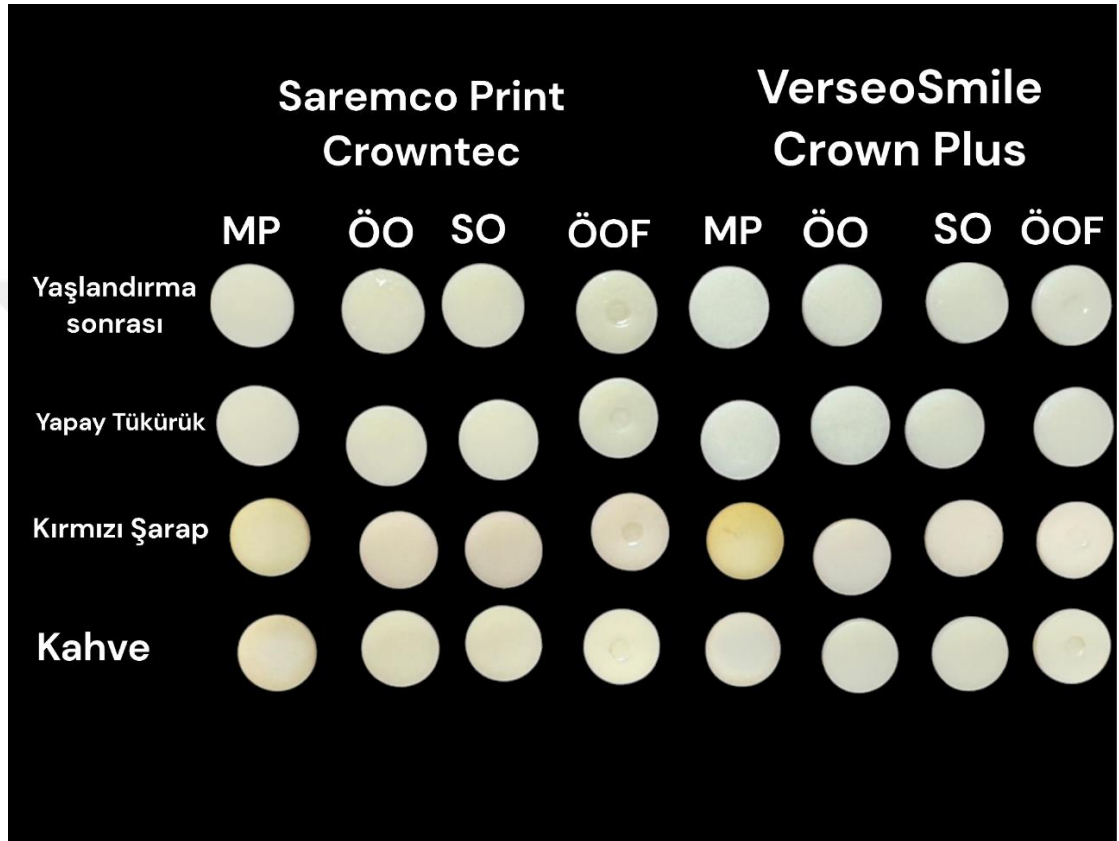
Tablo 4.16. Yüzey işlemi, 3B daimi restoratif materyal ve renklendirici sıvıların b değeri üzerindeki etkisinin değerlendirildiği 3 yönlü ANOVA testi

	Kareler Toplamı	df	Ortalama Kare	F	p
Yüzey İşlemi	1382.649	3	460.883	45.921	< 0.001
3B daimi restoratif materyal	4827.760	1	4827.760	481.022	< 0.001
Renklendirici sıvı	186.098	2	93.049	9.271	< 0.001
Yüzey İşlemi * 3B daimi restoratif materyal	6.443	3	2.148	0.214	0.887
Yüzey İşlemi * Renklendirici sıvı	280.868	6	46.811	4.664	< 0.001
3B daimi restoratif materyal * Renklendirici sıvı	6.764	2	3.382	0.337	0.714
Yüzey İşlemi * 3B daimi restoratif materyal * Renklendirici sıvı	23.787	6	3.965	0.395	0.882

4.5. ΔE_{00} DEĞERLERİNİN İSTATİSTİKSEL ANALİZİ

Yaşlandırma sonrası ve 30. gün ΔE_{00} değerleri için tanımlayıcı analiz sonuçları Tablo 4.17 ve Tablo 4.18’de gösterildi. Çalışma gruplarındaki ΔE_{00} değerlerinin 4 yönlü tekrarlı ölçümlü ANOVA sonuçları Tablo 4.19’de gösterilmektedir. 30 gün renklendirici sıvılarda bekletilen renk değiştirmiş örnekler Şekil 4.34’de verilmiştir. ΔE_{00} değerleri için ölçüm zamanı değişkeninin çok anlamlı bir etkisi olduğu tespit edildi ($p < 0.001$). 3B daimi restoratif materyal, yüzey işlemi ve renklendirici sıvıların ΔE_{00} değeri üzerindeki etkisinin değerlendirildiği 3 yönlü ANOVA testi sonuçları Tablo 4.20’de verildi. Örnekler arası etkiler incelendiğinde, 3B daimi restoratif

materyal ($p<0.001$), yüzey işlemi ($p<0.001$) ve renklendirici sıvı ($p<0.001$) faktörlerinin bağımsız olarak anlamlı olduğu tespit edildi. Bu bulgular, her bir faktörün deney sonuçları üzerinde tek başına önemli bir etkiye sahip olduğunu göstermektedir. Özellikle yüzey işlemi uygulamaları ve kullanılan renklendirici sıvıları örneklerde görülen renk değişikliklerini önemli ölçüde etkiledi ($p<0.001$).

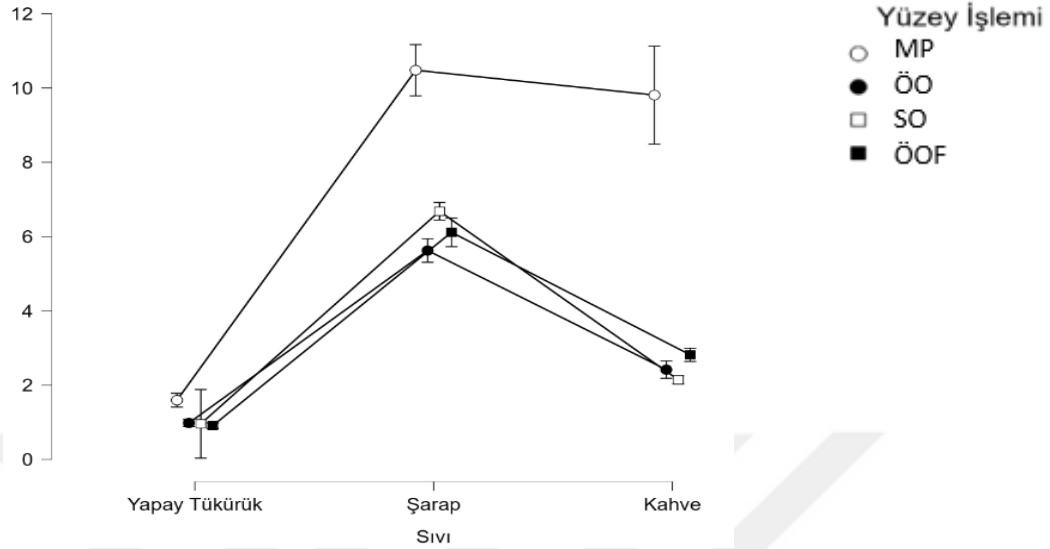


Şekil 4.34. Otuz gün renklendirici sıvılarda bekletilen örnekler

Ölçüm zamanı ve 3B daimi restoratif materyal etkileşimi renk değişimi değerlerini etkilemedi ($p=0.094$). Ölçüm zamanına göre farklı yüzey işlemi uygulanan örneklerin değişimi de istatistiksel olarak oldukça anlamlıdır ($p<0.001$). Bu bulgu, yüzey işleminin zamanla birlikte ölçülen değişken üzerinde etkili olduğunu ve bu iki faktörün birbirleriyle ilişkili olarak etki gösterdiğini ortaya koymaktadır. Buna karşın, ölçüm zamanı ve renklendirici sıvı faktörleri arasındaki etkileşim son derece anlamlıdır ($p<0.001$).

Ölçüm zamanı, 3B daimi restoratif materyal ve yüzey işlemi arasındaki üçlü etkileşim renk değişikliğine neden olan etkenlerden biri değildir ($p=0.297$). Ancak

Ölçüm zamanı, yüzey işlemi ve renklendirici sıvı arasındaki üçlü etkileşim anlamlıdır ($p<0.001$) (Şekil 4.35).



Şekil 4.35. Renklendirici sıvılara göre ΔE_{00} değerlerinin grafiği

4.5.1. ΔE_{00} Değeri İçin Karşılaştırmalar

Ölçüm zamanı faktörü incelendiğinde, yaşlandırma sonrası ile 30. gün arasında anlamlı bir fark olduğu tespit edildi ($p<0.001$) (Tablo 4.21). Bu bulgu, ölçüm zamanları arasında belirgin bir değişiklik olduğunu ve 30. gündeki renk değişimi değerlerinin yaşlandırma sonrası renk değişimi değerlerine göre önemli ölçüde daha yüksek olduğunu göstermektedir. 3B daimi restoratif materyal etkisi incelendiğinde ise CR örneklerin VS örneklerle göre daha az renklenme gösterdiği görüldü ($p<0.001$) (Tablo 4.22). Yüzey işlemleri açısından bakıldığında, MP ile ÖO, SO ve ÖOF arasında anlamlı farklar saptandı ($p<0.001$) (Tablo 4.23). Bu sonuçlar, MP işlemine tabi tutulan örneklerin ÖO, SO ve ÖOF'ye kıyasla daha fazla renk değişimine uğradığını göstermektedir.

Yüzey işlemi ve ölçüm zamanı etkileşimi incelendiğinde, MP uygulanan örneklerde yaşlandırma sonrası ve 30. gündeki renk değişiklikleri değerlendirildiğinde; 30. günde daha fazla renk değişimi olduğu belirlendi ($p<0.001$). Benzer şekilde, ÖO, SO ve ÖOF işlemlerinde de yaşlandırma sonrası ve 30. gün arasında anlamlı renk değişikliği değerleri belirlendi ($p<0.001$).

Renklendirici sıvılarının etkileri değerlendirildiğinde, yapay tükürük ile şarap ve kahve arasında anlamlı farklar bulundu ($p<0.001$). Örnekler yapay tükürükte bekletildiğinde daha az renk değişikliğine uğradı. Ayrıca şarap ve kahvede bekletilen örneklerde yaşlandırma sonrası ve 30. gün arasındaki renk değişikliği değerlerinde de anlamlı farklar tespit edildi ($p<0.001$) (**Tablo 4.24**).

Yaşlandırma sonrası yapılan ölçümlerde MP uygulanan örneklerde ÖO uygulanan örneklere göre daha fazla renklenme gözlemlendi ($p=0.015$) (**Tablo 4.25**). 30.gün yapılan ölçümlerde ise MP yapılan örneklerde ÖO, SO, ÖOF uygulanan örneklerden daha fazla renklenme gözlemlendi ($p<0.001$) (**Tablo 4.26**).

Yüzey işlemi ve renklendirici sıvı etkileşimi incelendiğinde, MP uygulanan örneklerde yapay tükürük ile şarap arasında anlamlı bir fark bulundu ($p<0.001$). MP uygulanan örneklerde şarap daha fazla renklenmeye neden oldu. Benzer şekilde ÖO, SO ve ÖOF işlemlerinde de yapay tükürük ile şarap arasında anlamlı farklar saptandı ($p<0.001$). Bu bulgulara göre hangi yüzey işlemi uygulanırsa uygulansın şarap daha fazla renk değişimine neden olmaktadır.

Kullanılan 3B daimi restoratif materyal yüzey işlemi açısından incelendiğinde, MP uygulanan CR ve VS örnekler, diğer yüzey işlemi uygulanan CR ve VS örneklerden daha fazla renk değişikliği görüldü ($p<0.001$) (**Tablo 4.27**). MP uygulanan CR örnekler ise MP uygulanan VS örneklerden daha az renk değiştirdi ($p<0.001$).

30. günde yapılan ölçümlerde yüzey işlemleri ve renklendirici sıvı etkileşimi incelendiğinde, yapay tükürükte bekletilen örnekler, şarapta bekletilen örneklerden daha az renk değişikliği gösterdi ($p<0.001$) (**Tablo 4.28**). MP uygulanıp şarapta ve kahvede bekletilen örnekler arasında anlamlı bir renk değişikliği tespit edilmedi ($p=1$). ÖO, SO ve ÖOF uygulanıp şarapta bekletilen örnekler, ÖO, SO ve ÖOF uygulanıp kahvede bekletilen örneklerden daha fazla renk değişikliği gösterdi. MP uygulanıp kahvede bekletilen örnekler, MP uygulanıp şarapta bekletilen örnekler hariç, diğer tüm örneklerden daha fazla renk değişikliği gösterdi ($p<0.001$). ÖO, SO ve ÖOF uygulanıp kahvede bekletilen örneklerde görülen renk değişikliklerinde anlamlı bir fark yoktur ($p=1$).

Tablo 4.17. Yaşlandırma sonrası ΔE_{00} değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri

Yüzey işlemi	3B daimi restoratif materyal	Renklendirici sıvı	Ortalama $\pm$ Standart Sapma
MP	CR	Yapay Tükürük	1.263 $\pm$ 0.329
		Şarap	1.111 $\pm$ 0.429
		Kahve	1.198 $\pm$ 0.543
	VS	Yapay Tükürük	2.105 $\pm$ 0.689
		Şarap	1.967 $\pm$ 0.43
		Kahve	2.142 $\pm$ 0.596
ÖO	CR	Yapay Tükürük	1.094 $\pm$ 0.365
		Şarap	0.785 $\pm$ 0.201
		Kahve	0.984 $\pm$ 0.199
	VS	Yapay Tükürük	0.993 $\pm$ 0.371
		Şarap	1.002 $\pm$ 0.426
		Kahve	0.81 $\pm$ 0.195
SO	CR	Yapay Tükürük	1.22 $\pm$ 0.349
		Şarap	1.148 $\pm$ 0.254
		Kahve	0.951 $\pm$ 0.189
	VS	Yapay Tükürük	2.395 $\pm$ 5.477
		Şarap	0.806 $\pm$ 0.247
		Kahve	0.975 $\pm$ 0.275
ÖOF	CR	Yapay Tükürük	1.461 $\pm$ 0.573
		Şarap	1.235 $\pm$ 0.49
		Kahve	0.949 $\pm$ 0.437
	VS	Yapay Tükürük	1.066 $\pm$ 0.371
		Şarap	1.084 $\pm$ 0.247
		Kahve	1.048 $\pm$ 0.301

Tablo 4.18. 30. Gün ΔE_{00} değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri

Yüzey işlemi	3B daimi restoratif materyal	Renklendirici sıvı	Ortalama $\pm$ Standart Sapma
MP	CR	Yapay Tükürük	1.155 $\pm$ 0.604
		Şarap	8.582 $\pm$ 2.237
		Kahve	9.656 $\pm$ 5.637
	VS	Yapay Tükürük	2.035 $\pm$ 0.864
		Şarap	12.374 $\pm$ 3.276
		Kahve	9.961 $\pm$ 5.647
ÖO	CR	Yapay Tükürük	0.871 $\pm$ 0.182
		Şarap	5.676 $\pm$ 0.923
		Kahve	1.747 $\pm$ 0.63
	VS	Yapay Tükürük	1.093 $\pm$ 0.36
		Şarap	5.571 $\pm$ 1.645
		Kahve	3.085 $\pm$ 0.652
SO	CR	Yapay Tükürük	1.32 $\pm$ 0.329
		Şarap	6.546 $\pm$ 0.941
		Kahve	2.107 $\pm$ 0.437
	VS	Yapay Tükürük	0.598 $\pm$ 0.204
		Şarap	6.813 $\pm$ 1.038
		Kahve	2.178 $\pm$ 0.602
ÖOF	CR	Yapay Tükürük	1.03 $\pm$ 0.379
		Şarap	4.984 $\pm$ 0.822
		Kahve	2.394 $\pm$ 0.457
	VS	Yapay Tükürük	0.787 $\pm$ 0.294
		Şarap	7.242 $\pm$ 1.517
		Kahve	3.238 $\pm$ 0.531

Tablo 4.19. ΔE_{00} değerleri için tekrarlı ölçümler ANOVA değerleri

Durum	Kareler Toplamı	df	Ortalama Kare	F	p
Ölçüm Zamanı	1057.751	1	1057.751	410.918	< 0.001
Ölçüm Zamanı * Yüzey İşlemi	290.519	3	96.840	37.621	< 0.001
Ölçüm Zamanı * 3B daimi restoratif materyal	7.279	1	7.279	2.828	0.094
Ölçüm Zamanı * Renklendirici sıvı	826.553	2	413.276	160.551	< 0.001
Ölçüm Zamanı * Yüzey İşlemi * 3B daimi restoratif materyal	9.552	3	3.184	1.237	0.297
Ölçüm Zamanı * Yüzey İşlemi * Renklendirici sıvı	159.549	6	26.591	10.330	< 0.001
Ölçüm Zamanı * 3B daimi restoratif materyal * Renklendirici sıvı	15.459	2	7.730	3.003	0.052
Ölçüm Zamanı * Yüzey İşlemi * 3B daimi restoratif materyal * Renklendirici sıvı	22.384	6	3.731	1.449	0.197

Tablo 4.20. Yüzey işlemleri, 3B daimi restoratif materyal ve renklendirici sıvıların a değeri üzerindeki etkisinin değerlendirildiği 3 yönlü ANOVA testi

Durumlar	Kareler Toplamı	df	Ortalama Kare	F	p
Yüzey İşlemi	487.900	3	162.633	61.742	< 0.001
3B daimi restoratif materyal	29.498	1	29.498	11.199	< 0.001
Renklendirici sıvı	674.012	2	337.006	127.941	< 0.001
Yüzey İşlemi * 3B daimi restoratif materyal	25.528	3	8.509	3.230	0.023
Yüzey İşlemi * Renklendirici sıvı	197.283	6	32.881	12.483	< 0.001
3B daimi restoratif materyal * Renklendirici sıvı	8.497	2	4.248	1.613	0.202
Yüzey İşlemi * 3B daimi restoratif materyal * Renklendirici sıvı	20.154	6	3.359	1.275	0.270

Tablo 4.21. Ölçüm Zamanı karşılaştırma tablosu

		Ortalama Fark	SE	t	p _{holm}
Yaşlandırma sonrası	30. gün	-2.969	0.146	-20.271	< 0.001

Tablo 4.22. 3B daimi restoratif materyal karşılaştırma tablosu

		Ortalama Fark	SE	t	p _{holm}
CR	VS	-0.496	0.148	-3.346	< 0.001

Tablo 4.23. Yüzey İşlemi karşılaştırma tablosu

		Ortalama Fark	SE	t	p _{holm}
MP	ÖO	2.486	0.210	11.867	< 0.001
	SO	2.208	0.210	10.536	< 0.001
	ÖOF	2.252	0.210	10.750	< 0.001
ÖO	SO	-0.279	0.210	-1.331	0.554
	ÖOF	-0.234	0.210	-1.117	0.554
SO	ÖOF	0.045	0.210	0.214	0.830

Tablo 4.24. 30.gün renklendirici sıvı karşılaştırma tablosu

		Ortalama Fark	SE	t	p _{holm}
Yapay Tükürük	Şarap	-6.112	0.309	-19.808	< 0.001
	Kahve	-3.185	0.309	-10.320	< 0.001
Şarap	Kahve	2.928	0.309	9.488	< 0.001

Tablo 4.25. Yaşlandırma sonrası Yüzey İşlemi karşılaştırma tablosu

		Ortalama Fark	SE	t	p _{holm}
MP	ÖO	0.686	0.216	3.179	0.015
	SO	0.382	0.216	1.768	0.549
	ÖOF	0.490	0.216	2.271	0.193
ÖO	SO	-0.305	0.216	-1.411	0.959
	ÖOF	-0.196	0.216	-0.908	1.000
SO	ÖOF	0.109	0.216	0.503	1.000

Tablo 4.26. 30. Gün Yüzey İşlemi karşılaştırma tablosu

		Ortalama Fark	SE	t	p _{holm}
MP	ÖO	4.286	0.356	12.029	< 0.001
	SO	4.033	0.356	11.319	< 0.001
	ÖOF	4.014	0.356	11.266	< 0.001
ÖO	SO	-0.253	0.356	0.710	1.000
	ÖOF	-0.272	0.356	0.763	1.000
SO	ÖOF	-0.019	0.356	-0.053	1.000

Tablo 4.27. 3B daimi restoratif materyal ile Yüzey İşlemi karşılaştırma tablosu

		Ortalama Fark	SE	t	p _{holm}
MP, CR	ÖO, CR	1.968	0.296	6.641	< 0.001
	SO, CR	1.612	0.296	5.440	< 0.001
	ÖOF, CR	1.818	0.296	6.137	< 0.001
	MP, VS	-1.270	0.296	-4.285	< 0.001
	ÖO, VS	1.735	0.296	5.856	< 0.001
	SO, VS	1.533	0.296	5.174	< 0.001
	ÖOF, VS	1.417	0.296	4.781	< 0.001
ÖO, CR	SO, CR	-0.356	0.296	-1.201	1.000
	ÖOF, CR	-0.149	0.296	-0.504	1.000
	MP, VS	-3.238	0.296	-10.926	< 0.001
	ÖO, VS	-0.233	0.296	-0.785	1.000
	SO, VS	-0.435	0.296	-1.467	1.000
	ÖOF, VS	-0.551	0.296	-1.860	0.963
SO, CR	ÖOF, CR	0.206	0.296	0.697	1.000
	MP, VS	-2.882	0.296	-9.726	< 0.001
	ÖO, VS	0.123	0.296	0.415	1.000
	SO, VS	-0.079	0.296	-0.266	1.000
	ÖOF, VS	-0.195	0.296	-0.660	1.000
ÖOF, CR	MP, VS	-3.088	0.296	-10.422	< 0.001
	ÖO, VS	-0.083	0.296	-0.281	1.000
	SO, VS	-0.285	0.296	-0.963	1.000
	ÖOF, VS	-0.402	0.296	-1.356	1.000
MP, VS	ÖO, VS	3.005	0.296	10.141	< 0.001
	SO, VS	2.803	0.296	9.459	< 0.001
	ÖOF, VS	2.686	0.296	9.066	< 0.001
ÖO, VS	SO, VS	-0.202	0.296	-0.682	1.000
	ÖOF, VS	-0.319	0.296	-1.075	1.000
SO, VS	ÖOF, VS	-0.117	0.296	-0.393	1.000

Tablo 4.28. Yüzey İşlemi ile Renklendirici sıvı karşılaştırma tablosu

		Ortalama Fark	SE	t	p _{Holm}
MP, Yapay Tükürük	ÖO, Yapay Tükürük	0.627	0.363	1.727	1.000
	SO, Yapay Tükürük	0.256	0.363	0.705	1.000
	ÖOF, Yapay Tükürük	0.553	0.363	1.525	1.000
	MP, Şarap	-4.369	0.363	-12.039	< 0.001
	ÖO, Şarap	-1.619	0.363	-4.462	< 0.001
	SO, Şarap	-2.189	0.363	-6.031	< 0.001
	ÖOF, Şarap	-1.997	0.363	-5.503	< 0.001
	MP, Kahve	-4.100	0.363	-11.297	< 0.001
	ÖO, Kahve	-0.017	0.363	-0.047	1.000
	SO, Kahve	0.086	0.363	0.238	1.000
	ÖOF, Kahve	-0.268	0.363	-0.739	1.000
ÖO, Yapay Tükürük	SO, Yapay Tükürük	-0.371	0.363	-1.022	1.000
	ÖOF, Yapay Tükürük	-0.073	0.363	-0.202	1.000
	MP, Şarap	-4.996	0.363	-13.766	< 0.001
	ÖO, Şarap	-2.246	0.363	-6.189	< 0.001
	SO, Şarap	-2.815	0.363	-7.758	< 0.001
	ÖOF, Şarap	-2.624	0.363	-7.230	< 0.001
	MP, Kahve	-4.727	0.363	-13.024	< 0.001
	ÖO, Kahve	-0.644	0.363	-1.774	1.000
	SO, Kahve	-0.540	0.363	-1.488	1.000
	ÖOF, Kahve	-0.895	0.363	-2.465	0.362

		Ortalama Fark	SE	t	p _{holm}
SO, Yapay Tükürük	ÖOF, Yapay Tükürük	0.298	0.363	0.820	1.000
	MP, Şarap	-4.625	0.363	-12.744	< 0.001
	ÖO, Şarap	-1.875	0.363	-5.167	< 0.001
	SO, Şarap	-2.445	0.363	-6.736	< 0.001
	ÖOF, Şarap	-2.253	0.363	-6.208	< 0.001
	MP, Kahve	-4.356	0.363	-12.002	< 0.001
	ÖO, Kahve	-0.273	0.363	-0.752	1.000
	SO, Kahve	-0.169	0.363	-0.467	1.000
	ÖOF, Kahve	-0.524	0.363	-1.444	1.000
ÖOF, Yapay Tükürük	MP, Şarap	-4.923	0.363	-13.564	< 0.001
	ÖO, Şarap	-2.173	0.363	-5.987	< 0.001
	SO, Şarap	-2.742	0.363	-7.556	< 0.001
	ÖOF, Şarap	-2.550	0.363	-7.028	< 0.001
	MP, Kahve	-4.653	0.363	-12.822	< 0.001
	ÖO, Kahve	-0.571	0.363	-1.572	1.000
	SO, Kahve	-0.467	0.363	-1.287	1.000
	ÖOF, Kahve	-0.821	0.363	-2.264	0.590
MP, Şarap	ÖO, Şarap	2.750	0.363	7.577	< 0.001
	SO, Şarap	2.180	0.363	6.008	< 0.001
	ÖOF, Şarap	2.372	0.363	6.536	< 0.001
	MP, Kahve	0.269	0.363	0.742	1.000
	ÖO, Kahve	4.352	0.363	11.992	< 0.001
	SO, Kahve	4.456	0.363	12.277	< 0.001

		Ortalama Fark	SE	t	p _{holm}
	ÖOF, Kahve	4.101	0.363	11.300	< 0.001
ÖO, Şarap	SO, Şarap	-0.570	0.363	-1.569	1.000
	ÖOF, Şarap	-0.378	0.363	-1.041	1.000
	MP, Kahve	-2.481	0.363	-6.835	< 0.001
	ÖO, Kahve	1.602	0.363	4.414	< 0.001
	SO, Kahve	1.706	0.363	4.700	< 0.001
	ÖOF, Kahve	1.351	0.363	3.723	0.007
SO, Şarap	ÖOF, Şarap	0.192	0.363	0.528	1.000
	MP, Kahve	-1.911	0.363	-5.266	< 0.001
	ÖO, Kahve	2.172	0.363	5.984	< 0.001
	SO, Kahve	2.275	0.363	6.270	< 0.001
	ÖOF, Kahve	1.921	0.363	5.293	< 0.001
ÖOF, Şarap	MP, Kahve	-2.103	0.363	-5.794	< 0.001
	ÖO, Kahve	1.980	0.363	5.455	< 0.001
	SO, Kahve	2.084	0.363	5.741	< 0.001
	ÖOF, Kahve	1.729	0.363	4.764	< 0.001
MP, Kahve	ÖO, Kahve	4.083	0.363	11.250	< 0.001
	SO, Kahve	4.186	0.363	11.536	< 0.001
	ÖOF, Kahve	3.832	0.363	10.559	< 0.001
ÖO, Kahve	SO, Kahve	0.104	0.363	0.286	1.000
	ÖOF, Kahve	-0.251	0.363	-0.691	1.000
SO, Kahve	ÖOF, Kahve	-0.355	0.363	-0.977	1.000

5.TARTIŞMA

Bu çalışmada, farklı yüzey bitirme işlemleri uygulanan iki farklı 3B daimi restoratif materyal kullanıldı. 3B yazıcı ile üretilen örnekler önce termal yaşlandırmaya (10000 döngü) tabi tutuldu. Sonra yapay tükürük (kontrol grubu), kırmızı şarap ve kahve içerisinde bekletildi. Örneklerin başlangıç, yaşlandırma sonrası ve 30. gün renk ölçümleri yapıldı ve L, a, b ve ΔE_{00} değerleri karşılaştırıldı.

Çalışmanın bulguları dahilinde; “3B yazıcı ile üretilen daimi restoratif materyallerin L, a, b ve ΔE_{00} değerlerine etkisi yoktur.” hipotezi analiz sonucunda reddedildi ($p<0.05$). Ayrıca uygulanan yüzey işlemlerinin de renk değişimi üzerine etki ettiği belirlendi ($p<0.001$). Bu nedenle, çalışmanın ikinci hipotezi olan “Uygulanan yüzey işlemlerinin renk değişimi üzerinde etkisi yoktur.” de reddedildi. Çalışmanın, üçüncü sıfır hipotezimiz olan “Yaşlandırma protokolünün ve renklendirici sıvı içerisinde bekletmenin L, a, b ve ΔE_{00} değerlerine etkisi yoktur.” de çalışma sonuçları dahilinde reddedildi ($p<0.05$).

3B daimi restoratif materyallerin başarısında önemli bir faktör renk stabilitesidir. 3B daimi restoratif materyallerinin, diğer materyallere kıyasla daha düşük polimerizasyon oranına sahip olduğu belirtilmiştir. Düşük polimerizasyon derecesi, reçinelerin düşük renk kararlılığı göstermesinin önemli bir nedenidir (199). Tahayeri ve ark. (122), yaptıkları çalışmada 3B reçine bazlı materyallerin polimerizasyon derecesinin geleneksel reçinelere kıyasla daha düşük olduğunu ifade etmişlerdir. Ayrıca üretim tekniği ve kullanılan fotoaktivatörlerin etkinliği renk stabilitesini etkileyerek materyallerin renk değişikliğine bağlı olarak klinik kullanım süresini değiştirebilmektedir (122,200). Bunun yanında, reçine bazlı dental materyaller; reçine bazlı matriks ve doldurucudan oluşurlar ve kullanıma bağlı olarak zamanla matriks degradasyonuna uğrayabilirler. Matriks degradasyonu yalnızca materyalin fiziksel ve kimyasal özelliklerinin etkilenmesine değil, aynı zamanda estetik açıdan probleme neden olan renk değişikliklerine de neden olabilmektedir (18,201). Son yıllarda daimi restorasyonların eklemeli üretim yöntemi ile üretilmesi literatürde yoğun şekilde incelenmektedir. Üretim kolaylığı ve malzeme verimliliği gibi birçok avantaja sahip olan eklemeli üretim teknolojilerinde kullanılan 3B

restoratif materyallerin renk stabilitesini değerlendiren birçok çalışma mevcuttur (18,202,203). 3B daimi restoratif materyaller ile ilgili çalışmalarda optik glazür uygulamalarının materyallerin fiziksel, mekanik ve estetik özellikleri üzerine etkileri de incelenmiştir (204–207). Araştırmalar nano partikül dolgu maddeleri içeren düşük viskoziteli optik glazür materyallerinin mikro gözenekleri ve mikro kusurları doldurduğunu ve restorasyon yüzeyindeki mikro sızıntıyı azaltarak renk stabilitesinin korunmasında etkili olduğunu göstermiştir (22,206,208). Fakat optik glazür materyallerinin düşük aşınma dirençleri, reçinelere zayıf adezyonları ve reçine yüzeylerinde homojen olmayan yayılımları, bu materyallerin kullanımında problemlere neden olabilmektedir (20,22). Bu alışma, optik glazür ajanının yüzeye daha homojen dağılmasına, yüzey tutulumunun artırılmasına ve renk stabilitesine katkı sağlamayı hedeflemektedir (şekil 4.5, şekil 4.6, şekil 4.7 ve şekil 4.8).

Sunulan bu çalışmada kullanılan VS ve CR materyalleri, üretici firmaları tarafından ktlice %30-50 oranında inorganik dolgu maddeleri içerdikleri belirtilmiştir. Çalışmamızın analiz sonuçlarına göre; CR örneklerin renklenme miktarının VS rneklerle göre daha düşük olduğu belirlendi. Bu renklenme farklılığı materyallerin doldurucu oranındaki fark ve buna bağlı olarak gelişen matriks degradasyonundan kaynaklanmış olabilir (21,209).Literatürde, eklemeli üretimde kullanılan reçinelerin akışkanlık özelliklerinin, inorganik madde oranının ve katmanlar arası geçişinin, materyallerin renk stabilitesi üzerinde doğrudan etkili olduğu bildirilmiştir. Katmanlar arası uyum ve inorganik dolgu maddelerinin oranı; ışık geçirgenliğini ve dolayısıyla renk kararlılığını doğrudan etkilemektedir (210). Aysan ve ark. (211) alışmalarında, dental kaide materyallerinin renk stabilitesine odaklanmış ve bu materyallerin çeşitli pigmentlerle karşılaştığında renk değişiklikleri meydana getirdiğini belirtmiştir. Araştırmada, renklenme sürecinde iki ana mekanizmanın etkili olduğu ifade edilmiştir: birincisi, renk pigmentlerinin materyalin yüzeyine tutunması; ikincisi ise pigmentlerin sıvı aracılığıyla materyalin moleküler yapısına nüfuz ederek renk değişimine yol açmasıdır. Materyalin degradasyonu da bu sürece katkıda bulunarak renklenme oranını artırabilmektedir. Bousss ve ark. (21) ise renklemenin matriks degradasyonu sonucunda oluşan boşluklara renk pigmentlerinin birikimi ile meydana geldiğini belirtmiştir.

Çalışmamızda, farklı yüzey bitirme işlemlerine tabi tutulan 3B daimi restoratif materyallerin distile su içerisinde yaşlandırılmasının ardından renklendirici sıvılar içerisinde 30 gün bekletildikten sonra renk değişiklikleri değerlendirildi. Distile suda yaşlandırma işlemi sonrasında PT değerinin altında renk değişim değerleri ($\Delta E_{00} \leq 1,2$) ölçüldü. Kahvede ve yapay tükürükte bekletilen örneklerde AT değerinin altında renk değişikliği ($1,2 \leq \Delta E_{00} \leq 2,7$) ölçülürken, şarapta bekletilen örneklerde AT değerinin ($\Delta E_{00} > 2,7$) üzerinde renk değişikliği değerleri ölçüldü. Atria ve ark. (212), dört farklı geçici restoratif materyalin renk stabilitesini in vitro ortamda değerlendirmiştir. Çalışmadaki en fazla renk değişikliğinin 3B geçici restoratif materyalde görüldüğünü bildirmişlerdir. Scotti ve ark. (213), 3B geçici restoratif materyalde fiziksel ve yüzey özelliklerini bis-akril geçici kompozit reçine ve konvansiyonel kompozit reçine ile karşılaştırmıştır. Çalışmada, 3B geçici restoratif materyallerin bis-akrilik reçinelere kıyasla daha iyi mekanik ve yüzey özelliklerine sahip olduğu bildirmişler ve geçici restorasyonların üretiminde kullanımını önermişlerdir. Ancak bu materyalin renk stabilitesinin kötü olması nedeniyle özellikle estetik bölgelerde uzun süreli kullanımındaki çekincelerinden bahsetmişlerdir. Shin ve ark. (210), geçici sabit protezlerde kullanılan BDT/BDÜ bloklar ile 3B geçici restoratif materyalleri farklı renklendirme sıvılarında (üzüm suyu, kahve, köri, distile su) beklettikten sonra bu malzemelerin renk stabilitesini değerlendirmişlerdir. Tüm gruplarda geçici restoratif materyalde renk değişiminin BDT/BDÜ bloklara kıyasla daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. Yukarıda belirtilen çalışmalarda, 3B geçici restoratif materyallerinin renk stabilitelerinin daha düşük olduğu ve ölçülen renk değişiklikleri değerlerinin AT değerinin üzerinde olabileceği belirtilmiştir. Ancak çalışmamızda kahve ve yapay tükürükte bekletilen örneklerde renk değişim değerleri AT'nin altında belirlendi. 3B daimi restoratif materyallerin farklı kimyasal yapıları ve silika doldurucularını 3B geçici restoratif materyallere göre bu materyallerin renk stabilitesini arttırdığını düşünmekteyiz.

Ancak bu materyallerin yapısında bulunan inorganik dolgu maddesi oranının düşük olması su emiliminin artmasına neden olabilir (214). Su emilimi, materyalin yüzey özelliklerinde değişikliğe ve mikro çatlakların oluşumuna neden olabilir. Bu mikro çatlaklar, kahve ve kırmızı şarapta bulunan renklendirici pigmentlerin materyale daha fazla nüfuz etmesini kolaylaştırarak renk değişimine yol açabilir (215). Kessler

ve ark. (216) yaptıkları çalışmada, 3B restoratif reçine materyallerinde yüzey degradasyonunun renk kararlılığına olumsuz etkisi olduğunu belirtmiştir. Bu degradasyonun, materyalin içeriğindeki inorganik doldurucu oranıyla ters orantılı olduğu ifade edilmektedir. 3B baskı teknolojisinde, reçinenin akışkanlığını artırmak ve daha düzgün yüzeyler elde edebilmek amacıyla reçinelerin viskozitesinin düşük tutulması gerekmektedir. Ancak bu, doldurucu oranını düşürerek materyalin aşınma direncini zayıflatır. Termal yaşlandırma döngüsü sırasında, su molekülleri, reçine içerisinde plastikleştirici gibi hareket ederek polimer zincirlerinin ayrılmasına, polimer matriksinin genişmesine neden olur. Matriksteki genişleme, renklendirici sıvıların reçineye nüfuzunu kolaylaştırır ve reçinenin renk stabilitesini etkileyebilir. Özellikle düşük doldurucu oranı mevcut reçinelerde, termal yaşlandırma döngüsü yüzeyde aşınma ve renk değişimine yol açabilir (217).

3B baskı ile üretilen dental restorasyonların son kütleme işlemi, ışıkla sertleştirilen 3B restoratif materyallerin mekanik ve kimyasal özelliklerini iyileştirmek için uygulanır. Işıkla sertleşen reçinelerde polimerizasyon derecesi ışık kaynağının yoğunluğu ve doğru uygulanmasından büyük ölçüde etkilenir (218). Son kütleme, reçine yüzeyindeki polimerleşme derecesini artırır ve böylece materyalin genel dayanıklılığını ve stabilitesini geliştirir. Daha yüksek bir polimerleşme derecesi, malzemenin sertliğini, aşınma direncini ve biyouyumluluğunu artırabilir.

Çalışmamızda optik glazürün örnek yüzeylerine tutulumunu değerlendirmek amacıyla 4 farklı yüzey bitirme işlemi uygulandı. Literatürdeki diğer çalışmalardan farklı olarak; son kütleme işlemi öncesinde optik glazür uygulanması ile yukarıda belirtilen optik glazür uygulama sorunlarının temel nedeni olarak değerlendirilen, optik glazür ve 3B daimi restoratif materyal arası bağlantı gücünün arttırılması amaçlandı. Yapılan çalışmalarda, 3B restoratif materyal ile adeziv simanların arasındaki bağlantı gücünün 3B restoratif materyal yüzeyinde reaksiyona girmemiş çift bağ sayısı ile doğru orantılı olarak arttığı gösterilmiştir (219–221). Biz de bu bilgi ışığında, son kütleme öncesi reaksiyona girmemiş çift bağların sayısının fazla olmasına bağlı olarak son kütleme öncesi uygulanan optik glazür ile 3B restoratif materyal arasındaki bağlantı gücünün daha yüksek olacağını değerlendirdik. Ancak son kütleme öncesi uygulanan optik glazür, 3B daimi restorasyonun teslimi sırasında

restorasyon yüzeyinde yapılan aşındırmalar ile yüzeyden uzaklaştırılabileceğinden dolayı, çalışmamızda son kürleme öncesi optik glazür uygulanmış örnek grubunun yarısından optik glazür, aşındırma frezleri kullanılarak kaldırıldı ve tekrar optik glazür uygulandı.

Çalışmamızda 3B daimi restoratif materyalin renklendirici sıvılar içerisinde bekletilmesi sonrasında en az renk değişimi gözlemlenen örneklerin optik glazür uygulanmış olanlar olduğu tespit edildi. Ayrıca tükürükte bekletilen 3B daimi restoratif materyallerde görülen renk değişikliği miktarı PT ile AT arasında belirlendi ($1.2 \leq \Delta E_{00} \leq 2.7$). Bu sonuçlar daha önce yapılan çalışmalar ile uyumludur (206,222–225). Çalışmamızda MP uygulanan örneklerde yapay tükürük hariç tüm renklendirici sıvılarda daha fazla renk değişikliği belirlendi. MP uygulanan örneklerde, şarap (Ortalama fark: 3.715, $p < 0.001$) ve kahvede (Ortalama fark: 3.585, $p < 0.001$) bekletilen örneklerde, yapay tükürükte bekletilen örneklerle göre daha yüksek L değerleri belirlendi. Ayrıca şarap (Ortalama fark: -1.062, $p < 0.001$) ve kahvede (Ortalama fark: -0.864, $p < 0.001$) bekletilen örneklerde, yapay tükürükte bekletilen örneklerden daha düşük a değerleri belirlendi. Bunun yanında, şarapta (Ortalama fark: -3.525, $p < 0.001$) ve kahvede (Ortalama fark: -2.341, $p < 0.001$) bekletilen örneklerde, yapay tükürükte bekletilen örneklerle göre daha düşük b değerleri belirlendi. Yapay tükürükte bekletilen örneklerde yüksek a değerlerinin kırmızı, yüksek b değerlerinin ise mavi renk değişikliğine neden olduğu gözlemlendi (**Şekil 4.34**) (156). Ayrıca yapay tükürükte bekletilen örnekler, şarap ve kahvede bekletilen örneklerle göre daha parlaktı. Yapay tükürükte bekletilen örneklerde L değerinin fazla olması örneklerin parlak olmasını açıklamaktadır (156). Elde edilen sonuçlar ışığında Şekil 4.34 incelendiğinde şarap ve kahvede bekletilen örneklerin yeşilimsi sarı renkte ve daha az parlak olduğu gözlemlendi.

Daha öncede belirtildiği üzere, sunulan bu çalışmada optik glazür uygulamasının renk stabilitesinin korunmasında daha etkili olduğu belirlendi. Optik glazürler reçine bazlı restoratif materyal yüzeyinde bir bariyer olarak görev yaparak restoratif materyalin su emilimi kapasitesini kısıtlamaktadır (226). Bu özellik reçine bazlı restoratif materyalin renk stabilitesini arttırmaktadır. Almejrad ve ark. (206) optik glazür uygulamasının 3B restoratif materyallerde özellikle kahvenin oluşturduğu

renk değişikliklerini önlemede etkili olduğunu bildirmiştir. Benzer şekilde çalışmamızda da kullanılan her iki materyal için kahvede bekletilen optik glazür uygulanmış örneklerde MP uygulanmış örneklere göre daha az renk değişikliği belirlendi. Ancak kırmızı şarapta bekletilen optik glazür uygulanmış örneklerdeki renk değişikliği miktarının kahvede bekletilen optik glazür uygulanmış örneklere göre daha fazla olduğu tespit edildi. Bu nedenle optik glazürün özellikle kahvenin neden olabileceği renklenmeye karşı etkili olduğu ve renk stabilitesinin korunmasına katkı sağladığı sonucuna varıldı.

Çalışmamızda en fazla renk değişikliğinin kırmızı şarapta görölmesinin nedeninin alkol ve düşük pH değerlerinin materyal yüzeyinde neden olduğu reçine matriksinde yumuşama ve degradasyona bağlı olarak görölüğünü düşünmekteyiz (215). Yüzeydeki matriks yapısındaki degradasyon boyayıcı pigmentlerin restoratif materyalin daha derinine nüfuz edebilmesine neden olabilir (227,228). Ancak bu renklenmenin alkolden mi yoksa şarapta bulunan pigmentlerden mi kaynaklandığı konusu tam olarak netleşmemiştir (228). Topçu ve ark. (227) dental reçinelerde solüsyonların renklenme üzerindeki etkisini inceledikleri çalışmada, örnekleri yapay tükürük, limon suyu, kahve, kola, vişne suyu, havuç suyu ve kırmızı şarapta bekletmiştir. En az renklenmenin yapay tükürükte ve en fazla renklenmenin ise kırmızı şarapta bekletilen örneklerde görölüğünü rapor etmişlerdir. Renklenme miktarındaki farklılığın nedenini ise alkolün etkisiyle materyal yüzeyindeki matriksin yumuşamasına bağlamışlardır. Ccahuana ve ark (229), renklendirici sıvıların pH değerinin materyallerin renk değişimi üzerindeki etkisini incelemiş ve asidik ortamların seramiklerin yüzey bütönlüğüne zarar verebileceğini belirtmiştir. Asidik ortamlarda, seramik yapısındaki silikanın çözünerek alkalın iyonlarının kaybedilebileceği ifade etmişlerdir. Bu çalışmada kullanılan 3B daimi restoratif materyaller reçine matriks ve silika dolduruculardan oluşmaktadır. Bu çalışmada 3B daimi restoratif materyaller önce 10000 termal yaşlandırma döngüsüne tabi tutuldu, daha sonra renklendirici sıvılar içerisinde bekletildi. 10000 termal yaşlandırma döngüsüne tabi tutulmuş MP örneklerinin Fe-SEM görüntüleri incelendiğinde, örneklerin yüzeyinde doldurucu partiküllerin uzaklaştığı göröldü (**Şekil 4.1 ve Şekil 4.3**). Kırmızı şarabın neden olduğu asidik ortam ve alkol matriks degradasyonunu arttırmış ve daha fazla silika doldurucuyu yüzeyden uzaklaştırmış olabilir. Yüzeyde

oluşan mikroskobik boşluklar pigmentlerin materyallerin derinine kadar nüfuz etmesine olanak sağlayarak en fazla renk değişikliğinin kırmızı şarapta bekletilen örneklerde görülmesine neden olduğunu düşünmekteyiz.

Çalışmamızda şaraptan sonra en fazla renk değişikliği kahvede bekletilen örneklerde gözlemlendi. Kahve solüsyonunun düşük polariteli renk pigmentlerinin renklenme üzerinde etkili olabileceğini düşünmekteyiz. Kahvenin düşük polariteli sarı pigmentleri reçine yüzeyine adezyon gösterip aynı zamanda reçine içerisine absorbe olarak hem eksternal hem de internal renklenmeye neden olmaktadır (230,231). Reçineye absorbe olan sarı kahve pigmentleri reçinenin organik fazına penetre olabilir (230). Zajkani ve ark. (231) polimer matriksin düşük polariteye sahip kahvenin sarı pigmentleriyle uyumlu olduğundan bahsetmiştir. Bununla yanında kahvenin sıcaklığının, çözeltinin moleküler hareketliliğini artırarak reçine materyallerle daha yoğun bir etkileşim sağlayabildiği ve bu sayede renklenmeyi hızlandırabileceği bildirilmiştir (232). Ancak çalışmamızda tüm örnekler inkübatörde 37 C° sabit ısıda tutulmuştur. Bu nedenle kahvenin neden olduğu renklenmede asıl etkinin kahve sıvısının sıcaklığından değil kahve içeriğindeki düşük polariteli sarı pigmentlerin reçine yüzeyine adezyonu ve reçine matriksine penetrasyonundan kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Çalışmamızın amaçlarından biri de optik glazür materyalinin yüzey tutulum sıkıntılarını en aza indirecek yöntemin belirlenmesidir. Bu sorunu çözmek için uyguladığımız metodoloji yukarda belirtilmiştir. Ozen ve ark. (233) yaptıkları çalışmada optik glazürün yüzey tutulumunu artırmak için alüminyum oksit ile materyal yüzeyine kumlama yapmış ve optik glazür adezyonunun arttığını bildirmiştir. Çalışmamızda ise son kürleme öncesi optik glazür uygulaması ile optik glazür adezyonunun ve yüzeye homojen dağılımının temini amaçlandı. Son kürleme öncesi optik glazür uygulanan örneklerin yarısına klinikte yapılan hasta başı aşındırma uygulamalarını simüle etmek için, örnek yüzeyinde döner alet ile aşındırma yapıp tekrar optik glazür uygulandı. Yüzey bağlantısını değerlendirmek için örneklerden kesit alınarak Fe-SEM’de incelendi. Fe-SEM görüntüleme sonuçlarına göre, son kürleme öncesi yapılan optik glazür uygulamalarında, optik glazür materyalinin 3B daimi restoratif materyallerin yüzeyinde daha homojen dağılım gösterdiği belirlendi

(Şekil 4.5, Şekil 4.6, Şekil 4.7 ve Şekil 4.8). Kesit mikro fotoğraflarında, 10000 termal yaşlandırma döngüsüne tabi tutulmuş ÖO örneklerde optik glazür materyalinin yüzeyden ayrılmadığı belirlendi. Ayrıca bu örneklerde ortalama optik glazür materyal kalınlığı 24-55 μm arasında ölçüldü (Şekil 4.19 ve Şekil 4.21). SO örneklerde ise kesit mikro fotoğraflarında yer yer yüzeyden ayrılmalar gözlemlendi (Şekil 4.24 ve 4.26). Bunun yanında, SO örneklerde yapılan ölçümlerde optik glazür materyalinin kalınlık değerleri 70-85 μm arasında kaydedildi (Şekil 4.23 ve Şekil 4.25). Klinik uygulamaları taklit eden ÖOF örnekten alınan kesitte ise daha kalın bir optik glazür tabakası (120-150 μm) ile beraber ÖO örneklerle benzer adezyon özellikleri gözlemlendi (Şekil 4.27 ve Şekil 4.29). Yapılan çalışmalarda, son kütleme işleminden sonra yüzeye yapılan alüminyum oksit kumlamanın, adezyona olumlu etkisi olduğu düşünülmektedir (220,221). Alüminyum oksit kumlama, 3B baskı reçine yüzeyinin altındaki reaksiyona girmemiş çift bağların ortaya çıkarılmasına neden olmaktadır. Reaksiyona girmemiş bu çift bağlar; materyalin adezyon kabiliyetini arttırmaktadır (219–221). Çalışmamızda, ÖO örneklerde reaksiyona girmemiş çift bağlar sayesinde optik glazür materyalinin 3B daimi restoratif materyal yüzeyine daha homojen ve daha ince bir tabaka halinde adezyon sağladığımızı düşünmekteyiz. 3B daimi restoratif materyal ile optik glazür materyali arasındaki elde edilen güçlü bağlantı, uygulanan optik glazür materyalinin zamanla yüzeyden ayrılmasını önlediği kanısındayız. Bu görüşümüzü destekler nitelikte, Fe-SEM kesit görüntülerinde SO örneklerde 10000 termal yaşlandırma döngüsü sonucunda 3B daimi restoratif materyal ile optik glazür materyal, arasında ayrılma bölgeleri gözlemlendi. Ancak renk değişimi açısından değerlendirildiğinde, renklendirici sıvılardan bağımsız olarak optik glazür uygulanmış gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmedi.

Polimer bazlı materyaller için matriks degradasyonunun 5000 termal yaşlandırma döngüsü sonrasında görüldüğü bildirilmiştir (21). Ayrıca termal yaşlandırma döngüsü sırasında, örneklerin her bir su tankında 30 saniye tutulması gerekmektedir. Boussès ve ark. (21) yaptıkları çalışmada materyallerde gözlenen renklemenin materyal matriksindeki degradasyona bağlı olduğunu göstermektedir. Termal yaşlandırma uygulanmadan yapılan çalışmalarda örneklerdeki renklenme daha geç görülmektedir(206,234,235). Bu nedenle deney süresinin azaltılması ve 3D daimi

restoratif materyalde matriks degradasyonun eldesi için örnekler 10000 termal yaşlandırma döngüsüne tabi tutulduktan sonra renklendirici sıvılarda bekletildi.

Diş hekimliğinde renk analizi, görsel yöntemler veya renk ölçüm cihazları ile yapılabilmektedir. Görsel renk ölçüm teknikleri, kolay uygulanabilirliği ve düşük maliyeti nedeniyle yaygın olarak tercih edilse de elde edilen verilerin öznelliği akademik araştırmalarda kullanımını sınırlamaktadır (236). Buna karşılık, renk ölçüm cihazları kullanarak yapılan renk ölçümleri daha hızlı ve nesnel sonuçlar sağlar. Ayrıca bu yöntemin verileri matematiksel olarak ifade edebilmesi, diş hekimliğinde renk doğruluğunu artıran önemli bir avantaj olarak öne çıkmaktadır (237). ISO/TR 28642 standartlarına göre, renk ölçümlerinde spektoradyometreler, spektrofotometreler, kolorimetreler ve görüntüleme cihazları kullanılabilmektedir. Spektrofotometrelerin en güvenilir cihazlar olduğu, kolorimetrelerin ise düşük güvenilirlikte renk ölçümü gerçekleştirdiği belirtmiştir (201). Yapılan araştırmalar (237,238), görsel yöntemlere kıyasla spektrofotometrelerin ölçüm doğruluğunun %33, nesnellüğünün ise %93,3 oranında daha yüksek olduğunu göstermiştir. Bu çalışmada renk ölçüm cihazı olarak Vita Easyshade V spektrofotometresi tercih edildi. Bu cihaz, yüksek doğruluk ve güvenilirlik oranlarına sahip olması nedeniyle, özellikle dental restorasyonlarda renk ölçümlerinin hassas ve nesnel yapılabilmesini sağlamaktadır. Önceki bir çalışmada, Vita Easyshade'in renk ölçümünde %96,4 oranında güvenilir olduğu ve %92,6 oranında doğru renk ölçümü yaptığı belirtilmiştir (188). Ancak ölçüm yapılan materyallerin ışık geçirgenliği, renk ölçümünde kullanılan zeminin rengi ve çevre koşulları renk ölçüm sonuçlarını etkileyebilmektedir (239). Önceki çalışmalarda, doğru renk ölçümlerinin D65 aydınlatma koşullarında 5500 K gün ışığını simüle eden ışık kaynağı altında yapılması önerilmiştir (169). Bu nedenle bu çalışmada, ölçümler D65 aydınlatma koşulları ve 5500 K gün ışığı aydınlatma düzeneği bulunan renk ölçüm kutusu içerisinde gerçekleştirildi. Ayrıca bu çalışmada, renk ölçümleri beyaz zemin üzerinde gerçekleştirildi. Siyah ve beyaz zemin üzerinde yapılan renk ölçümlerinin doğruluğu karşılaştırıldığında, renk değişiminin belirlenmesinde beyaz zeminde yapılan ölçümlerin daha doğru sonuçlar verdiği bildirilmiştir. Lee ve ark. (240) yaptığı çalışmada, yaşlandırma işleminden sonra kompozit reçinede meydana gelen renk değişiklikleri beyaz ve siyah zemin üzerinde değerlendirmiş ve zemin renginin önemli bir faktör olduğu sonucuna varmıştır. Beyaz ve siyah zeminlerin

kullanıldığı başka bir araştırmada, BDT/BDÜ bloklarının renk ölçümlerinin beyaz zeminde daha fazla değişim gösterdiği bildirilmiştir (235).

Çalışmamızın bazı sınırlamaları bulunmaktadır. İlk olarak, in vitro bir çalışma olduğundan ağız ortamının tam olarak yansıtlamadığı bir gerçektir. Gerçek klinik koşullarda, restoratif materyalin renk stabilitesini etkileyen birçok ek faktör bulunur. Örneğin, çiğneme kuvveti, ağız içi plak oluşumu, diş fırçalama alışkanlıkları, kullanılan diş macunları ve gargara gibi etmenler in vitro çalışmalarla tam olarak simüle edilemez. Ayrıca çalışmada kullanılan örnekler, klinikte karşılaşılan dişlerin karmaşık morfolojik yüzeylerine sahip olmayan düz yüzeylerden oluşmaktadır. Bu durum, çalışmamızın sonuçlarının doğrudan klinik uygulamalara genellenebilirliğini kısıtlamaktadır. Dolayısıyla, bu tür renk değişimi çalışmalarının in vitro verilerle sınırlı kalmayıp, in vivo koşullarda da değerlendirilmesi, daha kapsamlı ve güvenilir sonuçlar elde edilmesi açısından büyük önem taşımaktadır.

6. SONUÇ

Tez kapsamında, iki farklı 3B daimi restoratif materyale 4 farklı yüzey işlemi uygulandı. Optik glazürün son kütleme öncesi uygulanmasının renk değışikliğı üzerindeki etkileri değeriendirildi. Bunun yanında bu uygulamanın optik glazür materyalinin 3B daimi restoratif materyal üzerindeki dağılımı ve adezyonu incelendi. Çalışmamızın sonuçları ve kullanılan yöntemlerin kısıtlamaları çerçevesinde, elde edilebilecek sonuçlar şu şekildedir:

- ÖO uygulaması, optik glazür materyali 3B daimi restoratif materyal yüzeyine daha homojen yayılım gösterdi.
- ÖO uygulamasında SO ve ÖOF uygulamasından örneklerin yüzeyinde daha ince bir optik glazür tabakası belirlendi.
- ÖO uygulamalarında termal yaşlandırma döngüsü sonrası optik glazür materyalinin 3B daimi restoratif materyal yüzeyinden ayrılmadığı görüldü.
- 3B daimi restoratif materyal karşılaştırıldığında VS örnekler daha fazla renk değışikliğı gösterdi.
- Yüzey işlemlerinden MP uygulanan örneklerde en fazla renk değışikliğı gözendi. En az renk değışikliğı ÖO uygulanan örneklerde gözlenirse de optik glazür materyali uygulanmış gruplarda ΔE_{00} değeriğinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark belirlenmedi.
- Yapay tükürük içerisinde bekletilen örnekler en az renklenirken kırmızı şarapta bekletilen örnekler en fazla renklendi.
- Optik glazür uygulamasının özellikle kahvede bekletilen örneklerde renklenmeyi azalttığı belirlendi.
- Optik glazür uygulama yöntemlerinin materyallerin renklenmesi üzerindeki etkisi değeriendirildi ve istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı.

KAYNAKÇA

1. Campbell T, Williams C, Ivanova O, Garrett B. Could 3D printing change the world. Technologies, Potential, and Implications of Additive Manufacturing, Atlantic Council, Washington, DC. 2011;3(1):18.
2. Dawood A, Marti BM, Sauret-Jackson V, Darwood A. 3D printing in dentistry. Br Dent J. 2015;219(11):521-9.
3. Vichi A, Carrabba M, Paravina R, Ferrari M. Translucency of Ceramic Materials for CEREC CAD/CAM System. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry. 2014;26(4):224-31.
4. 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. 2015;113(6):534-40.
5. Andreatta Filho OD, Bottino MA, Nishioka RS, Valandro LF, Leite FPP. Effect of thermocycling on the bond strength of a glass-infiltrated ceramic and a resin luting cement. Journal of Applied Oral Science. 2003;11(1):61-7.
6. Branco AC, Colaço R, Figueiredo-Pina CG, Serro AP. Recent Advances on 3D-Printed Zirconia-Based Dental Materials: A Review. Materials. 2023;16(5):1860.
7. Su G, Zhang Y, Jin C, Zhang Q, Lu J, Liu Z, vd. 3D printed zirconia used as dental materials: a critical review. J Biol Eng. 2023;17(1):78.
8. Jawahar A, Maragathavalli G. Applications of 3D printing in dentistry—a review. Journal of Pharmaceutical Sciences and Research. 2019;11(5):1670-5.
9. Prakash J, Shenoy M, Alhasmi A, Al Saleh AA, C SG, Shivakumar S. Biocompatibility of 3D-Printed Dental Resins: A Systematic Review. Cureus. 2024;
10. Acar O, Yilmaz B, Altintas SH, Chandrasekaran I, Johnston WM. Color stainability of CAD/CAM and nanocomposite resin materials. J Prosthet Dent. 2016;115(1):71-5.
11. Lawson NC, Burgess JO. Gloss and Stain Resistance of Ceramic-Polymer CAD/CAM Restorative Blocks. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry. 2016;28(S1).
12. Stansbury JW, Idacavage MJ. 3D printing with polymers: Challenges among expanding options and opportunities. Dental Materials. 2016;32(1):54-64.
13. Koutsoukis T, Zinelis S, Eliades G, Al-Wazzan K, Rifaiy M Al, Al Jabbari YS. Selective Laser Melting Technique of Co-Cr Dental Alloys: A Review of Structure and Properties and Comparative Analysis with Other Available Techniques. Journal of Prosthodontics. 2015;24(4):303-12.

14. Li X, Xie B, Jin J, Chai Y, Chen Y. 3D Printing Temporary Crown and Bridge by Temperature Controlled Mask Image Projection Stereolithography. *Procedia Manuf.* 2018;26:1023-33.
15. Dovramadjiev T, Pavlova D, Bankova A. Creating a 3D model of dental splint for bruxism. *Industry* 40. 2019;4(4):167-70.
16. Schweiger J, Edelhoff D, Güth JF. 3D Printing in Digital Prosthetic Dentistry: An Overview of Recent Developments in Additive Manufacturing. *J Clin Med.* 2021;10(9):2010.
17. Silva PMB da, Acosta EJTR, Jacobina M, Pinto L de R, Porto VC. Effect of repeated immersion solution cycles on the color stability of denture tooth acrylic resins. *Journal of Applied Oral Science.* 2011;19(6):623-7.
18. Koksall T, Dikbas I. Color Stability of Different Denture Teeth Materials against Various Staining Agents. *Dent Mater J.* 2008;27(1):139-44.
19. Mutlu-Sagesen L, Ergün G, Özkan Y, Bek B. Color stability of different denture teeth materials: An in vitro study. *J Oral Sci.* 2001;43(3):193-205.
20. 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.* 2006;96(1):33-40.
21. Boussès Y, Brulat-Bouchard N, Bouchard PO, Tillier Y. A numerical, theoretical and experimental study of the effect of thermocycling on the matrix-filler interface of dental restorative materials. *Dental Materials.* 2021;37(5):772-82.
22. Köroğlu A, Sahin O, Dede DÖ, Yılmaz B. Effect of different surface treatment methods on the surface roughness and color stability of interim prosthodontic materials. *J Prosthet Dent.* 2016;115(4):447-55.
23. Özmumcu B, Can G. Hareketli bölümlü protezlerde hassas tutucuların tutuculuk özellikleri. *PQDT - Global.* [Turkey]; 2008. Erişim adresi: <https://www.proquest.com/dissertations-theses/hareketli-bölümlü-protezlerde-hassas-tutucuların/docview/3085830543/se-2?accountid=45182>
24. Ömer Suat Yaluğ, Levent Nalbant. Bir metal oklüzal yüzeyli hareketli bölümlü protez uygulanması. *Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi.* 1998;1(2):81-3.
25. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. *AÜ Basımevi,* Ankara. 1993;515.
26. Hussain S. *Textbook of dental materials.* Jaypee Brothers Publishers; 2008.
27. Shillingburg T H. *Sabit Protezin Temelleri.* 3. Baskı. 2010.

28. Zembilci G, Çalikkocaoğlu S. Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi. Yenilik Basımevi, İstanbul. 1973;
29. Rawlings RD, Wu JP, Boccaccini AR. Glass-ceramics: Their production from wastes—A Review. J Mater Sci. 2006;41(3):733-61.
30. Çetindağ MT, M. E. Ş. E. Ayşef. Diş Hekimliğinde Kullanılan CAD/CAM (Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim) Sistemleri Ve Materyaller. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2016;524-33.
31. Kessler A, Hickel R, Reymus M. 3D Printing in Dentistry—State of the Art. Oper Dent. 2020;45(1):30-40.
32. Abduo J, Lyons K, Bennamoun M. Trends in Computer-Aided Manufacturing in Prosthodontics: A Review of the Available Streams. Int J Dent. 2014;2014:1-15.
33. Duret F, Blouin JL, Duret B. CAD-CAM in dentistry. J Am Dent Assoc; 1988. 715-720 s.
34. Moörmann WH. The evolution of the CEREC system. The Journal of the American Dental Association. 2006;137:7S-13S.
35. Palin W, Burke F. Trends in Indirect Dentistry: 8. CAD/CAM Technology. Dent Update. 2005;32(10):566-72.
36. Feuerstein P. Can technology help dentists deliver better patient care? The Journal of the American Dental Association. 2004;135:11S-16S.
37. Alghazzawi TF. Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. J Prosthodont Res. 2016;60(2):72-84.
38. Bakıç H, Kocacıklı M, Korkmaz T. Diş Hekimliğinde Güncel İntraoral Tarayıcılar. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2021;1-1.
39. Christensen GJ. Computerized restorative dentistry. The Journal of the American Dental Association. 2001;132(9):1301-3.
40. Masri R, Driscoll CF. Clinical applications of digital dental technology. Wiley Online Library; 2015.
41. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations. The Journal of the American Dental Association. 2006;137(9):1289-96.
42. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. Br Dent J. 2008;204(9):505-11.
43. Sun J, Zhang F. The Application of Rapid Prototyping in Prosthodontics. Journal of Prosthodontics. 2012;21(8):641-4.

44. Gibson D. W. And Stucker B. IAR. Additive Manufacturing Technologies: 3D Printing, Rapid Prototyping, and Direct Digital Manufacturing. 2, editör. Springer; 2015.
45. Hull C W. Apparatus for production of three-dimensional objects by stereolithography. Washington, DC: U.S; Patent 4575330, 1986.
46. Vojdani M, Torabi K, Farjood E, Khaledi A. Comparison the Marginal and Internal Fit of Metal Copings Cast from Wax Patterns Fabricated by CAD/CAM and Conventional Wax up Techniques. J Dent (Shiraz). 2013;14(3):118-29.
47. Esteve F. A guide to successful rapid manufacturing. . Smithers, Shawbury. 2012;
48. Monzón MD, Ortega Z, Martínez A, Ortega F. Standardization in additive manufacturing: activities carried out by international organizations and projects. The International Journal of Advanced Manufacturing Technology. 2015;76(5-8):1111-21.
49. Azari A, Nikzad S. The evolution of rapid prototyping in dentistry: a review. Rapid Prototyp J. 2009;15(3):216-25.
50. Liska R, Schuster M, Inführ R, Turecek C, Fritscher C, Seidl B, vd. Photopolymers for rapid prototyping. J Coat Technol Res. 2007;4(4):505-10.
51. Torabi K, Farjood E, Hamedani S. Rapid Prototyping Technologies and their Applications in Prosthodontics, a Review of Literature. J Dent (Shiraz). 2015;16(1):1-9.
52. van Noort R. The future of dental devices is digital. Dental Materials. 2012;28(1):3-12.
53. opticalenssupplier.com [Internet]. [a.yer 22 Ağustos 2024]. Stereolitografi. Erişim adresi: <https://www.opticalenssupplier.com/tr/products/Stereolithography-3D-SLA-3D-Printer-for-UV-Laser-Additive-manufacturing-Processing.html>
54. M. Ishii TKHYMT, T. Kawamura, T. Kawamura, M. Takabatake. Liquid Crystal Display. US; Patent 6934000B1, 2005.
55. Groth C, Kravitz ND, Jones PE, Graham JW, Redmond WR. Three-dimensional printing technology. J Clin Orthod. 2014;48(8):475-85.
56. Jockusch J, Özcan M. Additive manufacturing of dental polymers: An overview on processes, materials and applications. Dent Mater J. 2020;39(3):345-54.
57. Quan H, Zhang T, Xu H, Luo S, Nie J, Zhu X. Photo-curing 3D printing technique and its challenges. Bioact Mater. 2020;5(1):110-5.
58. 3d-yazici-teknolojileri-sla-dlp-ve-lcd [Internet]. [a.yer 30 Temmuz 2024]. Erişim adresi: <https://3mash.com/blog/3d-yazici-teknolojileri-sla-dlp-ve-lcd>

59. Tumbleston JR, Shirvanyants D, Ermoshkin N, Janusziewicz R, Johnson AR, Kelly D, vd. Continuous liquid interface production of 3D objects. *Science* (1979). 2015;347(6228):1349-52. Erişim adresi: <https://research.ebsco.com/linkprocessor/plink?id=e0d03395-497c-3a45-a428-34197e344808>
60. Chen Z, Li Z, Li J, Liu C, Lao C, Fu Y, vd. 3D printing of ceramics: A review. *J Eur Ceram Soc.* 2019;39(4):661-87.
61. Aral Yasemin MANDK. Diş Hekimliğinde 3 Boyutlu-Eklemeli Üretim: Derleme. *Journal of International Dental Sciences (Uluslararası Diş Hekimliği Bilimleri Dergisi)*. 2024;10(1):1-11.
62. Kihara H, Sugawara S, Yokota J, Takafuji K, Fukazawa S, Tamada A, vd. Applications of three-dimensional printers in prosthetic dentistry. *J Oral Sci.* 2021;63(3):212-6.
63. Acharya A, Chodankar RN, Patil R, Patil AG. Assessment of knowledge, awareness and practices toward the use of 3D printing among dental laboratory technicians in Karnataka, India: A cross-sectional study. *J Oral Biol Craniofac Res.* 2023;13(4):476-81.
64. Demiralp E, Dogru G, Yilmaz H. Additive Manufacturing (3D Printing) Methods and Applications in Dentistry. *Clinical And Experimental Health Sciences.* 2021;11(1):182-90.
65. Barazanchi A, Li KC, Al-Amleh B, Lyons K, Waddell JN. Additive Technology: Update on Current Materials and Applications in Dentistry. *Journal of Prosthodontics.* 2017;26(2):156-63.
66. Hazeveld A, Huddleston Slater JJR, Ren Y. Accuracy and reproducibility of dental replica models reconstructed by different rapid prototyping techniques. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 2014;145(1):108-15.
67. Standard A. Standard terminology for additive manufacturing technologies. *ASTM International F2792-12a.* 2012;46:10918-28.
68. Wohlers T. Wohlers report 2019: 3D printing and additive manufacturing state of the industry. 2019;
69. Kals HJJ, Buiting-Csikós IC, van Luttervelt ICA, Moulijn IKA, Ponsen IJM. Industrial production. Koninklijke Boom uitgevers; 2019.
70. Hermawan H, Ramdan D, Djuansjah JR. Metals for biomedical applications. *Biomed Eng Theory Appl.* 2011;2011:411-30.
71. Maleksaeedi S, Wang JK, El-Hajje A, Harb L, Guneta V, He Z, vd. Toward 3D Printed Bioactive Titanium Scaffolds with Bimodal Pore Size Distribution for Bone Ingrowth. *Procedia CIRP.* 2013;5:158-63.

72. Chou DT, Wells D, Hong D, Lee B, Kuhn H, Kumta PN. Novel processing of iron–manganese alloy-based biomaterials by inkjet 3-D printing. *Acta Biomater.* 2013;9(10):8593-603.
73. Dutta B, Froes FH (Sam). The Additive Manufacturing (AM) of titanium alloys. *Metal Powder Report.* 2017;72(2):96-106.
74. Yang Y, Chen Y, Wei Y, Li Y. 3D printing of shape memory polymer for functional part fabrication. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology.* 2016;84(9-12):2079-95.
75. Kong D, Ni X, Dong C, Lei X, Zhang L, Man C, vd. Bio-functional and anti-corrosive 3D printing 316L stainless steel fabricated by selective laser melting. *Mater Des.* 2018;152:88-101.
76. Ribeiro F. 3D printing with metals. *Computing & Control Engineering Journal.* 1998;9(1):31-8.
77. Al Mortadi N, Jones Q, Eggbeer D, Lewis J, Williams RJ. Fabrication of a resin appliance with alloy components using digital technology without an analog impression. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 2015;148(5):862-7.
78. Chevalier J, Gremillard L. Ceramics for medical applications: A picture for the next 20 years. *J Eur Ceram Soc.* 2009;29(7):1245-55.
79. Kim HM. Ceramic bioactivity and related biomimetic strategy. *Curr Opin Solid State Mater Sci.* 2003;7(4-5):289-99.
80. Yang S, Yang H, Chi X, Evans JRG, Thompson I, Cook RJ, vd. Rapid prototyping of ceramic lattices for hard tissue scaffolds. *Mater Des.* 2008;29(9):1802-9.
81. Will J, Melcher R, Treul C, Travitzky N, Kneser U, Polykandriotis E, vd. Porous ceramic bone scaffolds for vascularized bone tissue regeneration. *J Mater Sci Mater Med.* 2008;19(8):2781-90.
82. Tayebi L, Masaeli R, Zandsalimi K. 3D Printing in Oral & Maxillofacial Surgery. Cham: Springer International Publishing; 2021.
83. Wu H, Liu W, He R, Wu Z, Jiang Q, Song X, vd. Fabrication of dense zirconia-toughened alumina ceramics through a stereolithography-based additive manufacturing. *Ceram Int.* 2017;43(1):968-72.
84. Zocca A, Colombo P, Gomes CM, Günster J. Additive Manufacturing of Ceramics: Issues, Potentialities, and Opportunities. *Journal of the American Ceramic Society.* 2015;98(7):1983-2001.

85. Wilkes J, Hagedorn Y, Meiners W, Wissenbach K. Additive manufacturing of ZrO₂-Al₂O₃ ceramic components by selective laser melting. *Rapid Prototyp J*. 2013;19(1):51-7.
86. Yves-Christian H, Jan W, Wilhelm M, Konrad W, Reinhart P. Net shaped high performance oxide ceramic parts by selective laser melting. *Phys Procedia*. 2010;5:587-94.
87. Goswami A, Ankit K, Balashanmugam N, Umarji AM, Madras G. Optimization of rheological properties of photopolymerizable alumina suspensions for ceramic microstereolithography. *Ceram Int*. 2014;40(2):3655-65.
88. Tomeckova V, Halloran JW. Critical energy for photopolymerization of ceramic suspensions in acrylate monomers. *J Eur Ceram Soc*. 2010;30(16):3273-82.
89. Zhou W, Li D, Wang H. A novel aqueous ceramic suspension for ceramic stereolithography. *Rapid Prototyp J*. 2010;16(1):29-35.
90. Griffith ML, Halloran JW. Freeform Fabrication of Ceramics via Stereolithography. *Journal of the American Ceramic Society*. 1996;79(10):2601-8.
91. Wei Q, Deng NN, Guo J, Deng J. Synthetic Polymers for Biomedical Applications. *Int J Biomater*. 2018;2018:1-2.
92. Ligon SC, Liska R, Stampfl J, Gurr M, Mülhaupt R. Polymers for 3D Printing and Customized Additive Manufacturing. *Chem Rev*. 2017;117(15):10212-90.
93. Suganuma J, Alexander H. Biological response of intramedullary bone to poly-L-lactic acid. *Journal of Applied Biomaterials*. 1993;4(1):13-27.
94. Özey M, Sarıdağ S. Diş Hekimliğinde Fotopolimerizasyon ile 3 Boyutlu Üretim Yöntemleri ve Kullanım Alanları. *Selcuk Dental Journal*. 2023;10(2):479-85.
95. Ahangar P, Cooke ME, Weber MH, Rosenzweig DH. Current biomedical applications of 3D printing and additive manufacturing. *Applied sciences*. 2019;9(8):1713.
96. Espalin D, Arcaute K, Rodriguez D, Medina F, Posner M, Wicker R. Fused deposition modeling of patient-specific polymethylmethacrylate implants. *Rapid Prototyp J*. 2010;16(3):164-73.
97. Sukindar NA, Mohd Samsudin N, Syed Shaharuddin SI, Kamaruddin S. The Effects of FDM Printing Parameters on the Compression Properties of Polymethylmethacrylate (PMMA) using Finite Element Analysis. *International Journal of Integrated Engineering*. 2022;14(2).
98. Wintermantel E, Ha SW. *Medizintechnik: Life Science Engineering*. Springer Science & Business Media; 2009.

99. Wendel B, Rietzel D, Kühnlein F, Feulner R, Hülder G, Schmachtenberg E. Additive Processing of Polymers. *Macromol Mater Eng.* 2008;293(10):799-809.
100. Ma R, Tang T. Current Strategies to Improve the Bioactivity of PEEK. *Int J Mol Sci.* 2014;15(4):5426-45.
101. Skirbutis G, Dzingučė A, Masiliūnaitė V, Šulcaitė G, Žilinskas J. A review of PEEK polymer's properties and its use in prosthodontics. *Stomatologija.* 2017;19(1):19-23.
102. Monich PR, Berti F V., Porto LM, Henriques B, Novaes de Oliveira AP, Fredel MC, vd. Physicochemical and biological assessment of PEEK composites embedding natural amorphous silica fibers for biomedical applications. *Materials Science and Engineering: C.* 2017;79:354-62.
103. Najeeb S, Zafar MS, Khurshid Z, Siddiqui F. Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *J Prosthodont Res.* 2016;60(1):12-9.
104. Zoidis P, Papathanasiou I, Polyzois G. The Use of a Modified Poly-Ether-Ether-Ketone (PEEK) as an Alternative Framework Material for Removable Dental Prostheses. A Clinical Report. *Journal of Prosthodontics.* 2016;25(7):580-4.
105. Xin H, Shepherd DET, Dearn KD. Strength of poly-ether-ether-ketone: Effects of sterilisation and thermal ageing. *Polym Test.* 2013;32(6):1001-5.
106. Sheiko N, Kéikicheff P, Marie P, Schmutz M, Jacomine L, Perrin-Schmitt F. PEEK (polyether-ether-ketone)-coated nitinol wire: Film stability for biocompatibility applications. *Appl Surf Sci.* 2016;389:651-65.
107. Zhou L, Qian Y, Zhu Y, Liu H, Gan K, Guo J. The effect of different surface treatments on the bond strength of PEEK composite materials. *Dental Materials.* 2014;30(8):e209-15.
108. Kurtz SM. PEEK Biomaterials Handbook. William Andrew; 2019.
109. Vaezi M, Yang S. A novel bioactive PEEK/HA composite with controlled 3D interconnected HA network. *Int J Bioprint.* 2024;1(1):66.
110. Alharbi N, Osman R, Wismeijer D. Effects of build direction on the mechanical properties of 3D-printed complete coverage interim dental restorations. *J Prosthet Dent.* 2016;115(6):760-7.
111. Revilla-León M, Umorin M, Özcan M, Piedra-Cascón W. Color dimensions of additive manufactured interim restorative dental material. *J Prosthet Dent.* 2020;123(5):754-60.
112. Cho HS, Park WS, Choi BW, Leu MC. Determining optimal parameters for stereolithography processes via genetic algorithm. *J Manuf Syst.* 2000;19(1):18-27.

113. Ide Y, Nayar S, Logan H, Gallagher B, Wolfaardt J. The effect of the angle of acuteness of additive manufactured models and the direction of printing on the dimensional fidelity: clinical implications. *Odontology*. 2017;105(1):108-15.
114. Braian M, Jimbo R, Wennerberg A. Production tolerance of additive manufactured polymeric objects for clinical applications. *Dental Materials*. 2016;32(7):853-61.
115. Puebla K, Arcaute K, Quintana R, Wicker RB. Effects of environmental conditions, aging, and build orientations on the mechanical properties of ASTM type I specimens manufactured via stereolithography. *Rapid Prototyp J*. 2012;18(5):374-88.
116. Wu Zeang AND Zhang Qiang AND Qi H Jerry AND Fang Daining DANDZ. Mechanics of shape distortion of DLP 3D printed structures during UV post-curing. *Soft Matter*. 2019;15(30):6151-9.
117. Favero CS, English JD, Cozad BE, Wirthlin JO, Short MM, Kasper FK. Effect of print layer height and printer type on the accuracy of 3-dimensional printed orthodontic models. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2017;152(4):557-65.
118. Loflin WA, English JD, Borders C, Harris LM, Moon A, Holland JN, vd. Effect of print layer height on the assessment of 3D-printed models. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2019;156(2):283-9.
119. Zhang Z chen, Li P lun, Chu F ting, Shen G. Influence of the three-dimensional printing technique and printing layer thickness on model accuracy. *Journal of Orofacial Orthopedics / Fortschritte der Kieferorthopädie*. 2019;80(4):194-204.
120. Park GS, Kim SK, Heo SJ, Koak JY, Seo DG. Effects of Printing Parameters on the Fit of Implant-Supported 3D Printing Resin Prosthetics. *Materials (1996-1944)*. 2019;12(16):2533.
121. Arnold C, Monsees D, Hey J, Schweyen R. Surface Quality of 3D-Printed Models as a Function of Various Printing Parameters. *Materials (1996-1944)*. 2019;12(12):1970.
122. Tahayeri A, Morgan M, Fugolin AP, Bompolaki D, Athirasala A, Pfeifer CS, vd. 3D printed versus conventionally cured provisional crown and bridge dental materials. *Dental Materials*. 2018;34(2):192-200.
123. Reymus M, Fabritius R, Keßler A, Hickel R, Edelhoff D, Stawarczyk B. Fracture load of 3D-printed fixed dental prostheses compared with milled and conventionally fabricated ones: the impact of resin material, build direction, post-curing, and artificial aging—an in vitro study. *Clin Oral Investig*. 2020;24(2):701-10.
124. Unkovskiy A, Bui PHB, Schille C, Geis-Gerstorfer J, Huettig F, Spintzyk S. Objects build orientation, positioning, and curing influence dimensional accuracy and flexural properties of stereolithographically printed resin. *Dental Materials*. 2018;34(12):e324-33.

125. Alharbi N, Osman R, Wismeijer D. Factors Influencing the Dimensional Accuracy of 3D-Printed Full-Coverage Dental Restorations Using Stereolithography Technology. *Int J Prosthodont*. 2016;29(5):503-10.
126. Piedra-Cascón W, Krishnamurthy VR, Att W, Revilla-León M. 3D printing parameters, supporting structures, slicing, and post-processing procedures of vat-polymerization additive manufacturing technologies: A narrative review. *J Dent*. 2021;109:103630.
127. Liu Q, Leu MC, Schmitt SM. Rapid prototyping in dentistry: technology and application. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*. 2006;29(3-4):317-35.
128. Vaezi M, Seitz H, Yang S. A review on 3D micro-additive manufacturing technologies. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*. 2013;67(5-8):1721-54.
129. Alharbi N, Wismeijer D, Osman RB. Additive Manufacturing Techniques in Prosthodontics: Where Do We Currently Stand? A Critical Review. *International Journal of Prosthodontics*. 2017;30(5):474-84.
130. Ryu JE, Kim YL, Kong HJ, Chang HS, Jung JH. Marginal and internal fit of 3D printed provisional crowns according to build directions. *J Adv Prosthodont*. 2020;12(4):225.
131. Kluska E, Gruda P, Majca-Nowak N. The Accuracy and the Printing Resolution Comparison of Different 3D Printing Technologies. *Transactions on Aerospace Research*. 2018;2018(3):69-86.
132. Crivello J V. UV and electron beam-induced cationic polymerization. *Nucl Instrum Methods Phys Res B*. 1999;151(1-4):8-21.
133. Anadioti E, Kane B, Zhang Y, Bergler M, Mante F, Blatz MB. Accuracy of Dental and Industrial 3D Printers. *Journal of Prosthodontics*. 2022;31(S1):30-7.
134. Methani MM, Revilla-León M, Zandinejad A. The potential of additive manufacturing technologies and their processing parameters for the fabrication of all-ceramic crowns: A review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2020;32(2):182-92.
135. Borrello J, Nasser P, Iatridis JC, Costa KD. 3D printing a mechanically-tunable acrylate resin on a commercial DLP-SLA printer. *Addit Manuf*. 2018;23:374-80.
136. Manapat JZ, Mangadlao JD, Tiu BDB, Tritchler GC, Advincula RC. High-Strength Stereolithographic 3D Printed Nanocomposites: Graphene Oxide Metastability. *ACS Appl Mater Interfaces*. 2017;9(11):10085-93. Erişim adresi: <https://doi.org/10.1021/acsami.6b16174>
137. Espera AH, Dizon JRC, Chen Q, Advincula RC. 3D-printing and advanced manufacturing for electronics. *Progress in Additive Manufacturing*. 2019;4(3):245-67.

138. Dizon JRC, Gache CCL, Cascolan HMS, Cancino LT, Advincula RC. Post-Processing of 3D-Printed Polymers. *Technologies (Basel)*. 2021;9(3):61.
139. Albright B. digitalengineering. 2021 [a.yer 05 Ağustos 2021]. Post-Processing 3D Printed Prototypes Getting to the Finished Part. Erişim adresi: <https://www.digitalengineering247.com/article/post-processing-3d-printed-prototypes/>
140. Jefferies SR. Abrasive Finishing and Polishing in Restorative Dentistry: A State-of-the-Art Review. *Dent Clin North Am*. 2007;51(2):379-97.
141. Antonson SA, Yazici AR, Kilinc E, Antonson DE, Hardigan PC. Comparison of different finishing/polishing systems on surface roughness and gloss of resin composites. *J Dent*. 2011;39:e9-17.
142. Preis V, Grumser K, Schneider-Feyrer S, Behr M, Rosentritt M. Cycle-dependent in vitro wear performance of dental ceramics after clinical surface treatments. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2016;53:49-58.
143. Yılmaz C, Korkmaz T, Demirköprülü H, Ergün G, Özkan Y. Color Stability of Glazed and Polished Dental Porcelains. *Journal of Prosthodontics*. 2008;17(1):20-4.
144. Fasbinder DJ, Neiva GF. Surface Evaluation of Polishing Techniques for New Resilient CAD/CAM Restorative Materials. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2016;28(1):56-66.
145. O'Brien WJ and others. *Dental materials and their selection*. C. 10. Quintessence Chicago; 2002.
146. Tuncer D, Halaçoğlu DM, Çelik Ç, Arhun N. Effect of Different Finishing and Polishing Systems On Surface Roughness of Different Types of Resin Composites. *Yeditepe Dental Journal*. 2016;12(2):25-30.
147. Okutan Y, Dönmez MB, Yücel MT. Effect of Different Polishing Methods on the Surface Roughness of Two Different CAD/CAM Glass Ceramics: In Vitro Study. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*. 2022;28(1):157-64.
148. Kerr Dental [Internet]. [a.yer 13 Ağustos 2024]. Erişim adresi: <https://www.kerrdental.com>
149. frank-dental [Internet]. [a.yer 12 Ağustos 2024]. frank-dental catalog. Erişim adresi: <https://www.frank-dental.com/en/catalog>
150. Gedik R, Hürmüzlü F, Coşkun A, Bektaş ÖÖ, Özdemir AK. Surface roughness of new microhybrid resin-based composites. *The Journal of the American Dental Association*. 2005;136(8):1106-12.

151. www.kuraraynoritake.eu [Internet]. [a.yer 12 Ağustos 2024]. twist-dia-for-composite. Erişim adresi: <https://www.kuraraynoritake.eu/en/twist-dia-for-composite>
152. Ashe MJ, Tripp GA, Eichmiller FC, George LA, Meiers JC. Surface Roughness of Glass-Ceramic Insert-Composite Restorations: Assessing Several Polishing Techniques. *The Journal of the American Dental Association*. 1996;127(10):1495-500.
153. Doray PG, Eldiwany MS, Powers JM. Effect of Resin Surface Sealers on Improvement of Stain Resistance for a Composite Provisional Material. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2003;15(4):244-50.
154. Lima AF, Soares GP, Vasconcellos PH, Ambrosano GM, Marchi GM, Lovadino JR, vd. Effect of surface sealants on microleakage of Class II restorations after thermocycling and long-term water storage. *J Adhes Dent*. 2011;13(3):249-54.
155. Güler AU, Güler E, Yücel AÇ, Ertaş E. Effects of polishing procedures on color stability of composite resins. *Journal of Applied Oral Science*. 2009;17(2):108-12.
156. Anusavice K PR. Phillip's Science of Dental Materials. 13. bs. Elsevier, St. Louis; 2022.
157. Bertrand MF, Leforestier E, Muller M, Lupi-Pègurier L, Bolla M. Effect of surface penetrating sealant on surface texture and microhardness of composite resins. *J Biomed Mater Res*. 2000;53(6):658-63.
158. Westland S. Review of the CIE System of Colorimetry and Its Use in Dentistry. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2003;15(s1).
159. Joiner A. Tooth colour: a review of the literature. *J Dent*. 2004;32:3-12.
160. Seghi RR, Johnston WM, O'Brien WJ. Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems. *J Prosthet Dent*. 1986;56(1):35-40.
161. Stockman A, Sharpe LT. Human cone spectral sensitivities: a progress report. *Vision Res*. 1998;38(21):3193-206.
162. Sarıkaya I, Güler A U. Diş Hekimliği Uygulamalarında Renk Kavramı. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*. 2009;15(2):118-29.
163. Paravina RD, Ghinea R, Herrera LJ, Bona AD, Igiel C, Linninger M, vd. Color Difference Thresholds in Dentistry. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2015;27(S1).
164. Hindle JP, Harrison A. Tooth colour analysis by a new optoelectronic system. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2000;8(2):57-61.

165. Alp G, Subasi MG, Johnston WM, Yilmaz B. Effect of surface treatments and coffee thermocycling on the color and translucency of CAD-CAM monolithic glass-ceramic. *J Prosthet Dent*. 2018;120(2):263-8.
166. Wee AG, Lindsey DT, Shroyer KM, Johnston WM. Use of a porcelain color discrimination test to evaluate color difference formulas. *J Prosthet Dent*. 2007;98(2):101-9.
167. Ghinea R, Pérez MM, Herrera LJ, Rivas MJ, Yebra A, Paravina RD. Color difference thresholds in dental ceramics. *J Dent*. 2010;38:e57-64.
168. Paravina RD, Powers JM. Color, other appearance attributes. *Esthetic Color Training in Dentistry*, 1st ed China. 2004;3-47.
169. Joint ISO. CIE Standard Illuminants for Colorimetry. ISO. 1999;10526:005.
170. Watts A, Addy M. Tooth discolouration and staining: a review of the literature. *Br Dent J*. 2001;190(6):309-16.
171. Knispel G. Factors affecting the process of color matching restorative materials to natural teeth. *Quintessence Int (Berl)*. 1991;22(7).
172. Fondriest J. Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies. *International journal of Periodontics and restorative dentistry*. 2003;23(5):467-80.
173. Lee Y, Lim B, Kim C, Powers JM. Comparison of Color of Resin Composites of White and Translucent Shades with Two Shade Guides. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2001;13(3):179-86.
174. van der Burgt TP, ten Bosch JJ, Borsboom PCF, Kortsmit WJPM. A comparison of new and conventional methods for quantification of tooth color. *J Prosthet Dent*. 1990;63(2):155-62.
175. Igiel C, Weyhrauch M, Wentaschek S, Scheller H, Lehmann KM. Dental color matching: A comparison between visual and instrumental methods. *Dent Mater J*. 2016;35(1):63-9.
176. Dancy WK, Yaman P, Dennison JB, O'Brien WJ, Razzoog ME. Color Measurements as Quality Criteria for Clinical Shade Matching of Porcelain Crowns. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2003;15(2):114-22.
177. Keskin Y, Eskitaşçıoğlu G, Hasanreisioğlu U, Köse K, Özkan Y. Renk Stabilite Araştırmalarında Alternatif Bir Yöntem. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*. 1997;3(2):112-5.
178. Craig RG. *Restorative dental materials*. Mosby; 1980.
179. Cho B, Lim Y, Lee Y. Comparison of the color of natural teeth measured by a colorimeter and Shade Vision System. *Dental Materials*. 2007;23(10):1307-12.

180. Craig R, Powers J, Sakaguchi R. Craig's Restorative Dental Materials. 13th ed. St. Mosby Elsevier; 2006.
181. Ishikawa-Nagai S, Ishibashi K, Tsuruta O, Weber HP. Reproducibility of tooth color gradation using a computer color-matching technique applied to ceramic restorations. *J Prosthet Dent*. 2005;93(2):129-37.
182. Cal E, Güneri P, Kose T. Comparison of digital and spectrophotometric measurements of colour shade guides. *J Oral Rehabil*. 2006;33(3):221-8.
183. Analoui M, Papkosta E, Cochran M, Matis B. Designing visually optimal shade guides. *J Prosthet Dent*. 2004;92(4):371-6.
184. Tung FF, Goldstein GR, Jang S, Hittelman E. The repeatability of an intraoral dental colorimeter. *J Prosthet Dent*. 2002;88(6):585-90.
185. Paul S, Peter A, Pietrobon N, Hämmerle CHF. Visual and Spectrophotometric Shade Analysis of Human Teeth. *J Dent Res*. 2002;81(8):578-82.
186. Lagouvardos PE, Fougia AG, Diamantopoulou SA, Polyzois GL. Repeatability and interdevice reliability of two portable color selection devices in matching and measuring tooth color. *J Prosthet Dent*. 2009;101(1):40-5.
187. Paravina RD, Powers JM. Esthetic color training in dentistry. (No Title). 2004;
188. Kim-Pusateri S, Brewer JD, Davis EL, Wee AG. Reliability and accuracy of four dental shade-matching devices. *J Prosthet Dent*. 2009;101(3):193-9.
189. Sund-Levander M, Forsberg C, Wahren LK. Normal oral, rectal, tympanic and axillary body temperature in adult men and women: a systematic literature review. *Scand J Caring Sci*. 2002;16(2):122-8.
190. Green BG. Oral perception of the temperature of liquids. *Percept Psychophys*. 1986;39(1):19-24.
191. Michalesco PM, Marciano J, Grieve AR, Abadie MJM. An in vivo recording of variations in oral temperature during meals: A pilot study. *J Prosthet Dent*. 1995;73(2):214-8.
192. Palmer DS, Barco MT, Billy EJ. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent*. 1992;67(3):325-7.
193. Nelsen RJ, Wolcott RB, Paffenbarger GC. Fluid Exchange at the Margins of Dental Restorations. *The Journal of the American Dental Association*. 1952;44(3):288-95.
194. ISO I. TS 11405: Dental materials—testing of adhesion to tooth structure. Geneva, Switzerland: International Organization for Standardization ISO Central Secretariat. 2003;

195. Materials C on D, (US) E, Association AD. Revised American Dental Association acceptance program guidelines for dentin and enamel adhesive materials. American Dental Association, Council on Dental Materials, Instruments and ...; 1994.
196. Iso T. 11405 Dental materials—Guidance on testing of adhesion to tooth structure. International Organization for Standardization, Switzerland, Genf. 1994;
197. sd-mechatronik. sd-mechatronik thermocycler [Internet]. [a.yer 12 Eylül 2024]. Erişim adresi: <https://sd-mechatronik.de/pruefgerate/thermocycler/>
198. Gonzaga CC, Yoshimura HN, Cesar PF, Miranda WG. Subcritical crack growth in porcelains, glass-ceramics, and glass-infiltrated alumina composite for dental restorations. *J Mater Sci Mater Med.* 2009;20(5):1017.
199. Shin DH, Rawls HR. Degree of conversion and color stability of the light curing resin with new photoinitiator systems. *Dental Materials.* 2009;25(8):1030-8.
200. Hadis MA, Shortall AC, Palin WM. Competitive light absorbers in photoactive dental resin-based materials. *Dental Materials.* 2012;28(8):831-41.
201. Dozić A, Kleverlaan CJ, El-Zohairy A, Feilzer AJ, Khashayar G. Performance of Five Commercially Available Tooth Color-Measuring Devices. *Journal of Prosthodontics.* 2007;16(2):93-100.
202. Lauvahutanon S, Shiozawa M, Takahashi H, Iwasaki N, Oki M, Finger WJ, vd. Discoloration of various CAD/CAM blocks after immersion in coffee. *Restor Dent Endod.* 2017;42(1):9.
203. Barutçugil Ç, Bilgili D, Barutçigil K, Dündar A, Büyükkaplan UŞ, Yılmaz B. Discoloration and translucency changes of CAD-CAM materials after exposure to beverages. *J Prosthet Dent.* 2019;122(3):325-31.
204. Çakmak G, Oosterveen-Rüegsegger AL, Akay C, Schimmel M, Yılmaz B, Donmez MB. Influence of polishing technique and coffee thermal cycling on the surface roughness and color stability of additively and subtractively manufactured resins used for definitive restorations. *Journal of Prosthodontics.* 2024;33(5):467-74.
205. Kara D, Tekçe N, Fidan S, Demirci M, Tuncer S, Balcı S. The Effects of Various Polishing Procedures on Surface Topography of CAD/CAM Resin Restoratives. *Journal of Prosthodontics.* 2021;30(6):481-9.
206. Almejrads L, Yang C, Morton D, Lin W. The Effects of Beverages and Surface Treatments on the Color Stability of 3D-Printed Interim Restorations. *Journal of Prosthodontics.* 2022;31(2):165-70.

207. Azpiazu-Flores FX, Elfana A, Yang C, Morton D, Lin W. Effect of artificial aging and different surface finishing protocols on the flexural strength and surface hardness of a photopolymer for manufacturing monolithic polychromatic complete dentures using PolyJet 3D printing. *Journal of Prosthodontics*. 2024;
208. Aykent F, Yondem I, Ozyesil AG, Gunal SK, Avunduk MC, Ozkan S. Effect of different finishing techniques for restorative materials on surface roughness and bacterial adhesion. *J Prosthet Dent*. 2010;103(4):221-7.
209. Muhittin U, Burak TU, Kam HO. Color stability of microhybrid and nanofilled composite resins: effect of surface sealant agents containing different filler content. *J Contemp Dent Pract*. 2019;20(9):1045-50.
210. Shin JW, Kim JE, Choi YJ, Shin SH, Nam NE, Shim JS, vd. Evaluation of the Color Stability of 3D-Printed Crown and Bridge Materials against Various Sources of Discoloration: An In Vitro Study. *Materials*. 2020;13(23):5359.
211. Aysan i., Uçar Y., Üşümez A. Üç Farklı Kaide Materyalinin Farklı Solüsyonlardaki Renk Stabilitesinin Karşılaştırılması. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2011;2011(3):219-25.
212. Atria PJ, Lagos I, Sampaio CS. In vitro evaluation of surface roughness, color stability, and color masking of provisional restoration materials for veneers and crowns. *Int J Comput Dent*. 2020;23(4).
213. Scotti CK, Velo MM de AC, Rizzante FAP, Nascimento TR de L, Mondelli RFL, Bombonatti JFS. Physical and surface properties of a 3D-printed composite resin for a digital workflow. *J Prosthet Dent*. 2020;124(5):614.e1-614.e5.
214. Berli C, Thieringer FM, Sharma N, Müller JA, Dedem P, Fischer J, vd. Comparing the mechanical properties of pressed, milled, and 3D-printed resins for occlusal devices. *J Prosthet Dent*. 2020;124(6):780-6.
215. Göpferich A. Mechanisms of polymer degradation and erosion. *The Biomaterials: Silver Jubilee Compendium*. 1996;117-28.
216. Kessler A, Reymus M, Hickel R, Kunzelmann KH. Three-body wear of 3D printed temporary materials. *Dental Materials*. 2019;35(12):1805-12.
217. Doymuş YŞ. Üç Boyutlu Yazıcıyla Üretilmiş Total Protez Kaide Materyalinde Yapılan Farklı Yüzey İşlemlerinin Renk Stabilitesine Etkisi. 2021;
218. Sassi JF, Batista A dos R, Ciccone-Nogueira JC, Corona SAM, Palma-Dibb RG. Influence of light-curing unit systems on shear bond strength and marginal microleakage of composite resin restorations. *Materials Research*. 2008;11(1):69-73.

219. Ersöz B, Aydın N, Ezmek B, Karaoğlanoğlu S, Çal İ. Effect of Surface Treatments Applied to 3D Printed Permanent Resins on Shear Bond Strength. *J Clin Exp Dent*. 2024;e1059-66.
220. Reymus M, Lümke mann N, Stawarczyk B. 3D-printed material for temporary restorations: Impact of print layer thickness and post-curing method on degree of conversion. *Int J Comput Dent*. 2019;22(3):231-7.
221. Tanaka A, Kawaguchi T, Ito A, Isshi K, Hamanaka I, Tsuzuki T. Shear bond strength of ultraviolet-polymerized resin to 3D-printed denture materials: Effects of post-polymerization, surface treatments, and thermocycling. *J Prosthodont Res*. 2024;JPR_D_23_00321.
222. Çakmak G, Yılmaz H, Aydoğ Ö, Yılmaz B. Flexural strength of CAD-CAM and conventional interim resin materials with a surface sealant. *J Prosthet Dent*. 2020;124(6):800.e1-800.e7.
223. Nam NE, Hwangbo NK, Kim JE. Effects of surface glazing on the mechanical and biological properties of 3D printed permanent dental resin materials. *J Prosthodont Res*. 2024;68(2):JPR_D_22_00261.
224. Yao Q, Morton D, Eckert GJ, Lin WS. The effect of surface treatments on the color stability of CAD-CAM interim fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent*. 2021;126(2):248-53.
225. Ezmek B, Aydın N. Do Polishing Methods and Colorant Beverages Affect the Color Stainability of 3D-printed Permanent Restorations? *J Adv Oral Res*. 2023;14(2):161-8.
226. Cakan U, Kara HB. Effect of liquid polishing materials on the stainability of bis-acryl interim restorative material in vitro. *J Prosthet Dent*. 2015;113(5):475-9.
227. 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*. 2009;03(01):50-6.
228. 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. *The Journal of the American Dental Association*. 2004;135(5):587-94.
229. Ccahuana VZS, Özcan M, Mesquita AMM, Nishioka RS, Kimpara ET, Bottino MA. Surface degradation of glass ceramics after exposure to acidulated phosphate fluoride. *Journal of Applied Oral Science*. 2010;18(2):155-65.
230. Kazemi Yazdi H, Nasoohi N, Benvidi M. In Vitro Efficacy of Listerine Whitening Mouthwash for Color Recovery of Two Discolored Composite Resins. *Front Dent*. 2019;
231. Zajkani E, Abdoh Tabrizi M, Ghasemi A, Torabzade H, Kharazifard M. Effect of staining solutions and repolishing on composite resin color change. *Journal of Iranian Dental Association*. 2013;25(3):139-46.

232. Lu H, Roeder LB, Lei L, Powers JM. Effect of Surface Roughness on Stain Resistance of Dental Resin Composites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2005;17(2):102-8.
233. Ozen F, Demirkol N, Parlar Oz O. Effect of surface finishing treatments on the color stability of CAD/CAM materials. *J Adv Prosthodont*. 2020;12(3):150.
234. Song SY, Shin YH, Lee JY, Shin SW. Color stability of provisional restorative materials with different fabrication methods. *J Adv Prosthodont*. 2020;12(5):259.
235. Al-Harbi FA, Ayad NM, ArRejaie AS, Bahgat HA, Baba NZ. Effect of Aging Regimens on Resin Nanoceramic Chairside CAD/CAM Material. *Journal of Prosthodontics*. 2017;26(5):432-9.
236. Omar H, Atta O, El-Mowafy O, Khan SA. Effect of CAD–CAM porcelain veneers thickness on their cemented color. *J Dent*. 2010;38(SUPPL. 2):e95-9.
237. Chu SJ, Trushkowsky RD, Paravina RD. Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *J Dent*. 2010;38(SUPPL. 2):e2-16.
238. Paul SJ, Peter A, Rodoni L, Pietrobon N. Conventional visual vs spectrophotometric shade taking for porcelain-fused-to-metal crowns: a clinical comparison. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2004;92(6):577.
239. Paravina RD, Ontiveros JC, Powers JM. Curing-Dependent Changes in Color and Translucency Parameter of Composite Bleach Shades. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2002;14(3):158-66.
240. Lee YK, Powers JM. Influence of background color on the color changes of resin composites after accelerated aging. *Am J Dent*. 2007;20(1):27.