

T.C.
ZONGULDAK BÜLENT ECEVİT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI ORANLARDA BOR İLAVESİNİN ÜÇ BOYUTLU
YAZICI İLE ÜRETİLEN DAİMİ KRON REZİNLERİNİN YÜZEY
PÜRÜZLÜLÜĞÜ VE ANTİBAKTERİYEL ÖZELLİKLERİNE
ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

DALNDUSHE ABDULAI
DOKTORA TEZİ

ZONGULDAK
2023

T.C.
ZONGULDAK BÜLENT ECEVİT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI ORANLARDA BOR İLAVESİNİN ÜÇ BOYUTLU
YAZICI İLE ÜRETİLEN DAİMİ KRON REZİNLERİNİN YÜZEY
PÜRÜZLÜLÜĞÜ VE ANTİBAKTERİYEL ÖZELLİKLERİNE
ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dalndushe ABDULAI
DOKTORA TEZİ

TEZ DANIŞMANLARI
Dr. Öğr. Üyesi. Şükriye Ece GEDUK
Prof. Dr. Seda CENGİZ

ZONGULDAK
2023

ÖNSÖZ

Tüm doktora eğitimim boyunca ve tez çalışmamın her aşamasında değerli bilgi ve deneyimleriyle eşsiz bir rehberlik, her daim yanımda olan saygıdeğer doktora tez hocam Sayın Prof. Dr. Seda Cengiz'e,

Tez çalışmam boyunca bana kıymetli tecrübelerini ve bilgilerini aktaran, tez danışmanım olan değerli Sayın Dr. Öğr. Üyesi Şükriye Ece Geduk'a,

Tez konusunda ve çalışma sırasında önerileri ile yol gösteren ve bilgi desteğini esirgemeyen değerli Sayın Prof. Dr. Dr. Mutlu Özcan'a,

Yeditepe Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Genetik ve Biyomühendislik bölümünde laboratuvar çalışma sırasında ve bor elementiyle ilgili koşulsuz destek sağlayan başta Sayın Prof. Dr. Fikrettin Şahin'e, Sayın Doç. Dr. Pınar Şen'e ve Sayın Dilek Öztürkoğlu'na,

Çalışmada profilometre ile yüzey ölçümleri sırasında yardımları için Sayın Dr. Seyit Çağlar'a,

Doktora eğitimim boyunca her konuda bana katkıda bulunan, mesleki anlamında bilgi ve tecrübelerini benden esirgemeyen Sayın Prof. Dr. Ayşegül Köroğlu'na ve Sayın Dr. Öğr. Üyesi Gaye Sağlam'a,

Doktora tez jürimde bulunarak beni onurlandıran Sayın Doç. Dr. Gediz Geduk'a, Sayın Doç. Dr. Işıl Sarıkaya'ya ve Sayın Dr. Öğr. Üyesi Elif Yiğit'e,

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nın tüm asistan ve teknisyen çalışanlarına,

Hayatımın özel bir parçası olan, her zaman desteği ile yanımda olan Genetik Müh. Gozal Azad Ali Babaloo'ya,

Büyük bir minnettarlıkla başta değerli annem, değerli babam ve her zaman yanımda olan abim ve eşine,

Beni her zaman destekleyen ve başarılarıma inana, hiç bir fedakarlıktan kaçınmayan ve minnet duyduğum hayat arkadaşşıma,

Ailemizin en değerli varlığı olan kedimiz İfi'ye,
Tüm kalbimle sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Dalndushe Abdulai
Aralık 2023, Zonguldak

ÖZET

Dalindushe ABDULAI, Farklı Oranlarda Bor İlavesinin Üç Boyutlu Yazıcı ile Üretilen Daimi Kron Rezinlerinin Yüzey Pürüzlülüğü ve Antibakteriyel Özelliklerine Etkisinin Değerlendirilmesi , Zonguldak Bülent Ecevit Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi, Zonguldak, 2023.

Bu tez çalışmasının amacı, üç boyutlu yazıcı ile üretilen daimi kron rezinine bor elementi ilavesinin fırçalama öncesi ve sonrası materyalin renk stabilitesi, yüzey pürüzlülüğü ve antibakteriyel özelliklerine etkisini değerlendirmektir. Çalışmamızda UV ışını ile polimerize olan ve üç boyutlu yazıcı ile üretilen daimi kron rezinine farklı oranlarda (%0, %1, %2 ve %3) sodyum pentaborat ilave edilerek örnekler hazırlandı. SLA üretim teknolojisine sahip olan yazıcıda, toplamda 148 örnek üretilerek dört gruba ayrıldı. Tüm örneklerin yüzeyleri silikon karbit zımpara kağıdı (600, 800, 1000, 1200 grid) kullanılarak zımparalandı ve ardından 2.5 bar basınç altında 110µm Al₂O₃ kumlama yapıldı. Daha sonra yüzeylere polisaj patı uygulandı. Örnekler, fırçalama simülatöründe 10.000 devirlik fırçalama işlemine tabi tutuldu. Fırçalama öncesi ve sonrasında yüzey pürüzlülükleri profilometre cihazı ve FE-SEM mikroskobu, renk değişikliği ölçümleri spektrofotometre cihazı ile yapıldı. ISO 22196 standardına uygun yöntem kullanılarak, hazırlanan örneklerin antibakteriyel etkisi incelendi. Renk değişimi, Kruskal-Wallis testi kullanılarak istatistiksel olarak değerlendirildi ve ardından çoklu karşılaştırmalar Dunn testi ile gerçekleştirildi. Yüzey pürüzlülüğü değerleri ise iki yönlü ROBUST ANOVA testi kullanılarak incelendi ve çoklu karşılaştırmalar Bonferroni testiyle değerlendirildi. Fırçalama işlemi sonrasında gruplar karşılaştırıldığında karışımdaki sodyum pentaborat oranındaki artışın renk değişim değerini arttırdığı izlendi. Benzer şekilde fırçalama işlemi sonrasında yüzey pürüzlülüğünün arttığı, en yüksek yüzey pürüzlülüğünün %3 sodyum pentaborat içeren örnek grubunda olduğu tespit edildi. Antibakteriyel özelliğin örneklerdeki bor ilavesine bağlı olarak arttığı gözlemlendi.

Anahtar kelimeler: Eklemeli imalat, Üç boyutlu üretim, Bor, Renk stabilitesi, Yüzey pürüzlülüğü, Antibakteriyel etki

ABSTRACT

Dalndushe ABDULAI, Evaluation of the Effect of Different Amounts of Boron Addition on the Surface Roughness and Antibacterial Properties of Three Dimensional Printed Permanent Crown Resins, Zonguldak Bülent Ecevit University, Health Sciences Institute, Department of Prosthodontics, Doctor of Philosophy Thesis, Zonguldak 2023.

This thesis aims to assess color stability, surface roughness, and antibacterial properties before and after brushing, examining the impact of boron element addition in three dimensional printed permanent crown resin. In our study, samples were prepared by adding different amounts of sodium pentaborate (0%, 1%, 2% and 3%) to the permanent crown resin, which was polymerized with UV light and produced with a three dimensional printer. Four groups and a total of 148 samples were manufactured with a SLA based printer. All samples surfaces were finished with grid silicon carbide paper (600, 800, 1000, 1200 grid). Subsequently, a sandblasting process was performed using 110 μ m Al₂O₃ particles under a pressure of 2.5 bar. Afterwards, the surfaces were polished with polishing paste. The samples underwent a processing in a brushing simulator for a total of 10.000 cycles. Surface roughness measurements were obtained before and after brushing utilizing a profilometer and FE-SEM microscope, while color changes were assessed using a spectrophotometer device. The determination of the antibacterial properties of the prepared samples were in accordance with the ISO 22196 standard. Color change was statistically evaluated using the Kruskal-Wallis test, and multiple comparisons were performed with the Dunn test. Surface roughness values were analyzed using the two-way ROBUST ANOVA test and multiple comparisons were made with Bonferroni. Upon comparison of the groups after brushing, it was observed that the increase in the sodium pentaborate ratio in the mixture increased the color change value. Similarly, it was determined that the surface roughness increased after the brushing process, and the highest surface roughness was found in the sample group containing 3% sodium pentaborate. It was observed that the antibacterial property increased due to the addition of boron in the samples.

Keywords: Additive manufacturing, Three dimensional manufacturing, Boron, Color stability, Surface roughness, Antibacterial properties

İÇİNDEKİLER

Sayfa

KABUL ve ONAY:	ii
ÖNSÖZ	iii
ÖZET.....	iv
ABSTRACT.....	v
İÇİNDEKİLER	vi
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	ix
TABLolar DİZİNİ	xi
1.GİRİŞ	1
2.GENEL BİLGİLER	3
2.1. Üç Boyutlu Yazıcı Sistemleri	3
2.2. Üç Boyutlu Yazıcı Üretim Teknolojileri	4
2.2.1. Vat polimerizasyon	5
2.2.2. Malzeme püskürtme.....	9
2.2.3. Malzeme ekstrüzyonu	10
2.2.4. Bağlayıcı (yapıştırıcı) püskürtme.....	11
2.2.5. Toz yatak kaynaştırma	12
2.2.6. Sac laminasyonu	13
2.2.7. Yönlendirilmiş enerji biriktirme	14
2.3. Üç Boyutlu Yazıcı ile Üretim Basamakları	14
2.4. Üç Boyutlu Yazıcı ile Üretimde Kullanılan Malzemeler	16
2.4.1. Termoplastik polimerler.....	16
2.4.2. Termoset Polimerler.....	18
2.5. Bor	20
2.5.1. Bor mineralleri	22
2.5.2. Borun kullanım alanları	22
2.5.3. Borun toksisitesi.....	25
2.6. Malzemelerin Yüzey Pürüzlülüğü	26
2.6.1. Yüzey pürüzlülüğü ölçüm yöntemleri	26
2.7. Yüzey Bitirme ve Polisaj İşlemleri.....	28
2.7.1. Yüzey bitirme işlemlerinde kullanılan malzemeler	30

2.7.2. Yüzey polisaj işlemlerinde kullanılan malzemeler	32
2.8. Diş Hekimliğinde Işık ve Renk Kavramı.....	33
2.8.1. Diş hekimliğinde renk sistemleri	34
2.8.2. Renk ölçümünde kullanılan cihazlar.....	40
3. GEREÇ VE YÖNTEM	44
3.1. Karışımların Elde Edilmesi.....	44
3.2. Üç Boyutlu Yazıcı ile Örneklerin Üretilmesi	47
3.3. Polisaj ve Yüzey İşlemlerin Uygulanması.....	49
3.4. Başlangıç Renk Ölçüm İşlemleri	49
3.5. Başlangıç Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümü.....	50
3.6. Örneklerle Fırçalama Simülatörü ile Fırçalama İşleminin Uygulanması ...	51
3.7. Fırçalama İşlemi Sonrası Renk Ölçümü	53
3.8. Fırçalama İşlemi Sonrası Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümü	53
3.9. Alan Emisyonlu Taramalı Elektron Mikroskobu Analizi.....	53
3.10. Antibakteriyel Test	54
3.11. İstatistiksel Analiz	55
4. BULGULAR.....	56
4.1. Fırçalama İşlemi Öncesi ve Sonrası Renk Değişimlerinin Değerlendirilmesi	56
4.2. Fırçalama İşlemi Öncesi ve Sonrası Yüzey Pürüzlülüğünün Profilometre ile Değerlendirilmesi	57
4.3. Fırçalama İşlemi Öncesi ve Sonrası Yüzey Özelliklerinin Alan Emisyonlu Taramalı Elektron Mikroskobu Analiz Değerlendirilmesi.....	59
4.4. Antibakteriyel Analiz Değerlendirilmesi.....	71
5. TARTIŞMA	74
6. SONUÇLAR	89
7. KAYNAKLAR	90
ÖZGEÇMİŞ	110

SİMGELER VE KISALTMALAR

%	Yüzde
<	Küçüktür
μL	Mikrolitre
μm	Mikrometre
a^*	CIE Renk Sistemi (kırmızı-yeşil) koordinatı
Al_2O_3	Alüminyum oksit
AM	Eklemeli imalat
ASTM	Amerikan Test ve Malzeme Derneği
b^*	CIE Renk Sistemi (sarı-mavi) koordinatı
$^{\circ}\text{C}$	Santigrat derece
CAD	Bilgisayar Destekli Tasarım
CAM	Bilgisayar Destekli Üretim
CIE	Uluslararası Aydınlatma Komisyonu Renk Sistem
dk	Dakika
EDS	Enerji Dağılımlı X Işınları Spektrometresi
L^*	CIE Renk Sistemi (siyah-beyaz) koordinatı
mg/L	Miligram/Litre
mm	Milimetre
N	Newton
nm	Nanometre
Ra	Ortalama yüzey pürüzlülüğü
rpm	Dakikada devir sayısı
SEM	Tarayıcı Elektron Mikroskop
sn	Saniye
STL	Standart Mozaikleme Dili
UV	Ultraviyole
ΔE_{00}	Renk değişimi

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Sekil</u>	<u>Sayfa</u>
1. Eklemeli Üretim teknolojilerinin sınıflandırılması	4
2. SLA üretim tekniği.....	6
3. DLP üretim teknolojileri	8
4. Malzeme püskürtme teknolojisi	9
5. Malzeme ekstrüzyon teknolojisi	11
6. Toz yatağı kaynaştırma teknolojileri.....	13
7. 3B üretim aşamaları	15
8. Bor ve bor bileşiklerin kullanım alanları	24
9. Görülebilir ışık spektrumu	34
10. Munsell Renk Sistemi	35
11. Munsell renk sisteminin renk tonlarına göre gösterimi	36
12. Value değerinin Munsell skalasında gösterilmesi.....	36
13. Value ve Chroma'nın Munsell renk sisteminde gösterilmesi	37
14. CIE L* a* b* renk sistemi	38
15. Saremco print CROWNTEC fotopolimer rezin.....	44
16. Çalışmada kullanılan hassas terazi.....	46
17. Çalışmada kullanılan manyetik karıştırıcı.....	46
18. Çalışma için tasarlanan ve üretilen örnekler	48
19. a). Phrozen Sonic Mini 4K yazıcı b). Anycubic Wash and Cure 2.0 cihazı	48
20. Elektronik hassas kumpas ile örneklerin ölçümü.....	49
21. Eve Diacomp polisaj patı	49
22. Renk ölçümünde kullanılan Vita Easyshade Advance 4.0.....	50
23. Çalışmada kullanılan profilometre cihazı	51
24. Çalışmada kullanılan fırçalama simülatörü.....	51
25. Fırça kollarının ve sabitlenmiş örneklerin görüntüsü	52
26. Çalışmada kullanılan Alan Emisyonlu Taramalı Elektron Mikroskobu (FE-SEM). 54	
27. Gruplara göre ΔE_{00} değerleri.....	57
28. Grup ve zamana göre yüzey pürüzlülüğü değerleri	58
29. Fırçalama işlemi öncesi kontrol grubuna ait FE-SEM görüntüleri. Büyütme oranları a) x100, b) x500, c) x2500, d) x5000, e) x10.000, f) x20.000	61
30. Fırçalama işlemi sonrası kontrol grubuna ait FE-SEM görüntüleri. Büyütme oranları a) x100, b) x500, c) x2500, d) x5000, e) x10.000, f) x20.000	62

31. Fırçalama işlemi öncesi %1 sodyum pentaborat içeren örneklerle ait FE-SEM görüntüleri. Büyütme oranları a) x100, b) x500, c) x2500, d) x5000, e) x10.000, f) x20.000	63
32. Fırçalama işlemi sonrası %1 sodyum pentaborat içeren örneklerle ait FE-SEM görüntüleri. Büyütme oranları a) x100, b) x500, c) x2500, d) x5000, e) x10.000, f) x20.000	64
33. Fırçalama işlemi öncesi %2 sodyum pentaborat içeren örneklerle ait FE-SEM görüntüleri. Büyütme oranları a) x100, b) x500, c) x2500, d) x5000, e) x10.000, f) x20.000	65
34. Fırçalama işlemi sonrası %2 sodyum pentaborat içeren örneklerle ait FE-SEM görüntüleri. Büyütme oranları a) x100, b) x500, c) x2500, d) x5000, e) x10.000, f) x20.000	66
35. Fırçalama işlemi öncesi %3 sodyum pentaborat içeren örneklerle ait FE-SEM görüntüleri. Büyütme oranları a) x100, b) x500, c) x2500, d) x5000, e) x10.000, f) x20.000	67
36. Fırçalama işlemi sonrası %3 sodyum pentaborat içeren örneklerle ait FE-SEM görüntüleri. Büyütme oranları a) x100, b) x500, c) x2500, d) x5000, e) x10.000, f) x20.000	68
37. Kontrol grubu örneklerin SEM-EDS analizi ve element içeriği	69
38. %1 sodyum pentaborat içeren örneklerin SEM-EDS analizi ve element içeriği .	70
39. %2 sodyum pentaborat içeren örneklerin SEM-EDS analizi ve element içeriği .	70
40. %3 sodyum pentaborat içeren örneklerin SEM-EDS analizi ve element içeriği .	70
41. <i>S.mutans</i> 'a karşı test edilen kontrol grubu örneklerindeki bakteri üremesi	71
42. <i>S.mutans</i> 'a karşı test edilen %1 sodyum pentaborat içeren örneklerindeki bakteri üremesi	72
43. <i>S.mutans</i> 'a karşı test edilen %2 sodyum pentaborat içeren örneklerindeki bakteri üremesi	72
44. <i>S.mutans</i> 'a karşı test edilen %3 sodyum pentaborat içeren örneklerindeki bakteri üremesi	73

TABLÖLAR DİZİNİ

<u>Tablo</u>	<u>Sayfa</u>
1. Borun bazı fiziksel özellikleri	21
2. Bazı ticari bor mineralleri ve özellikleri	22
3. Klinik renk değişim tolerans değerleri	38
4. Çalışmada incelenen gruplar ve bu gruplara ait örnek sayıları	47
5. Gruplara göre ΔE_{00} değerlerinin karşılaştırılması	56
6. Grup ve zamana göre yüzey pürüzlülüğü değerlerinin karşılaştırılması.....	57
7. Grup ve zamana göre yüzey pürüzlülüğü değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri ve çoklu karşılaştırma sonuçları.....	58
8. S.mutans'a karşı sodyum pentaborat içeren örneklerindeki antibakteriyel etki	72

1.GİRİŞ

Diş hekimliğinde bilgisayar destekli tasarım (CAD) ve bilgisayar destekli üretim (CAM) uygulamaları son yirmi yılda büyük bir ilerleme kaydetmiştir. Bu gelişmeler, yeni malzeme sınıflarının keşfini, çeşitli üretim süreçlerinin dijitalleştirilmesini ve otomasyonunu mümkün kılmıştır (1). Bunun yanı sıra, zamanın etkin kullanılması amacı ve hasta taleplerindeki değişimler, CAD-CAM teknolojisiyle desteklenen daha hızlı ve ekonomik dijital klinik iş akışlarının ortaya çıkmasını teşvik etmiştir. Bu dijital iş akışları, kron, inley, onley, endokron veya köprü gibi protetik restorasyonların estetik olarak uygun bir şekilde tasarlanmasına ve üretilmesine olanak sağlar. Ayrıca, bu yöntem zaman açısından verimli bir üretim süreci sunar (2).

Dijital üretim teknolojileri, sırasıyla veri toplama, bilgisayar destekli tasarım, frez uçları ile eksiltme ve üç boyutlu (3B) yazıcıları kullanan eklemeli üretimi içerir (3,4). Diş hekimliğinde CAD-CAM blokları kullanarak, eksiltme üretim teknolojisi yoluyla yüksek basınç uygulanarak protetik restorasyonlar üretilmektedir (5,6). Ancak protezler bu yöntemle üretildiğinde, önemli ölçüde malzeme ve frez ucu tüketimi meydana gelir ve karmaşık şekillerin üretilmesi zor olur (7,8). Bu nedenle, son zamanlarda protezlerin üretimi için eksiltme üretim yerine 3B yazıcı ile eklemeli üretimin kullanımına olan ilgi artmıştır (9).

Eklemeli üretim, geleneksel ve eksiltmeli üretim yöntemlerine göre birçok avantaja sahiptir. Bu teknoloji sayesinde üretim sürecinde neredeyse hiç atık malzeme oluşmaz ve üretilen karmaşık nesnelere herhangi bir kısıtlama getirilmez. Bu özellikleri sayesinde, bukkal, lingual, mesial ve distal konturlara ve karmaşık oklüzal hatlara sahip kron ve köprü restorasyonlarının üretimi kolaylıkla gerçekleştirilebilir (10).

Eklemeli üretim, başlangıçta "hızlı prototipleme" olarak adlandırılmış olsa da, literatürde genellikle "Üç boyutlu baskı", "Üç boyutlu imalat" ve/veya "Üç boyutlu üretim" terimleri daha yaygın olarak kullanılır. 3B yazıcı ile üretim yöntemi CAD modeli, STL formatında olan dilimleme modeline dönüştürülerek istenilen nesneyi üretebilir. Özel yazılımlar kullanılarak 3B model tabakalara ayrıştırılır ve ardından 3B yazıcı ile katmanlar halinde üretilir (11). 3B yazıcı yönteminin diş hekimliğinde geçici ve daimi kron ve köprü restorasyonları, total protezler, cerrahi

rehberler, oklüzal splintler, kişisel ölçü kaşıkları, obtüratör protezler gibi birçok uygulama alanı vardır (12).

Diş hekimliğinde, fotopolimer rezinler tasarım esnekliği, kullanım kolaylığı ve maliyet açısından önemli avantajlar sunması sebebiyle 3B yazıcı ile üretim için tercih edilen bir materyal haline gelmiştir. Fotopolimer rezinin kimyasal yapısındaki bileşenler, sertleşme dereceleri ve polimer yapıları gibi faktörler, materyalin mekanik, kimyasal ve fiziksel özelliklerini etkilemektedir (13,14). Üretim sürecinde, fotopolimerlerin katman kalınlığı, UV ışınlarına maruz kalma süresi, değişken yoğunluğu ve polimerlerin yapısı gibi faktörlerden dolayı çeşitli sorunlarla karşılaşılabilir (15).

Fotopolimer rezin materyallerin renk stabilitesi restorasyonların başarısında büyük rol oynamaktadır. Restorasyonlarda uzun süreli klinik başarı için kullanılan materyallerin cilalama ve polisaj işlemi, estetik görünümün yanı sıra mikroorganizma adhezyonunu da minimum seviyeye indirir (16,17). Oral florada, *Streptococcus mutans* (*S. mutans*) en sık izole edilen bakteridir. Diş çürüğü ile ilişkili olan bu mikroorganizma, supragingival plaktan başlayarak biyofilm oluşumunun erken aşamalarında yer almaktadır (18). Bu problemlerin üstesinden gelmek için, mekanik ve biyolojik özelliklerini iyileştirmeye ek olarak, fotopolimer rezinlere antibakteriyel özellikler kazandıracak maddelerin eklenmesine yönelik çalışmalar en etkili yöntemlerden biri olarak ifade edilmektedir. (19).

Bu in-vitro çalışmanın amacı, daimi protetik restorasyonların üretiminde kullanılan 3B yazıcı ile üretilen fotopolimer rezinlere farklı oranlarda sodyum pentaborat ilave edildikten sonra fırçalama işlemine tabi tutulan malzemenin renk stabilitesini, yüzey değişimini ve antibakteriyel özelliklerini değerlendirmektir.

Çalışmamızın hipotezleri:

1. 3B yazıcı ile üretilen ve farklı oranlarda sodyum pentaborat ilave edilen materyallerin fırçalama işlemi sonrasında renk değişiklikleri arasında bir farklılık gözlenmeyeceği;

2. 3B yazıcı ile üretilen ve farklı oranlarda sodyum pentaborat ilave edilen materyallerin fırçalama işlemi sonrası yüzey pürüzlülük değişimleri arasında bir farklılık olmayacağı;

3. 3B yazıcı ile üretilen ve farklı oranlarda sodyum pentaborat ilave edilen materyallerin antibakteriyel etkinlikleri arasında bir farklılık gözlenmeyeceğidir.

2.GENEL BİLGİLER

2.1. Üç Boyutlu Yazıcı Sistemleri

Eklemeli imalat (Eİ) teknolojileri olarak bilinen, üç boyutlu (3B) yazıcı ile üretim teknolojilerinin uygulanması, birçok çalışma alanında devrim yaratmıştır. Başlangıçta, prototip, model ve döküm örneklerinin üretiminde kullanılmak üzere başlanan bu teknolojiye hızlı prototipleme (RP) teknolojileri adı verilmişti. Ancak bugün "3B yazıcı" terimi daha yaygın olarak kullanılırken, "Eklemeli imalat" daha teknik bir terim olarak literatürde yerini almıştır. 3B yazıcı üretim teknolojileri kullanımı, hassasiyeti, doğruluğu ve hızlı prototiplemedeki etkinliği sayesinde dış hekimliği alanında önemli bir yer edinmiştir. 3B yazıcı ile üretim teknolojileri, kısa sürede üretilen, güvenilir doğruluk ve tekrarlanabilirliğe sahip prototip örnek ve 3B modeller oluşturmak için kullanılır (20,21). Günümüzdeki eklemeli imalat teknolojileri, hızlı prototiplemeden kapsamlı sistem üretimine kadar uzanan ve şekillendirme süreçlerini ve üretim sonrası değişiklikleri kapsayacak şekilde daha da genişleten, tüm ürün döngüsü boyunca uygulanabilir çeşitli teknolojileri kapsar (22).

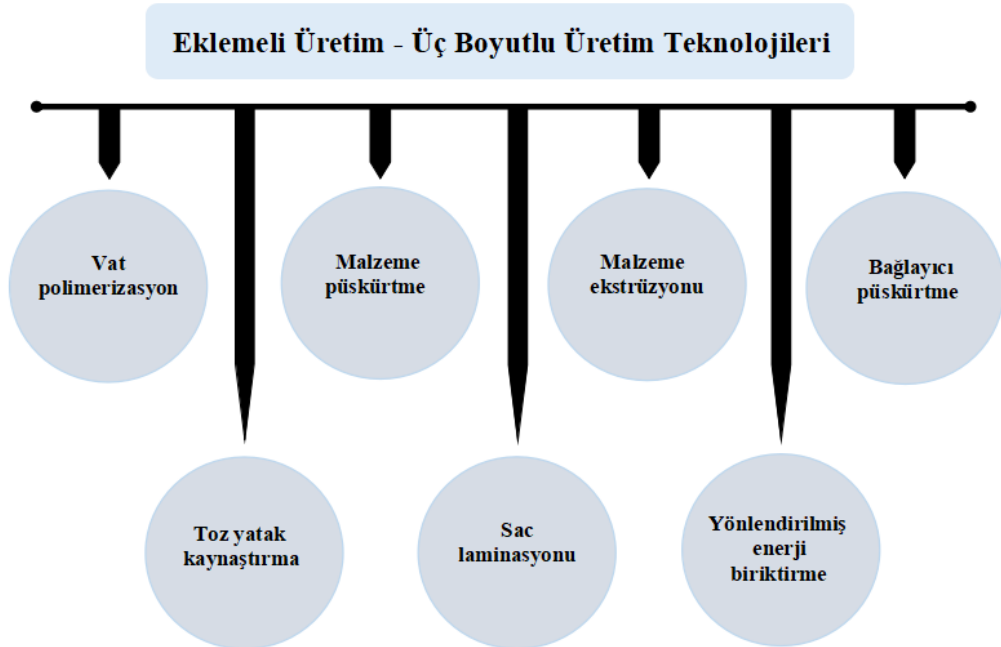
3B yazıcı üretim teknolojilerinin gelişimi, 1986 yılında Charles W. Hull'un ilk sistemi tanıtması ile başlamıştır (23). Hull, 3B yazıcı üretim teknolojilerinin başlangıcını yaparak farklı endüstrilerde çeşitli üretim tekniklerinin geliştirilmesini sağlamıştır. O zamandan bu yana endüstri önemli ölçüde ilerleme kaydetmiştir ve Hull, patentli stereolitografi (SLA) teknolojisi ve 3B yazıcı üretim sistemi kurarak bu süreçte önemli bir rol oynamıştır (24). Hull, STL dosya formatı ve dijital dilimleme gibi çığır açan özellikleri ve fotopolimerlerin polimerizasyonu için UV ışığın kullanımını da tanıtmıştır. 1987 yılında kendi şirketi aracılığıyla dünyanın ilk 3B yazıcısını üretmiştir. Yıllar içinde 3B yazıcı üretim teknolojisi sürekli olarak gelişmiş ve çeşitli alanlarda uygulanmaya başlamıştır (25).

3B yazıcı, sıvı rezin, toz veya filament katmanlarını işleyerek CAD verilerinden elde edilen kesitlerin birleşmesiyle bir model oluşturur. Eklemeli imalat yöntemi, nesnelerin ayrıntılı işlenmesinde son derece başarılıdır ve bu nedenle dış hekimliği uygulamaları için ideal bir üretim yöntemidir. 3B üretim yöntemi ile implantlar için rehber plaklar, geçici ve daimi kron restorasyonlar, total ve parsiyel protezler, ortodontik ve cerrahi modeller, kişisel model ve kalıplar, implant ve dış restorasyonları üretilir (26, 27).

2.2. Üç Boyutlu Yazıcı Üretim Teknolojileri

Uluslararası Standart Organizasyonu /Amerikan Test ve Malzeme Derneği (ISO/ASTM 52900:2021) raporuna göre, dijital ortamında tasarlanan 3B model verileri ve malzemeleri kullanılarak nesneleri katmanlı imalat prensibine dayanarak oluşturma süreci, eklemeli imalat teknolojileri olarak tanımlanır. AM teknolojileri: Vat Polimerizasyon (VP), Malzeme Püskürtme (MJ), Malzeme Ekstrüzyon (ME), Bağlayıcı Püskürtme (BJ), Toz Yatak Kaynaştırma (PBF), Sac Laminasyonu (SL) ve Yönlendirilmiş Enerji Yığılma (DED) dahil olmak üzere yedi kategoride sınıflandırılmıştır (Şekil 1) (28,29).

Polimerlerin kullanıldığı teknolojilerde özellikle diş hekimliği alanında, Vat Polimerizasyon (VP), fotopolimer bazlı yazıcılar terimi altında toplanmaktadır. Bu yöntem, bir dijital modelden 3B bir nesne üretmek için sıvı polimer rezininin bir ışık kaynağı tarafından katman katman polimerize edilerek üretimi sürecini içermektedir. Stereolitografi (SLA), Dijital Işık İşleme (DLP), Sürekli Dijital Işık İşleme (CDLP) ve Direkt UV Baskı (DUP) gibi VP teknolojileri bulunmaktadır. 3B yazıcıların çoğu SLA veya DLP teknolojilerini kullanmaktadır (30,31).



Şekil 1. Eklemeli Üretim teknolojilerinin sınıflandırılması (31)

2.2.1. Vat polimerizasyon

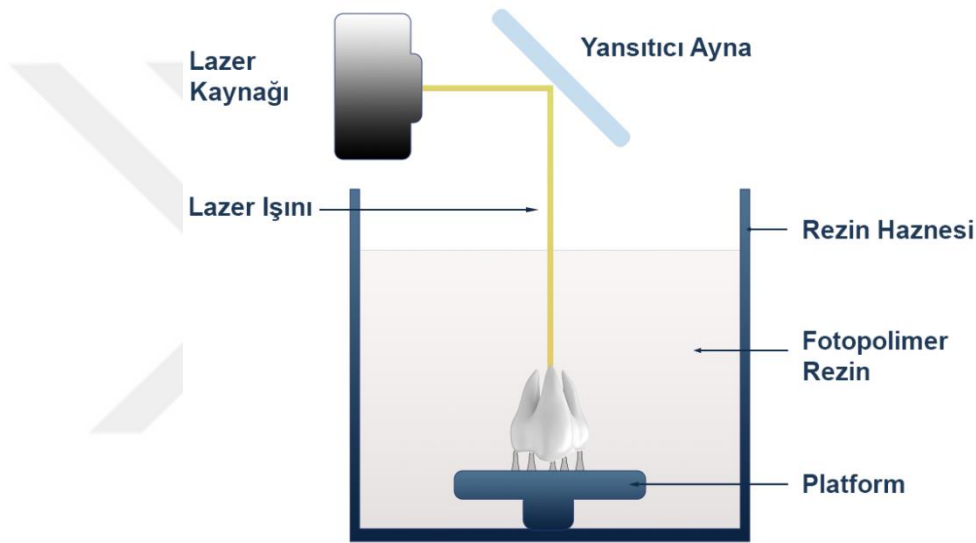
Vat polimerizasyonu (VP) işlemleri Stereolitografi (SLA), Sürekli Dijital Işık Projeksiyonu (CDLP), Dijital Işık İşleme (DLP) ve İki Foton Polimerizasyon (2PP) gibi 3B üretim teknolojilerinden birkaçını içerir (21). Esasen, bir sıvı polimer rezinin üç boyutlu bir modele dayalı olarak katmanlar halinde seçici olarak polimerizasyonu için bir ışık kaynağı kullanma sürecini ifade eder (21). Bu teknoloji; hızlı üretimi, son derece yüksek doğruluk payı ve kaliteli parçalar ortaya çıkması ile bilinen bir imalat tekniğidir (32). Tipik bir vat polimerizasyon imalatında, üretilen parçaların doğruluğu ve kalitesi katman kalınlığı ve ışık kaynağının çözünürlüğü olmak üzere büyük ölçüde iki temel faktöre bağlıdır. Katman yüksekliği 25 ila 100 mikron arasında, lazer ucunun ışık kaynağının çözünürlüğü ise 130 ila 150 mikron arasında değişmektedir. Bu parametreler, nihai üretilen nesnenin genel kalitesini belirlemede çok önemlidir (33). Bununla birlikte, yüksek çözünürlüğe rağmen, ortaya çıkan 3B üretilen nesnelerin özellikleri çeşitli faktörlerden etkilenebilir. Birincil sınırlamalardan biri, baskı için gereken süre miktarıdır. Tek bir katman hızla üretilebilirken, katmanları sertleştirmek zaman alan bir süreçtir. Ek olarak, rezin haznesinin sürekli yeniden doldurulması ihtiyacı daha fazla gecikmeye neden olabilir. Son olarak, basılı nesnelerin mekanik özellikleri, polimerizasyon derecesine ve baskı sonrası sertleşme sürecine bağlıdır (34).

2.2.1.1. Stereolitografi

Şu anda mevcut olan tüm 3B üretim teknolojileri arasında, stereolitografi (SLA) muhtemelen en popüler ve aynı zamanda ticari olarak erişilebilir ilk hızlı prototip tekniğidir. Bu teknoloji, UV ışın ile polimerizasyon süreci içerir ve ışığa duyarlı bir fotopolimer rezin kullanır (Şekil 2). Rezinin UV ışın demetini absorpsiyonu ve saçılması sonucunda polimerizasyon reaksiyonu sadece yüzeye yakın bir yerde meydana gelir. SLA üretim cihazın yapısı genelde platform ve rezin haznesinden ibarettir. UV ışın ise helyum-kadmiyum veya argon lazerinden oluşur (35). UV ışın genellikle 355 nm dalga boyuna sahiptir ve bu ışın rezin haznesinin üzerine konumlandırılmıştır (36).

Üretim sırasında rezin tankın bulunduğu platform aşağıya iner ve ilk katman oluştuktan sonra platform bir katman kalınlığı kadar yukarı hareket ederek bir

sonraki katmanı oluşturur. Bu işlem sırasında her katman polimerize olur ve aşamalar üretim tamamlana kadar tekrarlanır. Platform hareketi genelde z ekseninden gerçekleşir. Katmanların kalınlığı 12 ila 150 μm arasında değişebilir. Genellikle 100 μm , en sık tercih edilen katman kalınlığıdır (36,37). Bu işlem, üretim tamamlanana kadar katman katman tekrarlanarak nihai 3B nesne elde edilir. SLA üretiminin doğruluğu, lazer ışınının kütleme noktasındaki çapı veya nokta boyutuyla ilgilidir. SLA tekniği diş hekimliğinde dental model, cerrahi kılavuzlar, geçici veya daimi kron restorasyonların ve 3B plakların dijital üretimi için tercih edilmektedir (38).



Şekil 2. SLA üretim tekniği

2.2.1.2. Sürekli dijital ışık işleme

Bu teknolojide geleneksel bir cam mercek kullanmak yerine Işık Yayan Diyotlar (LED) ve oksijen geçirgen bir mercek ile dijital ışık projeksiyonu kullanılır. Bu teknoloji, sıvı rezin kullanarak parçaları hızlı ve hassas bir şekilde üretmek için geliştirilmiştir. UV projeksiyon düzlemi altında oksijen geçirgen bir mercek aracılığıyla küçük bir "ölü bölge" oluşturulur. Oksijen geçirgen mercek tarafından oluşturulan "ölü bölge" bir insan saçının kalınlığı kadar olup yaklaşık 99.0 ile 103.0 μm arasındadır (39). Bu bölge sıvı rezinin basılı parça ile pencere arayüzü arasında kolayca akmasını sağlar. Bu teknoloji, karmaşık katı parçaların hızlı bir şekilde üretilmesini sağlar ve rezin kullanarak saatler yerine dakikalar içinde 3B

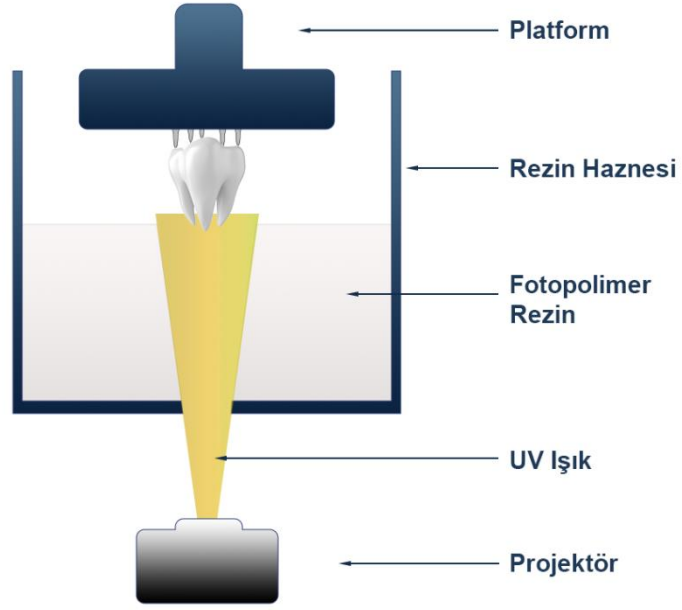
nesnelerin üretimini gerçekleştirilmesine olanak tanır. Sürekli dijital ışık işleme (CDLP) teknolojisi ile yumuşak elastik malzemelerden seramiklere ve biyolojik malzemelere kadar çeşitli malzemeler kullanılabilir. Bu sayede geniş bir uygulama alanı elde edilir (38,41).

2.2.1.3. Dijital ışık işleme

Dijital Işık İşleme (DLP) ve SLA teknolojileri üretimde benzerlikler paylaşıyor da, aynı zamanda birçok farklılığa da sahiptirler. Örneğin, kullanılan ışık kaynağı tipinde ve fotopolimer rezin polimerizasyonu için ışık kaynağının kontrol yönteminde farklılık gösterirler. SLA, ışık kaynağı olarak bir UV lazer kullanılırken, DLP rezin haznesinde basılan nesnenin tüm şeklinin polimerizasyonu için film projeksiyon cihazına benzer bir projektör kullanır (Şekil 3). Üretim sürecinde, projektör ilk katmanı polimerleştirdikten sonra üretim platformu bir kat yukarıya doğru hareket eder ve bir sonraki katmanın oluşturulmasına geçilir. Bu adımlar, katman katman ilerleyen bir yapıda tekrarlanarak nihai ürünün oluşturulmasını sağlar. Teorik olarak, DLP teknolojisi ile üretimde, projektör bütün katmanlara tek seferde etki ettiğinden nesneleri daha hızlı üretebilir. Bununla birlikte, DLP yazıcıları genellikle SLA'nın lazer ışınlarının yüksek çözünürlüğünü sağlamaz (12, 42).

Bu projektörler, tepegöz projektörlerinde de kullanılan bir teknolojidir. Yüksek baskı çözünürlüğüne sahip olan DLP yazıcılar, minimum 50 µm (0.05 mm) boyutunda baskı yapabilme yeteneğine sahiptir. Işık kaynağı olarak 405 nm dalga boyuna sahip LED lambalar tercih edilir. Bu LED lambalar, DLP 3B baskı cihazının polimerizasyon sürecinde kullanılan ışık kaynağı olarak görev yapar. Yüksek enerjili ve hassas dalga boyuna sahip olan bu LED lambalar, rezin malzemelerin hızlı ve etkili bir şekilde polimerizasyonunu sağlar. DLP yazıcılar, hassas ve detaylı 3B üretim için idealdir ve çeşitli uygulama alanlarında kullanılmaktadır (42).

Sonuç olarak, DLP daha az karmaşık ayrıntılara sahip daha büyük parçaları yazdırmak için daha uygunken, SLA karmaşık ayrıntılara sahip hassas parçaları yazdırmak için daha uygundur (12). DLP, kron ve köprü restorasyonları, cerrahi kılavuzlar, hareketli diş protezleri ve çene modellerinin üretiminde de yaygın olarak kullanılmaktadır (12,38).



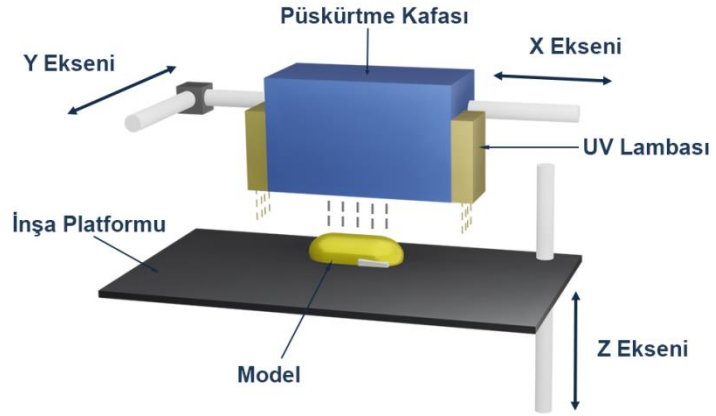
Şekil 3. DLP üretim teknolojileri

2.2.1.4. İki foton polimerizasyonu

İki foton polimerizasyonu (2PP), doğrudan lazer yazı ile 3B nesneler üretmek için lazer ışını kullanan bir tekniktir. Bu teknolojiye, fotopolimerizasyon süreci iki lazer ışınının kesişim noktasında gerçekleşir. 2PP prensibinde, ışığa duyarlı fotopolimer rezinin içerisinde bulunan fotobaşlatıcı molekülleri çözerek polimerizasyonu başlatması için iki fotonun etkileşimi gerekmektedir. Bu iki foton gerekliliği, çözünürlüğü son derece artırır. Çünkü aynı fotobaşlatıcı molekülüne iki fotonun çarpması için gereken foton yoğunluğu, sadece lazerin merkezinde çok ince bir alanda yeterince yüksek olmaktadır. Bu nedenle, 200 nm veya daha küçük detaylara ulaşmak mümkün hale gelir. Bu teknik, birkaç nanometre kadar düşük çözünürlüğe sahip katı polimer nesneler yaratma konusundaki olağanüstü yeteneği nedeniyle tıbbi uygulamalarda oldukça tercih edilmektedir. Geleneksel 3B üretimin aksine, 2PP teknolojisinde katı polimer nesnelerin rezin haznesinde doğrudan polimerizasyonu mümkündür (44).

2.2.2. Malzeme püskürtme

Polyjet çoklu püskürtme (PP), Malzeme püskürtme (MJ) teknolojilerinin çoklu püskürtme uçlarının sıvı rezinin seçici olarak püskürtülmesini içeren teknolojisinin başka bir adıdır. MJ ile 3B üretim işleminde, püskürtme kafasında yüzlerce hatta binlerce püskürtme ucu, inşa platformu üzerinde katman katman sıvı fotopolimer püskürtür ve ardından ultraviyole ışık kullanılarak anında polimerizasyon gerçekleşir (Şekil 4). Çoklu püskürtme uçları XY düzleminde hareket eder. Bu üretim yöntemi, tipik olarak 0.06-0.10 mm arasında değişen daha küçük bir lazer nokta çapı oluşturma kabiliyeti sayesinde SLA'dan daha yüksek derecede baskı hassasiyeti sağlar. MJ teknolojisinin kullanımı daha pürüzsüz ve daha hassas parçaların üretilmesiyle sonuçlanır. MJ ile 3B üretimde lamba kaynağı ve görüntüleme kontrolü bağımsızdır. Bu özellik, teorik olarak MJ'nin ışık kaynağının dalga boyunun sınırsız olabileceği anlamına gelir. Bu nedenle, MJ ile 3B üretim için katyonik , radikal ve hibrit fotopolimerizasyon seçenekleri mevcuttur. Bu teknikle üretilen nesneler, üretim sürecinde tamamen sertleşir ve sonrasında kürleme işlemi gerektirmez. Ayrıca, rezinin viskozitesi, çoklu püskürtmeli MJ ile 3B üretim için düşük viskoziteye ihtiyaç duyulması açısından önemlidir (45,46,47). MJ teknolojileri, diş hekimliğinde köprü restorasyonlar ve cerrahi kılavuzları üretmek için yaygın olarak kullanılmaktadır (12,38).



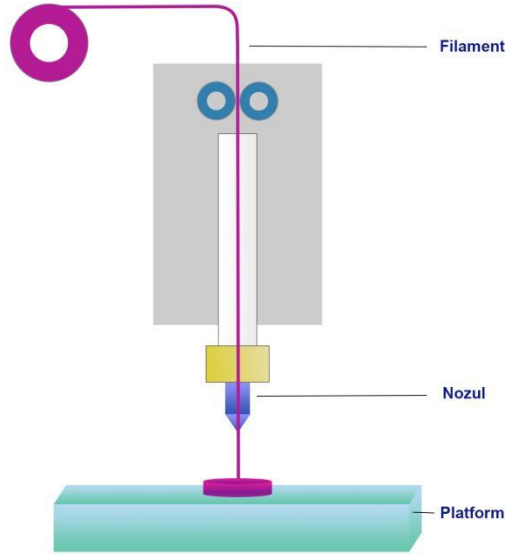
Şekil 4. Malzeme püskürtme teknolojisi

2.2.3. Malzeme ekstrüzyonu

Malzeme ekstrüzyon (ME) teknolojileri, Eriyik Yığarak Modelleme (Fused Deposition Modeling-FDM) veya Erimiş Filaman İmalatı (Fused Filament Fabrication-FFF) olarak bilinen, plastik veya polimerik malzemeleri doğrudan 3B ile üretmek için sıklıkla kullanılan bir teknolojidir. Bunun başlıca nedeni, polimerik malzemelerin metalik veya seramik malzemelere göre daha düşük yumuşama sıcaklığına sahip olmasıdır (48).

Bu teknoloji, malzemenin akışkan bir duruma ulaşana kadar ısıtıldığı sıcak ekstrüzyon işlemini kullanır. Genellikle PLA, ABS ve karbon fiber gibi malzemelerden yapılmış filamentlerin makaralara sarılarak kullanıldığı bir teknolojidir (Şekil 5). FDM üretim teknolojisinde, üretim işleminden önce filamentin bir ucu ekstrüzyon kafasının yuvasına yerleştirilir ve ardından baskı işlemi için makine tarafından nozul ucuna doğru yönlendirilir. Bu aşamada filament ısınmaya maruz kalır ve ekstrüzyon yoluyla baskı yüzeyine doğru itilmeden önce basım sıcaklıklarına ulaşmış olur. Termoplastik polimer malzeme ısıtıldığında yumuşar ve nozul sıkılarak çıkarılabilir. Öncesinden belirlenmiş bir nozul boyutunun yardımıyla, ekstrüzyon hızı ve çözünürlüğün çeşitli yapılar için modifikasyonları mümkündür (49).

Alternatif üretim yöntemleriyle karşılaştırıldığında, bu özel işlem nispeten düşük hassasiyet ve hız sergiler. Ek olarak, nihai ürünün kalitesi, nozul kalınlığı ile sınırlıdır. Bu üretim teknolojisi için tipik katman kalınlığı 0.178 mm ila 0.356 mm arasında değişebilir. FDM teknolojisi, düşük yüzey çözünürlüğü, yavaş baskı hızı ve metal bileşenlerin üretimindeki yetersizliği gibi faktörler nedeniyle belirli uygulamalarda kısıtlamalarla karşı karşıya kalmıştır. Bununla birlikte, bu üretim yöntemi seramik ve metal tozlarının çeşitli termoplastik malzemelerle karıştırılarak kullanılmasını mümkün kılar. Bu sayede, farklı malzemelerin kombinasyonu ile daha çeşitli ve özelleştirilmiş parçalar üretmek mümkün hale gelir (25, 50).



Şekil 5. Malzeme ekstrüzyon teknolojisi

2.2.4. Bağlayıcı (yapıştırıcı) püskürtme

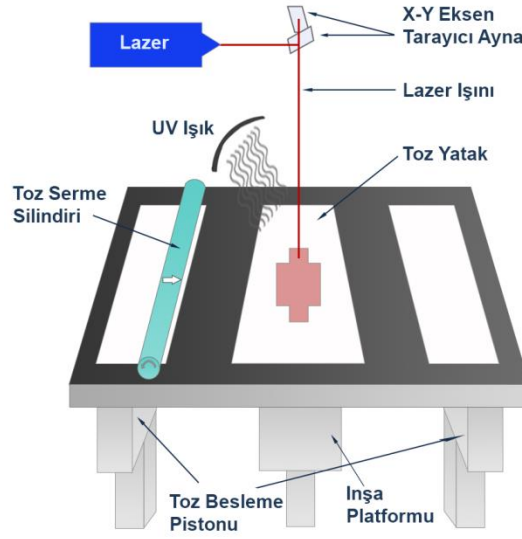
Bağlayıcı püskürtme (BJ) üretiminde, malzeme püskürtmeye benzer bir yaklaşım izlenir, ancak 3B nesneyi oluşturmak için bir malzeme püskürtme kullanmak yerine, bir toz malzeme yatağı üzerine bir bağlayıcı dağıtılır. Bağlayıcı, toz parçacıkların birbirine yapışmasına neden olur ve bu şekilde istenen nesnenin oluşmasını sağlar (51). Bu işlem, bağlayıcı sıvı kullanarak toz malzemeleri seçici olarak bağlar. Bu süreç, mekanik gücü kaydetmek için sızma veya sinterleme dahil olmak üzere birkaç adımı içerir. Üretim süreci boyunca, yazıcı platformu bir katman aşağı inerek toz malzemeyi bir önceki katmanın üzerine bırakır. Bu adımlar tekrarlanarak bir döngü oluşturulur ve nihayetinde nesnenin tamamı üretilir. Bu yöntem, her katmanın özenle oluşturulmasıyla objenin adım adım inşa edilmesini sağlar. Bu işlemin, yorulma mukavemeti, yüzey kalitesi ve termal bozulma gibi bazı kısıtlamaları olmasına rağmen, bağlayıcı püskürtme, seramik protez uygulamalarında mükemmel üstünlük sağlama potansiyeline sahiptir. Bunun nedeni, çeşitli seramik malzemelerle uyumlu olması ve geleneksel üretim yöntemleriyle benzerlikler taşımasıdır (52).

Siyanoakrilat bağlayıcı, genellikle seramik parçalar için tercih edilen bir malzemedir, çünkü seramik yüzeyler üzerinde güçlü ve dayanıklı bir yapışma sağlar. Öte yandan, metal parçalar için bronz sıklıkla tercih edilen bir malzemedir. Bronz, metal yüzeylerin bir araya getirilmesinde sağlam ve dayanıklı bir bağlantı sağlar. Bu

nedenle, seramik ve metal parçaların birleştirilmesinde farklı yapıştırıcı veya malzemeler kullanılmaktadır. Ancak bağlayıcı püskürtme ile üretilen parçalarda sağlamlık ve hassasiyet elde edilmesi, nominal boyutlar, kullanılan toz malzemeler, parça oryantasyonları, geometrik özellikler ve baskı yatağındaki parça konumu gibi birçok faktöre bağlıdır (52,53).

2.2.5. Toz yatak kaynaştırma

Toz Yatak Kaynaştırma (PBF) üretim işlemi, bağlayıcı sıvı kullanmak yerine, tozu bağlamak için termal enerjinin kullanılması dışında prosedür adımları açısından bağlayıcı püskürtme işlemine benzer. Enerji kaynağı, her katman eklendiğinde tozu birleştirir ve bu da 3B nesnenin katman katman inşasıyla sonuçlanır (Şekil 6). Bununla birlikte, toz oksidasyonunu önlemek için ön ısıtma gerekliliği ve oksijensiz bir ortamda çalışılması gibi baskı işlemi aşamasında önemli farklılıklar vardır. Üretim sırasında yaygın olarak kullanılan koruyucu gazlar arasında elektron ışını kaynağı için vakum, reaktif toz için argon ve reaktif olmayan toz için nitrojen kullanılır. Kullanılan termal enerji kaynağına bağlı olarak PBF, lazer ve elektron ışını tabanlı işlemler olarak sınıflandırılır (54). Selektif Lazer Sinterleme (SLS), Direkt Metal Lazer Sinterleme (DMLS), Elektron Işın Ergitme (EBM), Selektif Lazer Ergitme (SLM) ve Multi Jet Füzyon (MJF) teknolojileri bu yöntemi kullanmaktadır (55). PBF, diğer tıbbi uygulamalar dışında diş implantları, köprü restorasyonların üretimi için yaygın olarak kullanılan bir işlemdir (12).



Şekil 6. Toz yatağı kaynaştırma teknolojileri

2.2.6. Sac laminasyonu

Sac laminasyonu (SL), ince levhaların 3B bir nesne oluşturmak için bir yapıştırıcı veya bir ısı kaynağı kullanılarak birbirine kaynaştırıldığı işlemdir. Bu süreç, tabakaların üst üste yerleştirilmesini ve nihai nesne için yapıştırılmasını içerir (48).

Sac şeklindeki malzemenin 3B geometrik tasarımı, dilimleme programı kapsamında karbondioksit bazlı bir lazer kullanılarak kesilir. Kesme aşaması sona erdiğinde, malzemeyi tutan platform alçalır ve üzerine yeni bir sac malzemenin yerleştirilmesi için yer açılır (56). Sac kalınlığı ortalama 0.05 mm - 5 mm kadardır. Katmanlar, basınç ve ısıtma işlemiyle termal bir bağlayıcı kullanılarak birbirine yapıştırılır. Kesilen kısım, bir sonraki katman için destek görevi görür. Bu işlem, 3B nesne elde edilene kadar devam eder. Bu teknoloji, yapıların bitirilmesi ve desteklenmesi zorunluluğunun ortadan kaldırılması, malzeme yapısının bütünlüğünün bozulmadan korunması ve maliyet etkinliği sağlanması gibi önemli avantajlara sahiptir (57). Bu teknoloji, yapıların bitirilmesi ve desteklenmesi zorunluluğunun ortadan kaldırılması, malzeme yapısının bütünlüğünün bozulmadan korunması ve maliyet etkinliği sağlanması gibi önemli avantajlara sahiptir.

Kağıt bazlı sistemler, kullanım sorunlarını önlemek için ek sızdırmazlık malzemeleri ve kaplama gerektirebilirken, polimer SL genellikle hasara karşı daha az

hassastır. Metal SL'de, levhalar tipik olarak önce kesilir ve ardından 3B nesneyi oluşturmak için istiflenir, bu da destek yapıların ihtiyacını ortadan kaldırır (56).

2.2.7. Yönlendirilmiş enerji biriktirme

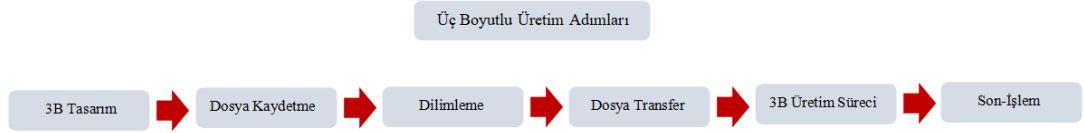
Yönlendirilmiş enerji biriktirme (DED) cihazı, tipik olarak çok eksenli bir kol üzerine monte edilmiş bir nozul kullanarak erimiş malzemeyi doğrudan hedeflenen konuma bırakan bir makine türüdür. Bu yöntemde, malzeme yüzeyine yerleştirilen nozul, malzemenin katılaşmasını sağlamak için enerjiyi doğrudan uygular (58). Bu yöntem, işlevsellik açısından FDM yöntemine benzer şekilde çalışır. Bununla birlikte, FDM'nin aksine, nozulun hareketi çok eksenlidir ve belli bir eksenle sınırlı değildir. DED, odaklanmış bir enerji kaynağı kullanarak alüminyum, titanyum, bakır veya paslanmaz çelik gibi toz veya tel formundaki malzemeleri eriterek nesneler oluşturmak için kullanılan bir süreci kapsar (59). Bu teknik, tüm parçaların üretimi için kullanılabilir de, esas olarak mevcut nesneleri onarmak veya tamamlamak için kullanılır. Bilgisayarlı Sayısal Kontrol (CNC) işleme ile birleştirildiğinde, DED üretilen parçalarda hassas bitim elde edebilir (55). En yaygın olarak kullanılan DED, Elektron Işın Eklemeli İmalat (EBAM) ve Lazer Toz Şekillendirme (LENS) teknolojilerini içerir. Diğer bir yöntem ise lazer kaplama, lazerle eritme enjeksiyonu ve lazerle tasarlanmış şekillendirmeyi içeren Doğrudan Lazer Biriktirme (LDD) yöntemleridir. Bu teknolojiler, istenen sonuca bağlı olarak yüzey modifikasyonu veya 3B parça üretim teknikleri olarak kategorize edilebilir (60).

2.3. Üç Boyutlu Yazıcı ile Üretim Basamakları

3B yazıcı ile üretim işlemi birkaç aşama içerir:

- 1) CAD kullanarak restorasyonun dijital tasarımı,
- 2) STL dosyasını kaydetme,
- 3) Parametrelerin belirlenmesi ve 3B dilimleme,
- 4) 3B yazıcıya aktarma/transfer,
- 5) Gerçek nesnenin katmanlı üretimi,

6) Destek yapısının uzaklaştırılması, temizleme, polimerizasyon sürecini tamamlamak için son kürleme işlemi, bitirme ve cilalama (Şekil 7) (20,61).



Şekil 7. 3B üretim aşamaları

3B bir nesnenin üretim sürecinde, başlangıç adımı olarak nesnenin 3B bilgisayar destekli tasarım modelinin oluşturulması yer almaktadır. Tasarlanan modellerin üretiminde 3B yazıcı teknolojisi kullanılırken, doğru yöntem seçimi ve yazıcının hassasiyetinin göz önünde bulundurulması, daha etkin sonuçların ortaya çıkmasını sağlayabilir. Tasarım evresinde, veriler 3B yazdırılabilir bir CAD dosya biçiminde kaydedilmektedir. Dilimleme olarak adlandırılan işlem, 3B dijital modelin belirli aralıklarla bir düzlemle kesişerek kesitlerin elde edilmesini ifade eder. 3B yazıcılar, hesaplanan takım yoluna bağlı olarak ürün imalatını katman katman gerçekleştirerek yapar. Bu süreçte STL dosya formatı kullanılır. STL dosya formatı, geometrik modeli tanımlayan üçgen yüzeylerden oluşur (62). 3B yazıcılar, bir objenin üretimini x, y ve z olmak üzere üç eksen üzerinde gerçekleştirir. X ve y eksenleri, yatay düzlemdeki iki boyutlu görüntüyü temsil ederken, z eksen dikey yönde hareketi ifade eder. Başka bir deyişle, z eksen, x ve y eksenlerinin üst üste bindirilmesiyle oluşturulur. Böylece, z ekseninin varlığı, iki boyutlu görüntünün üçüncü boyuta taşınmasını sağlar (63).

3B yazıcı üretim cihazları, yüksekliği ayarlanabilen bir platform veya biriktirme başlığı, rezin haznesi ve tabaka kesit oluşturma gibi benzer bileşenlere sahip olmalarının yanı sıra, ortak bir katman sıralamasıyla çalışırlar (64).

3B baskı işlemine başlamadan önce, yazıcının düzgün bir yüzeyde konumlandırıldığı ve tablayı yazdırma yuvasına tam olarak yerleştirildiği doğrulandıktan sonra, kalibrasyon ayarları ve malzeme yükleme işlemleri yapılabilir. Üretim sürecinde kullanılan 3B yazıcı teknolojisine bağlı olarak baskı süresi değişkenlik gösterebilir. Üretim süresi, belirlenen baskı hızı, malzeme yoğunluğu, modelin şekli ve boyutu, destek miktarının sayısı ve istenen çözünürlük seviyesi gibi faktörlerden de etkilenir. Üretim süreci tamamlandıktan sonra, nesne 3B yazıcının platformundan çıkarılır ve destek yapılarından arındırılır (53). Eklemeli üretim teknolojileri, malzeme israfını minimize ettiği için oldukça ekonomiktir. Aynı zamanda, üretim süreci daha kısa sürdüğü için verimlilik de artmaktadır. Eklemeli

üretim yöntemiyle aynı anda birden fazla nesne üretilir ve bir nesnenin farklı bölgelerinde farklı türde malzemeler kullanılabilir. Bu yöntemle üretilen nesneler, olağanüstü düzeyde doğruluk ve hassasiyete sahiptir (65).

2.4. Üç Boyutlu Yazıcı ile Üretimde Kullanılan Malzemeler

3B yazıcılar ile üretimde diş hekimliği uygulamalarında farklı malzemeler kullanılabilir. Bu malzemeler arasında polimerler (termosetler ve termoplastikler), seramikler ve metaller (toz/bağlayıcı malzeme kombinasyonu dahil) veya bunların kombinasyonu sayılabilir (55,65). Diğer alanlarla kıyaslandığında 3B yazıcı ile üretim için diş hekimliğinde kullanılabilen polimerlerin sayısı oldukça azdır. Isı reaksiyonuna bağlı olarak, eklemeli üretim için kullanılan polimerler aşağıdaki şekilde sınıflandırılmaktadır (66).

2.4.1. Termoplastik polimerler

2.4.1.1. Poliamid

Poliamid (PA, Nylon), geniş bir polimer ailesine sahip bir termoplastik polimerdir ve modifikasyonları mümkündür. Bu nedenle, birçok üç boyutlu üretim teknikliği için uygundur. PA, yüksek mukavemet, dayanıklılık ve sertlik ile karakterizedir. Ayrıca, yüksek boyutsal stabilite gösterir, sıcaklıklara karşı dirençlidir ve iyi elektrik yalıtımı özelliklerine sahiptir. Aynı zamanda solventlere karşı dirençlidir, yüksek darbe dayanımı ve yüksek aşınma direnci olan biyouyumlu bir polimerdir. Mekanik özellikleri nem içeriğine bağlıdır. Rengine bağlı olarak farklı özellikler sergiler. Aromatik PA'lar su gibi berrak bir görünüme sahipken, alifatik PA'lar yarı kristal/opak bir yapıya sahiptir (66).

2.4.1.2. Akrilonitril butadin stiren

En çok tercih edilen 3B yazıcı filament akrilonitril butadin stirendir (ABS). ABS, yüksek mukavemeti olan petrol bazlı termoplastik polimerdir. ABS hammaddesiyle üretilen parçaların baskı sırasında tablaya yapışmasını sağlamak için FDM teknolojisini kullanan 3B yazıcılar tercih edilir ve tablanın sıcaklığı genellikle

80-90°C arasında olmalıdır. Yüksek sertlik, dayanıklılık ve darbelere karşı dirençleri nedeniyle mühendislikte prototip amaçlı üretimi için tercih edilmektedir. ABS polimerleri aseton ile çözülebilir ve sağlık açısından yiyecek ve içeceklerle teması önerilmez (54,66).

2.4.1.3. Polietilen

Polietilen (PE), karbon ve hidrojen atomlarının birleşerek oluşturduğu termoplastik bir polimerdir. Düşük yoğunluklu polietilen (LDPE), yüksek yoğunluklu polietilen'e (HDPE) kıyasla daha dallı bir yapıya sahiptir. HDPE ve LDPE gibi plastiklerden üretilen birçok ürün piyasada bulunmaktadır. Bu ürünler geri dönüşüm süreciyle filament formunda PLA'ya alternatif olarak 3B yazıcılarda kullanılmak üzere farklı formlara dönüştürülebilir. HDPE lifleri, veya yoğunluğu yüksek polietilen (PEHD) gibi farklı isimlerde de karşımıza çıkan en yüksek mukavemetli ve yüksek elastisite modülüne sahip filamentlerdir. Polietilen filamentlerin nem çekme özelliği neredeyse sıfırdır (67).

Esnek yapısı sayesinde yüksek performanslı polietilen lifleri yorulma direnci ve darbe dayanımı gibi özelliklere sahiptir. Ayrıca, bu lifler kolaylıkla geri dönüştürülebilir, bu da çevre kirliliği sorunu yaratmaz. Polietilenin düşük termal dayanımı belirli alanlarda kullanımını sınırlasa da, spor kıyafetlerinden balistik koruma sağlayan giysilere, balık ağlarından halatlara, tıbbi tekstiller ve hatta sıra dışı heykeller ve robotik dahil ancak bunlarla sınırlı olmamak üzere çeşitli alanlara yayılmaktadır (68,69,70).

2.4.1.4. Polilaktik asit

Polilaktik asit (PLA), organik bir biyopolimer olan termoplastik bir malzemedir. Mısır nişastası ile şeker kamışından üretilir. Bu tarımsal ürünlerin fermantasyonu yoluyla laktik asitten elde edilen bir malzemedir. Bu nedenle, insan sağlığına zararlı değildir. ABS'ye kıyasla daha parlak bir görüntüye sahiptir, erime sıcaklığı 160 ila 220°C arasındadır. FDM teknolojisini kullanan 3B yazıcılar PLA ile baskı yapabilir. PLA, parlak bir görüntüye sahip olması nedeniyle estetik olarak önemli alanlarda tercih edilen bir malzemedir ve insan sağlığına zararlı olmadığı için insanlarla doğrudan temas edebilecek yerlerde kullanılabilir. PLA'nın kullanımı

sadece 3B yazıcılarda sınırlı kalmaz, aynı zamanda bazı paketleme malzemeleri, streç filmler, plastik kaplar ve plastik su şişeleri gibi ürünlerde de kullanılır. PLA, dayanıklıdır ve darbelere karşı dirençlidir. Bununla birlikte hafif bir esnekliğe sahip olmasına rağmen kırılğan bir malzemedir (54).

2.4.2. Termoset Polimerler

2.4.2.1. Fotopolimer rezin

Diş hekimliğinde 3B üretim için tercih edilen fotopolimer rezinler, tasarım esnekliği, kullanım kolaylığı ve maliyet etkinliği gibi avantajlara sahiptir. Fotopolimerlerin mekanik, kimyasal ve fiziksel özellikleri, kimyasal bileşimlerinden, sertleşme derecelerinden ve polimer yapılarından etkilenir. 3B baskı üretim süreci, sıcaklık ve ısıtma/soğutma hızı gibi malzeme mikro yapısını etkileyen çeşitli parametreleri içerir (13). Protetik diş tedavilerinde 3B yazıcı ile üretim için fotopolimerlerin kullanımı yaygındır. Bu materyaller ile yapılan üretimler geçici ve daimi kron ve köprü restorasyonlarının yanı sıra tam ve parsiyel protezlerin üretimini kapsamaktadır. Bununla birlikte, 3B yazıcı ile üretim teknolojileri, nihai protezine dönüştürülebilen ön model oluşturmak için kullanılabilir (20).

Diş hekimliğinde kullanılan fotopolimer rezinler, UV ışığına duyarlı ve katmanlar halinde polimerize olan bir tür polimer matriks içermektedir (34,39,71). Fotopolimer rezin kullanan 3B teknolojilerde, malzemelerin içerisinde genellikle monomerler, oligomerler ve fotobaşlatıcı sistemler bulunur. Üretim sürecinde radikaller veya katyonlar, bir fotokimyasal reaksiyonla fotobaşlatıcı sistem tarafından ışık kaynağı kullanılarak polimerizasyonu gerçekleştirmektedir. Işık kaynaklı polimerizasyon, 3B baskıyla polimer tabanlı nesnelerin üretilmesi için çok uygun bir yöntemdir (72,73). Dalga boyu 355 ila 405 nm arasında değişen ultraviyole ışık tipik olarak polimerizasyon için kullanılır. Oligomerler, nihai olarak basılı nesnelerin sertliği, mukavemeti, yapışması ve yüzey kalitesi dahil olmak üzere fiziksel özelliklerini belirleyen polimer zincirinin oluşturulmasında önemli parçalardır. Metakrilat monomerler, fotopolimerizasyon yoluyla elde edilen rezin esaslı kompozitlerde sıklıkla kullanılmaktadır. Bu monomerler, yüksek tepkimeye ve çapraz bağlanma derecesine sahip organik bir matris oluşturur (74,75). Foto başlatıcılar olarak bilinen kimyasal bileşikler, polimerizasyon sürecinde çok önemli

bir rol oynar. Bu bileşikler, ışığa maruz kaldıklarında, rezinin polimerizasyonunu tetikleyen reaktif moleküllere ayrılırlar. Temel olarak, foto başlatıcı, ışıktan gelen enerjiyi kimyasal enerjiye dönüştürür ve bu da polimerizasyon sürecini başlatır. Fotopolimerizasyon reaksiyonunun etkinliğini ve rezinin farklı ışıkla uyumluluğunu etkilediğinden, uygun foto başlatıcı sistemin seçilmesi dental materyaller için çok önemlidir (53). Işıkla sertleşen kompozitler, genellikle polimerizasyon işlemi için kamforkinon (CQ) bazlı bir fotobaşlatma sistemi kullanır. Bu sistemde, bir üçüncül amin, 200 ila 300 nm aralığındaki radyasyonu emerek, onu yaygın olarak kullanılan bir bileşen haline getirerek birincil yardımcı başlatıcı görevi görür. CQ tabanlı ışık başlatma sisteminin sınırlamalarının üstesinden gelmek için, 3B baskı rezin sistemleri öncelikle fosfin oksit sistemlerini kullanır (76,77). CQ'dan farklı olarak, bu sistemler bir yardımcı başlatıcı gerektirmez ve yüksek derecede dönüşüm, hızlı polimerizasyon ve renk stabilitesi gibi çeşitli avantajlar sunar. En sık kullanılan, yüksek ışık emiciliği ve yüksek tepkime hızı nedeniyle fenilbis fosfin oksittir (BAPO). Dental uygulamalarda, mono-asilfosfin (MAPO), genellikle BAPO ile kombinasyon halinde sıklıkla kullanılan başka bir fotobaşlatıcıdır. Ticari olarak temin edilebilecek en eski mono-asilfosfin başlatıcılardan biri, yaygın olarak TPO olarak bilinen difenil fosfin oksittir. 3B baskı uygulamalarında kullanılmak üzere yeni bir fotobaşlatıcı olarak etil fenilfosfinat (TPO-L) önerilmiştir. (78,79,80).

İdeal fotopolimer rezin iki ana gereksinimi karşılamalıdır: düşük viskoziteye sahip olmalı ve yüksek performans sağlamalıdır. Diş hekimliğinde kullanılan fotobaşlatıcı rezinlerin, farklı ek maddelerle birleştirilebilen çeşitli örnekleri mevcuttur. Bunlar arasında metakrilat bazlı rezinler, epoksi bazlı rezinler ve katyonik bazlı rezinler yer alır. Bu rezinler, cam, karbon veya seramik lifler ve parçacıklar gibi çeşitli dolgu maddeleri ile modifiye edilebilir. Bu sayede, rezinler daha yüksek dayanıklılık, sertlik ve estetik özellikler elde etmek için güçlendirilebilir (54).

2.4.2.2. Metaller

Diş hekimliğinde 3B üretimde en yaygın kullanılan metaller Cr-Co ve titanyumdur. Metallerde yüksek çözünürlük elde etmek için gücü 100 W'tan fazla, ışın çapı 0.2-0.4 µm ve bunun sonucu olarak 30 µm katman kalınlığına sahip lazerler kullanılmaktadır (81). Metal üretimi için 3B teknoloji, toz yatağına lazer veya elektron ışığıyla eritme veya katmanları kaynaştırma yöntemiyle gerçekleştirilir.

Metal üretimi için başka bir teknik ise toz yatağında sıvı yapıştırıcı kullanarak parçaları birleştirmektir. Bu birleştirme işleminden sonra parçalar, bir fırında sinterleme işlemine tabi tutularak sağlam ve dayanıklı hale getirilir (82). Metal lazer sinterleme (DMLS) sabit ve hareketli protezlerin üretim süresi, uygun maliyeti ve geniş metal çeşitliliği açısından en çok tercih edilen teknolojiler arasındadır (83).

2.4.2.3. Seramikler

Seramik gibi bazı malzemeler, 3B teknoloji ile üretim için uygun değildir, çünkü erime noktaları çok yüksektir. Toz halindeyken birbiriyle kaynaşması için erime noktalarına ulaşana kadar çok yüksek ısı uygulamak gereklidir. Buna karşılık, metaller ve polimerler, ısı uygulayarak birlikte kaynaşabilirler. Metaller ve polimerlerle karşılaştırıldığında, seramik malzemelerin son derece yüksek erime noktası, eklemeli imalat alanındaki en kritik zorluklardan biridir (84). Standart seramik malzemeler sert, kırılgan, aşınmaya ve korozyona dayanıklıdır (85). Alümina ve zirkonya, yüksek yoğunluklu malzemelerdir. Geçmiş literatür bilgisi zirkonyanın korozyona karşı alüminadan biraz daha zayıf olduğunu öne sürse de, bu materyaller büyük mekanik dayanım ve korozyon direncine sahiptirler (86).

2.5. Bor

Bor, B simgesi ile gösterilen, yarı iletkenler olarak bilinen elementler grubuna ait, metal ve ametal elementler arasında özelliklere sahiptir. Periyodik tablonun 13. grubunda yer alan bor, atom numarası 5 ve atom ağırlığı 10,811 g/mol'dür. Özgül ağırlığı 2,84 olup yoğunluğu 2,34 g/cm³'tür. Bu element 2200 °C gibi yüksek bir sıcaklıkta erir ve soğuduğunda sert yapıya sahip ama kırılgan bir madde ortaya çıkar. Borun oda sıcaklığında genellikle zayıf olan iletkenliği, sıcaklık arttıkça artma eğilimindedir. Hava ve ısıya maruz kaldığında tutuşarak yeşil bir alev yayar ve bor oksiti (B₂O₃) oluşturur. Sıvı bor 2550 °C'de kaynama noktasına ulaşır (87) (Tablo 1).

"Buraq"sözcüğü, orijinal olarak Arapçada boraks olarak bilinir ve elementin adının bu terimden geldiği düşünülmektedir. Bor elementinin tarihsel keşfi, Uzak Doğu'dan ithal edilen boraksa ve onu altın madenciliği faaliyetlerinde kullanan Babillere dayanır. Borun ilk kaynaklarından biri Tibet Gölleri olmuştur. Bor, antik

dönemde Mısırlılar tarafından mumyalama sürecinde, tıp alanında ve metalürjide kullanılmıştır. Bu çok yönlü element, farklı alanlarda çeşitli amaçlar için değerlendirilmiştir (88,87,89).

Tablo 1. Borun bazı fiziksel özellikleri (90)

Fiziksel özellikleri	
Atomik Kütlesi	10.811
Kaynama noktası	4275K- 4002°C - 7236°F
Elektriksel kondüktivite	1.0E 12 106/cm
Termal kondüktivite	0.274W/cmK
Yoğunluk	2.34g/cc - 300K
Vickers sertlik	49000 MN m ²
Buharlaştırma ısı	489.7kJ/mol
Ergime noktası	2573K- 2300°C - 4172°F
Görünüş	Sarı- kahverengi ametallik

Bor saf element olarak, ilk kez 1808 yılında Fransız kimyager J.L. Gay-Lussac ve Baron L.J. Thenard ile İngiliz kimyager H. Davy tarafından elde edilmiştir. Bor, doğada farklı allotropik formlarda bulunan bir elementtir. Altısı kristalin ve biri amorf olmak üzere çeşitli yapısal formları vardır. Bu farklı yapılar, borun özelliklerini ve kullanım alanlarını etkileyen önemli faktörlerdir (91).

Elementler arasında bor, ¹⁰B ve ¹¹B olmak üzere en kararlı iki izotopa sahip tek element olarak öne çıkmaktadır. ¹⁰B izotopu, termal nötronları yüksek bir oranda tutma özelliğine sahip bir izotop olarak bilinmektedir. Bu sayede bor, nükleer malzemelerin ve nükleer enerji santrallerinin üretiminde kullanılabilmektedir (92). Oda sıcaklığında, elementer bor katı olarak görünür ve siyah monoklinik kristaller veya saf olmayan sarı veya kahverengi amorf toz şeklini alabilir (93).

Yüksek saflıktaki kristalin bor, bor triklorit veya bor tribromit'in hidrojen atmosferinde buharlaştırılması ve indirgenmesiyle elde edilebilir. Bu yöntem, saf borun üretimi için kullanılan bir yöntemdir. Amorf bor, tipik olarak bor oksidin sodyum veya florborat ile potasyum kullanılarak indirgenmesiyle üretilir. Bu yöntemler sayesinde, %99.99 saflıkta bor elde etmek mümkündür. Amorf bor, kahverengimsi-siyah bir toz şeklinde bulunur ve çeşitli endüstriyel uygulamalarda kullanılır (93,94).

2.5.1. Bor mineralleri

Bor, yeryüzünde en yaygın bulunan 51. elementtir. Doğada serbest halde değil; tipik olarak "boratlar" olarak bilinen tuzlar gibi oksijen ve diğer elementlerle birlikte bulunur. Bor, oksijene karşı güçlü bir çekim sergileyerek borat bileşiklerinde güçlü kovalent bor oksijen bağlarının oluşmasına neden olur. Boratlar, bor ve oksijen elementlerinden oluşan bileşiklerdir (95).

Bor, diğer elementlerle de reaksiyona girme eğilimindedir. Üçgen veya dört yüzlü yapısal birimlere sahiptir. Bu borat birimlerinin, polimerizasyona uğraması ile 230'dan fazla doğal yolla oluşan borat minerali tanımlanmıştır. Boratlar herhangi bir katyonla birleşip diğer anyonlarla çift tuz oluşturabilmelerine rağmen, tipik olarak en bol bulunan mineraller kalsiyum, sodyum veya her iki elementi de içerir. Borat mineralleri oldukça fazla bulunur, ancak bunlardan sadece birkaçı önemli ticari değere sahiptir (Tablo 2). Turmalin, bor mineralleri arasında yaygın bulunan ve %10'a kadar bor içerebilen bir mineraldir. Tinkal , kernit , kolemanit ve üleksit gibi alkali ve toprak alkali bor mineralleri, endüstride kullanılan bazı minerallerdir (95,96,97).

Tablo 2. Bazı ticari bor mineralleri ve özellikleri (96)

Mineral	Förmül	B ₂ O ₃ İçeriği (Ağırlık Olarak %)
Kolemanite	Ca ₂ B ₆ O ₁₁ 5H ₂ O	50.8
Üleksit	NaCaB ₅ O ₉ 8H ₂ O	43.0
Tinkal (Boraks)	Na ₂ B ₄ O ₇ 10H ₂ O	35.5
Kernit	Na ₂ B ₄ O ₇ 4H ₂ O	51.0
Pandermit	Ca ₄ B ₁₀ O ₉ 7H ₂ O	49.8
Hidroborasit	CaMgB ₆ O ₁₁ 6H ₂ O	50.5

2.5.2. Borun kullanım alanları

Bor, cam sanayisinden tarıma, elektronik sektörden enerji endüstrisine kadar geniş bir yelpazede kullanılan bir elementtir. Borun özellikleri, dayanıklılığı artırma, ısısal uyumu sağlama, antibakteriyel etki gösterme gibi birçok sektörde farklı uygulamalara olanak sağlar (Şekil 8).

Bor, temizlik ürünlerinde önemli rol oynayan bileşiklere sahip olması nedeniyle güçlü bir beyazlatıcı olarak da bilinir. Yaygın olarak bilinen sodyum tetraborat dekahidrat bilinen en eski borat mineralidir. Tarih boyunca çeşitli amaçlar için kullanılmıştır. Boraks başlangıçta, bir zamanlar ev tipi deterjanlarda yaygın olarak kullanılan bir ağartma maddesi olan perborat yapımında kullanılmıştır (98). Ayrıca antibakteriyel etkisi sayesinde suyun pH dengesini sağlayarak yumuşatıcı bir etki gösterir. Sabun ve deterjanlarda antibakteriyel özelliği ve suyu yumuşatma özelliği nedeniyle %10 konsantrasyonda boraks dekahidrat kullanılır. Ayrıca toz deterjanların beyazlatma özelliklerini arttırmak için %10-20 oranında sodyum perborat eklenir (99,100).

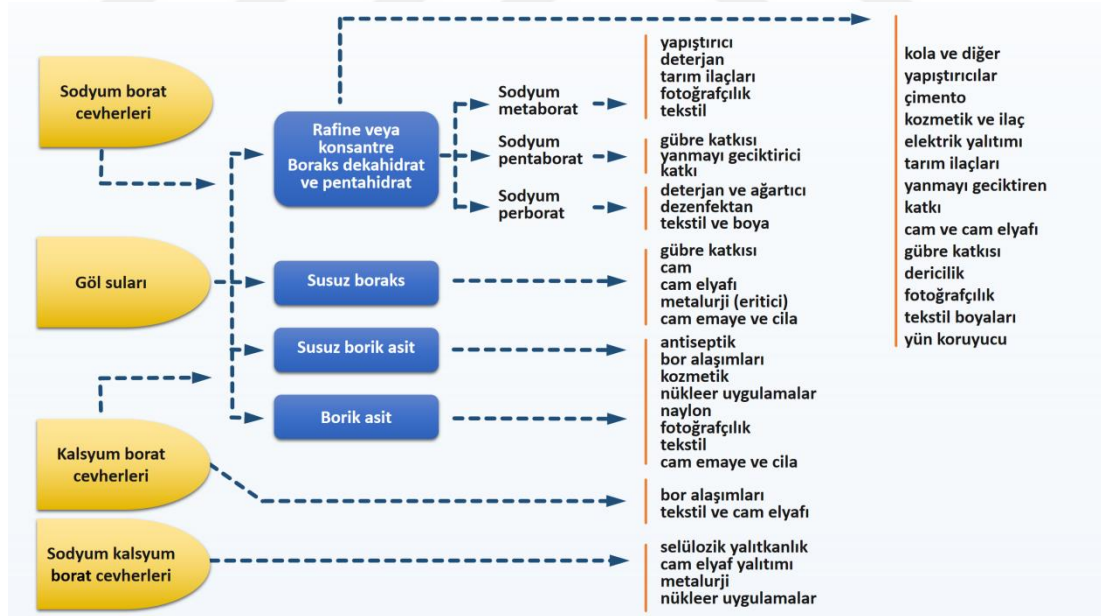
Bor katkı maddesinin başlıca kullanım alanlarından biri olarak cam endüstrisi ön plana çıkar. Eriyen camın ara ürününe eklenmesiyle, ürünün akışkanlığıyla birlikte mukavemetini ve yüzey sertliğini de artırır. Bu sayede cam ürünlerinin kalitesini yükseltir ve daha dayanıklı hale getirir. Borosilikat camların tipik bileşimi, yaklaşık olarak %13 B_2O_3 , %81 silika, %2 alüminyum ve %4 potasyum/sodyumdan oluşur. Ancak B_2O_3 içeriği farklı uygulamalarda %5 ile %30 arasında değişebilen değerlere sahip olabilir. Örneğin, Pyrex camı %13.5 B_2O_3 içermektedir. Bu farklı bileşimler, camın özelliklerini ve kullanım alanlarını belirlemede önemli bir rol oynamaktadır (101).

Bor, seramiklerin çizilmeye karşı dayanıklı hale gelmesini sağladığı için seramik sırlarında %3 ila %24 arasında kolemanit şeklinde kullanılır. Seramik boyalarının üretiminde ise bakır metaborat bileşiği tercih edilir. Bor oksit, sırnın termal genleşme katsayısının kontrol edilmesinde, cam ve malzeme arasındaki termal özelliklerin uyumlu hale getirilmesinde önemli bir rol oynar. Borun sırlara eklenmesinin bir diğer önemli etkisi ise, sır oluşumunun erken aşamalarında camsı yapı oluşumunu teşvik etmesidir (102,103).

Bor bitkilerin temel besin maddelerinden biridir ve bitki gelişimini destekler. Köklerin düzenli büyümesini sağlamanın yanı sıra fotosentez miktarını artırır. Ayrıca bor, hücre büyümesine ve yapısına katkı sağlar. Bor eksikliği bitkilerin hücre duvarlarının incelmeye neden olabilir. Bu nedenle tarımda susuz boraks ve boraks pentahidrat içeren karışık gübreler kullanılarak bu sorunun önüne geçilmektedir. Suda kolayca çözünen sodyum pentaborat veya disodyum oktoborat, tarım ürünlerine püskürtülerek uygulanabilir (104).

Bor, sağlık sektöründe çeşitli alanlarda kullanılan bir elementtir. Antibakteriyel özellikleri sayesinde dezenfektanlarda, kremlerde, yara temizleme solüsyonlarında, göz damlalarında ve ilaçlarda kullanılmaktadır. Borun bu alanlarda kullanımı, mikroorganizmaların önlenmesi ve tedavi edici özelliklerin desteklenmesi amacıyla önemli bir rol oynamaktadır. Sağlık sektöründe borun çeşitli uygulamaları insan sağlığına katkı sağlamaktadır (105).

Beyin tümörlerinin tedavisinde özel bir yöntem olan Bor Nötron Yakalama Terapisi (Boron Neutron Capture Therapy, BNCT), tümörlü hücrelerin seçici olarak imhasını sağlamak için kullanılan bir tedavi yöntemidir. Bu yöntem, radyoterapide kullanılan bir ilaç olan p-boronofenilalanin'in dokuya uyumlu formunun verilmesi ve ardından nötron bombardımanının uygulanmasıyla gerçekleştirilir. Bu tedavi yöntemi, beyin tümörü tedavisinde umut verici sonuçlar elde etmek için kullanılan etkili bir yöntemdir. BNCT için kullanılan bileşiklerde aranan özellikler şunlardır: yüksek miktarda bor içermelidir, hücre zarı ve beyin bariyeri gibi engelleri aşarak tümör hücrelerine ulaşabilmeli, bileşik tümör hücrelerinde seçici olarak birikmeli ve düşük toksisiteye sahip olmalıdır (106).



Şekil 8. Bor ve bor bileşiklerinin kullanım alanları

2.5.3. Borun toksisitesi

Bor, insan, bitki ve hayvanların büyüme ve gelişmesinde kritik bir rol oynamaktadır. Ancak seviyesi eksik veya fazla olduğunda metabolik süreçler üzerinde zararlı etkileri olabilir (91).

Bor bileşiklerinin hayvanlar üzerindeki toksik etkileri laboratuvar ortamında çok sayıda çalışma ile araştırılmıştır. Borik asit ve borik oksit, bu tür testlerde borun en sık uygulanan formlarıdır (107). Bor içeren bileşikler için öldürücü doz LD50 değeri, fare ve sıçanlar için vücut ağırlığının kilogramı başına 400 ila 700 mg bor olarak belirlenmiştir. Diğer taraftan, köpekler, kediler, tavşanlar ve kobaylar için LD50 değeri vücut ağırlığının kilogramı başına 250 ila 350 mg bor aralığındadır (108). İnsan üzerinde yapılan araştırmalar, borun kısa sürede yüksek seviyelerde ağızdan alındığında ölümcül olabileceğini ortaya koymuştur. Bununla birlikte, dozu doğru bir şekilde tahmin etmek oldukça zor olabilir ve akut maruziyete bireysel yanıt önemli ölçüde değişebilir. Raporlara göre borik asit formundaki borun minimum öldürücü dozu bebeklerde 2-3 gr, çocuklarda 5-6 gr, yetişkinlerde 15-20 gr civarında bulunmuştur (109). İnsan çalışmaları, ortalama bor seviyesini kanda 241 µg B/L ve idrarda 1130 µg B/L olarak bildirmiştir. Farklı dokulardaki bor konsantrasyonlarının 0.06 ila 1.2 mg B/kg arasında değiştiği gözlemlenmiştir. İnsanlar yüksek miktarlarda bor elementine maruz kaldıklarında, akut semptomlar mide bulantısı, ishal, kusma ve uyuşma şeklindedir. Kronik bor toksisitesi, mide bulantısı, iştahsızlık ve kilo kaybı ile birlikte cinsel aktivite, seminal hacim, sperm sayısı ve hareketlilikte azalma gibi çeşitli semptomlarla tanımlanabilir (110).

Bor madenciliği ve işleme, gübre ve böcek ilacı üretimi ile temizlik ve çamaşır yıkama ürünlerini içeren endüstrilerde çalışan kişilerin bor bileşiklerine maruz kalma olasılığı yüksektir. Bu tür maruz kalma alanlarından elde edilen veriler, bor maruziyetinin üst sınırlarının değerlendirilmesinde değerli bir araç olarak araştırmalar için hizmet edebilir. Duydu ve ark. (111), Türkiye'deki borik asit maden işçileri arasında ortalama kan bor düzeylerinin 223.89 ng/g olduğunu bulmuşlardır. Kaydedilen bu seviyelerde, maruz kalan işçiler arasında üreme sistemi üzerinde herhangi bir zararlı etki gözlenmemiştir.

Avrupa Gıda Güvenliği Otoritesi (European Food Safety Authority), 2013 yılında borik asit ve boraksın gıda katkı maddesi olarak değerlendirilmesine karar vermiştir. Bor, bazı ülkelerde farklı minerallerle birleştirilerek tablet formunda

üretilmeye başlanmıştır. Bu tabletler, borun sağlık açısından faydalarını kolay ve kullanışlı bir şekilde sunmayı amaçlamaktadır. Bor tabletleri, vücut için gerekli olan bor mineralinin düzenli alımını sağlamak üzere formüle edilmiştir. Yeterli seviyelerde, çeşitli bor ve bileşikleri insan sağlığı üzerinde yararlı etkilere sahiptir. Sonuç olarak, vücuttaki bor eksikliğini önlemek için borun gıda takviyesi olarak kullanımı son yıllarda popülerlik kazanmıştır (112,113).

2.6. Malzemelerin Yüzey Pürüzlülüğü

Bir malzemenin yüzeyinde görülen ve yüzey pürüzlülüğü olarak adlandırılan düzensizlikler, malzemenin yapısından ya da üretiminde kullanılan yöntemden kaynaklanmaktadır (114).

Dental malzemelerin yüzey dokusu plak birikimi, renk değişikliği, aşınma ve estetik restorasyonların görünümü üzerinde önemli bir rol oynar (115). Yüzey pürüzlülüğü, protez rehabilitasyonunun klinik dayanıklılığını, optik özelliklerini, antagonist dişlerin aşınmasını ve çatlakların oluşmasını etkileyen faktörlerden biridir (116). Ayrıca, yüzey pürüzlülüğündeki 0.3 mm gibi küçük bir değişiklik bile hastanın dil ucuyla algılanabileceğinden, düzgün bir yüzey hastanın konforuna katkıda bulunur (117).

Yüzey pürüzlülüğü arttıkça, plak birikimi de artma eğilimindedir ve pürüzlülük, leke oluşumu için belirleyici bir faktördür (17,118). İn vivo çalışmalar, bakteriyel plak tutulumu için eşik yüzey pürüzlülüğünü 0.2 μ m'nin üzerindeki ortalama pürüzlülükle ilişkilendirmiştir ve bu durumda bakteriyel retansiyonda önemli bir artış olduğu görülmüştür (17,119). Ayrıca, artan yüzey pürüzlülüğü dental materyallerin aşınmasını hızlandırır. Klinik çalışmalarda, iki diş minenin temas ettiği bölgelerinde incelenen örneklerde ortalama 0.64 mm'lik bir pürüzlülük saptanmıştır (120).

2.6.1. Yüzey pürüzlülüğü ölçüm yöntemleri

2.6.1.1. Konvansiyonel profilometre ile yüzey pürüzlülüğü ölçümü

Konvansiyonel profilometre, bir nesnenin yüzey profilindeki düzensizlikleri nicel olarak yansıtan bilinen bir tekniktir. Bu teknikle hesaplanabilen birçok

istatistiksel parametre bulunmaktadır. Pürüzlülük profilinden hesaplanan en yaygın parametre, ortalama pürüzlülük (Ra) olarak bilinir. Bu teknik, 1950'lerde geliştirilmiş olup geniş alanların ölçülmesine imkan sağlar ve standart değerler sunmuştur (121). Ra değeri, bir yüzeyin ortalama pürüzlülüğünü tanımlar ve ölçüm alanı içindeki pürüzlülük profilinin merkez çizgisinden tüm mutlak uzaklıklarının aritmetik ortalaması olarak hesaplanır. Yüzey profilometresi kullanılarak yüzeyler incelenirken birçok parametre seçilebilir. Ra, Rz, Rpm ve Rz:Rpm oranı sıkça kullanılan parametreler arasındadır (122). Profilometreler aracılığıyla, yüzeylerin analizi dijital ve analog donanım ve yazılım kullanılarak kaydedilebilir. Cihazla elde edilen üç değer şunlardır:

Ra: Yüzeyin ortalama pürüzlülüğünü ifade eder.

Rz: Yüzeydeki en yüksek sivri uçların (pik) ortalamasını gösterir.

Rpm: Yüzeydeki en derin noktaların ortalamasını temsil eder (123,124).

Yüksek doğruluk ve tekrarlanabilirlik elde etmek için profilometrelerin prob ucu, periyodik olarak kalibre edilmelidir (125).

2.6.1.2. Lazer uçlu profilometre ile yüzey pürüzlülüğün ölçümü

Yüzey analizi için, incelenecek yüzey temas olmadan lazer ile paralel olarak taranır. Tarama sonrasında iki farklı değer alınır. Ra parametresi ortalama yüzey pürüzlülüğünü belirtirken, LR doğru profil uzunluğu oranını ölçer. LR boyutsal bir metriktir ve ideal bir pürüzsüz yüzey, 1'lik bir LR değerine karşılık gelir (126,127).

2.6.1.3. Taramalı elektron mikroskobu ile yüzey pürüzlülüğün incelenmesi

Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM), malzemelerin yüzey durumlarını gözlemlemek için kullanılan çok yönlü ve gelişmiş bir araçtır. Bir SEM'de, numune yüksek enerjili elektronlar kullanılarak çekilir ve çıkan elektronlar/X-ışınları analiz edilir. Bu çıkan elektronlar/X-ışınları, bir malzemenin topoğrafyası, morfolojisi, bileşimi, tanelerin yönelimi, kristalografi bilgileri vb. hakkında bilgi sağlar. Morfoloji, bir nesnenin şekli ve boyutunu gösterirken topoğrafya, bir nesnenin yüzey özelliklerini, dokusunu, pürüzsüzlüğünü veya pürüzlülüğünü gösterir (128).

SEM (Taramalı Elektron Mikroskobu), elektronları kullanarak numune yüzeyinden yüksek çözünürlüklü görüntü elde etmek için kullanılan bir sistemdir. Bu mikroskop, numune yüzeyinin 3B görüntülerinin elde edilmesinde kullanılır. Numune yüzeyi, yüksek enerjili elektronlarla taranarak görüntü oluşturulur. Temel çalışma prensibi, elektronların filament lambadan üretilmesi, elektromıknatıslar yardımıyla numune üzerine yönlendirilmesi, görüntünün dedektör tarafından yakalanması ve ekrana yansıtılmasıdır. SEM'lerin ayırma gücü 1 nanometre ve daha iyi çözünürlük seviyelerine ulaşabilir. Numuneler, yüksek vakum, düşük vakum, ıslak koşullar ve düşük veya yüksek sıcaklıklarda SEM'de incelenebilir (129,130).

2.6.1.4. Atomik kuvvet mikroskobu ile yüzey pürüzlülüğün incelenmesi

Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM) görüntüleri, numunenin yüzeyine yakın bir konumda yer alan keskin bir uç (yalıtkan veya değil) üzerindeki kuvvetin ölçülmesiyle elde edilir. Bu kuvvet, geri bildirim mekanizmasıyla küçük ve sabit bir seviyede tutulur. Uç yana doğru hareket ettirildiğinde, yüzey konturlarını takip eder (131). AFM, minimal bir kuvvet ile alt tabakaya temas eden bir profilometre yöntemidir. Yüzey tarama sırasında nanometre boyutunda keskin bir ucun kullanılması, distorsiyonun önlenmesine ve karmaşık özelliklerin gelişmiş çözünürlükle görüntülenmesine olanak tanır. Belirli ölçümler ve pürüzlülük parametrelerini içeren veriler, 3 boyutlu görsel olarak saklanabilir ve böylece kapsamlı topoğrafik bilgiler elde edilebilir (132).

Bozulmanın önlenmesi, yüzey taraması için nanometre ölçeğinde keskin bir ucun kullanılmasıyla elde edilir ve hassas özelliklerin yüksek çözünürlüklü görüntülenmesini sağlar. Hassas ölçümler ve pürüzlülük değerleri de dahil olmak üzere elde edilen veriler, topoğrafik ayrıntıları etkili bir şekilde yakalayan 3 boyutlu resimsel görüntüler olarak saklanabilir.

2.7. Yüzey Bitirme ve Polisaj İşlemleri

Yüzey bitirme ve polisaj işlemleri, aşındırma temelli işlemler olmakla birlikte amaçları ve dereceleri açısından farklılık gösterir. Yüzey bitirme işlemi, restorasyon sürecinde materyal artıklarını uzaklaştırma ve kabul edilebilir düzeyde pürüzsüz bir yüzey oluşturma amacı taşır. Büyük aşındırmaların ardından, bitirme işlemi

restorasyonun son marjinal uyumu, oklüzyon ve konturun kabul edilebilir yüzey kalitesine sahip olmasını sağlar (133).

Polisaj ise bitirme işleminden sonra gerçekleştirilen bir aşındırma işlemidir ve temel amacı, restorasyona pürüzsüz, çiziksiz ve parlak bir yüzey oluşturmaktır. Polisaj genellikle çok küçük partikül büyüklüğüne sahip aşındırıcılar kullanılarak gerçekleştirilir. Kaygan, pürüzsüz ve mine benzeri bir parlaklık elde etmek için polisaj işlemi, bitirme işlemlerinden sonra uygulanır. Oluşturulan yüzey çiziksiz ve amorf bir yapıya sahip olmalıdır (134,135).

Yüzey bitirme ve polisaj işlemleri birbirleriyle bağlantılıdır ve bir restorasyonun uygun şekilde tamamlanması için ayrı düşünülemez. Bu işlemler, restorasyonun son kalitesini artırmak, yüzeyin istenen özelliklere sahip olmasını sağlamak ve estetik bir görünüm elde etmek için bir arada kullanılır (134,135,136).

Dental malzemelerin polisaj süreci üç temel aşamayı kapsar: kaba ayarlamaları içeren ilk düzeltme ve konturlama, ara bitirme ve nihai parlatma işlemi. İlk düzeltme ve konturlama sırasında yüzey, 100 µm ve daha büyük parçacık boyutuna sahip yivli bitirme frezleri, elmas frezler ve aşındırıcı bitirme disklerin kullanımını içerir. Bu aşamada, kaba bitirme ve konturlama işlemleriyle yüzeydeki pürüzler giderilir ve istenilen şekil ve konturlar oluşturulur (137).

Ara bitirme aşaması, kaba düzeltme ve konturlama işlemleri sırasında oluşan çiziklerin ve yüzey kusurlarının giderildiği pürüzlü yüzeyden pürüzsüz bir yüzeye geçiş aşamasıdır. Bu aşamada, 100 µm'den küçük ve 15-20 µm'den daha büyük partikül boyutuna sahip ince elmas frezler ve diskler veya çok yivli bitirme frezleri kullanılır. Ara bitirme işlemi, yüzeyin pürüzsüzleştirilmesini ve hazırlık aşamasının tamamlanmasını sağlar (137).

Final parlatma aşaması, mineye benzer parlaklıkta yüzeyler elde etmek ve çizikleri gözle görülmez hale getirmek için gerçekleştirilir. Bu aşamada kullanılan aşındırıcıların boyutları 0.3-20 µm arasında değişir. Final parlatma işlemi, yüzeyin son dokunuşlarının yapılması ve istenen estetik görünümün sağlanması amacıyla uygulanır (137).

Dental materyallerin polisaj aşamaları, yüzeyin hazırlanması, pürüzlülüklerin giderilmesi ve istenen parlaklık ve görünümün elde edilmesi için önemli adımlardır. Bu aşamalar, dental restorasyonların kalitesini artırmak ve hasta memnuniyetini sağlamak için büyük önem taşır (135,138).

2.7.1. Yüzey bitirme işlemlerinde kullanılan malzemeler

Yüzey bitirme işlemlerinde tipik olarak sert ve kaba yapıya sahip aşındırıcılar kullanılır. Bu aşındırıcılar, gözle görülür yüzey düzensizliklerinin ortadan kaldırılması ve yüzeye amaçlanan şeklin verilmesi için kullanılır. Daha sonra, polisaj aşamasında daha ince taneli ve daha yumuşak aşındırıcılara doğru geçiş yapılır. Polisaj aşındırıcıları, özellikle ağız içinde veya ağız dışında yapılan bitirme işlemlerinden sonra şekillendirilmiş yüzeylerin düzgünleştirilmesi için kullanılır. Temizleyici aşındırıcılar ise genellikle küçük tane boyutuna sahip ve yumuşak materyallerdir. Bu aşındırıcılar, mine veya restoratif materyallere yapışmış yumuşak artıkların temizlenmesi amacıyla kullanılır (139).

2.7.1.1. Dental frezler

Elmas ve tungsten karbür frezler, yüzey bitirme işlemlerinde kullanılan araçlardır. Elmas bitirme frezleri, farklı partikül büyüklükleriyle (7 ila 50 μm arasında değişen) ve çeşitli şekillerde üretilir. Bu frezler, su soğutması altında yüksek hızda kullanılmalıdır, böylece kaba grenli yüzeylerin oluşumunu engellenirken, ısı oluşumu da önlenir. Elmas frezlerin aşındırma gücü yüksek olduğundan dolayı pürüzlü bir yüzey bırakabilir, bu nedenle polisaj işlemi gerektirebilir (140). Tungsten karbür frezler ise şekillendirme ve bitirme işlemlerinde yaygın olarak kullanılan frezlerdir. Düz veya burğu şeklinde olabilirler ve bıçak sayıları 8 ila 40 μm arasında değişebilir. Karbür frezler, diğer aşındırıcı partiküller içeren frezlere göre daha az aşındırıcı özelliklere sahip olduğundan dolayı yumuşak dokuda daha az travmaya neden olurlar (135,141). Karbid ve elmas bitirme frezleri, farklı amaçlar için kullanılır. Karbid frezler, düşük hızda kullanılarak şekil verme ve bitirme işlemlerinde tercih edilir. Elmas bitirme frezleri ise 12, 20 ve 40 μm partikül büyüklüğündeki elmas parçalarını içerir ve mine bitimi veya restorasyon yüzeylerin polisajında kullanılır. Bu frezler, yüksek hızda basınçsız olarak kalın grenliden ince grenliye doğru kullanılmalıdır (135).

2.7.1.2. Dental taşlar

Dental taşlar, farklı büyüklükteki aşındırıcı partiküllerin birbirine sinterlendiği veya organik rezinle bir araya getirildiği aletlerdir. Piyasada mevcut olan bu taşlar genellikle ince, orta veya kalın olarak sınıflandırılan farklı kalınlıklarda sunulmaktadır. Bu taşların renkleri içerdikleri aşındırıcı maddenin cinsine göre değişmektedir. Yeşil taşlar, içerdikleri silikon karbit nedeniyle metal ve porselenin tesviyesinde kullanılır. Bu taşlar sert ve dayanıklı olup yüzeyi hızlı bir şekilde düzleştirmek için idealdir. Buna karşılık beyaz taşlar ince öğütülmüş alüminyum oksitten oluşur ve diş minesini, seramik ve kompozit malzemelerin bitirme ve cilalama işlemlerinin son aşamalarında uygun olarak kullanılır. Bu taşlar, yüzeyin pürüzsüzleştirilmesi ve istenen estetik görünümün elde edilmesi için etkili bir şekilde kullanılır (135). Dental taşlar, aşındırıcı partiküllerin türüne bağlı olarak farklı renklerde üretilir. Bu taşlar, diş hekimliğinde restorasyon ve polisaj işlemlerinde önemli bir rol oynarlar (135,141).

2.7.1.3. Dental disk ve bantlar

Aşındırıcı kaplı diskler ve bantlar, aşındırıcı partiküllerin polimer veya plastikten yapılmış ince bir taban üzerine yapıştırılmasıyla oluşturulur. Bu diskler ve bantlar genellikle alüminyum oksit ile kaplanır. Ancak, aşındırıcı tabakanın ince olması nedeniyle hızla aşınabilir ve klinik kullanım süreleri kısıtlıdır (141). Diskler genellikle kaba grenli olanlardan başlayarak belirli bir sırayla ultra ince grenli olanlara doğru kullanılır. Düz veya dışbükey yüzeylere uygulama için tasarlanan bu aşındırıcı kaplanmış diskler ve bantlar ön bölge restorasyonlarında ve interproksimal alanlardaki fazla malzemenin hassas bir şekilde giderilmesinde başarılı sonuçlar sağlarlar. Ancak, arka bölgedeki restorasyonlarda kullanımları sınırlı olabilir. Aşındırıcı kaplanmış diskler ve bantlar, dental uygulamalarda önemli bir rol oynarlar ve farklı grenlerdeki aşındırıcıları sıralı bir şekilde kullanarak istenen yüzey pürüzlülüğünü ve şekli elde etmeyi sağlarlar (142,143,144).

2.7.1.4. Dental lastikler

Dental lastikler, yumuşak ve elastomerik bir matriks içinde dağılmış ince veya ultra ince grenli aşındırıcı partiküllerin bir araya gelmesiyle hazırlanmıştır. Aşındırıcıları ise silikon dioksit, silikon karbit, zirkonyum oksit, alüminyum oksit ve elmas partikülleri olarak çeşitlendirilebilir. Farklı boyutlarda olabilen bu lastiklerin kupa, tekerlek ve sivri uçlu şekilleri vardır. Dental lastikler düşük devirde çalışan cihazlarla kullanılmaktadır. Alüminyum oksit içeren polisaj lastikleri başlangıç, bitirme ve anatomik şekillendirme aşamalarında kullanılırken, silikon veya elmas içeren polisaj lastikleri ön polisaj işlemleri için etkili olur (145,146). Alüminyum oksit içeren patlarla birlikte çalışmak üzere tasarlanan bu lastikler, hızlı aşınmaya neden olan yumuşak bir dokuya sahiptir. Tipik olarak elmas bitirme frezlerinin kullanılmasının ardından kullanılırlar (142). Bu lastiklerin çeşitli tipleri, hem ön dişlerin lingual yüzeylerinde hem de arka dişlerin oklüzal yüzeylerinde, polisaj disklerle ulaşılamayan alanlarda kullanılmak üzere tasarlanmıştır. Dental lastikler genellikle setler halindedir ve farklı şekil, boyut, sertlik seviyelerine sahiptir ve sterilizasyon sonrasında birçok kez kullanılabilirler (141).

2.7.1.5. Pomza ve pastalar

Bitirme ve cilalama işleminin son aşaması, ıslak keçe, elmas partikülleri veya ince alüminyum oksit emdirilmiş keçeler veya pamuk diskler kullanarak pomza ya da polisaj pat kullanımını içerir. Bu malzemeler ince alüminyum oksit veya elmas parçacıkları içerir ve bu da macunların oldukça etkili olmasını sağlar. Suyu uygulama nano ölçekte daha ince bir yüzey aşındırmasına neden olurken, kuru uygulama daha güçlü bir aşındırma işlemine yol açar (135).

2.7.2. Yüzey polisaj işlemlerinde kullanılan malzemeler

İdeal bir polisajlı yüzey kavramı, atomik seviyede mükemmel derecede pürüzsüz ve kusursuz olarak algılanır. Bununla birlikte, çoğu malzemenin doğal kırılabilirliği nedeniyle gerçekte bu duruma ulaşmak imkansızdır ve bu da aşınma sırasında yüzey çatlaklarına neden olur. Polisaj, yüzeyde yalnızca yüksek büyütme altında görülebilen son derece ince çizikler oluşturur (147). Araştırmacılar genellikle

uygun bir polisaj tekniğinin kullanılmasının glaze yöntemleriyle elde edilenlere kıyasla daha pürüzsüz yüzeyler sağladığı konusunda hemfikirdir (148,149). Bununla birlikte çalışmalar, çeşitli polisaj sistemleri kullanılarak elde edilen yüzeylerin pürüzsüzlüğünün, kullanılan porselen türüne göre farklılık gösterdiğini bildirilmiştir (148,150).

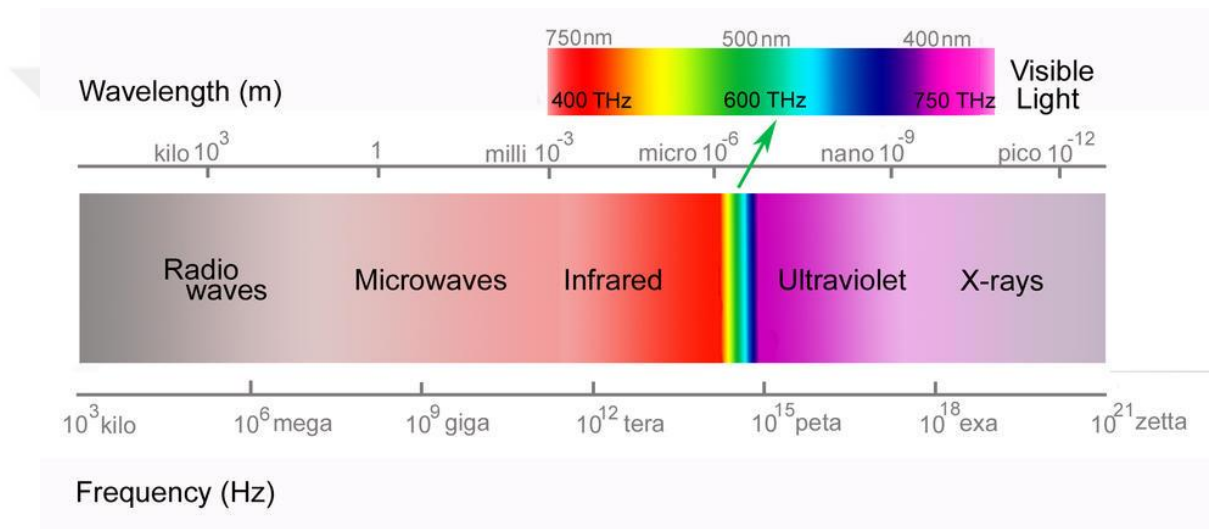
Rezin bazlı yüzey polisaj ajanlarının kullanılması, restorasyonlarda bitirme ve polisaj prosedürlerinden kaynaklanan mikroyapısal kusurları gidermek için yaygın hale gelmiştir. Böylece hem aşınma direncinin hem de optik özelliklerin iyileştirilmesi amaçlanmaktadır (151). Bu malzemeler, yüzey bütünlüğünü tam olarak koruyarak mikro gözeneklere iyice nüfuz edecek şekilde tasarlanmıştır. Bu sayede renklendiricilerin ve pigmentlerin besin kaynaklarından emilimi engellenerek, renkteki bozulma azaltılır ve yüzey sızdırmazlığı artırılır (152). Restoratif materyallerin doğal dişlerle estetik olarak uyum sağlaması için, ışık ile sertleşen karakterizasyon materyallerini piyasaya sürdü. Bu malzemeler restorasyonların tamamlanmasından sonra restorasyonun yüzeyine uygulanır. Işıkla polimerize olan materyalinin diş yüzeyinde uzun süreli olarak özelliklerinin bozulmadan stabil olarak kalması, materyalin uygulama amacının temellerinden biridir (153). Yüzey cilalama ajanlarının uygulanmasının, materyali aşınma ve renklenmelere karşı daha dayanıklı hale gelmesine katkıda bulunduğu bildirilmiştir (154).

2.8. Diş Hekimliğinde Işık ve Renk Kavramı

Gözle algılanabilen elektromanyetik enerjiye ışık denir. Renk, görünür ışık dalgalarının bir nesne üzerinden geçmesi veya geri yansması sonucunda ortaya çıkan görsel etkidir. Renk, farklı dalga boylarına sahip ışığın göz retinasına ulaşmasıyla algılanan bir fenomendir (155,156). Işığın nesneler üzerine çarparak kısmen soğurulması ve kısmen yansması sonucunda ortaya çıkan çeşitlilik renk tonları veya renkler olarak adlandırılır (167). Renk algısının gerçekleşebilmesi için hem bir uyarıya hem de bu uyarıyı alıp yorumlayabilecek alıcı bir yapıya ihtiyaç vardır. Nesneye ilk olarak uyarı görevi gören ışıkla ulaşılır ve göz, yansıdığı anda bu uyarıyı beynin görme merkezine ileterek algı hissinin oluşmasını sağlar (158). Nesneler, üzerilerine düşen ışığı yansıtıkları zaman görülür ve renkleri belirlenir. Işık olmadığında renk yoktur. Görünür elektromanyetik enerji olarak tanımlanan ışık, genellikle nanometre cinsinden ifade edilen dalga boylarıyla tanımlanır (159).

Görünür ışık spektrumu üç ana bölümden oluşur: kırmızı, yeşil ve mavi. Bir ışık kaynağının yaydığı ışığın renk kalitesi açısından bileşimi, içerdiği kırmızı, yeşil ve mavi ışınların oranı veya yüzdesi ile belirlenir (155, 160).

Beyaz rengin algılanması, gözlerimizin tüm dalga boylarını aynı anda algılayıp işlemesi ile oluşur. Tam tersi şekilde hiç dalga boyu gözümüze ulaşmazsa, siyah olarak algılarız. İnsan gözü, elektromanyetik spektrumun 380 ila 750 nanometre arasındaki dalga boylarını algılayabilir. Bu nedenle, elektromanyetik spektrumun bu bölümüne "görünür ışık" veya "görünen ışık" denir (Şekil 9) (156,161).



Şekil 9. Görülebilir ışık spektrumu (161)

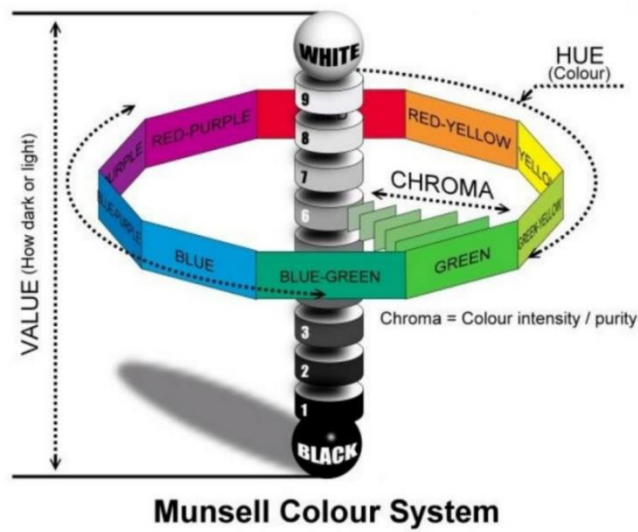
2.8.1. Diş hekimliğinde renk sistemleri

Renklerin sistematik bir şekilde ifade edilebilmesi için çeşitli sistemler geliştirilmiştir. Diş hekimliği alanlarda renkle ilgili çalışmalar yapılırken genellikle Munsell Renk Sistemi ve CIE Renk Sistemi kullanılır (159). Bu iki renk belirleme sistemi, renkleri düzenli bir şekilde ifade etmek için kullanılır. Bununla birlikte CIE (Commission International De L'eclairage/ International Commission on Illumination/Uluslararası Aydınlatma Komisyonu) 2001 yılında bir güncelleme yapmış ve CIEDE2000 (ΔE_{00}) formülasyonunu sunmuştur (162,163).

2.8.1.1. Munsell renk sistemi

Albert H. Munsell tarafından 1905 yılında geliştirilen Munsell renk sistemi, tarihteki en eski renk sistemlerinden biridir. Bu sistemde, renkler silindirik koordinatlarda yer alarak uzaysal olarak ifade edilir. Munsell sisteminde, her rengin tanımı üç temel özelliğe dayanmaktadır: renk tonu veya ana renk (hue), parlaklık (value) ve yoğunluk (chroma) (162,164).

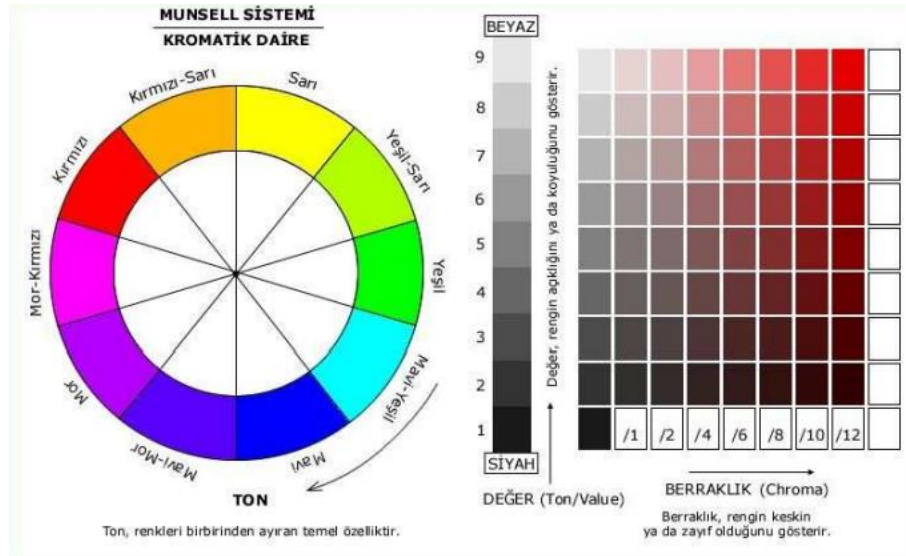
Parlaklık değeri, bir silindirin dikey eksenini boyunca temsil edilir. Bu eksen aşağıdan (siyah) yukarıya (beyaz) doğru grilik derecelerini gösterir. Ton ise silindirin çevresinde düzenlenir ve beş ana renk (mor, mavi, yeşil, sarı, kırmızı) ile beş ara renk (mor-mavi, mavi-yeşil, yeşil-sarı, sarı-kırmızı, kırmızı-mor) arasında ayrılır. Yoğunluk ise yatay yönde ve merkezden dışarı doğru artmaktadır (Şekil 10)(166,167).



Şekil 10. Munsell Renk Sistemi (167)

Hue

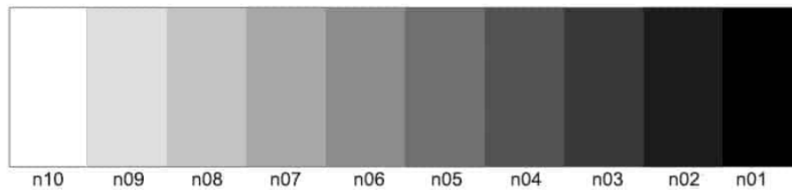
Rengin temel özelliği, diğer renklerden ayrılmasını sağlamaktır. Kırmızı, yeşil, mavi, sarı ve benzeri renkler, nitelik olarak renkleri ayıran ve kendilerini tanımlayan özelliklerdir. Bunlar, belirli bir dalga boyundaki ışığın retinaya etkisiyle algılanır. Daha kısa dalga boyuna sahip renklerde "Hue" özelliği mor renge doğru yönelirken, daha uzun dalga boyuna sahip renklerde kırmızıya doğru yönelir (Şekil 11) (167,168).



Şekil 11. Munsell renk sisteminin renk tonlarına göre gösterimi (168)

Value

Parlaklık (Value), bir nesneden yansıyan ışığın miktarını ifade eder. Munsell renk sisteminde parlaklık, siyah-beyaz bir skalada gösterilir. Parlaklık, siyahın 0, beyazın ise 10 olarak numaralandığı bir ölçektir. Bu ölçeğin 0 ila 10 aralığı içinde, grinin çeşitli tonları, siyahtan beyaza kadar olan spektrumu kapsayan, değişen parlaklık derecelerini tanımlar (Şekil 12). Daha düşük değerler daha koyu tonları ifade ederken, daha yüksek değerler daha açık tonları temsil eder. Daha yüksek parlaklığa sahip nesneler minimum düzeyde gri tona sahipken, daha düşük parlaklığa sahip nesneler daha belirgin gri tonlara sahiptir ve daha koyu bir görünüme neden olur (160).

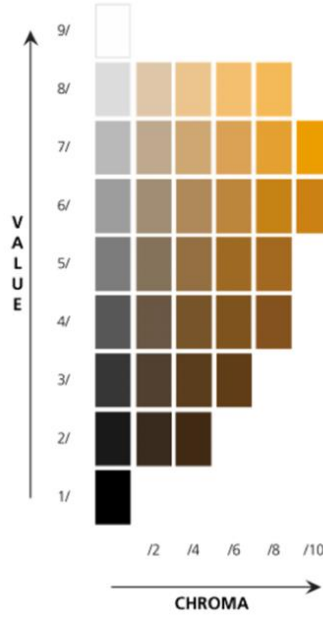


Şekil 12. Value değerinin Munsell skalasında gösterilmesi

Chroma

Yoğunluk (Chroma), ana rengin doygunluğunu veya yoğunluğunu ifade eder. Yoğunluk ve parlaklık ters orantılıdır, yani yoğunluk arttıkça parlaklık azalır. Renk çeşidi (hue), her iki durumda da aynı olsa da, birindeki sarılık diğerine göre daha

fazladır. Bu, rengin içindeki hue miktarını ifade eden bir kroma özelliğidir (Şekil 13)(165).

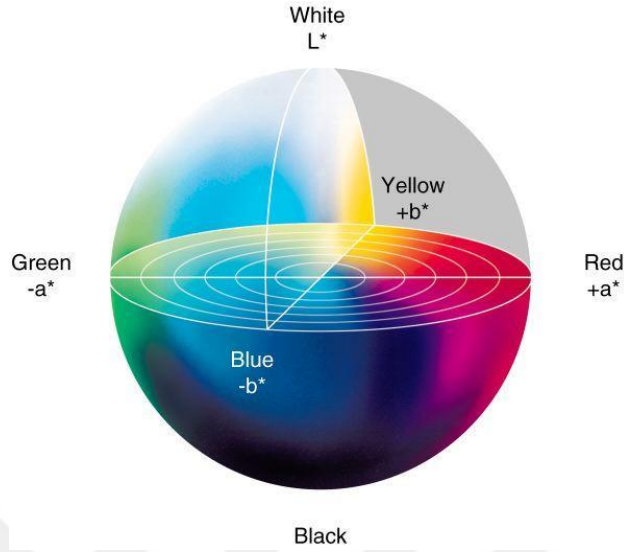


Şekil 13. Value ve Chroma'nın Munsell renk sisteminde gösterilmesi

2.8.1.2. CIE L*a*b* renk sistemi

1976 yılında CIE (Commission International De L'eclairage/ International Commission on Illumination/Uluslararası Aydınlatma Komisyonu) tarafından geliştirilen yeni renk sınıflandırma sistemi, günümüzde en popüler sistemlerden biridir. Bu sistemde, renk algılanması üç farklı renk reseptörünün (kırmızı, yeşil ve mavi) uyarılması ile gerçekleşir. Bu yeni renk sınıflandırma sistemi, CIE tarafından tanımlanan ve benimsenen bir yaklaşımdır. CIE Lab sistemi, Munsell renk sistemi gibi renkleri üç koordinatla tanımlar: L*, a* ve b*. Value ve L*, birbirleriyle orantılı olarak, rengin aydınlığını, parlaklığını veya siyah/beyaz özelliklerini temsil eder. Rengin kromatik veya siyah-beyaz olmayan özellikleri ise Munsell sisteminde Hue ve Chroma ile temsil edilirken, CIE Lab sisteminde a* ve b* ile temsil edilir (Şekil 14)(163,169). Skalada, mükemmel siyah 0 olarak kabul edilirken, mükemmel beyaz 100 L* değerini temsil eder. Açık renklere sahip nesnelerin L* değerleri genellikle yüksek iken, koyu renklere sahip nesnelerin L* değerleri daha düşüktür. a* değeri, bir nesnenin kırmızı (+) ile yeşil (-) arasındaki renk tonunu gösterirken, b* değeri sarılık (+) veya mavilik (-) seviyesini ifade eder. a* ve b* koordinatları, nötr renkler (beyaz, griler gibi) için sıfıra yaklaşırken, daha canlı veya yoğun renklere

büyüklikleri artar. CIE Lab sistemi, renk farklılıklarını görsel algı ve klinik önemle ilişkilendirilebilecek ölçü birimleriyle ifade edebilme avantajına sahiptir (159,170).



Şekil 14. CIE L* a* b* renk sistemi (159)

Renk farklılıklarının (ΔE) belirlenmesi için aşağıdaki formülden faydalanılır:

$$\Delta E = [(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2]^{1/2}$$

$$\Delta E = [(L1^* - L2^*)^2 + (a1^* - a2^*)^2 + (b1^* - b2^*)^2]^{1/2}$$

Bu sistem, renk değişimini tek bir değerle tanımlayabilir. Formülde $L1^*$, $a1^*$ ve $b1^*$ test öncesi başlangıç renk değerlerini ifade ederken, $L2^*$, $a2^*$ ve $b2^*$ ise test sonrası renk değerlerini belirtmek için kullanılır (171). ΔE^* değeri 1'den küçük olduğunda insan gözü farklılıkları ayırt edemez. 1'e eşit veya 1'den büyük bir ΔE^* değeri nesneler arasında gözle görülür bir renk değişimi olduğunu gösterir. ΔE^* değerinin 3,5'u aşması, renkte istenmeyen ve kabul edilemez bir değişim olduğunu gösterir. O'Brien ve ekibinin belirlediği renk farkının algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik tolerans değerleri Tablo 3'de gösterilmiştir (135,172).

Tablo 3. Klinik renk değişim tolerans değerleri (135)

Renk farkı (ΔE)	Klinik renk eşleşmesi
0-0.5	Kusursuz
0.5-1	Mükemmel
1-2	İyi
2-3.5	Klinik olarak kabul edilebilir
>3.5	Uyumsuz eşleşme

2.8.1.3. CIEDE2000 renk sistemi

CIE, 2001 yılında, renk farkını belirlemek için kullanılan CIE Lab formülünü geliştirmek amacıyla daha karmaşık bir formül olan CIEDE2000'i ortaya koymuştur. CIEDE2000 formülü, renk analizi alanında CIE Lab formülünden daha fazla önem taşımaktadır. Özellikle diş renkleri arasındaki klinik algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik eşikleri ile ilgili daha ayrıntılı göstergelere sahip olduğundan, renk farkı hesaplamalarında daha iyi bir uyum sağlamaktadır (173). Renk farkını hesaplamak için kullanılan CIEDE2000 formülü aşağıdaki şekildedir.

$$\Delta E_{00} = \left[\left(\frac{\Delta L'}{K_L S_L} \right)^2 + \left(\frac{\Delta C'}{K_C S_C} \right)^2 + \left(\frac{\Delta H'}{K_H S_H} \right)^2 + R_T \left(\frac{\Delta C'}{K_C S_C} \right)^2 + \left(\frac{\Delta H'}{K_H S_H} \right)^2 \right]^{\frac{1}{2}}$$

CIEDE2000 formülünde, açıklığı, parlaklığı ve renk tonunu ifade etmek için $\Delta L'$, $\Delta C'$, ve $\Delta H'$ kullanılır. ΔE_{00} hesaplamalarında $\Delta L'$, $\Delta C'$ ve $\Delta H'$ değerleri sırasıyla parlaklık, doygunluk ve renk tonundaki değişikliklere karşılık gelir. RT (rotasyon fonksiyonu), mavi spektrum içindeki doygunluk ve renk tonu farklılıkları arasındaki etkileşimi hesaplamak için kullanılır. Eğer ağırlıklandırma fonksiyonları (SL, SC, SH) kullanılıyorsa, L', a', b' koordinatlarındaki çiftlerin toplam renk farkları arasındaki değişkenliklerini belirtir. SL, SC, SH terimleri, sırasıyla parlaklık, chroma ve hue bileşenlerine özgü L^* , a^* , b^* koordinat sistemlerindeki değişkenlikleri düzenleyen ağırlıklandırma fonksiyonlarını temsil eder. Parametrik olarak kategorize edilen KL, KC ve KH faktörleri, deney koşulları içindeki farklılıkları gidermeyi amaçlayan düzeltmeleri ifade eder (174).

Diş hekimliği alanında yapılan araştırmalar, Paravina ve ekibinin ISO/TR 28642:2016 standardına uygun olarak gerçekleştirdiği çalışmaya göre, ΔE_{00} renk değişim değeri için algılanabilirlik eşiğinin 0.8, kabul edilebilirlik eşiğinin ise 1.8 olduğunu göstermektedir. Algılanabilirlik eşiği, gözlemcilerin %50'si tarafından gözle fark edilebilir renk değişimini ifade ederken; kabul edilebilirlik eşiği, gözlemcilerin %50'si tarafından kabul edilebilir renk farkı olarak tanımlanmaktadır (175,176).

2.8.2. Renk ölçümünde kullanılan cihazlar

Günümüzde dijital renk değerlendirmesi için spektrofotometreler, spektoradyometreler, kolorimetreler ve dijital kameralar dahil olmak üzere bir dizi cihaz kullanılmaktadır. Bu cihazların kullanılması, daha objektif ve ölçülebilir renk değerlerinin alınmasına olanak tanıyarak hızlı ve doğru ölçümlere olanak sağlar. Dijital renk ölçümünün bu cihazlar aracılığıyla sağladığı avantajlar oldukça önemlidir (177).

2.8.2.1. Kolorimetreler

Kolorimetreler, renk kalibrasyonuna dayanan cihazlar ve belirlenecek objedeki renk verilerini analiz etmektedir. Bu cihazlar, standart bir renk ölçeğine göre çalışarak, objenin rengini belirlerler. Üç uyaranlı x, y, z değerlerini veya CIE L*, a*, b* değerlerini sağlarlar. Sabit bir ışık kaynağı ve belirlenen görüş açısı kullanan bu cihazlar, bir nesnenin rengini tristimulus değerleri açısından ölçer. Bu niceliksel olarak analiz edilebilen değerler sayesinde, renk parametrelerinin farklı nesneler arasında karşılaştırılmasına olanak tanır (164). Kolorimetreler yarı saydam materyallerin renk ölçümlerinde yetersiz kaldığından standart bir arka planın kullanılması zorunludur. Kolorimetre cihazları, insan gözünü taklit eden filtrelerle donatılmıştır ve genellikle ortalama bir renk değeri elde etmek için 3 ila 5 kez ölçüm yaparlar. Bunun içindeki merkezi alan, dış yüzeyinden yansıyan ve yayılan ışığı yakalayıp analiz için ışık detektörüne iletmeye ayrılmıştır (177,178).

Kolorimetreler, spektoradyometreler ve spektrofotometrelere kıyasla daha küçük boyutlarda olduğundan dolayı daha kullanışlı ve maliyet açısından daha avantajlıdır. Ancak, kolorimetrelerin bazı dezavantajları vardır. Düz yüzeyleri değerlendirmeye yönelik tasarımı, dişler gibi karmaşık yüzeylerde kullanıldığında zorluklarla karşılaşabilir. Ayrıca, metamerizm değerlendirmesi için uygun değildir ve kolorimetrelerde kullanılan filtreler zamanla eskime eğilimindedir. Özellikle dar açıklığa sahip kolorimetreler, renk ölçümünü etkileyen "edge-loss" veya kenar kaybı olarak adlandırılan bir sistemik hata etkisine neden olabilir (178,179).

2.8.2.2. Spektoradyometreler

Spektoradyometre alternatif renk ölçüm cihazı olarak piyasaya sürülmüştür. Spektoradyometre, kenar kaybı etkilerinden kaçınmak için dışarıdan bir açıklığa sahip olmayan bir ışık kaynağı kullanılır. Ayrıca, renk ölçümünde önemli bir etkisi olan kenar kaybı etkisini önlemek amacıyla, ölçüm yapan uçlar ile örnekler arasında herhangi bir açıklık bulunmamaktadır. Bu sayede, renk ölçümünde güvenilir sonuçlar elde edilmektedir ve kenar kaybı etkisi minimize edilmektedir (180).

Spektoradyometreler, radyometrik değerlerin ölçümü için tasarlanmış cihazlardır. Bu cihazlar, parlaklık ve ışınlım gibi radyometrik enerjiyi, görünür spektrumun belirli aralıklarında (5, 10 veya 20 nm gibi) ölçerler. Spektoradyometrenin gerçek görüş şartlarında ölçüm yapabilme kabiliyeti, avantajlarından biridir. Ancak dikkat edilmesi gereken bir dezavantajı da vardır: ölçüm konumundaki küçük değişiklikler, sonuçlarda tutarsızlıklara neden olabilir (170,181,182).

2.8.2.3. Dental spektrofotometreler

Renk ölçümünde oldukça yaygın olarak kullanılan cihazlardır. Spektrofotometreler, içerisinde monokromatör, dedektör ve ışık kaynağı gibi bileşenleri barındırır. Bu cihazlar, çoklu sensör prensibiyle çalışarak insan gözünün algılayamayacağı renkleri bile bu sensörler aracılığıyla tespit edebilirler. Spektrofotometreler, her ölçümde bireysel dalga boylarına odaklanarak chroma, value ve hue (renk tonu, doygunluk ve parlaklık) belirgin bir şekilde değerlendirerek nesneler tarafından iletilen veya yansıtılan görünür enerjinin düzeyini ölçmek ve kaydetmek üzere tasarlanmıştır. Spektrofotometrik renk ölçümlerinin doğruluğu, ışık kaynağına ve ölçüm yöntemine bağlı olarak değişiklik gösterebilir. Kolorimetre ile karşılaştırıldığında spektrofotometreler daha kapsamlı ve detaylı ölçümlere olanak sağlar (135,183).

Temel çalışma prensibi, bir numuneden yansıyan ışığın, beyaz bir referans yüzeyinden yansıyan ışığa oranının ölçülmesini içerir. Bu yaklaşım, spektral yansıma fonksiyonu aracılığıyla nesnenin renk parametrelerinin hesaplanmasını sağlar.

Spektrofotometrelerin ölçüm sonuçları güneş ışığı, floresan ve ampul ışığı gibi çeşitli ışık kaynaklarından etkilenebilir. Sonuç olarak spektrofotometreler kalite

kontrolde, bilimsel araştırmalarda ve renkleri tanımlamada yaygın olarak kullanılmaktadır. Diş hekimliği alanında ise, porselen restorasyonlar, yapay dişler, tam protezler ve dental materyallerin renkleri ve renk değerlendirilmesinde spektrofotometrelerden yararlanılmaktadır (184).

Ayrıca kolorimetre cihazı, çeşitli ışık kaynakları altında yapılan ölçümlerde metamerizmi ayırt etme yeteneğinden yoksundur. Bunun aksine, spektrofotometre cihazı çeşitli ve ayrıntılı ölçüm değerleri sunar. Spektrofotometre, D65-100 gün ışığı, F2-100 Horasan ışığı ve A-10° ampul ışığı gibi üç farklı ışık kaynağı altında ölçüm yaparak, metamerizm etkisini tespit edebilir. Bu sayede, renklerin farklı ışık koşullarında nasıl görüneceği hakkında daha kapsamlı ve güvenilir bilgiler elde edilebilir. Spektrofotometre cihazı, bu özellikleriyle renk analizinde ve kalite kontrolünde büyük önem taşır (185,186).

Geleneksel görsel renk seçimine kıyasla, spektrofotometreler gibi dijital ölçüm cihazlarının daha güvenilir olduğu kanıtlanmıştır. Bu cihazlar, yüzey dokusu ve parlaklık gibi değişiklikleri, ortam ışığının etkisini ve cihazın doğru konumlandırılmasını dikkate alarak ölçüm yaparlar (187). Ancak, uygulama kısıtlılığı, yüksek maliyet ve standardizasyon zorluğu gibi dezavantajlar da spektrofotometrelerin karşılaştığı zorluklardır. Klinik ortamlarda kullanımları sınırlı olabilir ve bu cihazların kullanımı ve sonuçların tutarlılığı için ek çaba ve dikkat gerekebilir (188).

Vita Easyshade (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya), yapılan çalışmalarda tekrarlanan renk ölçümlerinde güvenilir bir spektrofotometre olarak gösterilmiştir. Vita Easyshade'in kullanımda %85 doğruluk oranına sahip olduğu ortaya konmuştur (189). Vita Easyshade, hem Vita 3B Master skalasını hem de Vitapan Classic'i referans alarak renk seçimi yapabilme özelliğine sahiptir. Ancak, bu cihazların dezavantajları arasında karmaşık olmaları, maliyetli olmaları ve *in vivo* kullanımlarının zorluğu yer almaktadır (190,191).

2.8.2.4. Dijital kameralar

Dijital kameraların renk ölçümünde kullanımı giderek popüler hale gelmektedir. Bu cihazlar, tek bir noktayla sınırlı olmaksızın tüm nesne boyunca rengin ölçülmesine olanak tanıyarak bu sistemlerin çok önemli bir avantajını işaret etmektedir. Özellikle ön dişlerin görüntülerinin alınmasında dijital kameralar standart

bir yöntem olarak kullanılmaktadır. Elde edilen sonuçlar genellikle kameraya bağlı olan bir bilgisayar tarafından CIE Lab değerleri olarak ifade edilir (192). Bu sistemler, bir dijital kamera, bir bilgisayar, görüntü yakalama için bir sürücü, bilgisayar programı ve bir renk sensörü gibi bileşenleri içerir (170,193).

Dijital kamera tabanlı görüntüleme yöntemi, teknisyenler ve hekimler arasındaki iletişimi geliştirmekte önemli bir rol oynamaktadır. Spektrofotometre veya kolorimetre gibi cihazlar kullanılmadığında, görsel yöntemin yanı sıra dijital görüntüleme sistemleri kullanılabilir. Bu sistemler, renk değerleri ile birlikte görsel bilgileri de içeren detaylı görüntüler sağlayarak, renk analizi ve değerlendirmesinde yardımcı olur. Teknisyenler ve hekimler arasında hassas renk eşleştirmesi ve tedavi planlaması konusunda daha iyi bir işbirliği sağlayarak, hasta memnuniyetini artırır ve tedavi sürecini iyileştirir (194,195).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Tez çalışmamız Zonguldak Bülent Ecevit Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda ve Yeditepe Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Genetik ve Biyomühendislik Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi. Bu in-vitro çalışmada Stereolitografi (SLA) üretim teknolojisi kullanılarak daimi kron rezinine farklı oranlarda bor elementi eklendi ve malzemenin fırçalama işlem öncesi ve sonrası renk stabilitesi, yüzey pürüzlülüğü ve antibakteriyel özellikleri değerlendirildi.

3.1. Karışımların Elde Edilmesi

Örnekler SLA üretim teknolojisine sahip, eklemeli imalatla kullanılan Phrozen Sonic Mini 4K (Phrozen Technology, Xiangshan Dist., Hsinchu, Tayvan) cihazında hazırlandı. Karışımların elde edilmesinde daimi kron rezini olan Saremco print CROWNTEC (Saremco Dental AG. Rebstein, İsviçre) ve farklı oranlarda bor elementi içeren sodyum pentaborat (Inkabor, Ziegler & Co. GMBH, Wunsiedel, Almanya) kullanıldı (Şekil 15).



Şekil 15. Saremco print CROWNTEC fotopolimer rezin

Bu çalışmada Saremco print CROWNTEC homojenitesi yüksek olan ve ısıyla polimerize olan 3B yazıcı ile üretilen metakrilat asit bazlı akıcı bir polimerdir.

Saremco print CROWNTEC polimerin yapısında: BisEMA, silanize cam, pirojenik silika, katalizör ve inhibitör bulunmaktadır.

Oklüzal yüzeyler dahil olmak üzere hem anterior hem posterior restorasyonlar için indirekt restoratif materyali olarak inley, onley, daimi tam kuron restorasyonların üretiminde kullanılır. Saremco print CROWNTEC ile ayrıca geçici kuron ve köprü restorasyonların üretimi de mümkündür (196).

Bu çalışma öncesinde, bor bileşiklerinin oranları ve karıştırma metotlarıyla ilgili bir pilot çalışma gerçekleştirildi. Bor bileşiği olarak sodyum pentaborat kullanıldı. Her grup için aynı miktarda fotopolimer rezin içerisine 10 ml etanol çözücü olarak eklendi. Ardından, 10 ml distile suda çözülen %3, %5 ve %10 oranda sodyum pentaborat fotopolimer rezine eklenerek homojen bir bileşim elde edilene kadar 3 gün boyunca manyetik karıştırıcıda karıştırma işlemine tabi tutuldu. Ardından, karışım kuruması için 4 gün boyunca içerisinde aspiratör bulunan ışık geçirmeyen ve kapıları olan kapalı bir ortamda bırakıldı. %5 ve %10 oranlarında eklenen sodyum pentaboratın fotopolimer rezinin yapısını bozduğu ve bir inorganik malzeme olan bor bileşiğinin fazla eklenmesinin rezinin sertleşmesine sebep olduğu gözlemlendi.

Pilot araştırmanın sonuçlarına dayanarak fotopolimer rezineye daha düşük oranlarda sodyum pentaborat ilave edilmesine karar verildi. En uygun ve kabul edilebilir sonuçlar elde etmek için %1, %2 ve %3 oranlarında sodyum pentaborat eklenmesine ve karıştırma metodu olarak çözücü içerisinde manyetik karıştırıcı ile karıştırma metodunun kullanılmasına karar verildi.

Saremco print CROWNTEC fotopolimer rezinine eklenecek olan %1, %2 ve %3 oranlarında sodyum pentaborat bileşiği hassas bir terazi kullanarak tartıldı (Precisa XB 220A, İsviçre) (Şekil 16).



Şekil 16. Çalışmada kullanılan hassas terazi

Ardından, sodyum pentaborat 10 ml distile suyun içerisine eklenerek çözülmesi için 30 dk boyunca ultrasonik banyoda bırakıldı. Fotopolimer rezineye 10 ml etanol eklendikten sonra 4 saat boyunca manyetik karıştırıcıda (WF-MIA1 Model, Weightlab Instruments, Türkiye) (Şekil 17) karıştırma işlemi yapıldı. Daha sonra, sodyum pentaborat fotopolimer rezineye eklendi ve 4 gün boyunca aynı cihazda karıştırma işlemine tabi tutuldu. Karışımında bulunan etanol, 3 gün boyunca kapalı ortamında aspiratör yardımı ile uzaklaştırıldı.



Şekil 17. Çalışmada kullanılan manyetik karıştırıcı

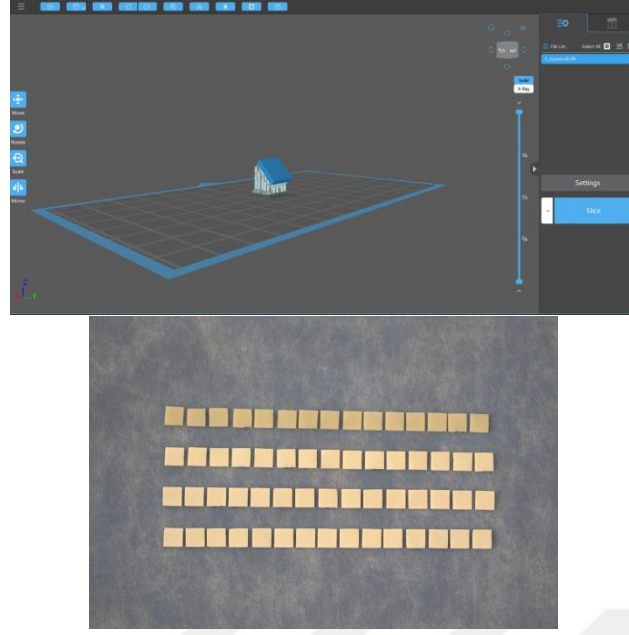
3.2. Üç Boyutlu Yazıcı ile Örneklerin Üretilmesi

Fotopolimer rezin karışımları içeriğindeki sodyum pentaborat oranlarına göre 3 gruba ayrıldı. Kontrol grubu olarak ise hiç bor birleşigi içermeyen fotopolimer rezin kullanıldı (Tablo 4).

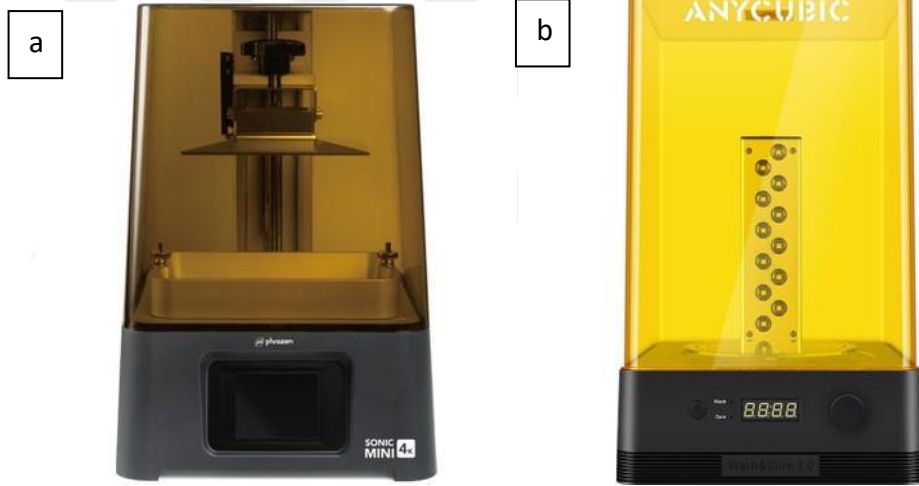
Üretilcek örneklerin tasarımı Chitubox yazılım programında (Basic V1.9.1; ChiTuBox, Guandong, Çin), STL dosya formatında 10x10x2 mm³ boyutlarında hazırlandı (Şekil 18) ve elde edilen karışımlardan üretici talimatlarına göre Phrozen Sonic Mini 4K (Phrozen Technology, Xiangshan Dist., Hsinchu, Tayvan) (Şekil 19a) cihazında üretildi (N=148) (Tablo 4). Daha sonra, üretilen örnekler izopropil alkol (%96) ile ultrasonik banyoya konularak kalan polimer artıklarından arındırıldı. Örnekler alkol ile 3 dk temizlendikten sonra hava ile kurtuldu. Son kütleme işlemi 3 dk boyunca UV ışığa sahip bir cihaz ile yapıldı (Wash and Cure 2.0, Anycubic Technology, Shenzen, Çin) (Şekil 19b).

Tablo 4. Çalışmada incelenen gruplar ve bu gruplara ait örnek sayıları

Gruplar	Ağırlıkça %	Renk stabilitesi	Yüzey pürüzlülüğü	Antibakteriyel test	FE-SEM görüntüleme
Kontrol grubu	-	n=15	n=15	n=6	n=1
Sodyum pentaborat	%1	n=15	n=15	n=6	n=1
Sodyum pentaborat	%2	n=15	n=15	n=6	n=1
Sodyum pentaborat	%3	n=15	n=15	n=6	n=1



Şekil 18. Çalışma için tasarlanan ve üretilen örnekler



Şekil 19. a). Phrozen Sonic Mini 4K yazıcı b). Anycubic Wash and Cure 2.0 cihazı

Yüzey standardizasyonu için örneklere 30'ar sn boyunca su altında sırasıyla 600, 800, 1000 ve 1200 gridlik su zımparası uygulandı. Ardından, tüm örneklerin yüzeyleri 2.5 bar basınç altında 110 µm alüminyum oksit (Al_2O_3) ile kumlama işleme tabi tutuldu (Easy Blast, BEGO, Bremen, Almanya).

Üretilen örneklerin uzunluk ve kalınlıklarının ölçümleri elektronik hassas kumpas ile yapıldı (Alpha Tools Digital Caliper, Mannheim, Almanya) (Şekil 20).



Şekil 20. Elektronik hassas kumpas ile örneklerin ölçümü

3.3. Polisaj ve Yüzey İşlemlerin Uygulanması

Alüminyum oksit kumlama işlemin ardından yüzey polisaj işlemleri gerçekleştirildi. Polisaj işlemi Eve Diacomp polisaj patı (Diamond polishing system, Eve Ernst Vetter, Pforzheim, Almanya) ile üretici talimatları doğrultusunda (Şekil 21) tek adımda sentetik naylon fırça ile yapıldı. Polisaj işlemi tüm örneklerin her iki yüzeyine 15 sn boyunca 5.000-7.000 rpm hızla çalışan el aleti ile baskı uygulamadan gerçekleştirildi.



Şekil 21. Eve Diacomp polisaj patı

3.4. Başlangıç Renk Ölçüm İşlemleri

Yüzey polisaj ve bitim işlemleri yapılan örneklerin başlangıç renk ölçümleri bir spektrofotometre cihazı (Vita Easyshade Advance 4.0, VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) ile yapıldı (Şekil 22). Her ölçüm öncesinde cihaz kalibre edildi ve ölçümler aynı kişi tarafından gerçekleştirildi. Renk ölçümleri CIE Lab renk

sisteminde önerilen gri bir arka plan kullanılarak, D65 standart aydınlatma koşullarında yapıldı. Renk ölçüm cihazının fiber optik ucu, örneklerin yüzeyine dik bir şekilde konumlandırıldı. Ölçümler her örneğin merkezinden 3'er kez yapıldı ve L0, a0, b0 renk değerleri kaydedildi.



Şekil 22. Renk ölçümünde kullanılan Vita Easyshade Advance 4.0

3.5. Başlangıç Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümü

Örneklerin yüzey işlemleri tamamlandıktan sonra yüzey pürüzlülüğü ölçümü, Zonguldak Bülent Ecevit Üniversitesi Makine Mühendislik Fakültesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü, Sertlik ve Triboloji Laboratuvarı'nda bulunan profilometre cihazı (Taylor Hobson Surtronic 25; Taylor Hobson, Leicester, İngiltere) ile yapıldı (Şekil 23). Cihazın kalibrasyonu yapıldıktan sonra, cihazın ölçüm mesafesi 4 mm şeklinde, "cut-off" değeri 0.80 mm olarak ayarlandı. Bu değer, ölçüm sırasında yüzeyin 0.80 mm aralıklarla bölünerek verilerin elde edildiği anlamına gelir. Ölçme işlemi için 100 μ m ölçüm aralığına sahip NHT-6 tarayıcı iğnesi kullanıldı. Tarayıcı ucu, EN ISO 3274 standardına uygun olarak tasarlanmış olup, 2 μ m/90° tarayıcı yapısına sahiptir. Ölçme kuvveti yaklaşık olarak 0.7 mN'dir. Örneklerin yüzey işlemleri tamamlandıktan sonra her bir örneğin üzerinden üç ayrı ölçüm yapılarak ortalama değerler başlangıç yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerleri olarak kaydedildi.



Şekil 23. Çalışmada kullanılan profilometre cihazı

3.6. Örneklerle Fırçalama Simülatörü ile Fırçalama İşleminin Uygulanması

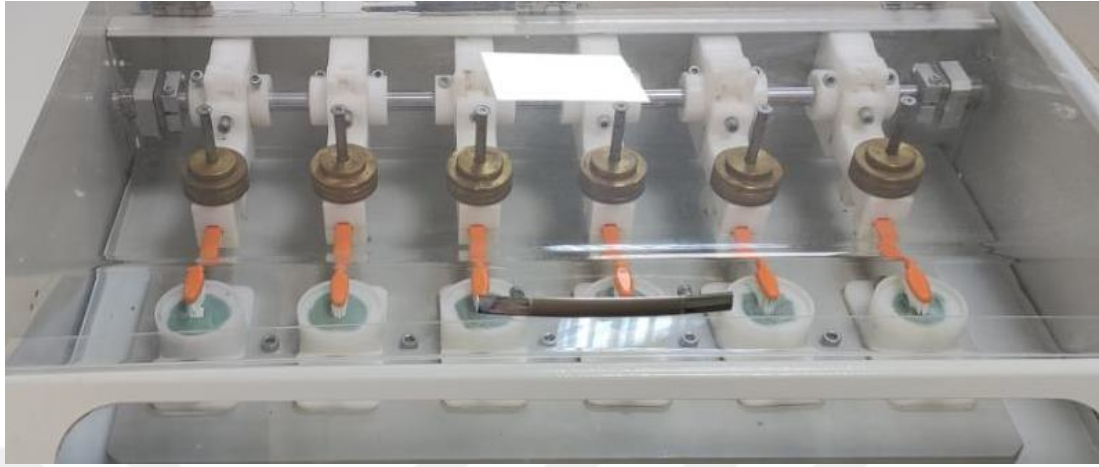
Diş fırçalama işlemini simüle etmek için DentArGe TB-6.1 Fırçalama Simülatörü (Analitik Medikal, Türkiye) kullanıldı (Şekil 24). Fırçalama cihazında, aynı anda altı örneğe fırçalama işlemi uygulayabilen paralel yerleşimli plastik diş fırçası tutucu kollarına ve örneklerin yerleştirildiği yuvarlak plastik kaplar bulunmaktadır. Cihaz ileri-geri, sağ-sol, dairesel ve zikzak hareketlerle fırçalama işlemi gerçekleştirebilen bir yapıya sahiptir.



Şekil 24. Çalışmada kullanılan fırçalama simülatörü

Cihaz, 1 yıllık diş fırçalama sürecine eşdeğer olan 10.000 devirlik bir döngüye programlandı. Her bir örnek, fırçalama simülatörünün yuvarlak plastik

kaplarına otopolimerizan polimetil metakrilat rezin (Paladent, Heraus Kulzer, Hanau, Almanya) ile sabitlendi (Şekil 25).



Şekil 25. Fırça kollarının ve sabitlenmiş örneklerin görüntüsü

Fırçalama simülasyon cihazının plastik tutucu kollarına, Dipa Dent (Difaş Fırça ve Plastik San. ve Tic. AŞ. İstanbul, Türkiye) yuvarlak uçlu ve orta sertlikte kılları bulunan diş fırçaları vidalanarak sabitlendi. Diş fırçalama sırasında uygulanan kuvveti taklit etmek için tutucu kollarının üzerine 3.5 N'a (yaklaşık 350 gr) denk gelen pirinç ağırlıklar yerleştirildi. Örneklerin bulunduğu plastik kapların üzerini kaplayacak şekilde 1:1 oranında distile su diş macunu (Colgate Optic White, Colgate-Palmolive, Polonya) karışımı yerleştirildi. 5 ml distile suya 5g diş macunu eklendi karıştırma işlemi yapılarak diş macunu seyreltilti. Kullanılan diş macunun içeriğinde: sodyum monoflorofosfat, kalsiyum pirofosfat, propilen glikol, PVP, PEG-12, gliserin, aroma maddesi, hidrojen peroksit, sodyum lauril sülfat, silika, tetra sodyum pirofosfat, sodyum sakarin, di sodyum pirofosfat, BHT maddeleri bulunmaktadır. Fırçalama işleminde kullanılan diş fırçaları her örnekte ve her 5000 devirden işleminin sonunda değiştirildi. Standardizasyon için her seferinde aynı oranda sulandırılmış diş macunu hazırlandı. Fırçalama simülasyon cihazında işlem oda sıcaklığında (25°C), 350 g kuvvet altında, 40 mm/sn devir hızında ve 20 mm strok uzunluğunda 10.000 devirlik ileri-geri fırçalama işlemi şeklinde uygulandı.

Örnekler fırçalama işlemi bittiğinde, bulundukları plastik kaplardan çıkarıldı, ardından akan su altında yıkandı ve hava spreyi ile 30 saniye boyunca kurutuldu.

3.7. Fırçalama İşlemi Sonrası Renk Ölçümü

Renk değişimini belirlemek amacıyla, aynı cihaz ile ikinci bir dizi renk ölçümü gerçekleştirildi. Bu ölçümler, ilk ölçümle aynı kalibrasyon, aynı gözlemci ile aynı ışık ortamında yapıldı. Yeni renk ölçüm değerleri L1, a1 ve b1 olarak kaydedildi. Elde edilen renk değerler arasındaki fark CIEDE2000 formülü kullanılarak hesaplandı.

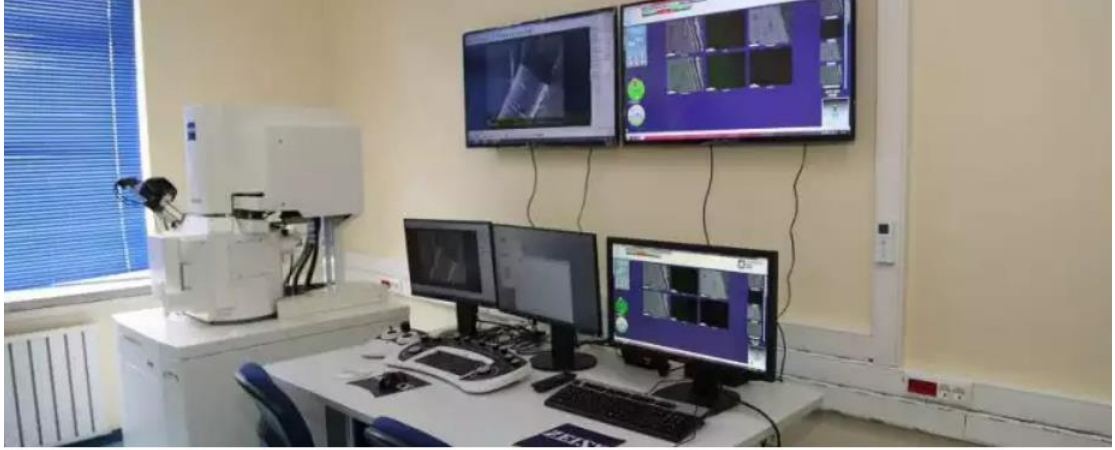
3.8. Fırçalama İşlemi Sonrası Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümü

Fırçalama işlemi gerçekleştirildikten sonra, final yüzey pürüzlülüğü ölçümleri aynı cihaz ile aynı koşullar altında gerçekleştirildi. Elde edilen yeni değerler Ra1 olarak kaydedildi.

3.9. Alan Emisyonlu Taramalı Elektron Mikroskobu Analizi

Her gruba ait birer adet olmak üzere toplam 4 örnek sadece alan emisyonlu taramalı elektron mikroskobunda incelenmek amacı ile çalışmada kullanılan üretim metodu ile hazırlandı. Hazırlanan örneklerle çalışmadaki diğer örnekler ile aynı fırçalama işlemleri uygulandı ve başlangıç ve bitiş yüzey görüntüleri Erciyes Üniversitesi Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezinde bulunan alan emisyonlu taramalı elektron mikroskobunda (FE-SEM) (ZEISS, Gemini 500, Carl Zeiss, Oberkochen, Almanya) izlendi (Şekil 26).

Örnekler sputter kaplama cihazında (Polaron SC7620 Mini-sputter Coater, Quorum Technologies; East Sussex, İngiltere) 15 sn boyunca yaklaşık 45 Angstrom kalınlığında (cihaz saniyede yaklaşık 3 Angstrom kaplama yapmaktadır) gümüş- paladyum (%80Au-%20Pd) ile kaplandı. Gümüş-paladyum ile kaplanan örnekler FE-SEM mikroskop, 3 kV hızlandırma voltajı uygulayarak yaklaşık 4.1 mm çalışma mesafesinde 100, 500, 2500, 5000, 10.000 ve 20.000 büyütme oranlarında görüntülendi.



Şekil 26. Çalışmada kullanılan Alan Emisyonlu Taramalı Elektron Mikroskobu (FE-SEM).

3.10. Antibakteriyel Test

Bu çalışmanın antibakteriyel testi Yeditepe Üniversitesi Genetik ve Biyomühendislik Mühendislik Fakültesinde bulunan Moleküler Hücre Biyolojisi Laboratuvarında gerçekleşti.

Bu çalışmada *Streptococcus mutans* (*S. mutans*) izole bakteri suşları ve 8×10^9 cfu/cm² bakteri konsantrasyonu kullanıldı. Hazırlanan örneklerin antibakteriyel etkisini belirlemek için ISO 22196 standardına göre “Plastikler ve Diğer Gözeneksiz Yüzeylerde Antibakteriyel Aktivitenin Ölçümü Testi” uygulandı.

Bu standart tarafından sunulan test yöntemi, mikroorganizmaların büyümesini engelleme (bakteriyostatik) veya öldürme yeteneğini (bakterisidal) örneklerin 24 saat boyunca temas ettiği bir süre boyunca kantitatif olarak değerlendirmek için tasarlanmıştır.

Her grup için 6’şar örnek hazırlandı. Örnekler 50x50x2 mm³ boyutlarında üretildi. İlk olarak, her örneğe ayrı ayrı 100 mikrolitre (µL) *S. mutans* eklenip yüzeyleri ince steril polietilen filmle (jelatin) kaplandı. Ardından, örnekler %80 nemli ortamda 36 °C de 24 saat boyunca inkübasyona bırakıldı. Bu sürenin sonunda, örnekler ve jelatinler 10 ml SCDLP broth (Soybean Casein Lecithin Polysorbate) kullanılarak ayrı ayrı yıkandı. Yıkanan brohtan 100 µL olacak şekilde örnekler alındı ve %5 koyun kanlı agar besiyerlerine (LB.120, Laborlar Biyoteknoloji, İstanbul, Türkiye) ekim yapıldı. Besiyerler 36 °C de 24 saat boyunca inkübasyon

sürecine tabi tutuldu. Belirtilen sürecinin sonunda koloni sayımı yapılarak sonuçlar kaydedildi.

3.11. İstatistiksel Analiz

Çalışmadan elde edilen tüm veriler IBM SPSS V23 (IBM Corp. Released 2015. IBM SPSS statistics for windows, version 23.0 Armonk, NY, ABD) ve R programında WRS2 paketi (R Foundation for Statistical Computing, Viyana, Avusturya) kullanılarak analiz edildi. Renk değişim verilerin normal dağılıma uygunluk Shapiro-Wilk Testi ile incelendi. Gruplara göre normal dağılıma uymayan ΔE_{00} değerlerinin karşılaştırılmasında Kruskal Wallis Testi kullanıldı ve çoklu karşılaştırmalar Dunn Testi ile yapıldı. Normal dağılıma uygunluk gösteren yüzey pürüzlülüğü değerleri Shapiro-Wilk Testi ile incelendi. Grup ve zamana göre normal dağılmayan yüzey pürüzlülüğü değerleri İki Yönlü ROBUST ANOVA Testi ile incelendi ve çoklu karşılaştırmalar Bonferroni ile yapıldı. Analiz sonuçları ortalama $\pm$ standart sapma ve ortanca (minimum – maksimum) şeklinde sunuldu. Önem düzeyi $p < 0.050$ olarak alındı.

4. BULGULAR

4.1. Fırçalama İşlemi Öncesi ve Sonrası Renk Değişimlerinin Değerlendirilmesi

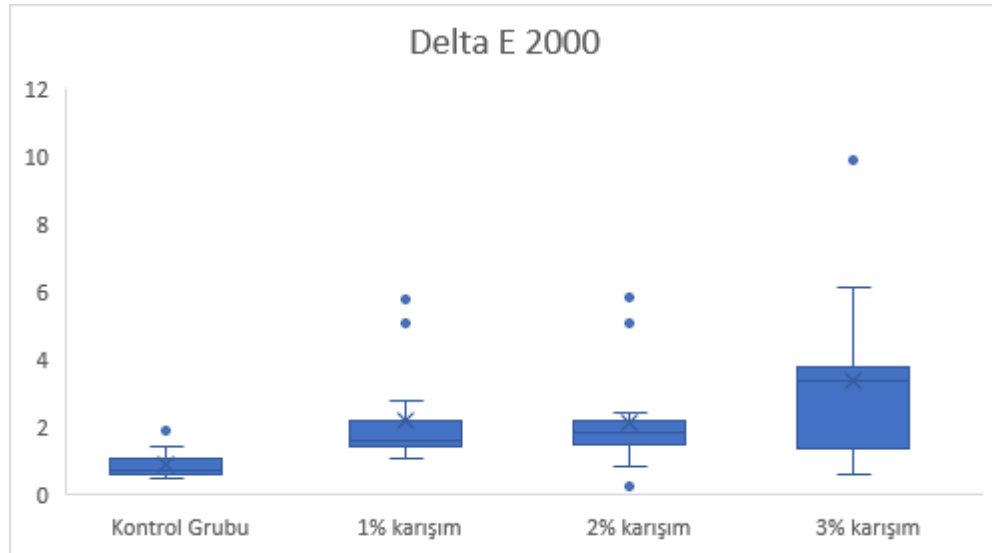
Çalışmamızda test edilen örneklerin renk değişimi değerleri Kruskal Wallis Testi ile incelenmiş ve örneklerin gruplara göre ΔE_{00} ortanca değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğu bulunmuştur ($p < 0.001$). Test edilen tüm gruplara ait ΔE_{00} değerlerine ait ortalama, standart sapma ve Kruskal Wallis Testi sonuçları Tablo 5'te gösterilmektedir. Kontrol grubunda en düşük ΔE_{00} ortanca değeri 0.73 bulunmuştur, %1 sodyum pentaborat içeren karışım grubunda 1.61, %2 sodyum pentaborat içeren karışım grubunda 1.81 ve %3 sodyum pentaborat içeren karışım grubunda bu değer 3.33 olarak elde edilmiştir (Şekil 27).

Tablo 5. Gruplara göre ΔE_{00} değerlerinin karşılaştırılması

	Grup				Test İst. p*	
	Kontrol Grubu	%1 karışım	%2 karışım	%3 karışım		
ΔE_{00}	0.87 ± 0.39	2.17 ± 1.39	2.1 ± 1.47	3.35 ± 2.36	22.796	<0.001
	0.73 (0.46 - 1.88) ^b	1.61 (1.05 - 5.74) ^a	1.81 (0.23 - 5.83) ^a	3.33 (0.57 - 9.85) ^a		

*Kruskal Wallis Testi; Ortalama $\pm$ standart sapma; Ortanca (minimum – maksimum); a-b: Aynı harfe sahip gruplar arasında bir fark yoktur

İstatistiksel değerlendirme sonuçlarına göre kontrol grubunda elde edilen ΔE_{00} ortanca değeri diğer gruplardan farklılık göstermiştir. Sodyum pentaborat içeren (%1, %2, ve %3), tüm gruplardan, elde edilen ΔE_{00} değerleri benzerlik göstermektedir.



Şekil 27. Gruplara göre ΔE_{00} değerleri

4.2. Fırçalama İşlemi Öncesi ve Sonrası Yüzey Pürüzlülüğünün Profilometre ile Değerlendirilmesi

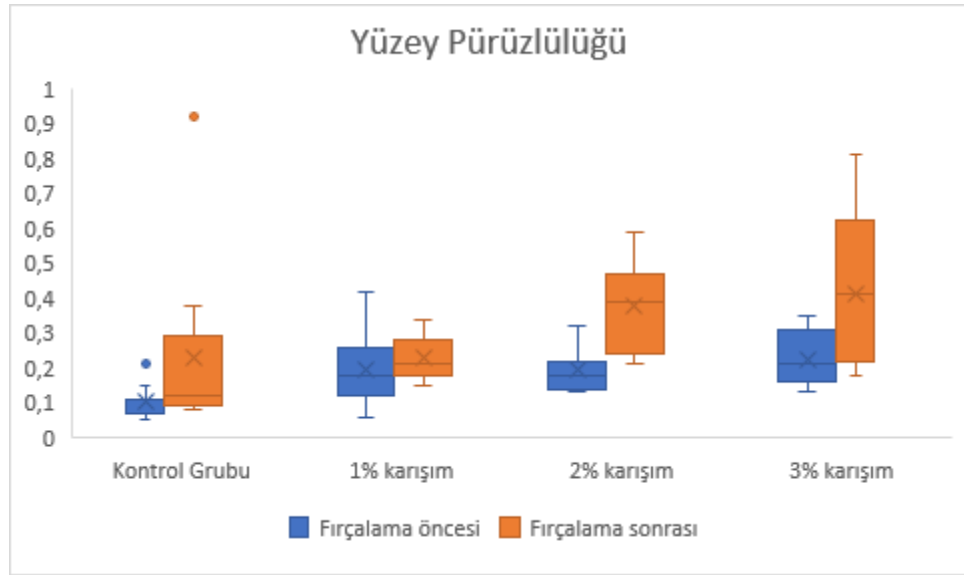
Fırçalama işlem öncesi ve sonrası örneklerin yüzey pürüzlülüğü İki Yönlü ROBUST ANOVA Test testi ile değerlendirilmiş olup, sonuçlarına göre grup ana etkisi yüzey pürüzlülüğü değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0.001$). Tüm gruplara ait İki Yönlü ROBUST ANOVA Test sonuçları ve önem düzeyi Tablo 6’da gösterilmektedir.

Tablo 6. Grup ve zamana göre yüzey pürüzlülüğü değerlerinin karşılaştırılması

	Q	p
Grup	8.811	<0.001
Zaman	13.639	<0.001
Grup*Zaman	12.568	0.006

Q: İki Yönlü ROBUST ANOVA Test İstatistiği

Grup ana etkisi yüzey pürüzlülüğü değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0.001$). Zaman ana etkisi yüzey pürüzlülüğü değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0.001$). Fırçalama öncesi elde edilen yüzey pürüzlülüğü ortalama değeri 0.17 ve fırçalama sonrası elde edilen bu değer 0.25 olarak elde edilmiştir. Grup ve zaman etkileşimi yüzey pürüzlülüğü değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p = 0.006$) (Şekil 28).



Şekil 28. Grup ve zamana göre yüzey pürüzlülüğü değerleri

Fırçalama öncesi ve sonrası test edilen gruplara ait yüzey pürüzlülüğü değerlerinin ortanca ve çoklu karşılaştırma sonuçları Tablo 7’de gösterilmektedir.

Kontrol grubuna ait toplam yüzey pürüzlülüğü ortanca değeri 0.11, 1% karışım grubunda 0.2, 2% karışım grubunda 0.23 ve 3% grubunda bu değer 0.24 olarak elde edilmiştir. Kontrol grubunda elde edilen yüzey pürüzlülüğü ortanca değeri diğer gruplardan farklılık göstermiştir.

Tablo 7. Grup ve zamana göre yüzey pürüzlülüğü değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri ve çoklu karşılaştırma sonuçları

Zaman	Grup				Toplam
	Kontrol Grubu	%1 karışım	%2 karışım	%3 karışım	
Fırçalama öncesi	0.07 (0.05 - 0.21) ^A	0.18(0.06 - 0.42) ^{AB}	0.18 (0.13 - 0.32) ^B	0.21 (0.13 - 0.35) ^{AB}	0.17 (0.05 - 0.42)
Fırçalama sonrası	0.12 (0.08 - 0.92) ^{AB}	0.21 (0.15 - 0.34) ^B	0.39 (0.21 - 0.59) ^B	0.41 (0.18 - 0.81) ^{AB}	0.25 (0.08 - 0.92)
Toplam	0.11 (0.05 - 0.92) ^a	0.2 (0.06 - 0.42) ^b	0.23 (0.13 - 0.59) ^b	0.24 (0.13 - 0.81) ^b	0.21 (0.05 - 0.92)

Ortanca (minimum – maksimum); a-b: Aynı harfe sahip ana etkiler arasında bir fark yoktur; A-B: Aynı harfe sahip etkileşimler arasında bir fark yoktur.

Gruplara göre elde edilen en yüksek ortanca değer 0.41 ile 3% sodyum pentaborat içeren grupta ve fırçalama sonrasında elde edilmiştir. En düşük ortanca değer 0.07 ile kontrol grubunda ve fırçalama öncesinde elde edilmiştir.

Tespit edilen ve farklılık gösteren değerler ise kontrol grubunda fırçalama öncesinde elde edilen değer (0.07) ile 1% sodyum pentaborat içeren grubunda

fırçalama sonrası (0.21) değerler, aynı zamanda kontrol grubu ile fırçalama öncesi 2% sodyum pentaborat içeren grupta (0.18) ve 2% sodyum pentaborat içeren grupta fırçalama sonrasında (0.39) elde edilen değerlerdir.

4.3. Fırçalama İşlemi Öncesi ve Sonrası Yüzey Özelliklerinin Alan Emisyonlu Taramalı Elektron Mikroskobu Analiz Değerlendirilmesi

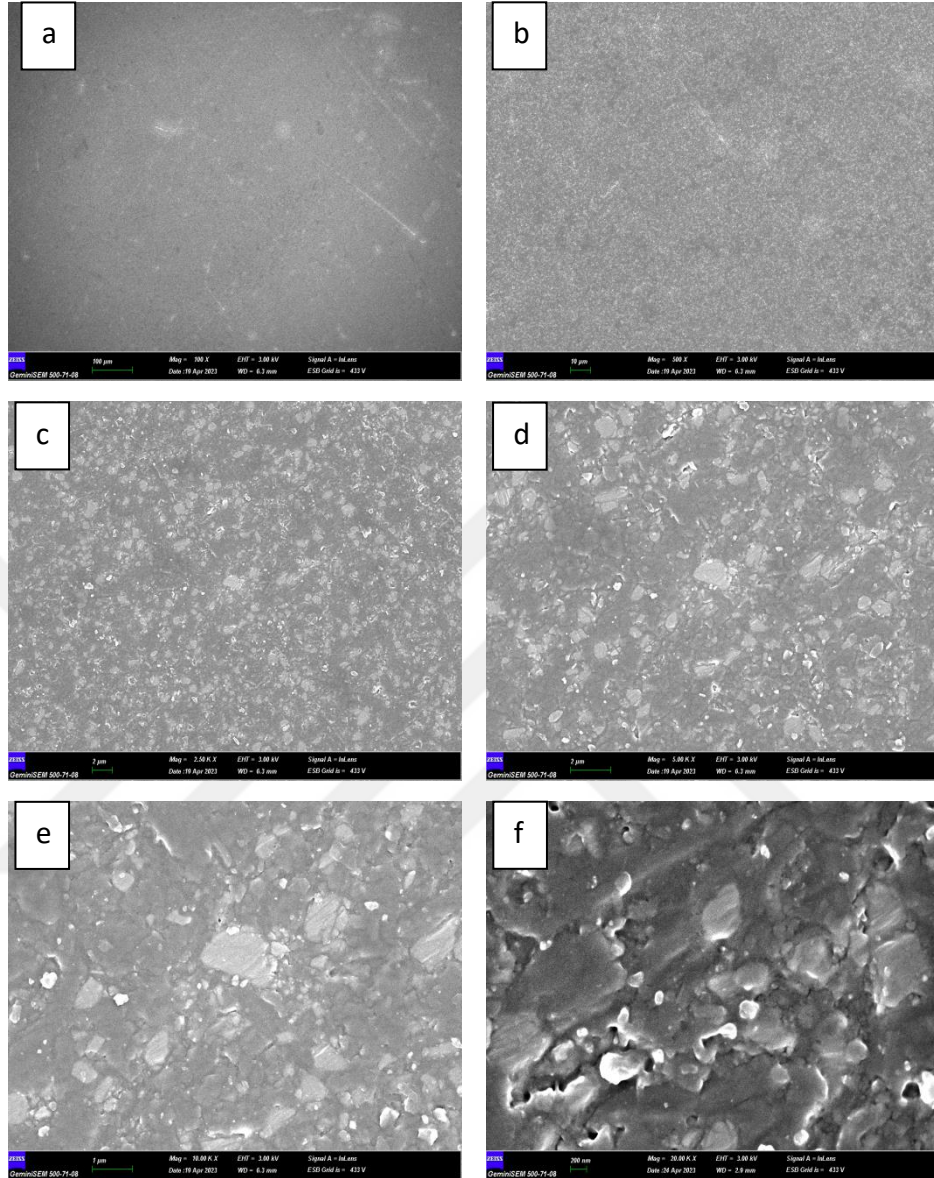
Örneklerinin yüzey özelliklerinin analizi, x100, x500, x2500, x5000, x10.000 ve x20.000 büyütmede FE-SEM görüntüleri elde edilmesi ile gerçekleştirildi. Kontrol grubu, %1, %2 ve %3 oranlarında sodyum pentaborat içerikli ve fırçalama öncesi ve sonrası görüntüler sırasıyla Şekil 29, Şekil 30, Şekil 31, Şekil 32, Şekil 33, Şekil 34, Şekil 35 ve Şekil 36'da gösterilmektedir. Elde edilen FE-SEM görüntülerinde malzemenin yüzey yapısı ve partiküller izlenmektedir. Sodyum pentaborat içerikli tüm gruplarda karışımın homojen bir yapıya sahip olduğu gözlenmektedir. Rezinin içerisinde sodyum pentaboratın çökelmediği tespit edilmiştir. Ayrıca fırçalama işlem öncesi kontrol grubu dahil tüm örneklerde polisaj işlemi sayesinde benzer yüzey yapısı görülmektedir (Şekil 29a, Şekil 31a, Şekil 33a, Şekil 35a).

Fırçalama işlem öncesi kontrol grubuna ait FE-SEM görüntüleri (Şekil 29a ve 29b), x100 ve x500 büyütmelemede incelendiğinde yüzeyin pürüzsüz bir yapıya sahip olduğu söylenebilir. Profilometre ile ölçülen yüzey pürüzlülüğü değerleri de bu görüntüleri desteklemektedir. Kontrol grubunda fırçalama işlemi sonrası yüzeyde belirgin çizgiler net bir şekilde izlenmektedir (Şekil 30a ve 30b). Kontrol grubunun fırçalama öncesi (Şekil 29e ve 29f), ve sonrası (Şekil 30e ve 30f), işleminde x10.000 ve x20.000 büyütmede malzemenin yüzeyi incelendiğinde oluşan değişikliklerin benzer olduğu ve herhangi bir farklılık göstermediği söylenebilir.

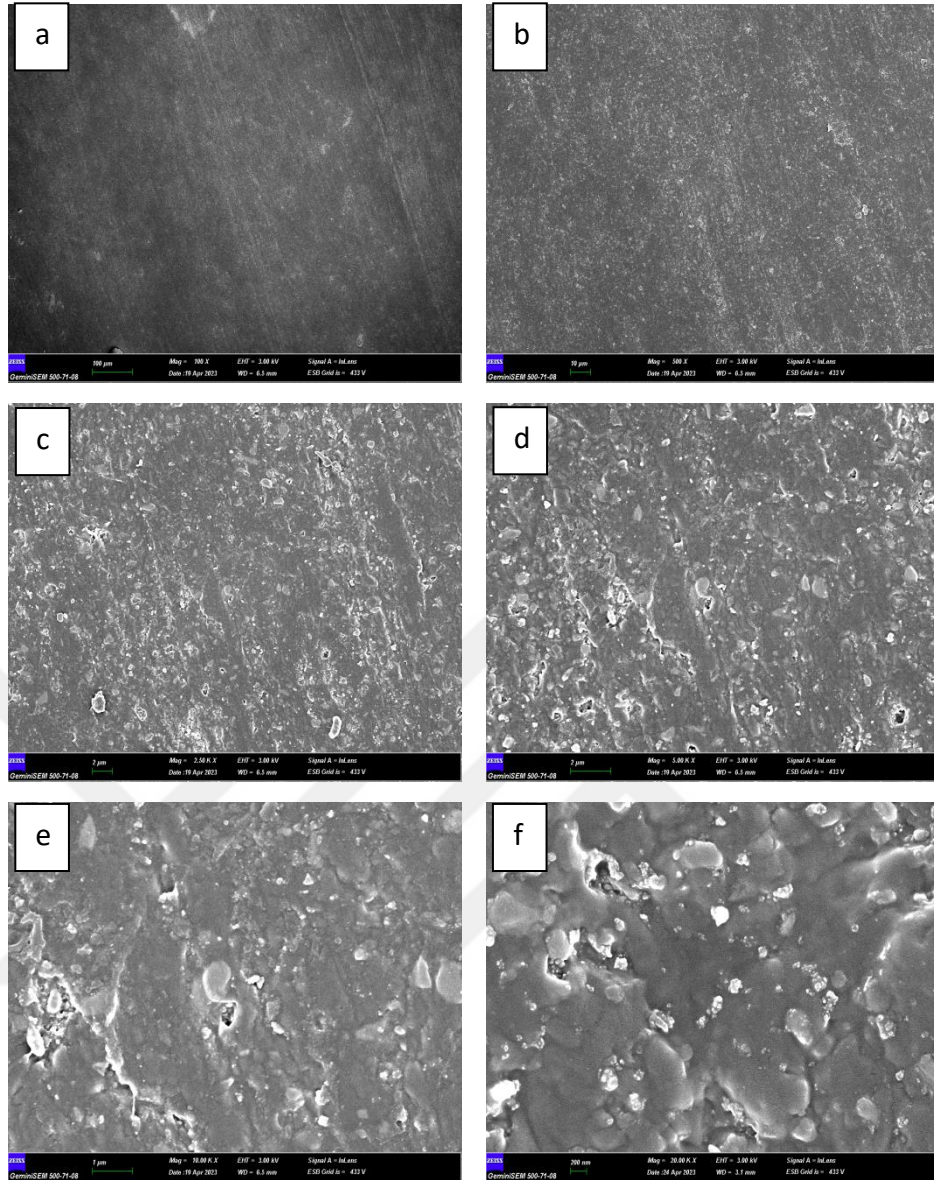
%1 sodyum pentaborat içeriği olan örneklerin FE-SEM görüntülerine bakıldığında bor ilavesinden dolayı malzemelerin yüzey yapısında farklılıklar görülmektedir (Şekil 31a ve 31b). Fırçalama işlemi sonrası belirgin yüzey değişimi bu grupta izlenmektedir (Şekil 32a). Örneğinin x10.000 ve x20.000 büyütmede yüzeyinde çukurlar ve fırçalamadan kaynaklı çizgiler gözlenmektedir (Şekil 32e ve 32f). Kontrol grubu ile kıyaslandığında, fırçalama sonrasında %1 sodyum pentaborat içeren örneklerde belirgin bir farkının olduğu söylenebilir.

Fırçalama işlemi öncesinde, %2 sodyum pentaborat içeren malzemenin FE-SEM görüntüsü incelendiğinde, yüzey yapısı açısından %1 sodyum pentaborat içeren malzemeyle benzerlik gösterdiği görülmektedir (33a ve 33b). Fırçalama işlemi sonrasında, x10.000 ve x20.000 büyütmeyle yapılan incelemede, sodyum pentaborat içeren gruplar arasında yüzey yapısında büyük farklılık gösterdiği söylenebilir (Şekil 34e ve 34f). Fırçalamadan dolayı malzemenin yüzeyinde yoğun çizgilenme gözlenmektedir.

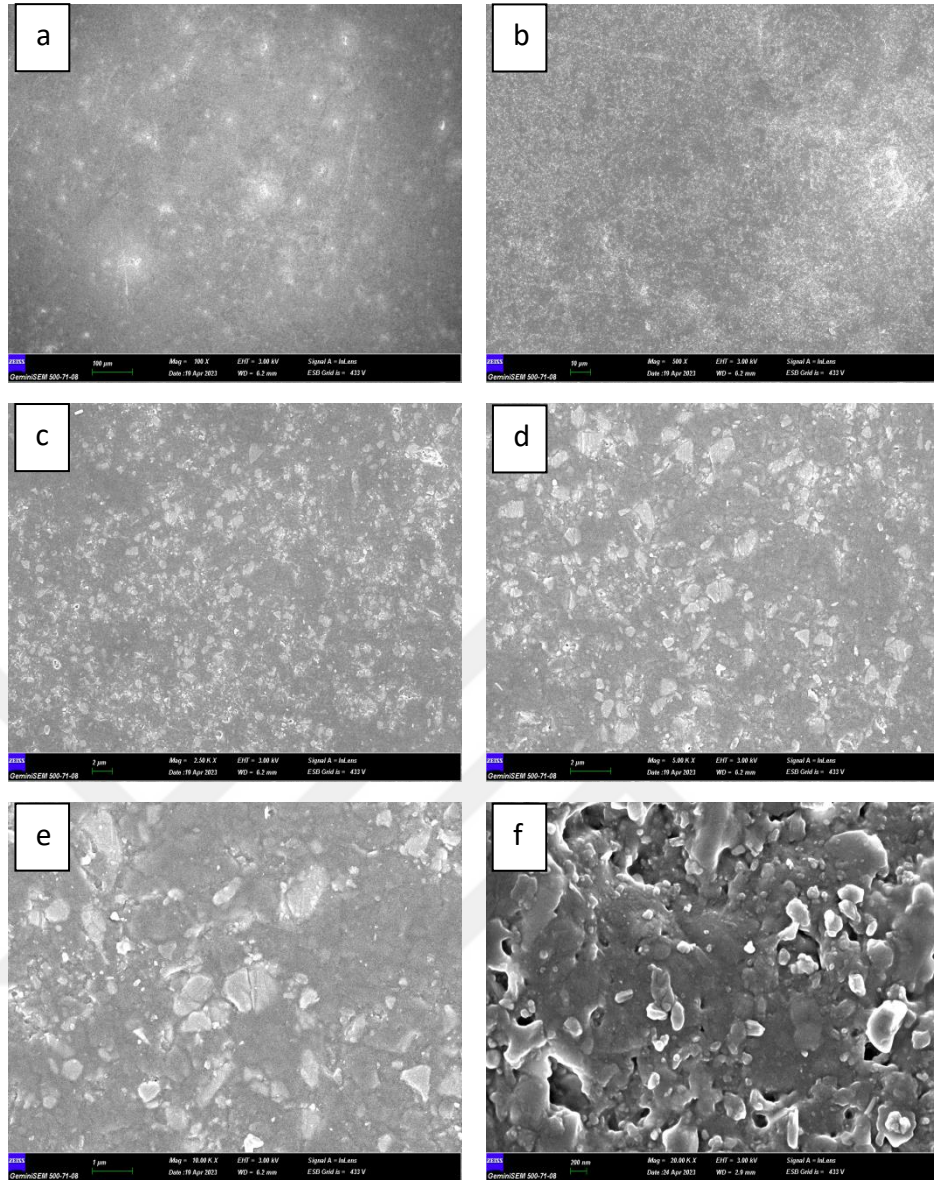
%3 sodyum pentaborat içeren örneklerde, fırçalama öncesi ve sonrası FE-SEM görüntülerinde yüzeyde oluşan değişiklikler izlenmektedir (35a ve 36a). Fırçalama işlemi sonrası, x10.000 ve x20.000 büyütme oranlarında malzemenin yüzeyinde çukur ve porlar şeklinde yapılar gözlenmektedir (Şekil 36e ve 36f). Diğer tüm gruplardan farklı olarak, en büyük yapı düzensizliklerinin %3 sodyum pentaborat içeren örneklerde fırçalama sonrasında gözlemlendiği söylenebilir.



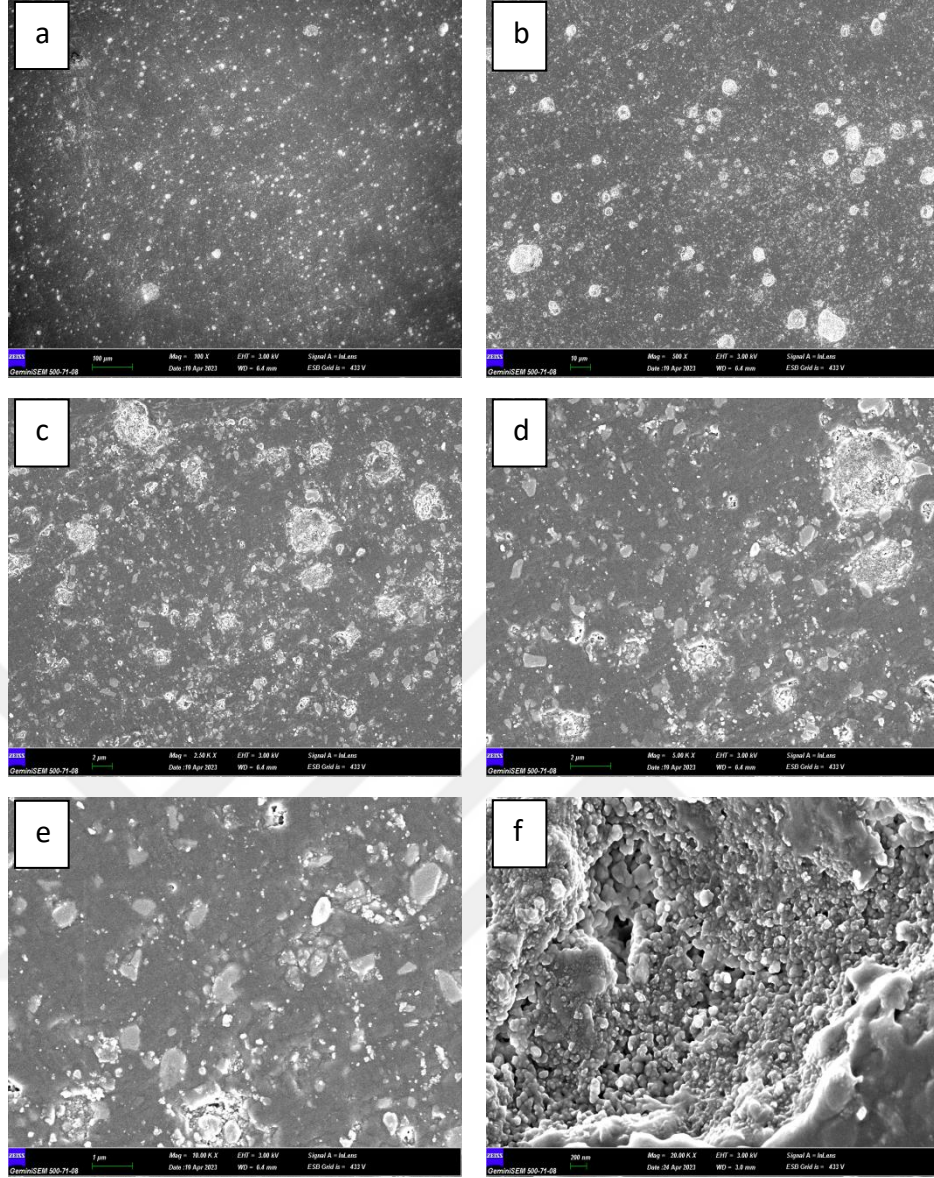
Şekil 29. Fırçalama işlemi öncesi kontrol grubuna ait FE-SEM görüntüleri. Büyütme oranları a) x100, b) x500, c) x2500, d) x5000, e) x10.000, f) x20.000



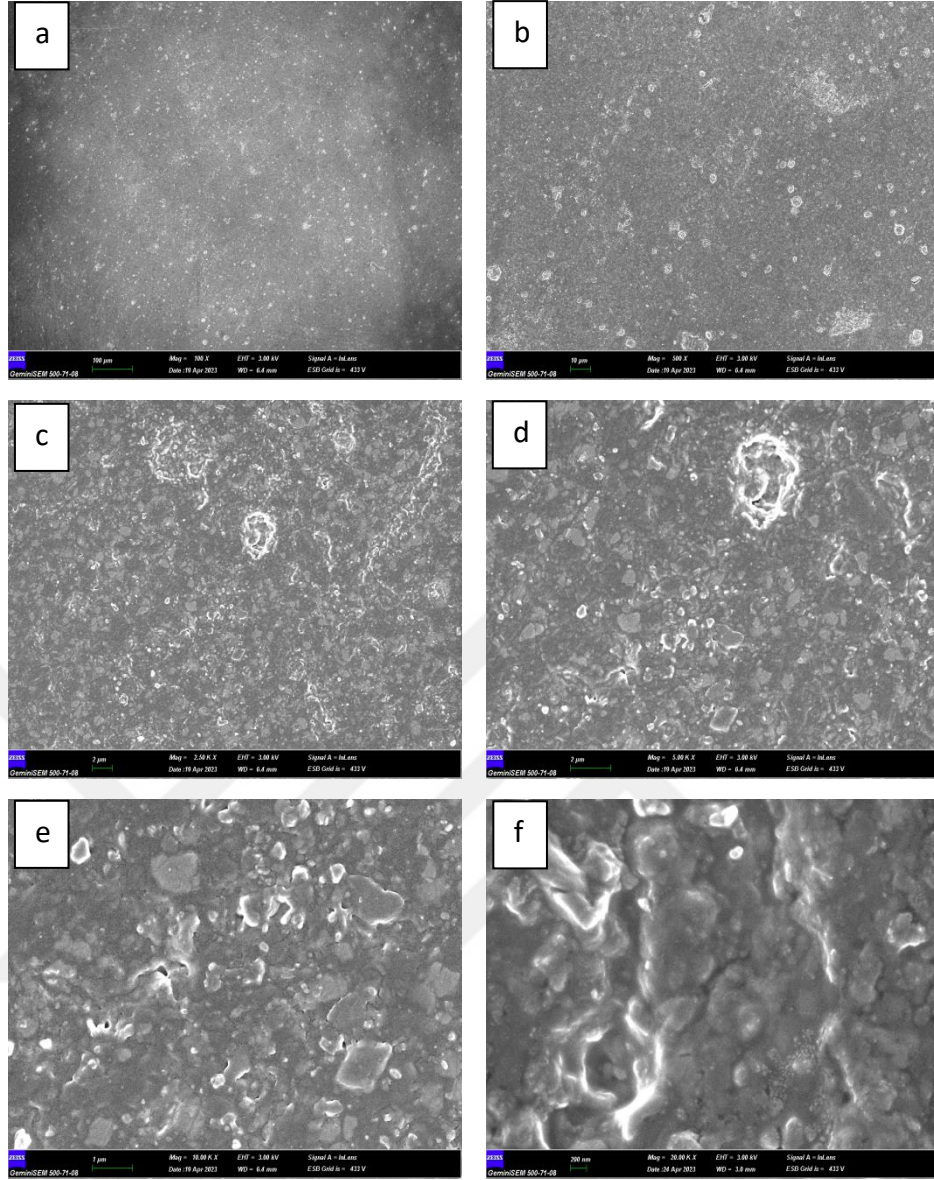
Şekil 30. Fırçalama işlemi sonrası kontrol grubuna ait FE-SEM görüntüleri. Büyütme oranları a) x100, b) x500, c) x2500, d) x5000, e) x10.000, f) x20.000



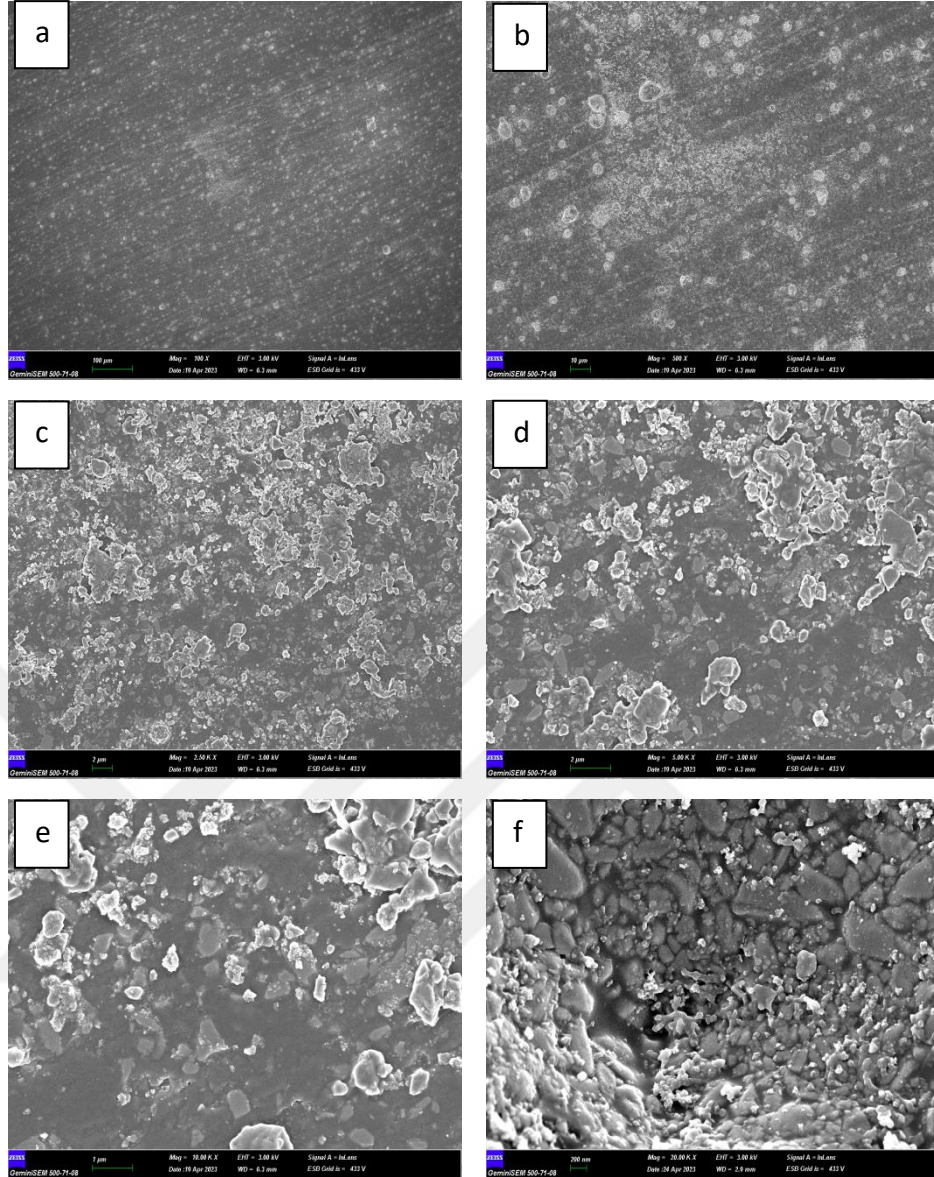
Şekil 31. Fırçalama işlemi öncesi %1 sodyum pentaborat içeren örneklere ait FE-SEM görüntüleri. Büyütme oranları a) x100, b) x500, c) x2500, d) x5000, e) x10.000, f) x20.000



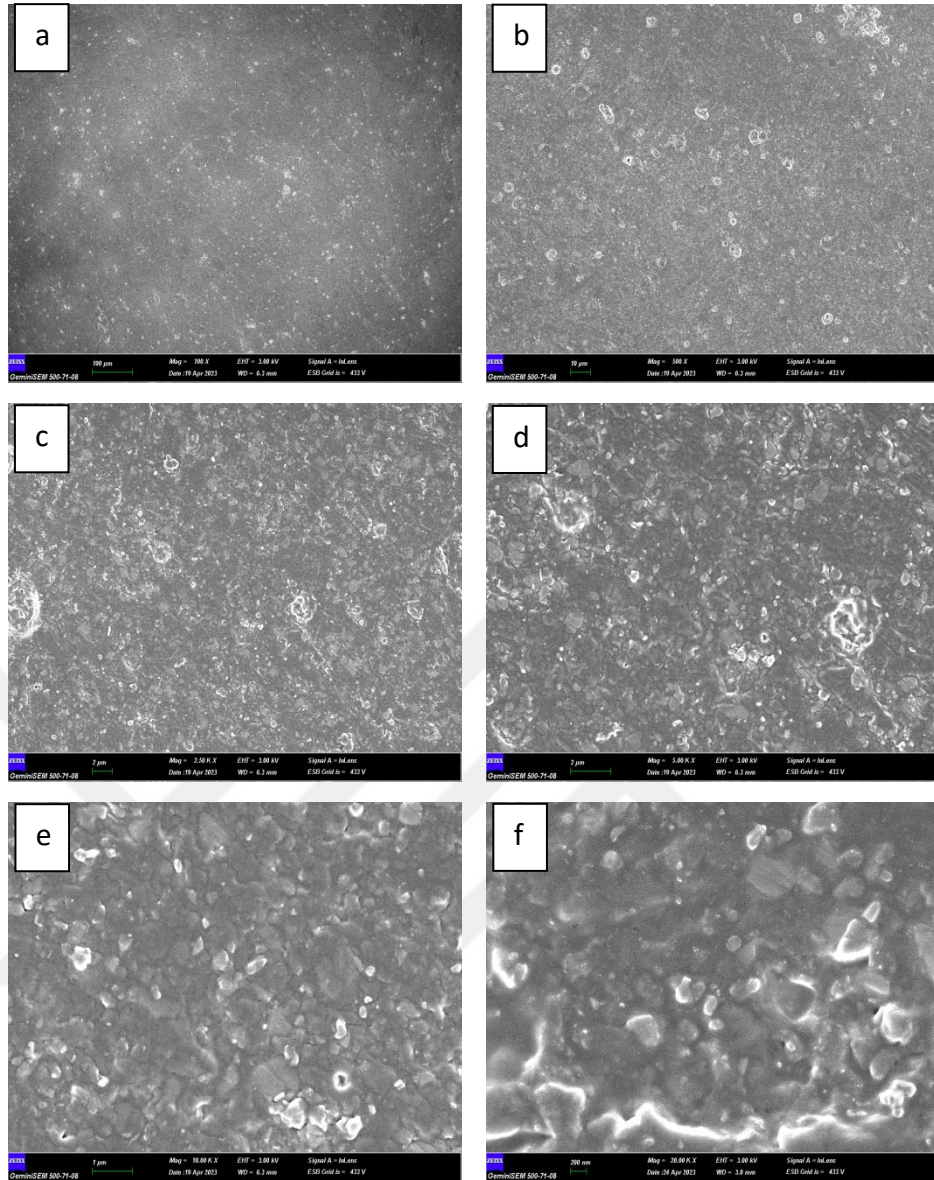
Şekil 32. Fırçalama işlemi sonrası %1 sodyum pentaborat içeren örneklere ait FE-SEM görüntüleri. Büyütme oranları a) x100, b) x500, c) x2500, d) x5000, e) x10.000, f) x20.000



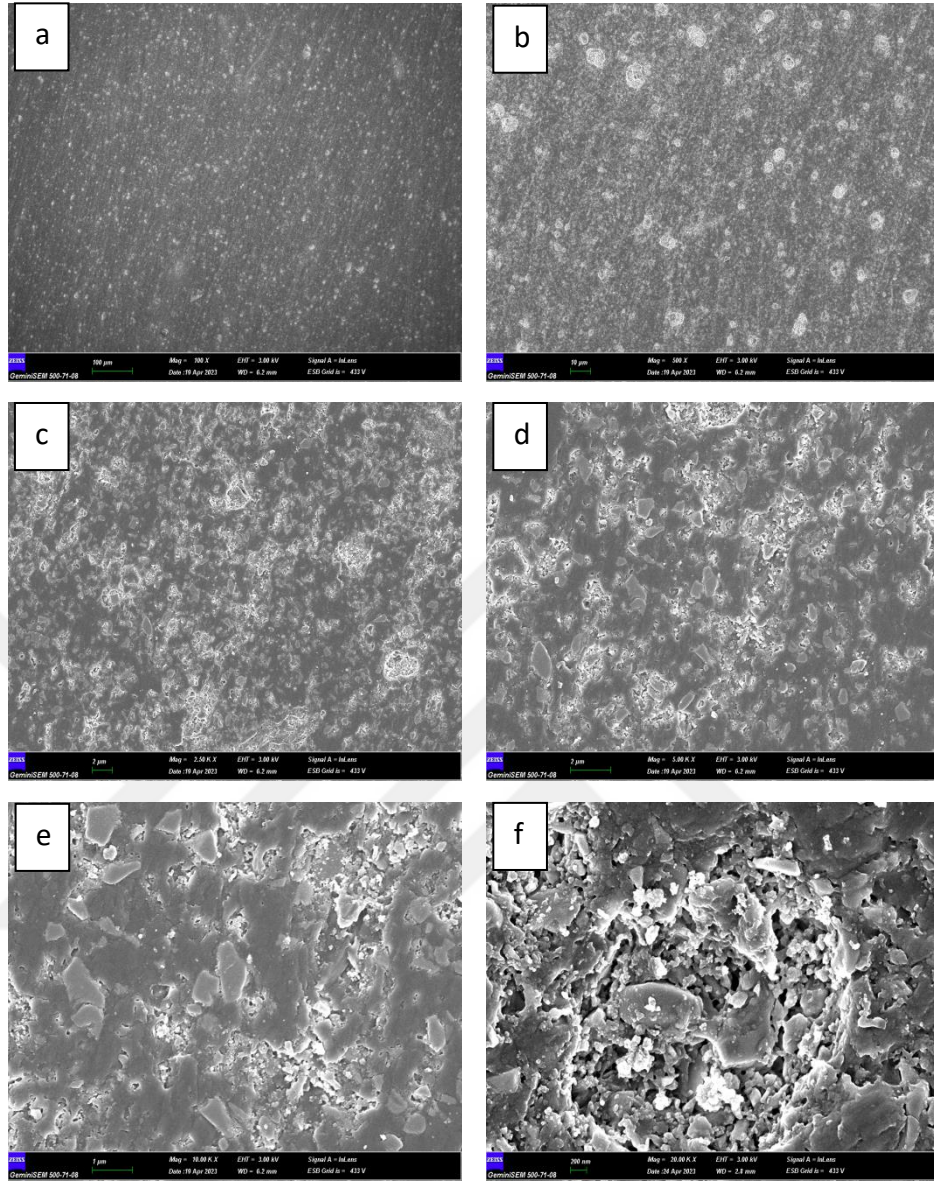
Şekil 33. Fırçalama işlemi öncesi %2 sodyum pentaborat içeren örneklere ait FE-SEM görüntüleri. Büyütme oranları a) x100, b) x500, c) x2500, d) x5000, e) x10.000, f) x20.000



Şekil 34. Fırçalama işlemi sonrası %2 sodyum pentaborat içeren örneklere ait FE-SEM görüntüleri. Büyütme oranları a) x100, b) x500, c) x2500, d) x5000, e) x10.000, f) x20.000



Şekil 35. Fırçalama işlemi öncesi %3 sodyum pentaborat içeren örneklere ait FE-SEM görüntüleri. Büyütme oranları a) x100, b) x500, c) x2500, d) x5000, e) x10.000, f) x20.000

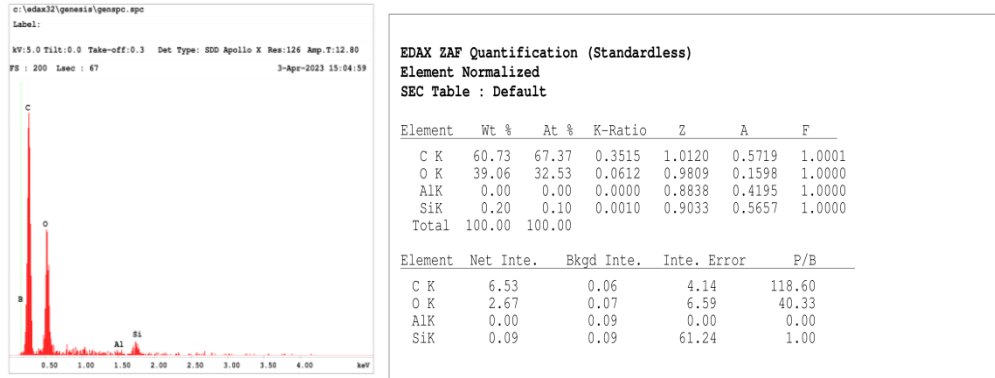


Şekil 36. Fırçalama işlemi sonrası %3 sodyum pentaborat içeren örneklere ait FE-SEM görüntüleri. Büyütme oranları a) x100, b) x500, c) x2500, d) x5000, e) x10.000, f) x20.000

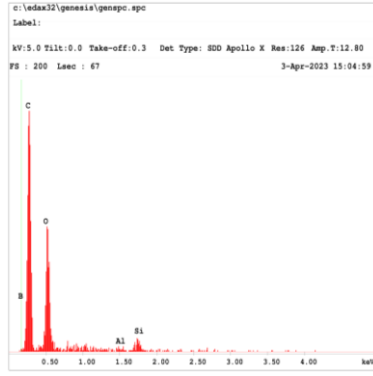
SEM-EDS analizinde örneklerin yapısındaki bor elementinin varlığı ve farklı örnek gruplarında malzemenin yapısındaki artış gösterilmektedir. EDS sonuçları incelendiğinde, tüm yüzeyden alınan verilere göre (Şekil 37, Şekil 38, Şekil 39, Şekil 40), malzemenin istenen oranda ve yapıda olduğunu söylenebilir. EDS analizine göre, kontrol grubunda en fazla karbon (C), ve oksijen (O), elementlerinin, daha düşük oranda ise silisyum (Si) ve alüminyum (Al) elementlerinin varlığı görülmektedir. Kontrol grubunda bor elementinin bulunmadığı da gösterilmiştir (Şekil 37).

Sodyum pentaborat içerikli örneklerden elde edilen EDS analiz sonuçlarında yüksek oranda karbon (C), ve oksijen (O), elementlerinin varlığı tespit edildi. Fotopolimer rezin yapısında ve bu yapıyı oluşturan elementler skalasında bor elementinin miktarının yüzde ve rakamsal olarak artışları görülmektedir (Şekil 38, Şekil 39, Şekil 40).

Atom numarası küçük olan elementlere ait düşük pik şiddeti, EDS analizinde yaygın bir sorun oluşturur; bu durum, yapı içindeki bor elementin net miktarının belirlenmesini zorlaştırmıştır. Ayrıca, malzemeye eklenen bor miktarının az olması da bu durumu etkilemektedir.



Şekil 37. Kontrol grubu örneklerin SEM-EDS analizi ve element içeriği

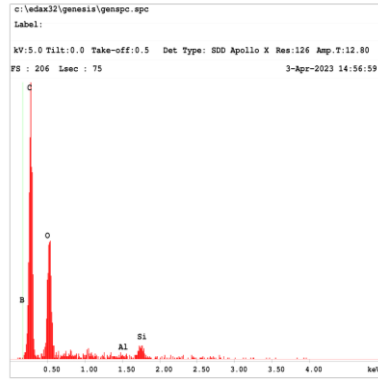


EDAX ZAF Quantification (Standardless)
Element Normalized
SEC Table : Default

Element	Wt %	At %	K-Ratio	Z	A	F
B K	2.09	2.58	0.0058	0.9549	0.2893	1.0003
C K	57.44	63.91	0.2620	1.0141	0.4497	1.0001
O K	39.64	33.11	0.0636	0.9830	0.1632	1.0000
AlK	0.16	0.08	0.0006	0.8856	0.4177	1.0000
SiK	0.67	0.32	0.0034	0.9053	0.5574	1.0000
Total	100.00	100.00				

Element	Net Inte.	Bkgd Inte.	Inte. Error	P/B
B K	0.04	0.07	120.19	0.60
C K	10.32	0.07	3.80	140.20
O K	5.85	0.09	5.09	66.17
AlK	0.12	0.12	61.24	1.00
SiK	0.62	0.12	18.13	5.25

Şekil 38. %1 sodyum pentaborat içeren örneklerin SEM-EDS analizi ve element içeriği

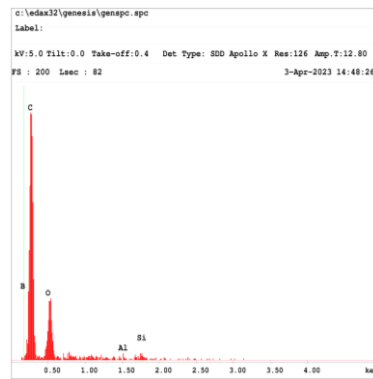


EDAX ZAF Quantification (Standardless)
Element Normalized
SEC Table : Default

Element	Wt %	At %	K-Ratio	Z	A	F
B K	2.53	3.12	0.0070	0.9550	0.2877	1.0003
C K	58.16	64.53	0.2545	1.0142	0.4313	1.0001
O K	38.19	31.81	0.0603	0.9831	0.1606	1.0000
AlK	0.24	0.12	0.0010	0.8858	0.4671	1.0001
SiK	0.88	0.42	0.0050	0.9054	0.6323	1.0000
Total	100.00	100.00				

Element	Net Inte.	Bkgd Inte.	Inte. Error	P/B
B K	0.05	0.07	93.54	0.80
C K	10.22	0.07	3.62	154.40
O K	5.81	0.08	4.84	73.17
AlK	0.17	0.11	41.42	1.63
SiK	0.75	0.11	14.99	7.13

Şekil 39. %2 sodyum pentaborat içeren örneklerin SEM-EDS analizi ve element içeriği



EDAX ZAF Quantification (Standardless)
Element Normalized
SEC Table : Default

Element	Wt %	At %	K-Ratio	Z	A	F
B K	3.43	4.07	0.0112	0.9514	0.3447	1.0004
C K	69.33	74.17	0.3255	1.0105	0.4646	1.0001
O K	26.89	21.59	0.0366	0.9793	0.1391	1.0000
AlK	0.13	0.06	0.0006	0.8824	0.5000	1.0000
SiK	0.23	0.10	0.0014	0.9020	0.6758	1.0000
Total	100.00	100.00				

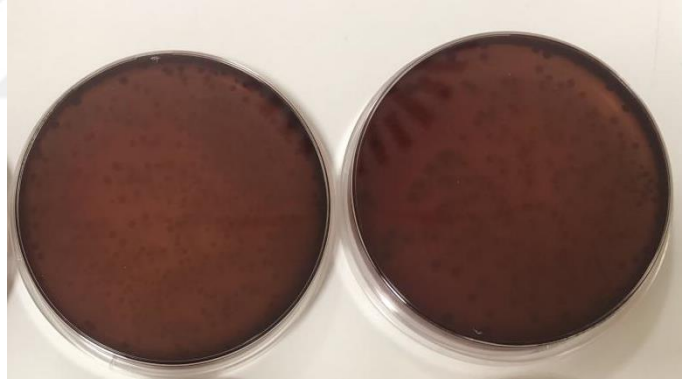
Element	Net Inte.	Bkgd Inte.	Inte. Error	P/B
B K	0.06	0.06	77.46	1.00
C K	9.25	0.06	3.65	151.80
O K	2.48	0.07	7.20	34.00
AlK	0.07	0.10	78.17	0.75
SiK	0.16	0.10	41.42	1.63

Şekil 40. %3 sodyum pentaborat içeren örneklerin SEM-EDS analizi ve element içeriği

4.4. Antibakteriyel Analiz Değerlendirilmesi

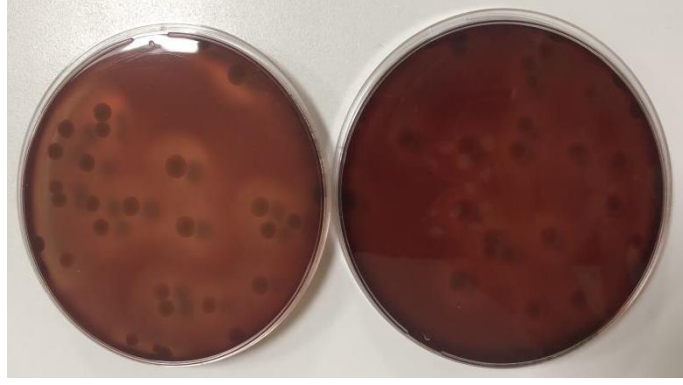
Bor elementinin antibakteriyel özelliğini değerlendirmek amacıyla, 3B yazıcı ile üretilen ve daimi restorasyonların üretiminde kullanılan rezine sodyum pentaborat eklenen örneklerin etkinliği araştırıldı ve test edildi. Antibakteriyel etkinliğini değerlendirmek amacıyla, uygun olarak izole edilen *S. mutans* bakteri suşları ve ISO 22196 standardına uygun olarak 24 saat süreyle malzemeyle inkübasyonu sonrası tüm örneklerden koloni sayımları yapıldı ve elde edilen sonuçlar değerlendirildi. Kontrol ve deney grupların test sonuç görüntüleri sırasıyla Şekil 41, Şekil 42, Şekil 43 ve Şekil 44'te gösterilmektedir.

Bu analizin sonucuna göre, 3B yazıcı ile üretilen rezinin herhangi bir antibakteriyel etkinliğinin olmadığı söylenebilir. Kontrol grubuna ait örneklerde *S. mutans* bakteri üremesi gözlemlendi (Şekil 41). Sodyum pentaborat içermeyen bu grupta en çok bakteri üremesi olduğu ve yapılan bu testte bakterilerin çoğaldığı ve aktif olduğu görülmektedir.



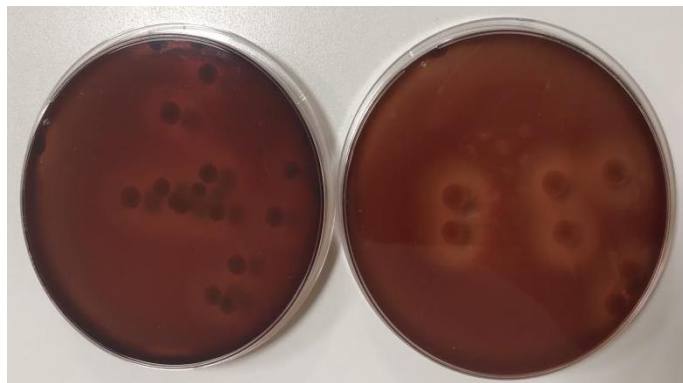
Şekil 41. *S. mutans*'a karşı test edilen kontrol grubu örneklerindeki bakteri üremesi

%1 oranında Sodyum pentaborat ilave edilen rezin *S. mutans* bakterisine karşı zayıf antibakteriyel etki gösterdi ve koloni sayımında 30 koloni sayımı yapıldı (Şekil 42). Bu sonuca göre, toplam bakteri sayılarında azalma görüldü ve %96.7 antibakteriyel özellik gösterdiğini sonucuna varıldı. *S. mutans* bakterilerinin çoğalmasında azalma ve test sonunda güçlü olmayan bir antibakteriyel etki olduğu görülmüştür.



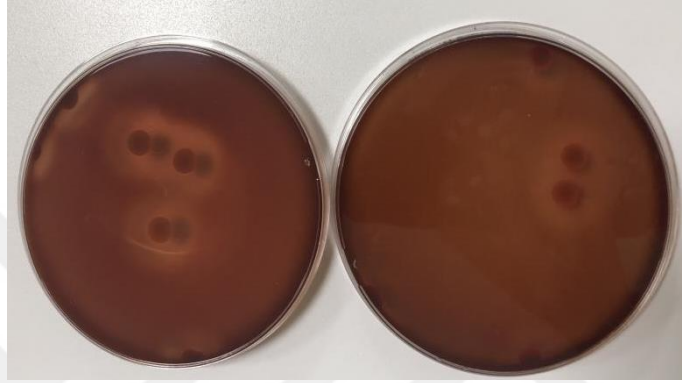
Şekil 42. *S.mutans* 'a karşı test edilen %1 sodyum pentaborat içeren örneklerindeki bakteri üremesi

Deney grubu olan ve %2 oranında Sodyum pentaborat ilave edilmiş rezinin *S. mutans* bakterisine karşı antibakteriyel etki gösterdiği tespit edildi ve koloni sayımında toplamda 12 koloni saptandı (Şekil 43). Sonuçlara göre, bakteri sayılarında zamanla belirgin azalma gözlemlendi ve bu rezinin %98.6 oranında antibakteriyel özellik gösterdiği sonucuna varıldı. *S. mutans* bakterilerinin çoğalmasında belirli bir azalma gözlemlendi ve testin sonunda tutarlı antibakteriyel etki görüldü. %1 oranında Sodyum pentaborat ilave edilen rezin ile kıyaslandığında, %2 oranında Sodyum pentaborat içeren rezin daha iyi antibakteriyel özellik gösterdiğini söylenebilir. Sodyum pentaborat oranının artmasıyla antibakteriyel etkinin de arttığı ve bu iki faktörün orantılı olduğu tespit edildi.



Şekil 43. *S.mutans* 'a karşı test edilen %2 sodyum pentaborat içeren örneklerindeki bakteri üremesi

S. mutans bakterisine karşı antibakteriyel etkisinin en yüksek seviyede tespit edilen deney grubu, %3 oranında sodyum pentaborat ilavesiyle hazırlanan rezin örnekleri oldu (Şekil 44). Koloni sayımı sonucunda toplamda sadece 3 koloni belirlendi. Test sonuçlarına göre, 24 saatin sonunda bakteri sayılarında gözle görülür en büyük azalma bu grupta tespit edildi. Rezinin %99.1 oranında antibakteriyel özellik gösterdiği sonucuna varıldı. *S. mutans* bakterilerinin tamamen yok olmadığı, ancak bakterilerin çoğalmasında büyük ölçüde bir azalma olduğu gözlemlendi.



Şekil 44. *S.mutans*'a karşı test edilen %3 sodyum pentaborat içeren örneklerdeki bakteri üremesi

Tablo 8. *S.mutans*'a karşı sodyum pentaborat içeren örneklerdeki antibakteriyel etki

Sodyum pentaborat ağırlıkça %	%1	%2	%3
Antibakteriyel etki	%96.7	%98.6	%99.1

5. TARTIŞMA

Estetik diş restorasyonlarının başarısı, hem diş hekiminin becerisine hem de gelişen dijital teknolojilerin doğru kullanımına bağlıdır. Yeni dijital teknolojiler, doğal dişlerin şekline ve rengine uyumlu restorasyonlar üretmeyi hedeflemektedir. Bu sayede daha estetik ve doğal görünümlü sonuçlar elde etmek mümkün olmaktadır. Bilgisayar destekli tasarım (CAD) teknolojileri, yazılım programı kullanarak eksik dişin şeklini tasarlama imkanı sunar. Bilgisayar destekli üretim (CAM) ile hazır prefabrike bloklardan hızlı bir şekilde estetik restorasyonlar üretmek mümkündür. Ancak, doğal diş renginin kopyalanması hala bir zorluk olarak karşımıza çıkmaktadır. Ayrıca, bu yöntemle protezler üretildiğinde, malzeme atığı, ses, üretim sırasında çıkan sıcaklık ve basınç gibi bazı dezavantajları vardır (196, 197).

Son yıllarda alternatif üretim teknolojisi olarak, eklemeli imalat yapan 3B yazıcı ile üretim yöntemleri geleneksel yöntemlerin yerini almaktadır. 3B baskı teknolojileri, diş hekimliğinde, eksiltme üretim teknolojilerin sınırlamalarının üstesinden gelmek için geliştirilmiştir. Bu teknoloji, CAD ile tasarlanmış ve STL dosya formatında dilimlenmiş bir nesnenin fotopolimer rezin, metal veya seramik materyallerden üretimini sağlamaktadır. Dental restorasyonların 3B teknolojiler ile üretimi için çeşit fotopolimerik rezinler olmasına rağmen, literatürde malzemelerin mekanik, kimyasal, fiziksel ve estetik özellikleri hakkında bilgi eksikliği vardır (196,198).

Şu anda diş hekimliğinde en yaygın 3B üretim teknolojileri, fotopolimer ile üretim yapan vat polimerizasyon (VP) yöntemleri olan stereolitografi (SLA) ve dijital ışık işleme (DLP) yöntemleridir. SLA ve DLP, 3B baskı üretiminin temelini oluşturan UV ışığa duyarlı fotopolimer rezinin seçici polimerizasyonu prensibine dayanır. SLA teknolojisinde, yönlendirilmiş bir UV lazer ışını kullanılarak sıvı fotopolimer reçine katmanları sırayla polimerizasyon işlemini gerçekleştirir. DLP teknolojisi ise, ışığa duyarlı sıvı reçinenin tüm katmanı aynı anda bir UV ışık kaynağıyla polimerize edilir. SLA yazıcıları, yüksek çözünürlük ve iyi doğruluk, ince ayrıntılar ve işlevsel prototip oluşturma için uygun olma ile karakterize edilirken, DLP yazıcıları yüksek baskı çözünürlüğü, hızlı üretim ve uygun maliyetler ile karakterize edilir (199).

Farklı faktörler, 3B yazıcının özelliklerini belirlemektedir. Bu faktörler özetle, yazdırılan nesnenin kalitesini yansıtmaktadır. Üretilen nesnenin işlevine bağlı olarak, belli 3B teknolojiler veya yazıcılar daha uygun olabilir (15). Çözünürlük, 3B yazıcının üretebileceği en küçük özelliklerdir ve her teknoloji ve yazıcıya özgüdür. Çözünürlük, x, y ve z eksenlerinde tanımlanır ve z ekseninde genellikle katman kalınlığına karşılık gelen mikrometre veya nokta/inç (dpi) cinsinden ifade edilir. Keskinlik veya tekrarlanabilirlik, bir 3B yazıcının aynı nesneyi aynı 3B boyutlarda üretebilme kapasitesini ifade eder. Yani, yazıcı tasarımı belirtilen boyutları ve detayları hassas bir şekilde yeniden üretebilme yeteneğine sahip olmalıdır (15,200). Yazıcı teknolojisi; katman sayısı, destekleyici malzeme miktarı ve son işlem prosedürlerinin doğruluğunu etkileyebilir. Lazer ışığının hızı, yoğunluğu, açısı ve yapısı gibi faktörler, 3B yazıcı teknolojilerinde önemli rol oynar. Örneğin, lazer ışığının hızı, yoğunluğu, açısı ve yapısal özellikleri, kullanılan malzemenin erimesini veya sertleşmesini kontrol etme sürecini etkileyebilir (15,21).

Katman sayısı, basılı nesnenin düzgünlüğünü ve detaylarını belirleyen önemli bir faktördür. Fazla katman sayısı, daha pürüzsüz bir yüzey ve daha ince detaylar sağlayabilir. Aynı zaman, 3B yazıcıların kullanılan yazılımları, baskı sürecini kontrol etme ve tasarımları optimize etme açısından kritiktir. CAD yazılımı, baskı kalitesi ve doğruluğunu etkileyebilir. Son işlem prosedürleri, basılı nesnenin son işlem adımları, genellikle alkolde temizlik, zımpara, cila ve polisaj işlemleri içerir. Bu prosedürler, basılı nesnenin son görünümünü, dayanıklılığını ve kalitesini etkileyebilir. Bu faktörler, 3B yazıcıların özelliklerini tanımlayan ve basılı nesnenin kalitesini belirleyen önemli unsurlardır. Her faktör, farklı teknolojiler ve yazıcılar arasında değişiklik gösterebilir (15,21,196).

Çalışmamızda yüksek çözünürlüğü olan ve SLA teknolojisine sahip Phrozen Sonic Mini 4K (Phrozen Technology, Xiangshan Dist., Hsinchu, Tayvan), yazıcı kullanıldı. Saremco Print CROWNTEC (Saremco Dental AG, Rebstein, İsviçre) ışıkla polimerize olan rezin, LCD ve DLP 3B yazıcılarında kullanılabilen daimi ve geçici kuron üretimine uygun bir malzeme kullanıldı. Bu reçine, 385nm ile 405nm arasında UV ışık dalga boylarında polimerize edilebilir. Çalışmada kullanılmak üzere 3B yazıcı ile üretilen daimi kron rezin malzemesi modifiye edilerek farklı oranlarda bor elementi içeren sodyum pentaborat karışımı deney örnekleri üretildi.

Bor, insan vücudu için önemli bir element olarak büyük bir rol oynamaktadır ve özellikle kemik ve dişlerde en yüksek konsantrasyonda bulunmaktadır. Son

yıllarda, bor bileşiklerinin insan biyolojik sistemlerinde, özellikle ağız sağlığıyla ilgili diş hekimliği uygulamalarında kullanımına yönelik araştırmalara olan ilgi artmıştır. Borun dental materyallere entegre edilmesi için yeni yöntemlerin geliştirilmesinde de önemli bir rol oynadığı görülmüştür. Bu nedenle, bor içeren dental malzemeler, potansiyel olarak yeni nesil biyomalzeme sınıfında yer alabilirler (91).

Borun biyolojik etkileriyle ilgili kapsamlı araştırmalar yapılmış olsa da, ağız ortamında ve dental materyallerde uzun süreli klinik etki mekanizmalarını tam olarak anlamak için daha fazla bilgiye ihtiyaç vardır. Bu alanda yapılan araştırmalar, borun diş sağlığıyla ilgili uygulamalarda potansiyel avantajları olduğunu göstermektedir (91,113). Ancak, borun etkilerini daha iyi anlamak ve bu bileşiklerin dental materyallerle etkileşimini daha iyi yönetmek için ileri çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır. Ayrıca literatür incelendiğinde 3B fotopolimer rezinlere bor entegre ederek yüzey özellikleri ve antibakteriyel etkisi açısından değerlendiren bir araştırmaya rastlanmamıştır.

Tez çalışmamızda, 3B yazıcı ile üretilen daimi rezinlere bor ilavesinin farklı açılardan etkilerini değerlendirdik. Çalışmamızda, örneklerin fırçalama işlemi sonrası yüzey özelliklerini ve bor ilavesinin rezinlerin antibakteriyel aktivitesine olan etkisini araştırdık. Aynı zamanda, malzemelerin renk stabilitesini inceledik ve renk değişimlerini değerlendirdik.

Dental restorasyonların başarısı, mekanik ve fiziksel özelliklerin yanında, estetik görünüme de bağlıdır. Bitmiş restorasyon, yüksek renk kalitesiyle birlikte mükemmel renk uyumuna sahip olmalıdır. Ağız ortamında restorasyonlar yiyecek ve içecek gibi faktörlerden dolayı etkilenmektedir. Uzun süreli klinik başarı için renk stabilitesi en önemli unsurlardan biridir. Resin bazlı materyallerin ve hibrit materyallerin yapılarındaki polimer matriksten dolayı, içerdikleri partikül boyutuna bağlı olarak diğer restoratif materyallerle kıyasla daha fazla renk değişimine eğilimli oldukları bilinmektedir (201).

Dental materyallerin rengini ölçmek için çeşitli ölçme cihazları kullanılabilir. Spektrofotometreler ve kolorimetreler, objektif ölçümler sağladıkları için tercih edilirler ve görsel renk karşılaştırmalarının herhangi bir subjektif yorumunu ortadan kaldırırlar (169). Renk ölçümü sırasında dişin rengini etkileyen fiziksel faktörler arasında aydınlatma koşulları, ışık kaynağının tipi ve yoğunluğu, cihazın açılması, diş konturları, muayenehane/oda duvar rengi ve hasta ile personel

tarafından giyilen kıyafetler yer almaktadır. Subjektif faktör ise hekim deneyimi, yaş, göz yorgunluğu, düşünce tarzı, duygusal durumlar, yanılsamalar ve klinik personelin renk algısındaki değişkenlikleri içerir. Renk ölçüm cihazları, insan görsel algı hatalarını büyük ölçüde azaltır (202). Spektrofotometrelerin en önemli avantajı, görsel algıdaki hataları azaltmasıdır. İnsan gözü, 3.7 ΔE 'lik renk farkını algılayabilirken, Vita Easyshade gibi cihazlar insan gözünün algılayamadığı 1 ΔE 'lik renk farkını algılayabilmektedir. (202).

Kim-Pusateri ve ark. (203), yaptıkları çalışmada dört (SpectroShade, Shadescan, Vita Easyshade ve Shadevision) farklı dental renk ölçüm cihazını karşılaştırmışlardır. Araştırmanın sonunda, tüm cihazların %87.4 ila %99.0 arasında değişen güvenilirliğe sahip olduğunu bildirmişlerdir. Ancak, Vita Easyshade en yüksek doğruluğu kaydederken, ShadeVision cihazının en düşük doğruluğu kaydettiği bulunmuştur. Bu nedenle çalışmamızda, renk ölçümü için doğruluğunun yüksek olduğu bilinen Vita Easyshade (Vita Easyshade Advance 4.0, VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya), spektrofotometre kullanıldı.

Diş rengi değişimi hesaplamalarında ve diş hekimliği alanındaki çalışmalarda CIELab sistemi sıkça kullanılır (204). Bu sistem, kolorimetre veya spektrofotometre ile elde edilen verileri kullanarak renk değerlerinin matematiksel olarak karşılaştırılmasına imkan sağlar. Ayrıca, dental spektrofotometreler CIELab koordinatlarındaki renk boyutlarının analizinde kullanılabilir (196). Günümüzde, renk farklılıkları CIEDE2000 formülü gibi güncellenmiş bir sistem kullanılarak da hesaplanmaktadır (163,170). CIEDE2000 formülünün CIELab formülüne göre, hem kabul edilebilirlik hem de klinik algılanabilirlik eşiğinin daha yüksek seviyede olduğunu gösterilmiştir (176,205,206). Bu formül, üç farklı işlev içeren chroma, value ve hue değerlerini dikkate alır. Güncellenen sistem, mevcut araştırmalar tarafından da desteklenen şekilde, insan gözünün renk değişikliklerini algılama ve kabul etme yeteneğinin önceki yöntemlere kıyasla daha doğru bir şekilde yansıtıldığını düşünmektedir. Algılanabilirlik terimi, insan gözünün algılayabileceği en küçük renk farkını tanımlamak için kullanılırken, kabul edilebilirlik terimi, bir diş ile bir restorasyon arasında kabul edilen renk uyumunun seviyesini ifade eder (176).

Bu tez çalışmasında, renk farkı hesaplamalarında Ghinea ve ark.nın (173), belirttiği gibi CIEDE2000 formülünün parametrik faktörlerine dayalı olarak algılanabilirlik eşiği $\Delta E_{00} \leq 1.28$ ve klinik kabul edilebilirlik eşiği $\Delta E_{00} \leq 2.25$ olarak kabul edilmiştir.

Revilla-León ve ark. (196), 3B yazıcı ve geleneksel üretim yöntemiyle elde edilen geçici kron rezinlerin renk farklılıklarını farklı formüller kullanarak karşılaştırmışlardır. CIE76 formülü kullanılarak hesaplanan ΔE^* değerleri 23.1'den 6.63'e kadar değişirken, CIEDE2000 formülü ile yapılan hesaplamalarda geleneksel yöntem ve 3B yazıcı ile üretilen geçici kron rezinler arasındaki renk değişim değerlerinin 3.43 ile 10.21 arasında olduğunu bildirmişlerdir.

Bizim çalışmamızda, tüm örnek grupların fırçalama işlemi sonrası renk değişimleri CIEDE2000 formülü ile hesaplanmıştır. İstatistiksel sonuçlara göre kontrol grubundan elde edilen ΔE_{00} değeri, diğer gruplardan farklılık göstermiştir. En düşük renk değişim değerinin algılanabilirlik sınırın ($\Delta E_{00} \leq 1.28$) altında olan kontrol grubunda olduğu gözlenmiştir. %1 ve %2 sodyum pentaborat içeren gruplarda renk değişim değerleri klinik olarak algılanabilir ve kabul edilebilir ($1.28 \leq \Delta E_{00} \leq 2.25$) sınırdan olduğunu tespit edilmiştir. En yüksek renk değişim değeri ise %3 sodyum pentaborat içeren grupta gözlenmiştir ($\Delta E_{00} \geq 2.25$). Elde edilen sonuca göre sodyum pentaborat miktarı arttıkça ΔE_{00} değeri yükselmiş ve renk değişikliği artmıştır. Bu nedenle, 3B yazıcı ile üretilen ve farklı oranlarda sodyum pentaborat ilave edilen materyallerin fırçalama işlemi sonrasında renk değişiklikleri arasında bir farklılık gözlenmeyeceği şekilde oluşturduğumuz ilk hipotez reddedilmiştir.

Bazı çalışmalar 3B yazıcı ile üretilen fotopolimer rezinlerin renk değişiminin, üretim sırasında nesnenin yapı oryantasyonundan da etkilenebileceğini vurgulamışlardır (207,208,209). Hada ve ark. (210), en doğru restorasyonların, numunenin 45° bir açıyla yerleştirildiği durumlarda üretildiğini bulmuşlardır. Bununla birlikte, nesnenin baskı yönü bu aralığın dışında olabilir, ancak protezin doğruluğunu artırmak için üretim yönünün en az 45° ile 90° arasında olması gerektiğini önermişlerdir.

Lee ve ark. (211), yaptıkları bir araştırmaya göre, üretim sırasında yapı oryantasyonuyla birlikte katman kalınlığının da renk değişimi üzerinde etkili olduğunu vurgulamışlardır. Yaptıkları çalışmada 0° ile üretilen gruplardaki ΔE_{00} değerlerini 45° ve 90° ile üretilen gruplara göre anlamlı derecede düşük bulmuştur. 25 µm kalınlığındaki örneklerin ΔE_{00} değerlerinin ise 100 µm kalınlığında üretilen gruptan anlamlı derecede yüksek olduğunu tespit etmişlerdir.

Çalışmamızda, her grupta eklenen bor miktarları farklı olsa da, örnekler üretici talimatları doğrultusunda hazırlandı. Çalışmamızdaki örnekler 45°'lik bir açıyla 50 µm katman kalınlığında üretildi. Yapı oryantasyonu ve katman kalınlığı da

renk stabilitesini etkileyebilir, ancak bu faktörlerin yanı sıra akrilik oranının da önemli bir rol oynadığı görülmüştür. 3B yazıcı ile üretilen fotopolimer rezinlerin düşük renk stabilitesinin bir diğer sebebi, polimer yapının içinde yüksek oranda (%50-80 aralığında) akrilik bulunmasıdır (212).

Literatür incelendiğinde bor elementinin dental materyallere çeşitli şekillerde ilave edilerek incelendiği çok az sayıda çalışma olduğu görüldü. Özellikle, 3B yazıcı ile üretilen fotopolimer bazlı rezinlerde bor eklenmesi ve renk stabilitesi değerlendiren bir çalışmaya rastlanmadı. Bununla beraber bir çalışmada, CAD-CAM dental materyalinin bor elementi ile renk stabilitesi açısından değerlendirildiği belirtilmektedir. Sasny ve ark. (213), yaptıkları bu çalışmada, CAD-CAM materyali olarak A2 rengine polimer bazlı seramik bloklar kullanmışlardır. Kontrol grubu haricinde, %3 oranında Borik asit materyalin yüzeyini kaplayacak şekilde uygulamışlardır. Yaşlandırma işlemini otoklavda ve 134°C ve 5 saat boyunca yapılmıştır. Materyalin yaşlandırma işlem öncesi ve sonrası renk stabilitesini değerlendirmişlerdir. Yaşlandırma işlemi sonrası, Borik asit uygulanan grupta renk değişimi gözlemlendiği ama klinik kabul edilebilir sınırlar içinde olduğunu saptanmıştır. Ayrıca, uygulanan bor miktarı materyalin renk stabilitesinin korumasında etkili olduğunu bildirmişlerdir.

Çalışmamızda, Sasny ve ark.'dan (213), farklı olarak bor elementi polimer rezinin içerisine eklendi ve karıştırma işlemi uygulandı. Kullanılan farklı bor oranları da bor miktarının renk stabilitesi üzerindeki etkisinin değerlendirilmesini sağladı. Fırçalama işlemi sonrası, %3 oranında sodyum pentaborat içeren örnekler dışında, diğer tüm gruplarda ΔE_{00} renk değişimi değerlerinin klinik olarak kabul edilebilir seviyede olduğu bulundu. Elde edilen sonuçlara göre, %2 oranına kadar eklenen bor elementinin dental restorasyonlarda renk stabilitesini kabul edilebilir derecede koruyabildiği gösterildi.

Çeşitli literatür çalışmalarında, 3B yazıcı ile üretilen fotopolimer rezinlerin renk değişimi diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan CAD-CAM prefabrike bloklarıyla karşılaştırılmıştır. Bu mevcut çalışmalarda genelde renklenmeye sebep olan çay, kahve, şarap ve/veya meyve suları gibi farklı içecekler renklendirici olarak kullanılmıştır (214,215,216).

Yakın zamanda Gruber ve ark. (217), tarafından yapılan bir çalışmada, ısıyla polimerize olan PMMA rezin, hazır prefabrike CAD-CAM blokları ve 3B yazıcı ile üretilen fotopolimer rezinlerin renk değişiklikleri değerlendirmiştir. Isıyla polimerize

olan PMMA rezin ile hazır prefabrike CAD-CAM blokların renk stabilitesinde belirgin bir fark gözlemlenmezken, 3B yazıcı ile üretilen fotopolimer rezinlerin belirgin renk değişiklikleri ve çok düşük renk stabilitesi sergilediği görülmüştür.

Su emilimi, rezinin renk stabilitesini etkileyen olası faktörlerden biridir. Sıvının rezin yüzeyi üzerindeki temas açısı, toplam yüzey enerjisi ve ıslanabilirlik; renklendirici çözeltilere daldırılan 3B fotopolimer rezinlerin renk stabilitesi ve lekelenebilirliğini etkiler. Küçük bir temas açısı, iyi ıslanabilirlik anlamına gelir; bu da renklendirici çözeltilerin daha fazla renk değişmesine neden olduğunu gösterir. (218,219,220). Berli ve ark. (218), yaptıkları araştırmalarında farklı dental malzemelerinin suda emilim ve çözünürlüğünü karşılaştırmışlar. Özellikle, 3B yazıcı ile üretilen fotopolimer rezin gruplarının termal döngü sonrasında su emiliminin önemli ölçüde arttığını göstermiştir. Akrilik bazlı rezinlerin su emilimi ve suda çözünürlüklerinin, bu materyallerin dayanıklılığını ve ağız içindeki boyutsal stabilitesini doğrudan etkileyen kritik faktörlerden biri olduğunu vurgulamışlardır.

Shin ve ark. (221), farklı renklendirici içecekler kullanarak yaptıkları çalışmalarında, hazır prefabrike CAD-CAM blokları ile 3B yazıcı ile üretilen daimi fotopolimer rezinlerin renk stabilitesini araştırmışlardır. Çalışmada kullanılan tüm renklendirici içeceklerde, 3B yazıcı ile üretilen daimi rezinin 30 günün sonunda en fazla renk değişimi gösteren malzeme olduğunu ve ΔE_{00} değerlerinin klinik olarak kabul edilebilir aralığın üzerinde olduğu rapor etmişlerdir (ΔE_{00} 4.74–22.85). Diğer tarafta prefabrike CAD-CAM blokların önemli ölçüde daha düşük ΔE_{00} değerleri gösterdiğini tespit etmişlerdir (ΔE_{00} 0.64–4.12).

Raszewski ve ark. (222), kron restorasyonu üretimi için 3B yazıcı ile üretilen üç farklı rezinin renk stabilitesini incelemişlerdir. Hazırlanan örnekler kesici diş formunda hazırlanmıştır ve örnekler üç gruba ayrılmıştır. Birinci gruba herhangi bir bitim işlemi uygulanmayıp sadece alkol ile yıkanma işlemi yapılmıştır. İkinci grupta ışıqla sertleşen cila ajanı ve üçüncü grupta ise standart pat ile polisaj işlemi uygulanmıştır. Daha sonra örnekler kahve, kırmızı şarap ve distile su solüsyonlarına yerleştirilerek, 14, 30 ve 60 gün diliminde renk ölçümleri yapılmıştır. En büyük renk değişiklikleri parlatılmamış ve bitim işlemleri uygulanmamış numunelerde gözlemlenmiştir. Cila ajanı uygulanan grupta ise renklendirici solüsyonların yer yer malzemenin içine penetre olduğu tespit edilmiştir. Bu nedenle, 3B yazıcı ile üretilen restorasyonların tüm yüzeylerinin çok iyi parlatılması gerektiğini ve cila ajanı uygulamasının tek başına yetersiz olabileceğini vurgulamışlardır.

Scotti ve ark.nın (223), yaptıkları çalışmada, üç çeşit dental rezini 60°C termal siklüs döngü sonrası farklı zaman dilimlerinde renk stabilitesi açısından değerlendirmişlerdir. Bütün gruplar ve zaman dilimlerinde 3B yazıcı ile üretilen rezin materyallerin renk değişimi en çok olan grup olduğu görülmüştür. Bunu sebebi olarak ise rezin materyallerin renk değişiminin farklı faktörlerden etkilendiğini, bunlardan bazıları ise çapraz bağların gücü, partiküllerin büyüklüğü ve dağılımı, fotobaşlatıcı sistemlerin tipi, içerdiği monomerlerin yapısı ve materyalin yapısındaki pigmentler şeklinde açıklamışlardır. Aynı zamanda, yaşlandırma prosedürünün matriks yapısını bozduğunu, böylece rezin bazlı materyallerde lekelenmenin de arttığını bildirmişlerdir. Biz çalışmamızda, Scotti ve ark.nın (223), yaptıkları çalışmadan farklı yaşlandırma işlemi uygulandı ve yapay ortamında fırçalamayı taklit edecek fırçalama simülatörü kullanıldı. Fırçalama öncesi ve sonrası değerlere bakıldığında farklı oranlarda eklenen sodyum pentaboratın renk değişimine etkisi olduğu gözlemlendi. Bu çalışma literatürdeki çalışmaların sonuçlarını destekler niteliktedir. Aynı sürede fırçalama simülatörüne tabi tutulan tüm gruplar arasında en çok renk değişimi en yüksek sodyum pentaborat yüzdesi içeren grupta elde edildi. Dolayısıyla fırçalama işleminin renk değişimine sebep olduğu ancak eklenen sodyum pentaborat miktarının yüzdesinin de renk değişiminde etkisi olduğu söylenebilir.

Yüzey pürüzlülüğü, literatürde renk değişimi ve plak oluşumunda en etkili faktör olarak öne çıkar (224). Bu sebeple, plak oluşumunu engellemek amacıyla dental restorasyonların tamamının düzgün ve pürüzsüz yüzeylere sahip olması gerekmektedir. Restorasyon yüzeyine çok iyi bir şekilde bitim ve cila işlemleri uygulanması gerekir. Daha pürüzlü yüzeylerde, mikrobiyal tutunma potansiyeli artma eğilimindedir. Mikroorganizmaların sert diş yüzeylerine yapışmasıyla birlikte plak oluşumu başlar. Bu sürecin ilerlemesinde yüzey pürüzlülüğü önemli bir rol oynar (19). Pürüzsüz yüzeyler, plak oluşumunu ve bakteri birikimini en düşük seviyeye indirir. Ayrıca, restorasyonun renk değişimini azaltır ve renk stabilitesi korunmuş olur (133).

Plak oluşumunu en aza indirmek, düzensizlikleri gidermek ve daha pürüzsüz bir yüzey elde etmek amacıyla birçok dental parlatma kiti mevcuttur. Yüzey bitirme aşamasında, parlatma diskleri, dental lastikler ve elmas partiküllü polisaj patları gibi çeşitli malzemeler yaygın olarak kullanılmaktadır (139).

Yüzey pürüzlülüğü analizi için farklı yöntemler mevcuttur ve materyallerin pürüzlülük değerlerini belirlemek için kullanılabilir. Yüzey pürüzlülüğünün

belirlenmesinde sıkça kullanılan yöntemler arasında görsel değerlendirme, konvansiyonel profilometre, lazer uçlu profilometre, SEM ve AFM görüntüleme gibi çeşitli teknikler bulunmaktadır. Yüzey özelliklerini değerlendirmek için kullanılan metodlar, kalitatif (nitel) ve kantitatif (sayısal) analizleri içermektedir. Kalitatif yöntemler, yüzeyin yapısal özelliklerini görsel olarak inceleyerek detaylı bilgi sağlar ve bu kategoride SEM ve AFM önemli araçlardır. Diğer taraftan, kantitatif yöntemler yüzey profili analizi yapan profilometre gibi sayısal ölçümleri içerir ve yüzeyin nicel verilerle değerlendirilmesine olanak tanır. Bu farklı yöntemler, materyallerin yüzey özelliklerini farklı açılardan incelemek için kullanılmaktadır (225).

Çalışmada, yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek için profilometre ve FE-SEM cihazı kullanıldı. Profilometre, iki boyutlu parametre değerlerini rakamsal olarak sağlayarak etkili ve doğru sonuçlar elde edilmesini sağlamaktadır. Ayrıca profilometrenin istatistiksel analizlere uygun olması, kullanım kolaylığı ve geleneksel bir yöntem olması da seçimimizi etkileyen faktörler arasında yer almaktadır. SEM cihazı ise hızlı ve kolay bir şekilde yüzeylerin yüksek çözünürlüklü görüntülenmesine, yüzey topografik analizine ve yüzey bileşiminin belirlenmesine olanak sağladığı için çalışmada tercih edildi (129,226). Elde edilen karışımdan dolayı örneklerin yüzey yapısının homojen olamayacağı düşünüldüğünden, üç farklı bölgeden pürüzlülük ölçümü yapıldı (17,122,226). Bu ölçümlerden elde edilen Ra değerlerinin aritmetik ortalaması alınarak, her örnek için ortalama tek bir pürüzlülük değeri hesaplandı.

Ağız içi sert dokularda plak birikimini engellemek ve biyolojik olarak uyumlu restorasyonlar sağlamak için Bollen ve ark. (17), tarafından yapılan çalışmada, yüzey pürüzlülüğünün 0.2 μm 'den az olması gerektiği belirtilmiştir. Fırçalama işlem öncesi, %3 sodyum pentaborat içeren grup dışında tüm örneklerin yüzey pürüzlülük değerlerin 0.2 μm 'den az olduğu görüldü. 3B ile üretilen rezinin düşük yüzey pürüzlülüğü, basılan katmanların çok yakın olması ve 50 μm /katman kalınlığı aralığında olması ve polisaj işlemi uygulanması sayesinde elde edilmiştir. Bu sonuçlar, %3 sodyum pentaborat içeren grup dışındaki materyalin ağız içinde kullanımın 1 yıl süresince yüzey pürüzlülüğünün klinik olarak kabul edilebilir seviyede olabileceğini göstermiştir. Fırçalama işlemi sonrası örneklerin yüzey pürüzlülük değerlerinde artış saptanmıştır.

SLA teknoloji ile üretilen 3B yazıcı rezin polimerlerin yüzeye yapılan bitim işlemleri ile ilgili, Sabbah ve ark. (137), yaptıkları çalışmada, kumlama işlemin

malzemenin yüzeyine etkisini araştırmışlardır. Çalışmalarında, kumlama işlemi uygulanan grupta kontrol grubuna göre daha az hidrofofik bir yüzeyi olduğunu bulmuşlardır. Ancak, uzun süre ısı ve UV ışığa maruz kalmanın, kontrol grubuyla karşılaştırıldığında hidrofofik özelliğini değiştirmediğini görölmüştür. Bu araştırmanın sonucuna göre, kumlama işleminin fotopolimer rezin yüzeyinde hidrofofik etki oluşturduğu gösterilmiştir. Bunun nedeninin yüzeyde kalan Al_2O_3 kumlama partiküllerinin varlığından veya daha pürüzsüz bir yüzeyde su damlasının daha geniş bir şekilde yayılmasını sağlayan yüzey pürüzlölüğünün azalmasından kaynaklı olabileceğini ifade etmişlerdir.

Çalışmada kullanılan 3B fotopolimer rezine, üretici talimatlarına uygun olarak bitirme ve polisaj işlemleri uygulandı. Tüm örnekler, 2.5 bar basınç altında ve 110 μm Al_2O_3 ile kumlama işlemine tabi tutuldu. Ardından, 2-4 μm gren büyüklüğünde elmas partiküller içeren Eve Diacomp polisaj patı (Diamond polishing system, Eve Ernst Vetter, Pforzheim, Almanya), ile polisaj işlem yapıldı. Polisaj patı naylon fiber uçlu polisaj fırçası ile uygulandı.

Mevcut literatürde, 3B teknoloji ile üretilen daimi kron rezine bor ilavesi ve yüzey pürüzlölüğü değerleri üzerinde fırçalamanın etkisini araştıran bir literatür bilgisine rastlanmadı. Fakat, 3B teknolojisi ile üretilen fotopolimer rezinlere fırçalamanın etkisini araştıran çalışmalar incelendi.

Nam ve ark. (227), tarafından yapılan çalışmada, iki farklı 3B kron rezin ve dört farklı prefabrike CAD-CAM bloğa fırçalama ve termal sıklüs işlemleri uygulanarak renk stabilitesi, yüzey pürüzlölüğü, sertlik ve renk stabilitelerini araştırmışlardır. Her örnek fırçalama simölátöründe 40.000 fırçalama işlemine tabi tutulmuştur. Yüzey pürüzlölüğü ölçümleri fırçalama öncesi ve sonrası yapılmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre, fırçalama öncesi ve sonrası yüzey pürüzlölüğü değerinde 3B kron rezinler için anlamlı bir fark görölmemiştir. Ancak, diğer tüm gruplarda yüzey pürüzlölülük değerinin anlamlı olarak arttığı rapor edilmiştir. Alfouzan ve ark. (228), 3B teknoloji ve geleneksel olarak üretilmiş akril kaide rezin materyalin fırçalama, termal sıklüs ve farklı içeceklerde bekletilmesi işlemlerinin renklenmeye olan etkisini araştırmışlardır. Tüm örnekler önce 5°C - 55°C arasında 10.000 döngü termal sıklüs işlemine tabi tutulmuş, sonrasında sırasıyla bir ve iki yıllık tekaböl eden fırçalama işlemi ve oral kullanımı temsil eden renklendirici içeceklerde daldırma işlemi uygulanmıştır. Ancak başlangıç ölçümlerinde bile tüm materyaller için Ra değerleri algılanabilirlik eşiğinin üzerine tespit edilmiştir. Araştırmacılar,

malzemeler arasında ortalama Ra farkının istatistiksel olarak anlamlı olmadığını belirtmiş olmalarına rağmen, fırçalama ve renklendirme işlemlerinin cilalama sonrası yüzey pürüzlülük değerlerini artırdığını rapor etmişlerdir.

Gad ve ark. (229), çalışmalarında ısıyla polimerize olan ve 3B yazıcı ile üretilen akril kaide rezinlerin yüzey ve mekanik özelliklerini karşılaştırmak için 1 yıllık ağız içi kullanıma tekabül eden 5°C - 55°C arasında 10.000 döngülük termal siklus uygulamışlardır. Materyallerin yüzeyini optik profilometre kullanarak ölçmüşlerdir ve yüzeyin ortalama Ra değerlerini elde etmişlerdir. Elde ettikleri sonuçlara göre, 3B yazıcı ile üretilen akril kaide rezinlerinin yüzey pürüzlülüğü, termal siklus uygulanması sonrası ısıyla polimerize olan rezine göre düşük bulunmuştur. Ancak, yüzey pürüzlülüğü değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Gad ve ark.nın (229), çalışmasından farklı olarak bizim çalışmamızda, ağız ortamını taklit etmek ve yaşlandırma işlemi için termal siklus yerine fırçalama simülatörü kullanıldı. Yapılan profilometre ölçümleri sonucunda elde edilen verilere göre, kontrol grubundan elde edilen yüzey pürüzlülüğü değerleri diğer tüm test edilen gruplardan istatistiksel olarak farklılık gösterdi. Fırçalama işleminin yüzey pürüzlülük değerlerini artırdığını bulundu. Ek olarak, 3B fotopolimer rezinlerin kimyasal bileşimindeki farklılıklar, önemli ölçüde farklı sonuçlara yol açmış olabilir. Bu nedenle, 3B yazıcı ile üretilen ve farklı oranlarda sodyum pentaborat ilave edilen materyallerin fırçalama işlemi sonrası yüzey pürüzlülük değişimleri arasında bir farklılık olmayacağı yönündeki ikinci hipotezimiz reddedilmiştir.

Literatüre göre, çalışmalarda fırçalama simülatöründe 10.000 devirlik fırçalama işleminin 1 yıllık diş fırçalama süresine denk geldiği belirtilmiştir (230). Bu bağlamda, çalışmamızda 1 yıllık diş fırçalama sürecini taklit etmek için örneklerle 10.000 devir fırçalama uygulandı. Her bir örnek grubu için diş fırçası tipi, uygulanan kuvvet, siklus hızı, strok uzunluğu ve diş macunu tipi standart hale getirildi. Klinik çalışmalarda, diş fırçalama sırasında ortalama olarak 350 g yük uygulanmaktadır (231). Bu yük miktarı, farklı bireyler arasında değişen değerlerle 140 g ile 720 g arasında dağılım göstermektedir. Diş fırçalama için ISO'nun aşınma testine yönelik teknik spesifikasyon, fırçalama sırasında 50 g ile 250 g arasında bir kuvvet kullanılması gerektiğini belirtmiştir (232,233). Bu çalışmada ise diş macunu ve distile su karışımının fırçalar üzerine ortalama değer olarak 350 g yük uygulaması

tercih edildi. Örneklerin yerleştirildiği hazneye, diş macunu ve distile su 1:1 oranında karıştırılarak düzenli aralıklarla ilave edildi.

Çakmak ve ark. (234), iki 3B yazıcı ile üretilen, bir tane polimerize edilmiş ve bir tane ısı ile polimerize olan toplamda dört farklı kaide materyalinin renk stabilitesini ve yüzey özelliklerini araştırdıkları çalışmalarında tüm örnekler önce fırçalama simülatöründe 4 yıla tekabül eden 40.000 devirlik fırçalama işlemi yapmışlardır. Ardından örnekler kahve solüsyonundan oluşan 10.000 döngülük termal siklus uygulamışlardır. Fırçalama işlemi öncesi ve sonrası renk ve yüzey pürüzlülüğü ölçümleri yapılmıştır. Çalışmada, zaman değişikliklerin meydana gelmesinde ana etken olmuş, farklı zaman aralıklarında tüm kaide materyallerde yüzey pürüzlülüğünde belirgin farklılıklar gözlemlenmiştir. Fırçalama işlemi sonrasında, 3B yazıcı ile üretilen ve ısı ile polimerize olan akrilik kaidelerin yüzey pürüzlülük değerleri sırasıyla 0.21 µm ve 0.22 µm olarak bulunmuştur, bu da 0.2 µm'den daha yüksek bir pürüzlülük değeri olduğunu göstermektedir. Ancak araştırmacılar, bu küçük farklılıkların klinik olarak önemsiz olabileceğine inanmaktadır; bu nedenle, test edilen malzemelerin uzun süreli fırçalamaya karşı dirençli olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızın sonuçlarının bu çıkarım ile benzerlik gösterdiği söylenebilir. Fırçalama simülatöründe uyguladığımız işlem sonrası elde ettiğimiz en yüksek değerlerin bile materyalin bir senelik klinik kullanımına uygun olduğu görülmektedir.

Diken Türksayar ve ark. (235), SLA, DLP ve eksiltme yöntemi ile üretilen 3B geçici kron rezin ve prefabrike CAD-CAM blok kullanarak materyallerin bükülme mukavemetini, renk stabilitesini ve yüzey pürüzlülüğünü incelemişlerdir. Çalışmada, 5000 döngülük termal siklus yaşlandırma işlemi öncesi ve sonrası renk ve yüzey pürüzlülüğü değerleri ölçülmüştür. Termal siklus öncesi eksiltme yöntemi ile üretilen prefabrike CAD-CAM blok, SLA ve DLP teknoloji ile üretilen 3B geçici kron rezinlerden önemli ölçüde daha yüksek bir pürüzlülük değeri göstermiştir. DLP ve SLA grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Yaşlandırma işlemi sonrası pürüzlülük değerlerinde artış olsa da gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bu farkın üretim cihazı ve frezlerin tekrar tekrar kullanılmasından kaynaklanabileceği belirtilmiştir. Araştırmanın sonucu, SLA grubunda yüzey pürüzlülüğünün daha fazla arttığını göstermiştir ve üretim teknolojisi farklı olan 3B yazıcılar kullanılması şeklinde açıklamışlardır.

Polimer malzemelerin biyomedikal amaçlarla kullanılmasında hala mevcut olan temel bir sorun, malzeme yüzeyine çeşitli mikroorganizmaların mikrobiyal adezyonu ve biyofilm oluşumuyla bağlantılıdır. Özellikle tıp ve diş hekimliği alanında, bu konu büyük önem taşımaktadır, çünkü tıbbi cihazların ve sağlık ürünlerinin bütünlüğünü etkileyen bakterilerin varlığına sık sık rastlanmaktadır (236). Diş hekimliği alanında, dental restorasyonlarda plak oluşumunu ve bakteri birikimini en aza indirme amacıyla biyouyumlu ve antibakteriyel dental malzemelerin geliştirilmesi önem taşımaktadır. Bu nedenle, dental malzemelere antibakteriyel maddeler eklenerek mikroorganizmaların büyümesini önlemek ve inhibe etmek amaçlanmaktadır (237).

Demirci ve ark. (237), bor içeren dental kompozit materyali antibakteriyel özellikleri açısından araştırdıkları çalışmalarında %1, %5 ve %10 oranda sodyum pentaborat pentahidrat içeren bir kompozit karışımı hazırlamışlardır. Kompozitlerin, *S. mutans*'a karşı antibakteriyel özelliklerini ve dental pulpa kök hücreleri (hDPSC'ler) ile biyouyumluluklarını değerlendirmişlerdir. Araştırmacılar, agar difüzyon testlerinin herhangi bir inhibisyon bölgesi göstermediğini bildirmişlerdir. Bununla birlikte, bor ile modifiye edilmiş kompozitlerin temas testi, kontrol grubu kompozitlerine kıyasla önemli ölçüde daha fazla inhibisyon sergilemiştir.

Yaptığımız *in vitro* çalışmada, ISO 22196 standardına uygun yöntem kullanılarak örneklerle antibakteriyel test uygulandı. Polimer malzemesine uygun olan bu testin 24 saatlik analiz sonucuna göre, kontrol grubu dışında diğer tüm örneklerin antibakteriyel etkinlik sergilediği görüldü. Fotopolimer rezinde sodyum pentaborat oranı arttıkça antibakteriyel etkinliğin de arttığı izlendi. Potansiyel olarak %1 ile %3 oranları arasında sodyum pentaboratın ağız ortamında optimal ve güvenilir bir restorasyon materyali olarak kullanılabileceği kaydedildi. Böylece, 3B yazıcı ile üretilen ve farklı oranlarda sodyum pentaborat ilave edilen materyallerin antibakteriyel etkinlikleri arasında bir farklılık gözlenmeyeceği yönündeki üçüncü hipotezimiz reddedilmiştir.

Rezin içerikli dental materyale antibakteriyel özellik kazandırmak ve geliştirmek için, gümüş, titanyum ve çinko oksitler gibi metal oksitleri ilave edilmektir. Ancak, bazı metal malzemelerin toksisite gösterdiği bilinmektedir. Bu sorunu çözmek için ise birkaç potansiyel çözüm bulunmaktadır. Biyomedikal alanda ve diş hekimliği uygulamalarında umut verici özellikleri nedeniyle, nanomateriyaller, potansiyel kullanımları için kapsamlı bir şekilde araştırılmaktadır (238).

Alansy ve ark. (239), çinko oksit nanopartiküller (ZnO) ile modifiye edilmiş bor nitrür nanolehva (BNNs), içeren bir antibakteriyel dental rezin kompozit sentezlemişlerdir. Yürüttükleri çalışmada, BNNs/ZnO'nun dental rezin kompozite dahil edilmesinin ve sadece %0.5'lik BNNs/ZnO oranının eklenmesiyle kontrol grubuna kıyasla antibakteriyel etkinliğinde %98'lik önemli bir artış tespit edilmiştir.

Li ve ark. (240), yaptıkları çalışmada, gümüş nanoplakalar(AgNPs) ile heksagonal bor nanolehvayı (h-BNNs), birleştirerek iki boyutlu bir nano doldurucu yapı oluşturmuşlardır. Daha sonra, farklı oranda (%0, %0.2, %0.6, %1.0, %1.4,%1.8 ağırlıkça), h-BNNs/AgNPs nano doldurucuyu polimetil metakrilat (PMMA), rezine ilave etmişlerdir. Çalışmalarının sonuçları, deney grubunun önemli ölçüde daha güçlü bir antibakteriyel etki sergilediğini göstermiştir. Ayrıca deney materyalinde h-BNNs/AgNPs konsantrasyonu arttıkça antibakteriyel etkinliğinin de arttığı gözlenmiştir.

Ma ve ark. (241), heksagonal bor (h-BN) ve titanyum oksit (TiO₂) nanopartiküller arasındaki potansiyel sinerjiyi araştırmak amacıyla yeni bir nanokompozit geliştirmişlerdir. Sentezlenen yeni nanokompoziti (h-BN-TiO₂) belirli oranlarda cam iyonomer simana (CIS), ilave etmişlerdir. Çalışmanın sonuçlarına göre, tek başına CIS'nin bir miktar antibakteriyel etkinlik sergilediğini, sentezlenen yeni h-BN-TiO₂/CIS kompozitlerinin (%0.3, 0.7, 1.1 ve 1.5 ağırlıkça), önemli ölçüde antibakteriyel özelliklere sahip olduğunu ifade etmişlerdir. Araştırmacılar, h-BN-TiO₂ nanopartikülünün CIS'e ilavesinin *S. mutans* üzerinde daha yüksek antibakteriyel etki sağladığını belirtmişlerdir. Yüksek derecede biyouyumlu olan ağırlıkça %1.1 h-BN-TiO₂ ile geliştirilen CIS simanı, etkili bir şekilde *S. mutans* bakterilerinin %93.4'ünü öldürmüştür.

Bu bulgular, bor elementlerinin ümit verici antibakteriyel özelliklere sahip olduğunu göstermektedir. Bu yaklaşım aynı zamanda çok işlevli özelliklere sahip dental materyallerin geliştirilmesi için yeni yollar açmaktadır. Bizim çalışmamızda %1'lik en düşük oranda sodyum pentaborat ilavesi bile rezin materyale %96.7 değerinde antibakteriyel özellik kazandırmıştır. Bu değerler ile Alansy (239) ve Li'nin (240) yaptıkları çalışmaları ile benzer sonuçlar elde edilmiştir (239,240). Bu çalışmalar, bor elementinin oranının artmasıyla birlikte antibakteriyel etkinliğin de arttığını göstererek yeni dental malzeme geliştirilmesine yönelik önemli bir bulgu sunmaktadır.

Tüm bu çalışmaların bulguları, diş hekimliğinde kullanılmak üzere yeni dental materyallerin geliştirilmesini sağlayabilecek bir yöntemin geliştirilebileceğini ve materyalin performansının artırılabilirliğini göstermektedir. Bu dental malzemelerin güvenlik ve etkinliklerini doğrulamak için deney ve test süreçlerine devam edilmesi önemlidir.

Mevcut çalışmamızın bazı sınırlamaları bulunmaktadır; tek tip fotopolimer rezin malzeme kullanılmış olması bunlardan biridir. Bununla birlikte, örneklerin üretimi için seçtiğimiz 3B yazıcı dental kullanımı için tercih edilen modeller arasında olmadığından dolayı çalışmanın sınırlamalarından sayılabilir. Çalışmamızda kullanılan örneklerin yüzeylerinin düz olarak hazırlanması, dişin anatomik ve morfolojik yapısını yansıtmaması, ağız ortamının taklit edilememesi ve çalışmanın *in vitro* koşullarda gerçekleştirildiği dikkate alınmalıdır. Bu çalışmanın, mekanik özellikler, aşınma direnci, optik özellikleri gibi değişkenlerin kapsamlı değerlendirilmesi ile uzun süreli *in vitro* ve *in vivo* çalışmalarla desteklenmesi gerekmektedir.

6. SONUÇLAR

Çalışmamızda bor ilavesi yapılan 3B yazıcı ile üretilen daimi kron rezin kullanılarak hazırlanan örnek yüzeylerine cila ve polisaj işlemi uyguladıktan sonra fırçalama işlemi öncesi ve sonrası renk değişim değerleri, yüzey pürüzlülüğü ve materyalin antibakteriyel özellikleri *in vitro* olarak incelenmiştir.

Bu çalışmada elde ettiğimiz bulgulara göre aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır:

1. Fırçalama işlemi sonrasında yalnızca kontrol grubu örneklerinde ΔE_{00} değerinin klinik algılanabilirlik sınırın altında olduğu, %1 ve %2 bor ilavesi olan 3B yazıcı ile üretilen daimi kron rezinlerin ΔE_{00} değerlerinin klinik olarak algılanabilir, ancak kabul edilebilirlik sınırının altında, %3 bor ilavesi olan 3B yazıcı ile üretilen daimi kron rezin ΔE_{00} değerinin ise klinik kabul edilebilir sınırın üstünde olduğu gözlenmiştir. Dolayısıyla karışımdaki bor ilavesinin artmasının renk değişimini arttıracığı söylenebilir.

2. Fırçalama işlemi öncesinde %3 bor ilavesi olan 3B yazıcı ile üretilen daimi kron rezin dışında, kontrol grubu, %1 ve %2 bor ilavesi olan 3B yazıcı ile üretilen daimi kron rezin gruplarında yüzey pürüzlülük değerlerinin 0.2 μm altında olduğu görüldü.

3. Fırçalama işlem sonrası kontrol grubuna göre bor ilave edilen gruplarda yüzey pürüzlülük değerleri istatistiksel olarak artmıştır. En yüksek pürüzlülük değeri fırçalama işlem sonrası %3 bor ilavesi olan 3B yazıcı ile üretilen daimi kron rezin materyalinde gözlenmiştir.

4. Antibakteriyel etkinin değerlendirildiğinde kontrol grubu dışında farklı oranlarda (%1, %2, %3) bor ilave edilen daimi kron rezin gruplarında *S.mutans* bakterilerinin çoğalmasının büyük ölçüde azaldığı gözlenmiştir. Karışımdaki bor ilavesi arttıkça antibakteriyel etki artmıştır.

7. KAYNAKLAR

1. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: Current systems and future possibilities. *Journal of the American Dental Association* 137(9): 1289-1296, 2006.
2. Al-Haj Husain N, Özcan M, Molinero-Mourelle P, Joda T. Clinical Performance of Partial and Full-Coverage Fixed Dental Restorations Fabricated from Hybrid Polymer and Ceramic CAD-CAM Materials: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Clin Med* 9(7): 2107, 2020.
3. van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dent Mater* 28(1): 3–12, 2012.
4. Alghazzawi TF. Advancements in CAD-CAM technology: Options for practical implementation. *J Prosthodont Res* 60(2): 72–84, 2016.
5. Guth JF, Almeida ESJS, Beuer FF, Edelhoff D. Enhancing the predictability of complex rehabilitation with a removable CAD-CAM-fabricated long-term provisional prosthesis: A clinical report. *J Prosthet Dent* 107(1): 1–6, 2017.
6. Edelhoff D, Beuer FF, Schweiger J, Brix O, Stimmelmayer M, Guth JF. CAD-CAM-generated high-density polymer restorations for the pretreatment of complex cases: A case report. *Quintessence Int.* 43(6): 457–467, 2012.
7. Rayyan MM, Aboushelib M, Sayed NM, Ibrahim A, Jimbo R. Comparison of interim restorations fabricated by CAD-CAM with those fabricated manually. *J Prosthet Dent* 114(3): 414–419, 2015.
8. Khaledi AA, Farzin M, Akhlaghian M, Pardis S, Mir N. Evaluation of the marginal fit of metal copings fabricated by using 3 different CAD-CAM techniques: Milling, stereolithography, and 3D wax printer. *J Prosthet Dent* 124(1): 81–86, 2020.
9. Park JM, Ahn JS, Cha HS, Lee JH. Wear Resistance of 3D Printing Resin Material Opposing Zirconia and Metal Antagonists. *Materials* 11(6): 1043, 2018.
10. Osman RB, Alharbi N, Wismeijer D. Build Angle: Does It Influence the Accuracy of 3D-Printed Dental Restorations Using Digital Light-Processing Technology?. *Int J Prosthodont* 30(2): 182-188, 2017.
11. Katreva I, Dikova T, Abadzhiev M, Tonchev T, Dzhenkov D, Simov M, Angelova, S, Pavlova D, Doychinova M. 3D-printing in contemporary prosthodontic treatment. *Scripta Scientifica Medicinae Dentalis* 2(1): 16-20, 2016.

12. Huang S, Wei H, Li D. Additive manufacturing technologies in the oral implant clinic: A review of current applications and progress. *Front Bioeng Biotechnol* 11: 1100155, 2023.
13. Park W, Shou L, Makatura W, Matusik K. Fu (Kelvin) F. 3B printing of polymer composites: materials, processes, and applications, *Matter* 5(1): 43-76, 2022.
14. Abdulai D, Cengiz S. 3D printing technologies and photopolymer resins used in fixed prosthetic rehabilitation. *Int J Dent Res* 8(1): 18-21, 2023.
15. Ngo TD, Kashani A, Imbalzano G, Nguyen KTQ, Hui D. Additive manufacturing (3D printing): A review of materials, methods, applications and challenges. *Composites Part B: Engineering* 143: 172–196, 2018.
16. Fasbinder DJ. Clinical performance of chairside CAD-CAM restorations. *J Am Dent Assoc* 137: 22–31, 2006.
17. Bollen CM, Lambrechts P, Quirynen M. Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. *Dent Mater* 13(4): 258–69, 1997.
18. Hjerpe J, Rodas S, Korvala J, Pesonen P, Kaisanlahti A, Özcan M, Suojanen J, Reunanen J. Surface Roughness and Streptococcus mutans Adhesion on Metallic and Ceramic Fixed Prosthodontic Materials after Scaling. *Materials* 14(4): 1027, 2021.
19. Salgado H, Gomes ATPC, Duarte AS, Ferreira JMF, Fernandes C, Figueiral MH, Mesquita P. Antimicrobial Activity of a 3D-Printed Polymethylmethacrylate Dental Resin Enhanced with Graphene. *Biomedicines* 10(10): 2607, 2022.
20. Cristache CM, Totu EE. (2021). 3B Printing-Processed Polymers for Dental Applications. Ed: Gutiérrez TJ. *Reactive and Functional Polymers*. pp. 141-146 Springer Nature, Switzerland AG, 2020.
21. Shah M, Ullah A, Azher K, Rehman AU, Juan W, Aktürk N, Tüfekci CS, Salamci MU. Vat photopolymerization-based 3B printing of polymer nanocomposites: Current trends and applications. *RSC Adv* 13(2): 1456–1496, 2023.
22. Özyemişçi Cebeci N, Hancı Tokmakcıoğlu H. Protetik Diş Tedavisinde Ekleme Yöntemi ile Üretim. *Sağlık Akademisi Kastamonu*, 3(1): 66-86, 2018.
23. Hull CW: Apparatus for production of three-dimensional objects by stereolithography, US Patent 4575330, 1986.

24. Hull CW, Spence ST, Albert DJ. Method and apparatus for production of three-dimensional objects by stereolithography, US Patent 5059359, 1991.
25. Pragana JPM, Sampaio RFV, Bragança IMF, Silva CMA, Martins PAF. Hybrid metal additive manufacturing: a state-of-the-art review. *Adv Ind Manuf Eng* 2(5): 100032, 2021.
26. Dawood A, Marti BM, Sauret-Jackson V, Darwood A. 3B printing in dentistry. *Br Dent J* 219(11): 521-529, 2015.
27. Tancu A, Pantea M, Totan A, Tanase M, Imre M. 3B printed dental models. *Mater Plast* 56(4): 51-4, 2019.
28. ISO/ASTM 52900 (2021) Additive manufacturing — General principles — Fundamentals and vocabulary, West Conshohocken: ASTM International.
29. Salmi, M. Comparing additive manufacturing processes for distributed manufacturing. *Materials Science IFAC PapersOnLine* 55(10): 1503-1508, 2022.
30. Andjela L, Abdurahmanovich VM, Vladimirovna SN, Mikhailovna GI, Yurievich DD, Alekseevna MY. A review on Vat Photopolymerization 3B-printing processes for dental application. *Dent Mater* 38(11): 284-296, 2022.
31. ISO/ASTM 17296-2 (2015) Additive manufacturing — General principles — Part 2: Overview of process categories and feedstock, ASTM International.
32. Melchels FPW, Feijen J, Grijpma DW. A review on stereolithography and its applications in biomedical engineering. *Biomaterials* 31(24): 6121–30, 2010.
33. Naveed MY. A Review on Vat Polymerization Technology: Manufacturing Process, Associated Materials, Design Considerations, Post-processing Methods and Common Applications. *International Research Journal of Engineering and Technology (IRJET)* 8(7): 1353-1359, 2021.
34. Al Rashid A, Ahmed W, Khalid M, Koca M. Vat photopolymerization of polymers and polymer composites: Processes and applications. *Addit Manuf* 21: 102279, 2021.
35. Nayar S, Bhuminathan S, Bhat WM. Rapid prototyping and stereolithography in dentistry. *J Pharm Bioallied Sci* 7(1): 216-219, 2015.
36. Halloran JW, Tomeckova V, Gentry S, Das S, Cilino P, Yuan D, Guo R, Rudraraju A, Shao P, Wu T, Alabi TR, Baker W, Legdzina D, Wolski D, Zimbeck WR, Long D. Photopolymerization of powder suspensions for shaping ceramics. *J Eur Ceram Soc* 31(14): 2613–9, 2011.

37. Schmidleithner C, Deepak MK. Stereolithography. Ed: Cvetkovic D. 3D Printing, pp. 4-22, InTechOpen Publishing, Serbia, 2018.
38. Rezaie F, Farshbaf M, Dahri M, Masjedi M, Maleki R, Amini F, Wirth J, Moharamzadeh K, Weber FE, Tayebi L. 3D Printing of Dental Prostheses: Current and Emerging Applications. *J Compos Sci* 7(2): 80, 2023.11.23.
39. Dichtel CR, Dichtel JR, Dichtel WR. Experimental Measurement of the Diameter of a Human Hair via Two-Color Light Diffraction. *Psychiatry* 86(3): 267-270, 2023
40. Pagac M, Hajnys J, Ma QP, Jancar L, Jansa J, Stefek P, Mesicek J. A Review of Vat Photopolymerization Technology: Materials, Applications, Challenges, and Future Trends of 3D Printing. *Polymers* 13(4): 598, 2021.
41. Tumbleston JR, Shirvanyants D, Ermoshkin N, Januszewicz R, Johnson AR, Kelly D, Samulski ET. Continuous liquid interface production of 3D objects. *Science* 347(6228): 1349-1352, 2015.
42. Chen H, Cheng DH, Huang SC, Lin YM. Comparison of flexural properties and cytotoxicity of interim materials printed from mono-LCD and DLP 3D printers. *J Prosthet Dent.* 2021;126(5):703–8.
43. Lemma E, Spagnolo B, De Vittorio M, Pisanello F. Studying Cell Mechanobiology in 3D: The Two-Photon Lithography Approach. *Trends Biotechnol* 37(4): 358–372, 2019.
44. Tappa K, Jammalamadaka U. Novel biomaterials used in medical 3D printing techniques. *J Funct Biomaterials* 9 (1): 17, 2018.
45. Patpatiya P, Chaudhary K, Shastri A, Sharma S. A review on polyjet 3D printing of polymers and multi-material structures. *Proc Institution Mech Eng Part C J. Mec. Eng Sci* 236 (14): 7899–7926, 2022.
46. Šercer M, Rezić T, Godec D, Oros D, Pilipovic A, Ivušić F, Rezić I, Andlar M, Ludwig R, Šantek B. Microreactor production by PolyJet Matrix 3D-printing technology: Hydrodynamic characterization. *Food Technol Biotechnol* 57(2): 272–81, 2019.
47. Bose S, Ke D, Sahasrabudhe H, Bandyopadhyay A. Additive manufacturing of biomaterials. *Prog Mater Sci* 93: 45-111, 2018.
48. Nikzad M, Masood SH, Sbarski I. Thermo-mechanical properties of a highly filled polymeric composites for fused deposition modeling. *Mater Design* 32(6): 3448–56, 2011.

49. Dudek PFD. FDM 3D printing technology in manufacturing composite elements. *Archives of Metallurgy and Materials* 58(4): 1415-1418, 2013.
50. Hong D, Chou DT, Velikokhatnyi OI, Roy A, Lee B, Swink I, Issaev I, Kuhn HA, Kumta PN. Binder-jetting 3D printing and alloy development of new biodegradable Fe-Mn-Ca/Mg alloys, *Acta Biomater* 45: 375–386, 2016.
51. Miyanaji H, Zhang S, Lassell A, Zandinejat A, Yang L. Process Development of Porcelain Ceramic Material with Binder Jetting Process for Dental Applications. *JOM* 68: 831–841, 2016.
52. Sürmen HK. Eklemeli İmalat (3B BASKI): Teknolojiler Ve Uygulamalar. *UUJFE* 24(2): 373-392, 2019.
53. Gibson I, Rosen DW, Stucker B. Additive manufacturing technologies. 2nd Edition. pp. 1-61, Springer, Boston, MA, USA, 2010.
54. Palmero EM, Bollero A. 3D and 4D Printing of Functional and Smart Composite Materials. In *Encyclopedia of Materials: Composites*. Pp. 402-419, Elsevier Inc. Amsterdam, The Netherlands, 2021.
55. Ligon SC, Liska R, Stampfl J, Gurr M, Mülhaupt R. Polymers for 3D printing and customized additive manufacturing. *Chemical Reviews* 117(15): 10212–10290, 2017.
56. Ramya A, Vanapalli SL. 3D printing technologies in various applications. *International Journal of Mechanical Engineering and Technology* 7(3), 396- 409, 2016.
57. Karagöz İ, Danış Bekdemir A, Tuna Ö. 3B Yazıcı Teknolojilerindeki Kullanılan Yöntemler ve Gelişmeler Üzerine Bir Derleme. *Düzce Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Dergisi* 9(4): 1186-1213, 2021.
58. Ashish MT, Ahmad N, Gopinath P, Vinogradov A. 3D printing in medicine: Current challenges and potential applications. *3D Printing Technology in Nanomedicine*, 1 st Edition. pp. 1-22, Elsevier Inc. Amsterdam, The Netherlands, 2019.
59. Shin YC, Bailey N, Katinas C, Tan W. Predictive modeling capabilities from incident powder and laser to mechanical properties for laser directed energy deposition. *Comput Mech* 61(5): 617–636, 2018.
60. Revilla-León M, Meyers MJ, Zandinejad A, Özcan M. A review on chemical composition, mechanical properties, and manufacturing work flow of additively

- manufactured current polymers for interim dental restorations. *J Esthet Restor Dent* 31(1): 51–57, 2019.
61. Duman B, Kayacan C. Eklemeli imalatatta kullanılan STL dosyalarının hataları ve onarım yöntemleri. I. 3B Baskı Teknolojileri Sempozyumu Bildiri Kitabı, s. 33. İstanbul, 5-7 Mayıs 2016.
62. Özkan DÇ. Hızlı prototipleme teknolojisinin gelişimi, çeşitleri ve imalat sektöründe sağladığı avantajlar. *MMO Mühendis ve Makine* 3(1): 34-41, 2019.
63. Wang Q, Mitsumura N, Chen Q, Sarkar A, Kurokawa H, Sekiguchi K, Sugiyama K. Investigation of condensation reaction during phenol liquefaction of waste woody materials. *International Journal of Sustainable Development and Planning* 9(5): 658-668, 2014.
64. Despeisse M, Ford S. The Role of Additive Manufacturing in Improving Resource Efficiency and Sustainability. *IFIP International Conference on Advances in Production Management Systems (APMS)*, pp. 129-136. Tokyo, Japan. September 7-9, 2015.
65. 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* 32(2): 182–192, 2020.
66. Jockusch J, Özcan M. Additive manufacturing of dental polymers: An overview on processes, materials and applications. *Dent Mater J* 39(3): 345-354, 2020.
67. Erdoğan ÜH. Yüksek Mukavemetli Lifler Ve İplikler. *TSE Standard Ekonomik ve Teknik Dergi* 51(602): 57-65, 2012.
68. Bunsell AR. *Handbook of Tensile Properties of Textile and Technical Fibres*. 1 st Edition. pp. 1-696 Woodhead Publishing Limited, Cambridge, UK, 2009.
69. Hearle JW. *High-Performance Fibres*. 1st Edition. pp. 1-319, Woodhead Publishing Limited, Cambridge, UK, 2001.
70. Bower DI. *An Introduction to Polymer Physics*. 1st Edition. pp. 162-318 Cambridge University Press, New York, USA, 2002.
71. Shaukat U, Rossegger E, Schlögl S. A Review of MultiMaterial 3B Printing of Functional Materials via Vat Photopolymerization. *Polymers* 14(12): 2449, 2022.
72. Allen NS, *Photochemistry and photophysics of polymer materials*. 1st Edition. pp.509-626. John Wiley & Sons Inc, New York, USA, 2010.

73. Fouassier JP. Photoinitiator, Photopolymerization and Photocuring: Fundamentals and Applications. 1st Edition. pp. 1-235, Hanser Garden Publications, Cincinnati, Ohio, USA, 1995.
74. Topa M, Ortyl J. Moving Towards a Finer Way of Light-Cured Resin-Based Restorative Dental Materials: Recent Advances in Photoinitiating Systems Based on Iodonium Salts. *Materials* 13(18): 4093, 2020.
75. Goncalves F, Kawano Y, Pfeifer C, Stansbury JW, Braga RR. Influence of BisGMA, TEGDMA, and BisEMA contents on viscosity, conversion, and flexural strength of experimental resins and composites. *Eur J Oral Sci* 117(4): 442–446, 2009.
76. Meereis CT, Leal FB, Lima GS, de Carvalho RV, Piva E, Ogliari FA. Bapo as an alternative photoinitiator for the radical polymerization of dental resins. *Dent Mater* 30(9): 945–953, 2014.
77. Neumann MG, Schmitt CC, Ferreira GC, Corrêa IC. The initiating radical yields and the efficiency of polymerization for various dental photoinitiators excited by different light curing units. *Dent Mater* 22(6): 576–584, 2006.
78. Kunio I, Takeshi E. A review of the development of radical photopolymerization initiators used for designing light-curing dental adhesives and resin composites. *Dent Mater J* 29(5): 481–501, 2010.
79. Santini A, Gallegos IT, Felix CM. Photoinitiators in dentistry: a review. *Prim Dent J* 2(4): 30-33, 2013.
80. Miletic V, Santini A. Optimizing the concentration of 2, 4, 6-trimethylbenzoyldiphenylphosphine oxide initiator in composite resins in relation to monomer conversion. *Dent Mater J* 31(5): 717–723, 2012.
81. Masri R, Driscoll CF. Clinical Applications of Digital Dental Technology. 1st Edition. pp.1-272, John Wiley & Sons, New York, USA, 2015.
82. Zastrow M. 3B printing gets bigger, faster and stronger. *Nature* 578(7793), 20–23, 2020.
83. Duda T, Raghavan L. "3B metal printing technology." *Materials Science IFAC-PapersOnLine* 49(29): 103-110, 2016.
84. Azlin MNM, Ilyas RA, Zuhri MYM, Sapuan SM, Harussani MM, Sharma S, Nordin AH, Nurazzi NM, Afiah AN. 3B Printing and Shaping Polymers, Composites, and Nanocomposites: A Review. *Polymers* 14(1): 180, 2022.

85. Zhu Y. 3B printed zirconia ceramic hip joint with precise structure and broad-spectrum antibacterial properties. *Int J Nanomed* 14: 5977–5987, 2019.
86. Bairo F, Hamzehlou S, Kargozar S. Bioactive glasses: where are we and where are we going?. *J Funct Biomater* 9(1): 25, 2018.
87. Kistler RB, Helvacı C. “Boron and Borates”, *Industrial Minerals and Rocks*, 6 th Edition. pp.171-186, Society of Mining, Metallurgy and Exploration Inc. Englewood, Colorado, USA, 1994.
88. Bolaños L, Lukaszewski K, Bonilla I, Blevins D. Why boron?. *Plant Physiol Biochem* 42(11): 907-912, 2004.
89. Woods WG. An introduction to boron: history, sources, uses, and chemistry. *Environmental Health Perspectives* 102(7): 5–11, 1994.
90. Özkan ŞG, Tombal TD, Kurşun Ünver İ, Osmanlıoğlu AE. Bor bileşiklerinin özellikleri, üretimi, kullanımı ve nükleer reaktör teknolojisinde önemi. *Journal of Boron* 1(2): 86-95, 2016.
91. Uluşık I, Karakaya HC, Koc A. The importance of boron in biological systems. *J Trace Elem Med Biol* 45: 156-162, 2018.
92. Hunt CD. Dietary boron: an overview of the evidence for its role in immune function. *J Trace Elem Exp Med* 16(4): 291–306, 2003.
93. Özkan ŞG, Çebi H, Delice S, Doğan M. Bor minerallerinin özellikleri ve madenciliği, 2. Endüstriyel Hammaddeler Sempozyumu İzmir, s.224-228, 1997.
94. Betharia S. Boron. *Encyclopedia of Toxicology*. 1st Edition. pp.536-539, Elsevier Inc. Amsterdam, The Netherlands, 2014.
95. Kabu M, Akosman MS. Biological Effects of Boron. *Reviews of Environmental Contamination and Toxicology* 225: 57-75, 2013.
96. Helvacı C. Borates. *Encyclopedia of Geology*. 3rd Edition. pp. 510-522, Elsevier Inc. Amsterdam, The Netherlands, 2005.
97. Helvacı C. Borate deposits: An overview and future forecast with regard to mineral deposits. *J Boron* 2(2): 59–70, 2017.
98. Kochkodan V, Darwish N, Hilal N. The Chemistry of Boron in Water. In *Boron Separation Processes*. 1st Edition. pp. 35-63. Elsevier Inc. Amsterdam, The Netherlands, 2015.
99. DPT, Yedinci Bes Yıllık Kalkınma Planı(1996-2000), T.B.M.M. Kimya Sanayi Hammaddeleri Çalışma Grubu Raporu, 18.07.1995, Karar No:374, Ankara

100. Sarihan E. Bor Sektör Profili, İstanbul Ticaret Odası. ETİ MADEN, Bor Sektör Raporu. s. 37-101. Ankara, 2006.
101. ETİ MADEN İşletmeleri Genel Müdürlük, Bor Sektör Raporu, Strateji Geliştirme Daire Başkanlığı, Ankara, 2020.
102. Durgun ZG. Çeşitli Kalsiyum Boratların Sentezi, Karakterizasyonu ve Alev Geciktirici Etkinliklerinin İncelenmesi. Ankara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Kimya Anabilim Dalı Yüksek Lisans Tezi, Ankara, 2010.
103. Ağuş O. Antibakteriyel Bor Birleşiklerinin Sentezi ve Karkterizasyonu. Manisa Celal Bayar Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Kimya Anabilim Dalı Doktor Tezi, Manisa, 2019.
104. Tolun R. Anorganik bor bileşikleri ve üretim teknolojisi. 1. Basım. s.65. TÜBİTAK Marmara Bilimsel ve Endüstriyel Araştırma Enstitüsü, Mae Matbaası, Gebze, Kocaeli, 1981.
105. Akaydın M, Kalkancı M. Hastane Giysisi Olarak Kullanılan Kumaşların Antibakteriyel Özellikleri Üzerine Bir Araştırma. SDU Journal of Science 9(1): 20-34, 2014.
106. Yakıncı ZD, Kök M. Borun sağlık alanında kullanımı. İnönü Üniversitesi Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksekokulu Dergisi. 4(1): 36-44, 2016.
107. WHO (World Health Organization) Environmental health criteria 204: boron. International programme on chemical safety. Geneva, Switzerland. ISBN 92 4 157204 3. pp. 1-224. 1998.
108. Yılmaz B, Evis Z. Boron-substituted bioceramics: A review. Bor Derg 1(1): 6–14, 2016.
109. US Department of health and human services. Public Health Service. Agency for Toxic Substances and Disease Registry: TOXICOLOGICAL PROFILE FOR BORON. pp. 1-248. USA, 2010.
110. Hadrup N, Frederiksen M, Sharma AK. Toxicity of boric acid, borax and other boron containing compounds: A review. Regul Toxicol Pharmacol 121: 104873, 2021.
111. Duydu Y, Basaran N, Bolt HM. Exposure assessment of boron in Bandırma boric acid production plant. J Trace Elem Med Biol 26(2–3): 161–164, 2012.
112. EFSA (European Food Safety Authority). Scientific Opinion on the Re-evaluation of Boric Acid (E 284) and Sodium Tetraborate (Borax) (E 285) as Food Additives. pp. 1-52. John Wiley & Sons, Ltd, 2013.

113. Abdulai D, Cengiz S. The effect of boron addition on the prosthetic dental materials: A review. *International Journal of Applied Dental Sciences* 9(2): 31-3, 2023.
114. Fuzzi M, Zaccheroni Z, Vallania G. Scanning electron microscopy and profilometer evaluation of glazed and polished dental porcelain. *International Journal of Prosthodontics* 9(5): 452-458, 1996.
115. Morgan M. Finishing and polishing of direct posterior resin restorations. *Pract Proced Aesthet Dent* 16(3): 211–7, 2004.
116. Checketts MR, Turkyilmaz I, Asar NV. An investigation of the effect of scaling-induced surface roughness on bacterial adhesion in common fixed dental restorative materials. *J Prosthet Dent* 112(5): 1265–1270, 2014.
117. Jones CS, Billington RW, Pearson GJ. The in vivo perception of roughness of restorations. *Br Dent J* 196(1): 42–5, 2004.
118. Reis AF, Giannini M, Lovadino JR, Ambrosano GM. Effects of various finishing systems on the surface roughness and staining susceptibility of packable composite resins. *Dent Mater* 19(1): 12–18, 2003.
119. Quirynen M, Bollen CM, Papaioannou W, Van Eldere J, van Steenberghe D. The influence of titanium abutment surface roughness on plaque accumulation and gingivitis: shortterm observations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 11(2): 169–78, 1996.
120. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vuylsteke Wauters M, Vanherle G. The surface roughness of enamel-to-enamel contact areas compared with the intrinsic roughness of dental resin composites. *J Dent Res* 70(9):1299–305, 1991.
121. Chappard D. Image analysis measurements of roughness by texture and fractal analysis correlate with contact profilometry. *Biomaterials* 24(8): 1399–1407, 2003.
122. Whitehead SA, Shearer AC, Watts DC, Wilson NHF. Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. *Journal of Oral Rehabilitation*, 22(6): 421–427, 1995.
123. Canabarro A, Figueiredo F, Paciornik S, De-Deus G. Two- and three-dimensional profilometer assessments to determine titanium roughness. *Scanning* 31(4): 174-179, 2009.

124. Martinez-Gomis J, Bizar J, Anglada JM, Samso J, Peraire M. Comparative evaluation of four finishing systems on one ceramic surface. *Int J Prosthodont* 16(1): 74-77, 2003.
125. Kapłonek W, Łukianowicz C, Nadolny K, Pawlikowski R. Pomiary i analiza topografii powierzchni wzorców kontrolnych typu C przeznaczonych do sprawdzania profilometrów stykowych. *Pomiary Automatyka Kontrola* 57(11): 1404-1408, 2011.
126. Jung M, Wehlen O, Klimek J. Finishing and polishing of indirect composite and ceramic inlays in-vivo: occlusal surfaces. *Oper Dent* 29(2): 131-41, 2004.
127. Jung M. Finishing and polishing of a hybrid composite and a heat-pressed glass ceramic. *Operative dentistry* 27(2): 175-83, 2002.
128. Watt IM. *The Principles and Practice of Electron Microscopy*. 2nd Edition. pp. 263-302. Cambridge University Press, New York, USA, 1997.
129. Akhtar K, Khan SA, Khan SB, Asiri AM. *Scanning Electron Microscopy: Principle and Applications in Nanomaterials Characterization*. Handbook of Materials Characterization. 1st Edition. pp. 113-145. Springer Nature, Switzerland AG, 2018.
130. Azad M. Avin, A. *Scanning Electron Microscopy (SEM): A Review*. International Conference on Hydraulics and Pneumatics HERVEX. pp. 77-85, Baile Govora, Romania, 7-9 November 2018.
131. Binnig G, Quate CF, Gerber C. Atomic Force Microscope. *Physical Review Letters* 56(9): 930-933, 1986.
132. Verran J, Rowe DL, Cole D, Boyd RD. The use of the atomic force microscope to visualise and measure wear of food contact surfaces. *International biodeterioration & biodegradation* 46(2): 99-105, 2000.
133. Shillingburg H. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*. 3rd Edition. pp. 181-225. Quintessence Publishing CO. Inc, IL, USA, 1997.
134. Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y. Characterization of a polymer infiltrated ceramic-network material. *Dental materials* 30(5): 564-9, 2014.
135. O'Brien WJ. *Dental materials and their selection*. 3rd Edition. pp. 90-110. Quintessence Publishing Co. Chicago, USA, 2002.
136. Zaimoğlu A CG, Ersoy A, Aksu L. *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi*. 1. Basım.s. 1-514, A.Ü. Basımevi, Ankara, 1993.

137. Sabbah A, Romanos G, Delgado-Ruiz R. Extended Post-Curing Light Exposure and Sandblasting Effects on Surface Hydrophobicity of 3D-Printed Denture Base Resin. *Prosthesis* 4(1): 80-90, 2022.
138. Jefferies SR. Abrasive Finishing and Polishing in Restorative Dentistry: A State-of-the-Art Review. *Dent Clin North Am* 51(2): 379-397, 2007.
139. Craig RG, Powers JM, Wataha JC. *Dental Materials; Properties and Manipulation*, 13th Edition. pp. 1-76. Mosby Company, St. Louis, Missouri, USA, 2013.
140. Jefferies SR. The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. *Dental clinics of North America* 42(4), 613–627, 1998.
141. Da Costa JB, Goncalves F, Ferracane JL. Comparison of two-step versus four-step composite finishing/polishing disc systems: Evaluation of a new twostep composite polishing disc system. *Operative Dentistry* 36(2), 205-212, 2011.
142. Dayangaç B. Kompozit rezin restorasyonlar. 1. Basım. s. 101-103. Güneş Kitabevi, Ankara, 2000.
143. 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* 136(8): 1106-1112, 2005.
144. Jung M, Hornung K, Klimek J. Polishing occlusal surfaces of direct Class II composite restorations in vivo. *Operative Dentistry* 30(2): 139, 2005.
145. Ölmez A, Kisbet S. Kompozit rezin restorasyonlarda bitirme ve polisaj işlemlerindeki yeni gelişmeler. *Acta Odontologica Turcica* 30(2): 115-22, 2012.
146. Sarıkaya IB. Farklı porselen materyallerinde polisaj tekniklerinin yüzey pürüzlülüğü ve renk stabilitesine etkisinin incelenmesi. Ondokuz Mayıs Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora Tezi, Samsun, 2007.
147. Anusavice KJ. Phillips' Science of Dental Materials. 11th Edition. pp. 295-351. WB Saunders, Philadelphia, USA, 2003.
148. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent* 75(1): 18-32, 1996.
149. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am*, 48(2): 513-530, 2004.

150. Goldstein GR, Barnhard BR, Penugonda B. Profilometer, SEM, and visual assessment of porcelain polishing methods. *J Prosthet Dent* 65(5): 627- 634, 1991.
151. Kuhar M, Funduk N. Effects of polishing techniques on the surface roughness of acrylic denture base resins. *The Journal of prosthetic dentistry* 93(1): 76-85, 2005.
152. Catelan A, Briso AL, Sundfeld RH, Dos Santos PH. Effect of artificial aging on the roughness and microhardness of sealed composites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 22(5): 324-30, 2010.
153. Bozkaya S, Tekçe N, Özel E. Işık ile Sertleşen Karakterizasyon Materyali ve Beyazlatma Ajanı Uygulanmasının Kompozit Materyallerin Yüzey Özellikleri ve Renk Değişimi Üzerine Etkileri. *Türkiye Klinikleri Dishekimligi Bilimleri Dergisi* 24(3): 197-204, 2018.
154. 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* 15(4): 244-50, 2003.
155. Sengez G, Dörter C. Estetik diş hekimliğinde renk seçimi. *Selcuk Dent J* 6(2): 213-220, 2019.
156. McPhee ER. Extrinsic Coloration of Ceramometal Restorations. *Dent Clin North Am* 29(4): 645-667, 1985.
157. Strenk SA, Strenk LM, Koretz JF. The mechanism of presbyopia. *Prog Retin Eye Res* 24(3): 379-393, 2005.
158. Şen D, Gür H, Nayır(Pamuk) E. Diş hekimliğinde renk. *Diş hekimliğinde Klinik Dergisi* 3: 139-144, 1996.
159. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. *Contemporary Fixed Prosthodontics*. 4th Edition. pp. 709-740. Mosby Company, St. Louis, Missouri, USA, 2006.
160. Fondriest J. Shade Matching in Restorative Dentistry: The Science and Strategies. *Int J Periodontics Restorative Dent* 23(5): 467-479, 2003.
161. National Institute of Standart and Technology, US Government, Department of Commerce. Erişim adresi: <https://www.nist.gov/>. Erişim tarihi: 14.07.2023.
162. Horn DJ, Bulan-Brady J, Hicks ML. Sphere spectrophotometer versus human evaluation of tooth shade. *Journal of endodontics* 24(12): 786-90, 1998.
163. Commission Internationale de l'Eclairage (CIE). *Colorimetry*, 3rd ed. Publication CIE No. 15.3. Vienna, Austria: Central Bureau of the CIE, 2004.

164. Bayındır F, Wee GA. Diş rengi seçiminde bilgisayar destekli sistemlerin kullanımı. Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi 30(3): 40-46, 2006.
165. Pizzamiglio E. A color selection technique. J Prosthet Dent 66(5): 592-6, 1991.
166. Inc. EB. Munsell Color System. Erişim adresi: <https://www.britannica.com/science/Munsell-color-system#ref221096>. Erişim tarihi: 17.07.2023.
167. Ulusoy M, Toksavul S. Kuron köprü çalışmalarında diş renginin önemi ve renkle ilgili temel kavramlar. Ege Dişhek Fak Derg 13: 29-36, 1992.
168. Cıvırcı E. Temel Tasarım ve Tasarım İlkeleri. 1 Basım. s. 1-542. Akademisyen Kitabevi, Ankara, 2015.
169. Joiner A. Tooth colour: A review of the literature. J Dent 32(1): 3-12, 2004.
170. Paravina RD, Powers JM. Esthetic color training in dentistry. 1st Edition. pp. 165. Mosby Company, St. Louis, Missouri, USA, 2004.
171. Vichi A, Louca C, Corciolani G, Ferrari M. Color related to ceramic and zirconia restorations: A review. Dental Materials 27(1): 97-108, 2011.
172. Kahramanoğlu E, Özkan YK. Diş hekimliğinde estetik ve renk. Cumhuriyet Dental Journal 16(4): 339-47, 2013.
173. Ghinea R, Pérez MM, Herrera LJ, Rivas MJ, Yebra A, Paravina RD. Color difference thresholds in dental ceramics. Journal of dentistry 38(2): 57-64, 2010.
174. Sharma G, Wu W, Dalal EN. The CIEDE2000 ColorDifference Formula: Implementation Notes, Supplementary Test Data, and Mathematical Observations. Color Res Appl 30(1): 21-30, 2005.
175. Cabadağ ÖG, Gönüloğlu N. The Effects Of Food Simulating Liquids On Surface Roughness, Hardness, And Solubility Of Bulk Fill Composites. Journal of Advanced Oral Reserch 12(2): 245-253, 2021.
176. Paravina RD, Ghinea R, Herrera LJ, Bona AD, Igiel C, Linninger M, Sakai M, Takahashi H, del Mar Perez M. Color Difference Thresholds In Dentistry. Journal Of Esthetic And Restorative Dentistry 27(1): 1-9, 2015.
177. Okubo SR, Kanawati A, Richards MW, Childress S. Evaluation of visual and instrument shade matching. The Journal of prosthetic dentistry 80(6): 642-8, 1998.
178. Tung FF, Goldstein GR, Jang S, Hittelman E. The repeatability of an intraoral dental colorimeter. The Journal of prosthetic dentistry 88(6): 585-90, 2002.

179. Wyszecki G, Stiles WS. Color science: concepts and methods, quantitative data and formulae. 2nd Edition. pp. 222-243. John Wiley and Sons, New York, USA, 1982.
180. Lim HN, Yu B, Lee YK. Spectroradiometric and spectrophotometric translucency of ceramic materials. The Journal of Prosthetic Dentistry 104(4), 239–246, 2010.
181. Andersson M, Oden A. A new all-ceramic crown. A dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. Acta odontologica Scandinavica 51(1): 59-64, 1993.
182. Keyf F, Uzun G, Altunsoy S. Diş hekimliğinde renk seçimi. Hacettepe Diş Hek Fak Derg 33(4):52-8, 1009.
183. Paul S, Peter A, Pietrobon N, Hammerle CH. Visual and spectrophotometric shade analysis of human teeth. J Dent Res 81(8): 578-82, 2002.
184. Wee AG, Rang EY, Johnston WM, Seghi RR. Evaluating porcelain color match of different porcelain shade-matching systems. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry 12(5): 271-80, 2000.
185. Şengün G. Estetik diş hekimliğinde renk seçimi ve renk kullanımı. İstanbul Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi, İstanbul, 2014.
186. Minolta document: Precise color communication. The Essentials of imaging: 1-57, 2004. Erişim adresi: https://www.konicaminolta.com/instruments/knowledge/color/pdf/color_communication.pdf. Erişim tarihi: 20.07.2023.
187. Johnston WM. Color measurement in dentistry. Journal of dentistry 37(1): 2-6, 2009.
188. Analoui M, Papkosta E, Cochran M, Matis B. Designing visually optimal shade guides. The Journal of prosthetic dentistry 92(4): 371-6, 2004.
189. Kanawati A, Richards MW. Repeatability of a dental shade-matching instrument when compared to traditional visual methods of shade evaluation. Gen Dent 57(4): 323- 7, 2009.
190. Derdilopoulou FV, Zantner C, Neumann K, Kielbassa AM. Evaluation of visual and spectrophotometric shade analyses: a clinical comparison of 3758 teeth. Int J Prosthodont 20(4): 414-6, 2007.

191. Chu SJ, Devigus A, Mieleszko AJ. Fundamentals of color: shade matching and communication in esthetic dentistry. 2nd Edition. pp. 1-168. Quintessence Publishing Company, Illinois, USA, 2011.
192. Joiner A. The bleaching of teeth: A review of the literature. *J Dent* 34(7): 412-419, 2006.
193. Knosel M, Attin R, Jung K, Brunner E, Kubein-Meesenburg D, Attin T. Digital image color analysis compared to direct dental CIE colorimeter assessment under different ambient conditions. *American journal of dentistry* 22(2): 67-72, 2009.
194. Magne P, Belser U. Bonded porcelain restorations in the anterior dentition: a biomimetic approach. 1st Edition. pp. 57-96. Quintessence publishing company, Illinois, USA, 2002.
195. Chen H, Huang J, Dong X, Qian J, He J, Qu X, Lu E. A systematic review of visual and instrumental measurements for tooth shade matching. *Quintessence international* 43(8): 649-59, 2012.
196. Revilla-León M, Umoren M, Özcan M, Piedra-Cascón W. Color dimensions of additive manufactured interim restorative dental material. *J Prosthet Dent* 123(5): 754-760, 2020.
197. Barazanchi A, Li KC, Al-Amleh B, Lyons K, Waddell JN. Additive Technology: Update on Current Materials and Applications in Dentistry. *J Prosthodont.* 26(2): 156–63, 2017.
198. Özay M, Sarıdağ S. Diş Hekimliğinde Fotopolimerizasyon ile 3 Boyutlu Üretim Yöntemleri ve Kullanım Alanları. *Selcuk Dental Journal* 10(2): 479-485, 2023.
199. Tigmeanu CV, Ardelean LC, Rusu LC, Negrutiu ML. Additive Manufactured Polymers in Dentistry, Current State-of-the-Art and Future Perspectives-A Review. *Polymers* 14(17): 3658, 2022.
200. 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* 18(5): 374-388, 2012.
201. Intralawan N, Wasanapiarnpong T, Didron PP, Rakmanee T, Klaisiri A, Krajangta N. Surface Discoloration of 3D Printed Resin-Ceramic Hybrid Materials against Various Stain Beverages. *Journal of International Dental and Medical Research* 15(4): 1465-1471, 2022.

202. Borse S, Chaware SH. Tooth shade analysis and selection in prosthodontics: A systematic review and meta-analysis. *J Indian Prosthodont* 20(2):131-140, 2020.
203. Kim-Pusateri S, Brewer JD, Davis EL, Wee AG. Reliability and accuracy of four dental shade-matching devices. *J Prosthet Dent* 101(3): 193–9, 2009.
204. Sağlam G, Geduk ŞE. Mekanik ve Pat ile Parlatma İşlemlerinin Cad/. Cam Hibrit Blokların Renk Stabilitesine Etkisi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 31(1): 88-93, 2021.
205. Gómez-Polo C, Portillo Muñoz M, Lorenzo Luengo MC, Vicente P, Galindo P, Martín Casado AM. Comparison of the CIELab and CIEDE2000 color difference formulas. *J Prosthet Dent* 115(1): 65-70, 2016.
206. Wee AG, Lindsey DT, Shroyer KM, Johnston WM. Use of a porcelain color discrimination test to evaluate color difference formulas. *J Prosthet Dent* 98(2): 101-109, 2007 doi:10.1016/S0022-3913(07)60043-2.
207. Gao H, Yang Z, Lin WS, Tan J, Chen L. The Effect of Build Orientation on the Dimensional Accuracy of 3D-Printed Mandibular Complete Dentures Manufactured with a Multijet 3D Printer. *J Prosthodont* 30(8): 684-689, 2021.
208. Song S, Zhang J, Liu M, Li F, Bai S. Effect of build orientation and layer thickness on manufacturing accuracy, printing time, and material consumption of 3D printed complete denture bases. *J Dent* 130: 104435, 2023 .
209. Grymak A, Badarneh A, Ma S, Choi JJE. Effect of various printing parameters on the accuracy (trueness and precision) of 3D-printed partial denture framework. *J Mech Behav Biomed Mater* 140: 105688, 2023.
210. Hada T, Kanazawa M, Iwaki M, Arakida T, Soeda Y, Katheng A, Otake R, Minakuchi S. Effect of Printing Direction on the Accuracy of 3D-Printed Dentures Using Stereolithography Technology. *Materials* 13(15): 3405, 2020.
211. Lee EH, Ahn JS, Lim YJ, Kwon HB, Kim MJ. Effect of layer thickness and printing orientation on the color stability and stainability of a 3D-printed resin material. *J Prosthet Dent* 127(5): 7841-7847, 2022.
212. Lee SY, Lim JH, Kim D, Lee DH, Kim SG, Kim JE. Evaluation of the color stability of 3D printed resin according to the oxygen inhibition effect and temperature difference in the post-polymerization process. *J Mech Behav Biomed Mater* 136:105537, 2022.

213. Sasany R, Eyüboğlu TF, Özcan M. Long-Term Effect of Nanosized Boric Acid Powder on Optical Properties of Polymer Infiltrated Ceramic CAD-CAM Material. *Coatings* 13(3): 483, 2023.
214. Ellakany P, Fouda SM, AlGhamdi MA, Aly NM. Comparison of the color stability and surface roughness of 3-unit provisional fixed partial dentures fabricated by milling, conventional and different 3D printing fabrication techniques. *J Dent* 131:104458, 2023.
215. Song SY, Shin YH, Lee JY, Shin SW. Color stability of provisional restorative materials with different fabrication methods. *J Adv Prosthodont* 12(5): 259-264, 2020.
216. Taşın S, Ismatullaev A, Usumez A. Comparison of surface roughness and color stainability of 3-dimensionally printed interim prosthodontic material with conventionally fabricated and CAD-CAM milled materials. *J Prosthet Dent* 128(5): 1094-1101, 2022.
217. Gruber S, Kamnoedboon P, Özcan M, Srinivasan M. CAD-CAM Complete Denture Resins: An In Vitro Evaluation of Color Stability. *J Prosthodont* 30(5): 430-439, 2021.
218. Berli C, Thieringer FM, Sharma N, Müller JA, Dedem P, Fischer J, Rohr N. Comparing the mechanical properties of pressed, milled, and 3D-printed resins for occlusal devices. *J Prosthet Dent* 124(6): 780-786, 2020.
219. Imirzalioglu P, Karacaer O, Yilmaz B, Ozmen I. Color stability of denture acrylic resins and a soft lining material against tea, coffee, and nicotine. *J Prosthodont* 19(2): 118-124, 2010.
220. Dietschi D, Campanile G, Holz J, Meyer JM. Comparison of the color stability of ten new-generation composites: an in vitro study. *Dent Mater* 10(6): 353-362, 1994.
221. Shin JW, Kim JE, Choi YJ, Shin SH, Nam NE, Shim JS, Lee KW. Evaluation of the Color Stability of 3D-Printed Crown and Bridge Materials against Various Sources of Discoloration: An In Vitro Study. *Materials* 13(23): 5359, 2020.
222. Raszewski Z, Chojnacka K, Mikulewicz M. Effects of Surface Preparation Methods on the Color Stability of 3D-Printed Dental Restorations. *J Funct Biomater* 14(5): 257, 2023.

223. Scotti CK, Velo MMAC, Rizzante FAP, Nascimento TRL, Mondelli RFL, Bombonatti JFS. Physical and surface properties of a 3D-printed composite resin for a digital workflow. *J Prosthet Dent* 124(5): 6141-6145, 2020.
224. Freitas F, Pinheiro de Melo T, Delgado AH, Monteiro P, Rua J, Proença L, Caldeira J, Mano Azul A, Mendes JJ. Varying the Polishing Protocol Influences the Color Stability and Surface Roughness of Bulk-Fill Resin-Based Composites. *Journal of Functional Biomaterials* 12(1): 1-12, 2020.
225. Rodriguez JM, Curtis RV, Bartlett DW. Surface roughness of impression materials and dental stones scanned by non-contacting laser profilometry. *Dent Mater* 25(4): 500–505, 1009.
226. Garratt JD, Nettleton DJ. A stylus instrument for roughness and profile measurement of ultra fine surfaces. *Int J Mach Tools Manuf* 32(1-2): 233-238, 1992.
227. Nam NE, Shin SH, Lim JH, Shim JS, Kim JE. Effects of Artificial Tooth Brushing and Hydrothermal Aging on the Mechanical Properties and Color Stability of Dental 3D Printed and CAD-CAM Materials. *Materials* 14(20): 6207, 2021.
228. Alfouzan AF, Alotiabi HM, Labban N, Al-Otaibi HN, Al Taweel SM, AlShehri HA. Effect of aging and mechanical brushing on surface roughness of 3D printed denture resins: A profilometer and scanning electron microscopy analysis. *Technol Health Care* 30(1): 161-173, 2022.
229. Gad MM, Fouda SM, Abualsaud R, Alshahrani FA, Al-Thobity AM, Khan S. Al-Harbi FA. Strength and Surface Properties of a 3D-Printed Denture Base Polymer. *Journal of Prosthodontics* 31(5):412-418, 2022.
230. Lira AF, Consani RLX, Mesquita MF, Nóbilo MAA, Henriques GEP. Effect of toothbrushing, chemical disinfection and thermocycling procedures on the surface microroughness of denture base acrylic resins. *Gerodontology* 29(2): 891-897, 2012.
231. Van der Weijden GA, Timmerman MF, Danser MM, Van der Velden U. Relationship between the plaque removal efficacy of a manual toothbrush and brushing force. *Journal of clinical periodontology* 25(5): 413-6, 1998.
232. Yuan JCC, Barão VAR, Wee AG, Alfaro MF, Afshari FS, Sukotjo C. Effect of brushing and thermocycling on the shade and surface roughness of CAD-CAM ceramic restorations. *The Journal of prosthetic dentistry* 119(6): 1000-6, 2018.

233. ISO. Dental materials—guidance on testing of wear resistance. Part 1 Wear by tooth brushing Technical Specification, 1999.
234. Çakmak G, Donmez MB, de Paula MS, Akay C, Chavan A, Schimmel M, Yilmaz B. Surface roughness and stainability of new-generation denture base materials after brushing and coffee thermocycling. *Journal of Materials Research* 1(1): 1-11, 2022.
235. Diken Türksayar AA, Baytur S. Color stability, surface roughness and flexural strength of additively manufactured and milled interim restorative materials after aging. *Odontology* 111(3): 680–686, 2023.
236. González-Henríquez CM, Sarabia-Vallejos MA, Rodríguez Hernandez J. Antimicrobial Polymers for Additive Manufacturing. *Int J Mol Sci* 20(5): 1-27, 2019.
237. Demirci S, Kaya MS, Dogan A, Kalay S, Altın NO, Yarat A. Antibacterial and cytotoxic properties of boron containing dental composite. *Turk J Biol* 39(3): 417-26, 2015.
238. Mirhosseini F, Amiri M, Daneshkazemi A, Zandi H, Javadi ZS. Antimicrobial effect of different sizes of nano zinc oxide on oral microorganisms. *Front Dent* 16(2): 105-112, 2019.
239. Alansy AS, Saeed TA, Al-Attar R, Guo Y, Yang Y, Liu B. Boron nitride nanosheets modified with zinc oxide nanoparticles as novel fillers of dental resin composite. *Dent Mater* 38(10): 266-274, 2022.
240. Li M, Wang S, Li R, Wang Y, Fan X, Gong W. The Mechanical and Antibacterial Properties of Boron Nitride/Silver Nanocomposite Enhanced Polymethyl Methacrylate Resin for Application in Oral Denture Bases. *Biomimetics* 7(3): 138, 2022.
241. Ma Y, Guo YZ, Liu Y, Wang YR, Yang JC, Kong XZ. Mechanical and Antibacterial Properties of h-BN-TiO₂ Nanocomposite-Modified Glass Ionomer Cement. *Front Mater* 9: 1-13, 2022.

ÖZGEÇMİŞ

2017 yılında İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden mezun oldum. 2019 yılında Zonguldak Bülent Ecevit Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda doktora eğitimine başladım.

