



T.C. BEZMİÂLEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

ÜÇ BOYUTLU YAZICI ile ÜRETİLEN FARKLI DAİMİ RESTORASYON
REÇİNELERİNİN RENK ÖZELLİKLERİNİN ve AŞINMA DİRENÇLERİNİN
KARŞILAŞTIRILMASI

UZMANLIK TEZİ
Zülal ÇOBAN GÜNDOĞAN

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Özlem KARA

Haziran, 2024



T.C. BEZMİÂLEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

ÜÇ BOYUTLU YAZICI ile ÜRETİLEN FARKLI DAİMİ RESTORASYON
REÇİNELERİNİN RENK ÖZELLİKLERİNİN ve AŞINMA DİRENÇLERİNİN
KARŞILAŞTIRILMASI

UZMANLIK TEZİ
Zülat ÇOBAN GÜNDOĞAN

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Özlem KARA

Haziran, 2024

ÖNSÖZ

Uzmanlık eğitimi sürecimde ve bu tez çalışmamın her aşamasında; tecrübesini, bilgi birikimini, sabrını, sevgisini üzerimde hep hissettiğim, klinik ve teorik anlamda gelişimimi destekleyen ve uzmanlık eğitimimden sonraki sürece beni hazırlayan, emeklerinin karşılığını ödeyemeyeceğim saygıdeğer tez hocam Doç. Dr. Özlem KARA'ya,

Her daim yenilikçi olan, tüm bilgi birikimini paylaşan, özverisini ve sevgisini üzerimde hissettiğim, uzmanlık eğitim sürecimin sonrasında da her daim yanımda olacaklarını bildiğim bölümümüzün değerli öğretim üyeleri Dr.Öğr. Üyesi Işıl TURP, Doç. Dr. Burcu DİKER ve Doç. Dr. Özgün Yusuf ÖZYILMAZ'a,

Eğitim sürecimde iş arkadaşı kavramını aile kavramına dönüştüren, yeri gelince üzüntüden yeri gelince mutluluktan omuz omuza ağladığımız, bu süreçte geçirdiğim her anının dolu dolu ve unutulmaz olmasını sağlayan çok sevgili asistan arkadaşlarıma,

Tüm tez çalışma sürecini beraber geçirdiğimiz ve her konuda bana destek olan sevgili eş kıdemli Berkay H . ÇELEBİ' ye,

Hayata gözlerimi açtığım ilk andan itibaren bana yol gösteren, her kararımı destekleyen ve en önemlisi uzmanlık sınavına hazırlanırken benimle birlikte sınava hazırlanan ve sabrını esirgemeyen canım annem Saliha ÇOBAN, babam Lokman ÇOBAN ve kardeşim Zahit ÇOBAN'a,

Hayatıma girdiği andan itibaren elimi hiç bırakmayan, varlığına şükrettiğim, her an sırtımı dayayıp huzur bulduğum hayat arkadaşım, canım eşim Onur GÜNDOĞAN'a

En içten teşekkürlerimi sunarım.

Haziran, 2024

Zülal ÇOBAN GÜNDOĞAN

Bu tez, Bezmialem Vakıf Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu Başkanlığı tarafından 20230608 numaralı proje ile desteklenmiştir.

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

Zülal ÇOBAN GÜNDOĞAN

İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ.....	ii
BEYAN.....	iii
İÇİNDEKİLER	iv
KISALTMALAR ve SEMBOLLER	vii
TABLO LİSTESİ	ix
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	xi
ÖZET.....	xiii
SUMMARY	xv
1. GİRİŞ	1
1.2 Amaç ve Kapsam	1
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1 Diş Hekimliğinde CAD/CAM Sistemleri	4
2.1.1 Eklemeli ve eksiltmeli imalat teknikleri	5
2.1.1.1 Eklemeli imalat yöntemleri.....	6
2.2 Eklemeli Üretim Yöntemlerinde Kullanılan Materyaller	16
2.2.1 Metaller	16
2.2.2 Seramik	17
2.2.3 Polimerler.....	18
2.2.3.1 Vinil polimerler.....	19
2.2.3.2 Stiren polimerler.....	20
2.2.3.3 Akrlatlar	20
2.2.3.4 Polyesterler.....	21
2.2.3.5. Poliamidler	21
2.2.3.6 Polieterketonlar	22
2.3 Üç boyutlu yazıcılarda üretim süreci	23
2.3.1 Veri toplama.....	23
2.3.2 Dizayn ve STL dosyası hazırlama.....	23

2.3.3 Üretim	23
2.3.4 Baskı sonrası işlemler (Post process-Son işleme).....	23
2.4 Ağız İçi Koşulları Taklit Etmek İçin Kullanılan Test Yöntemleri (Yapay Yaşlandırma Yöntemleri).....	25
2.4.1 Termal yaşlandırma.....	25
2.4.2 Sıvı ortamda bekleterek yaşlandırma	26
2.4.3 pH döngüsü ile yaş	26
2.4.4 Mekanik yaşlandırma	26
2.4.4.1 Abraziv aşınma.....	27
2.4.4.2 Adeziv aşınma	28
2.4.4.3 Yorgunluk aşınması	28
2.4.4.4 Koroziv aşınma	28
2.4.5 Otoklav ile yaşlandırma	29
2.4.6 UV ile yaşlandırma	29
2.5 Diş Hekimliğinde Aşınmayı Belirlemede Kullanılan Yöntemler	29
2.5.1 Klinik (in-vivo) çalışmalar	29
2.5.2 Laboratuvar çalışmaları (In-vitro çalışmalar)	30
2.5.3 Lazer tarayıcılar	32
2.5.3.1 Temassız ölçüm yapan tarayıcılar	32
2.5.3.2 Temaslı ölçüm yapan tarayıcılar	33
2.6 Diş Hekimliğinde Renk.....	34
2.6.1 Renk	34
2.6.2 Materyallerin optik özellikleri.....	35
2.6.2.1 Opaklık.....	35
2.6.2.2 Translusenslik (Yarı Saydamlık)	35
2.6.2.3 Transparantlık (Saydamlık-Şeffaflık)	35
2.6.2.4 Floresanslık	36
2.6.2.4 Opelesanslık	36
2.6.2.5 Yansıma ve kırılma	37
2.6.2.6 Metamerizm	37
2.6.3 Diş hekimliğinde kullanılan renk sistemleri	38
2.6.3.1 Munsell renk sistemi	38
2.6.3.2 CIE L*a*b* renk sistemi.....	39
2.6.4 Renk ölçüm yöntemleri	42
2.6.4.1 Görsel renk ölçüm yöntemi.....	42
2.6.4.2 Alet ile Renk Ölçümü	44
2.6.4.1 Spektrofotometre.....	45
2.6.4.2 Kolorimetreler	47
2.6.4.3 Spektroradyometre	49
2.6.4.4 Dijital Kamera ve Görüntüleme Sistemleri.....	50
2.6.5 Renk Seçiminde Genel Kurallar.....	51
3. MATERYAL VE METOD.....	52
3.1 Daimi Restorasyon Örneklerinin Üretimi	55
3.3 Termal Yaşlandırma İşlemleri Öncesi Örneklerin Renk Ölçümlerinin Yapılması	59

3.4 Termal Yaşlandırma Uygulanması	61
3.5 Örneklerin Lazer Tarayıcı ile Taranması	62
3.6 Çiğneme Testi İçin Örneklerin Hazırlanması ve Test Aşaması	64
3.7 Aşınma Ölçümleri	66
4. BULGULAR	69
4.1 Renk Ölçüm Sonuçları	69
4.1.1 Termal yaşlandırma öncesi farklı ışık kaynaklarının ve restorasyon kalınlıklarının, restorasyon reçinelerinin renk değişimi (ΔE_{00}) üzerine etkisinin grup içi karşılaştırması	70
4.1.2 Termal yaşlandırma öncesi; farklı ışık kaynaklarının ve restorasyon kalınlıklarının renk değişimi (ΔE_{00}) üzerine etkisinin, restorasyon reçine grupları arasında karşılaştırması	74
4.1.3 Termal yaşlandırma sonrası farklı ışık kaynaklarının ve restorasyon kalınlıklarının, restorasyonların renk değişimi (ΔE_{00}) üzerine etkisinin grup içi karşılaştırması	76
4.1.4 Termal yaşlandırma sonrası; farklı ışık kaynaklarının ve restorasyon kalınlıklarının renk değişimi (ΔE_{00}) üzerine etkisinin, restorasyon reçine grupları arasında karşılaştırması	80
4.1.5 Termal yaşlandırma öncesi ve sonrası renk ölçümlerinin karşılaştırılması	82
5. TARTIŞMA	85
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	103
KAYNAKLAR	105

KISALTMALAR ve SEMBOLLER

° : Derece

< : Küçüktür

> : Büyüktür

3B : Üç boyutlu

a* : Kırmızı-Yeşil Koordinatı

Bis-GMA: Bis-phenol-A-diglycidmethacrylate (Bis-akrilik kompozit rezin)

CAD : Computer Aided Design

CAM : Computer Aided Manufacturing

CIE : Commission International de L'Eclairage (Uluslararası Aydınlatma Komisyonu Renk Sistemi)

dk : Dakika

DLP : Digital Light Processing

DMLS: Direkt Metal Lazer Sinterleme

EBM : Electron Beam Melting (Elektron Işınlı Ergitme)

Hz : Hertz

g : Gram

ISO : International Standart of Organization

K : Kelvin

L* : Açıklık-Aydınlık Koordinatı

LED : Light Emitting Diode (Işık Yayan Diyot)

Max : maximum (En çok)

Min : minimum (En az)

mm : Milimetre

MPa : Megapaskal

N : Newton

PMMA: Polimetilmetakrilat

SLM : Selective Laser Melting (Seçici Lazer Ergitme)

SLS : Selective Laser Sintering (Seçici Lazer Sinterleme)

Sn : Saniye

SLA : Stereolithography

TY : Termal Yaşlandırma

UDMA: Uretan dimetakrilat

UV : Ultraviyole

vb : Ve benzeri

ΔE_{00} : CIE 2000 veya CIEDE2000 renk sistemine göre renk değişikliği

ΔE_{76} : CIELAB, CIE76 veya CIE L*a*b* renk sistemine göre renk değişikliği

TABLO LİSTESİ

Tablo 2. 1: Protetik diş hekimliğinde kullanılan üç boyutlu baskılı polimerler ve.....	16
Tablo 3. 1: Çalışmada kullanılan daimi restorasyon reçinelerinin marka ve içerik bilgisi	53
Tablo 3. 2: Çalışmada kullanılan aydınlatma ortamları	53
Tablo 3. 3: Renk incelemesi için çalışma grupları çalışma grupları	54
Tablo 3. 4: Çiğneme testi için çalışma grupları	55
Tablo 3. 5: Çiğneme simülatörü değerleri.....	66
Tablo 4. 1: Termal yaşlandırma, restorasyon reçine markası, kalınlık ve ışık kaynaklarının $\Delta E00$ üzerindeki etkisinin üç yönlü anova analizi sonuçları	69
Tablo 4. 2: Termal yaşlandırma öncesinde SC grubunda, ışık kaynaklarının ve restorasyon kalınlığının $\Delta E00$ üzerine etkisi	71
Tablo 4. 3: Termal yaşlandırma öncesinde BC grubunda, ışık kaynaklarının ve restorasyon kalınlığının $\Delta E00$ üzerine etkisi	72
Tablo 4. 4: Termal yaşlandırma öncesinde SP grubunda, ışık kaynaklarının $\Delta E00$ üzerine etkisi	73
Tablo 4. 5: Termal yaşlandırma öncesi 1 mm kalınlıkta ve farklı ışık kaynakları altında restorasyonların $\Delta E00$ değerlerinin karşılaştırılması	74
Tablo 4. 6: Termal yaşlandırma öncesi 1.5 mm kalınlıkta ve farklı ışık kaynakları altında restorasyonların $\Delta E00$ değerlerinin karşılaştırılması	75
Tablo 4. 7: Termal yaşlandırma öncesi 2 mm kalınlıkta ve farklı ışık kaynakları altında restorasyonların $\Delta E00$ değerlerinin karşılaştırılması	76
Tablo 4. 8: Termal yaşlandırma sonrası SC grubunda, ışık kaynaklarının ve restorasyon kalınlığının $\Delta E00$ üzerine etkisi.....	77
Tablo 4. 9: Termal yaşlandırma sonrası BC grubunda, ışık kaynaklarının ve restorasyon kalınlığının $\Delta E00$ üzerine etkisi.....	78
Tablo 4. 10: Termal yaşlandırma sonrası SP grubunda, ışık kaynaklarının ve restorasyon kalınlığının $\Delta E00$ üzerine etkisi.....	79
Tablo 4. 11: Termal yaşlandırma sonrası 1 mm kalınlıkta ve farklı ışık kaynakları altında restorasyonların $\Delta E00$ değerlerinin karşılaştırılması	80
Tablo 4. 12: Termal yaşlandırma sonrası 1.5 mm kalınlıkta ve farklı ışık kaynakları altında restorasyonların $\Delta E00$ değerlerinin karşılaştırılması	81
Tablo 4. 13: Termal yaşlandırma sonrası 2 mm kalınlıkta ve farklı ışık kaynakları altında restorasyonların $\Delta E00$ değerlerinin karşılaştırılması	81
Tablo 4. 14: SC grubunun termal yaşlandırma öncesi ve sonrası $\Delta E00$ değerlerinin karşılaştırılması	82
Tablo 4. 15: BC grubunun termal yaşlandırma öncesi ve sonrası $\Delta E00$ değerlerinin karşılaştırılması	83

Tablo 4. 16: SP grubunun termal yaşlandırma öncesi ve sonrası ΔE_{00} değerlerinin karşılaştırılması	83
Tablo 4. 17: Restorasyon reçine gruplarının aşınma hacmi verileri	84

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1: Protetik diş hekimliğinde kullanılan üç boyutlu baskı teknolojileri.....	8
Şekil 2.2: SLA üretim tekniği.....	9
Şekil 2.3: FDM üretim tekniği.....	10
Şekil 2.4: SEIE üretim tekniği.....	11
Şekil 2.5: SLS üretim tekniği.....	12
Şekil 2.6: Malzeme püskürtme üretim tekniği.....	13
Şekil 2.7: Toz bağlayıcı baskı üretim tekniği.....	13
Şekil 2.8: DLP ve SLA yazıcı çalışma prensipleri.....	14
Şekil 2.9: Yaygın olarak kullanılan eklemeli üretim teknolojileri.....	14
Şekil 2.10: Kullanılan temel malzemenin türüne ve mevcut üretim sistemine (FDM, SLS ve SLA) göre eklemeli üretim tekniklerinin sınıflandırılması.....	19
Şekil 2.11: Aşınma türleri.....	26
Şekil 2.12: İki ve üç gövdeli aşınma.....	27
Şekil 2.13: Seramik restorasyonlarda opelesans özelliğinin gösterilmesi(Diş, iletilen ışık altında kahverengi, yansıyan ışık altında mavi görünür).....	36
Şekil 2.14: Elmanın kullanılan farklı ışık kaynakları altında renk değişimi.....	37
Şekil 2.15: Munsell renk sistemi.....	39
Şekil 2.16: CIE L*a*b* renk.....	40
Şekil 2.17: VITA Toothguide 3D-Master renk skalası.....	44
Şekil 2.18: Spektrofotometre çalışma prensibi.....	45
Şekil 2.19: Vita Easyshade Compact spektrofotometre (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen,Almanya).....	47
Şekil 2.20: Spectroshade Micro (MHT, Niederhasli, İsviçre).....	47
Şekil 2.21: Kolorimetre çalışma prensibi.....	48
Şekil 3. 1: Dijital kumpas ile örnek boyutlarının kontrol edilmesi.....	55
Şekil 3. 2: VarseoSmile Crown plus ve P-Crown Resin örneklerin 3B yazıcı Varseo XS (BEGO, Bremen, Almanya) ile üretimi.....	56
Şekil 3. 3: Otoflass G171-6 (NK Optik, Baierbrunn, Germany) kütleme cihazında örneklerin kürlenmesi.....	57
Şekil 3. 4: A) Tij bağlantısı kesilmemiş örnekler B) Tij bağlantısının kesilmesi ve kıl fırça ile örnek yüzeylerinin cilalanması.....	57
Şekil 3. 5: ASİGA MAX UV (Cosmodent AB, Sweden).....	58
Şekil 3. 6: Örneklerin üretim sonrası görüntüsü.....	58
Şekil 3. 7: Çalışmada kullanılan örneklerin gruplandırılması.....	59
Şekil 3. 8: A) Gri fon altında renk ölçümü B) Referans çizgilerin belirlenmesi.....	60
Şekil 3. 9: A) Siyah kalibrasyon parçası B) Beyaz kalibrasyon parçası C) Siyah ve beyaz kalibrasyon parçası.....	61

Şekil 3. 10: Spectra-Magic NX, Version 2.81 kullanılarak yapılan renk ölçüm verileri	61
Şekil 3. 11: Termal yaşlandırma test cihazı (SD Mechatronik Termocycler, Almanya)	62
Şekil 3. 12: Lazer tarayıcı cihazı (SD Mechatronik Laser Scanner LAS- 20, Münih, Almanya).....	62
Şekil 3. 13: Lazer tarayıcı (SD Mechatronik Laser Scanner LAS-20, Münih, Almanya) içerisine yerleştirilmiş örnek	63
Şekil 3. 14: Çiğneme testi sonrası lazer tarayıcıda (SD Mechatronik Laser Scanner LAS-20, Münih, Almanya) taranan örneğin görünümü.....	63
Şekil 3. 15: A) Örnek tutucular için hazırlanan silikon indeks B) Örneklerin akriliğe gömülmesi	64
Şekil 3. 16: Çiğneme simülatörü için oluşturulan örnek grupları	64
Şekil 3. 17: Çiğneme simülatörü (SD Mechatronik Chewing Simülatör CS-4.2, Willytech, Münih, Almanya)	65
Şekil 3. 18: Antagonist olarak kullanılan paslanmaz çelik hemisfer	65
Şekil 3. 19: A) Aşınma öncesi taranan verilerin 3B görüntüsü B) Aşınma sonrası taranan verilerin 3B görüntüsü.....	66
Şekil 3. 20: Aşınma öncesi ve sonrası verilerin, çakışma yüzeyi dışındaki fazlalıklarının trimlenmesi (Çerçevenin dışına taşan alanlar fazlalıkları göstermektedir).....	67
Şekil 3. 21: A) Aşınma öncesi görüntülerin ve B) Aşınma sonrası görüntülerin, belirli bir düzleme olan uzaklıklarının hacimsel ölçümü	67
Şekil 4. 1: SC grubunda; ışık kaynaklarının ve restorasyon kalınlığının, termal yaşlandırma öncesi ΔE_{00} üzerine etkisi.....	71
Şekil 4. 2: BC grubunda; ışık kaynaklarının ve restorasyon kalınlığının, termal yaşlandırma öncesi ΔE_{00} üzerine etkisi	72
Şekil 4. 3: SP grubunda; ışık kaynaklarının ve restorasyon kalınlığının, termal yaşlandırma öncesi ΔE_{00} üzerine etkisi	73
Şekil 4. 4: SC grubunda; ışık kaynaklarının ve restorasyon kalınlığının, termal yaşlandırma sonrası ΔE_{00} üzerine etkisi	77
Şekil 4. 5: BC grubunda; ışık kaynaklarının ve restorasyon kalınlığının, termal yaşlandırma sonrası ΔE_{00} üzerine etkisi	78
Şekil 4. 6: SP grubunda; ışık kaynaklarının ve restorasyon kalınlığının, termal yaşlandırma sonrası ΔE_{00} üzerine etkisi	80
Şekil 4. 7: Termal yaşlandırma öncesi ve sonrası farklı restorasyon reçine gruplarının, ışık kaynaklarına ve kalınlıklarına göre ΔE_{00} değişimi	84

ÜÇ BOYUTLU YAZICI ile ÜRETİLEN FARKLI DAİMİ RESTORASYON REÇİNELERİNİN RENK ÖZELLİKLERİNİN ve AŞINMA DİRENÇLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

ÖZET

Bu in vitro çalışmanın amacı; 3 boyutlu (3B) yazıcı ile üretilen farklı daimi restorasyon reçinelerinin, farklı üretim kalınlıklarında, değişen ışık kaynakları altında, termal yaşlandırma öncesi ve sonrası renk özelliklerini değerlendirmektir. Çalışmamız aynı zamanda farklı daimi restorasyon reçinelerinin aşınma dirençlerini de karşılaştırmayı amaçlamıştır.

Çalışmamızda üç farklı daimi restorasyon reçinesi (P-Crown, Print Crowntec, VarseoSmile Crown Plus) kullanılmıştır. Örnek boyutları 10x10 mm disk şeklinde ve 1, 1.5, 2 mm kalınlıklarda olacak şekilde tasarlanmıştır. Her kalınlık için n=15 olacak şekilde toplam 145 adet örnek 3B baskı yöntemiyle üretilmiştir. Örneklerin üretimi, DLP teknolojisi ile çalışan bir 3B yazıcı (Varseo XS, BEGO, Bremen, Almanya) ile yapılmıştır. Örnekler, 50 µm tabaka kalınlığı, 90° baskı açısı ile üretilmiştir. Üretim sonrası örnekler üreticinin talimatları doğrultusunda kıl fırça ile cilalanmış daha sonra pomza ve cila pastası ile parlatılmıştır. Örneklerin renk özelliklerini incelemek için bir masaüstü spektrofotometre (CM-3600A, Konika-Minolta Sensing, Inc., Osaka, Japonya) kullanılmıştır. Renk ölçümleri 5 farklı ışık kaynağında (D65, D50, F2, F11, A), gri arka plan kullanılarak termal yaşlandırma öncesi ve sonrasında aynı şekilde yapılmıştır. Yaşlandırma öncesi renk ölçümleri tamamlanan örneklere 10.000 döngü termal yaşlandırma (5-55°C) uygulanmıştır. Termal yaşlandırma sonrası örnekler 24 saat distile suda bekletilmiştir daha sonra ikinci renk ölçümleri yine aynı şekilde yapılmıştır. Renk ölçümünden elde edilen veriler kullanılarak, örneklerin ışık kaynakları altında gösterdikleri renk farklılığı (ΔE_{00}) hesaplanmıştır. Bunun için CIEDE2000 formülü kullanılmıştır ve D65 (Gün ışığı) kontrol grubu olarak kabul edilmiştir.

Renk ölçümleri tamamlandıktan sonra aşınma miktarını belirlemek için 2 mm kalınlıktaki örnek grupları çigneme testi için ayrılmıştır. Çigneme simülöründe 240.000 çigneme döngüsü uygulanmıştır. Çigneme testi öncesi ve sonrası örnek yüzeyleri lazer tarayıcı (SD Mechatronik Laser Scanner LAS- 20, Münih, Almanya) ile taranmıştır. Taranan veriler Geomagic DesignX tersine mühendislik programına aktarılmıştır. Aşınma öncesi ve sonrası veriler çakıştırma yöntemi uygulanarak hacim kaybı mm^3 cinsinden elde edilmiştir.

Çalışmada elde edilen bulguların istatistiksel analizleri için IBM SPSS Statistics 22 programı kullanılmıştır. Parametrelerin normal dağılıma uygunluğu Kolmogorov-Smirnov testi ile değerlendirilmiştir. $\Delta E00$ değerleri normal dağılım gösteren değerlere üç yönlü tekrarlanan Anova testi uygulanmıştır. Gruplar arası ve grup içi (yaşlandırma öncesi ve sonrası) değerler, post-hoc Bonferroni çoklu karşılaştırma testi ile analiz edilmiştir. Aşınma verisi normal dağılım göstermediğinden markalar arası karşılaştırmada, Kruskal Wallis testi kullanılmıştır ($p=0,05$). Çalışmamızda yapılan istatistiksel analiz sonucunda ışık kaynağının, restorasyon reçinesinin, restorasyon kalınlığının ve termal yaşlandırmanın renk özellikleri üzerindeki etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$). Tüm restorasyon gruplarında ve restorasyon kalınlıklarında, A tipi ışık kaynağındaki $\Delta E00$ değerleri klinik kabul edilebilir değerin üzerinde bulunmuştur. Kalınlık artışı $\Delta E00$ değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı derecede düşüşe neden olmuştur ($p<0,05$). P- Crown reçinesi termal yaşlandırma öncesi ve sonrası diğer reçine gruplarına göre istatistiksel olarak daha az renk değişimi göstermiştir ($p<0,05$). Termal yaşlandırma sonrası tüm örneklerin $\Delta E00$ değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı derecede düşüş görülmüştür ($p<0,05$). Yapılan istatistiksel analiz sonucunda örneklerin aşınma değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p>0,05$).

Anahtar Kelimeler: Eklemeli üretim, Tabakalı üretim, , 3B yazıcı, Renk değişimi, Aşınma direnci

COMPARISON OF COLOUR PROPERTIES AND WEAR RESISTANCE OF DIFFERENT PERMANENT RESTORATION RESINS PRODUCED BY THREE DIMENSIONAL PRINTER

SUMMARY

The aim of this in vitro study was to evaluate the colour properties of different permanent restoration resins produced with a 3-dimensional (3D) printer before and after thermal ageing under varying light sources at different production thicknesses. Our study also aimed to compare the wear resistance of different permanent restoration resins.

Three different permanent restoration resins (P-Crown, Print Crowntec, VarseoSmile Crown Plus) were used in our study. Sample sizes were designed as 10x10 mm discs and 1, 1.5, 2 mm thicknesses. A total of 145 samples, n=15 for each thickness, were produced by 3D printing method. The samples were produced with a 3D printer (Varseo XS, BEGO, Bremen, Germany) operating with DLP technology. The samples were produced with 50 µm layer thickness and 90° printing angle. After production, the samples were polished with a bristle brush according to the manufacturer's instructions and then polished with pumice and polishing paste. A benchtop spectrophotometer (CM-3600A, Konika-Minolta Sensing, Inc., Osaka, Japan) was used to examine the colour properties of the samples. Colour measurements were performed at 5 different light sources (D65, D50, F2, F11, A) using a grey background before and after thermal aging. The samples whose colour measurements were completed before aging were subjected to 10,000 cycles of thermal aging (5-55°C). After thermal aging, the samples were kept in distilled water for 24 hours and then the second colour measurements were made in the same way. Using the data obtained from the colour measurement, the colour difference (ΔE_{00}) of the samples under light sources was calculated. For this, CIEDE2000 formula was used and D65 (Daylight) was accepted as the control group.

After the colour measurements were completed, 2 mm thick sample groups were separated for chewing test to determine the amount of wear. 240.000 chewing cycles were applied in the chewing simulator. Before and after the chewing test, the sample surfaces were scanned with a laser scanner (SD Mechatronik Laser Scanner LAS-20, Munich, Germany). The scanned data were imported into Geomagic DesignX reverse engineering software. The volume loss in mm³ was obtained by overlaying the pre- and post-wear data.

IBM SPSS Statistics 22 programme was used for statistical analyses of the findings obtained in the study. The suitability of the parameters for normal distribution was evaluated by Kolmogorov-Smirnov test. Three-way repeated Anova test was applied to the ΔE_{00} values showing normal distribution. Between and within group (before and after ageing) values were analysed by post-hoc Bonferroni multiple comparison test. Since the wear data did not show normal distribution, Kruskal Wallis test was used for comparison between brands ($p=0.05$). As a result of the statistical analysis performed in our study, the effects of light source, restoration resin, restoration thickness and thermal aging on colour properties were found to be statistically significant ($p<0.05$). In all restoration groups and restoration thicknesses, ΔE_{00} values in type A light source were found above the clinically acceptable value. Increasing thickness caused a statistically significant decrease in ΔE_{00} values ($p<0.05$). P-Crown resin showed statistically less colour change than the other resin groups before and after thermal aging ($p<0.05$). A statistically significant decrease was observed in the ΔE_{00} values of all samples after thermal aging ($p<0.05$). As a result of the statistical analysis, no statistically significant difference was found between the wear values of the samples ($p>0.05$).

Keywords: Additive manufacturing, 3D printing, Colour change, Wear resistance

1. GİRİŞ

1.2 Amaç ve Kapsam

Diş hekimliğinde konvansiyonel yöntemle protez üretimi zaman alıcı ve teknik detay gerektiren bir dizi işlem içerdiğinden alternatif üretim yöntemleri gündeme gelmiştir. Üreticinin hata payı konvansiyonel yöntemde daha fazla olmakta ve üretimin kontrollü gerçekleştirilmesi zorlaşmaktadır. Üretimde teknik hatayı minimuma indirmek ve daha başarılı protezler üretebilmek için dijital iş akışıyla üretilen protezler popüler konumdadır. Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) sistemlerinin 1980'lerden bugüne artan gelişimi ile daha hızlı ve yüksek doğruluğa sahip restorasyonların üretimi sağlanmıştır [1, 2]. Bilgisayar Destekli Tasarım/ Bilgisayar Destekli Üretim yani CAD/CAM (Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturer) birçok alanında daha erken kullanım bulmuş ancak diş hekimliği pratiğine entegre olabilmesi zaman almıştır.

İntraoral dokuların optik tarayıcılar ile bilgisayarda görüntülenebilmesi ABD'den Bruce Altschuler tarafından 1977 de sağlanmıştır. 1980'lerde ise retoratif diş hekimliğine giriş yapmaya başlamış, 1984'de Fransa'dan Francois Duret 'Duret' sistemini geliştirmiştir ve ilk tek üyeli restorasyonu üretmiştir [3]. CAD/ CAM sistemlerinde dijital iş akışı için veri toplama, üretilecek olan nesnenin tasarımı ve nesnenin üretimi olmak üzere temel üç aşama bulunmaktadır [4]. CAD/CAM teknolojisi son birkaç yılda güçlü bir ilerleme kaydetmiştir. Yakın zamana kadar diş hekimliğinde CAM süreci eksiltmeli üretim süreciyle eş anlamlıydı [5]. Günümüzde ise bilgisayar destekli üretim teknolojisi eksiltmeli (kazıma) üretim ve eklemeli (tabakalama) üretim olmak üzere ikiye ayrılmaktadır [6].

Eklemeli imalat yönteminin eksiltmeli imalat yöntemine göre birçok avantajı vardır. Üretim sonrası artık malzeme yok denecek kadar azdır, üretilecek ürünün geometrik şekillerinde herhangi bir kısıtlama yoktur ve özel geometrik şekillerdeki parçaların seri üretimini sağlamaktadır [7]. Eklemeli üretim teknolojisinin avantajları olduğu gibi dezavantajları da bulunmaktadır. Üretimde kullanılan cihazlarının maliyeti yüksektir ve karmaşık sistemlerdir. Bu nedenle kullanım için personelin eğitim alması gerekir. Katman kalınlığı mümkün olan en küçük çözünürlüğe ayarlanmadığı sürece, eklemeli üretimin katmanlı doğası, bitmiş ürün üzerinde bir merdiven etkisi yaratmaktadır. Ancak katman kalınlığını minimum olarak ayarlamak üretim süresini önemli ölçüde uzatmaktadır [8]. Kullanılacak olan yazıcının tipi, hızı ve çözünürlüğü fiziksel özellikleri direkt etkilemektedir. Üç boyutlu baskı teknolojisi diş hekimliğinde hala gelişmeye devam ettiğinden, birçok eklemeli üretim cihazı belirli dental uygulamalar için gereken doğruluk veya tekrarlanabilirlikte baskı yapamamaktadır [3, 9]. 3B yazıcıda üretilen restorasyonlar, pürüzlü bir yüzeye sahiptir ve direkt simante edilemezler. Çeşitli yüzey bitirme ve cila işlemleri uygulayarak daha pürüzsüz, daha uzun ömürlü, daha iyi estetik ve mekanik özelliklere sahip restorasyonlar oluşturulabilir [10, 11]. Restorasyonların başarısı ve uzun ömürlü olması için estetik ve mekanik özelliklerin yanında renk stabilitesi de önemli rol oynamaktadır [12]. Eklemeli üretim yöntemi maliyetinin düşük olması ve diğer birçok avantajı nedeniyle konvansiyonel ve eksiltmeli yöntemlere göre daha popüler hale gelmiştir. Günümüzde 3B baskı teknolojisinin tanıtılmasının üzerinden 30 yılı aşkın zaman geçmiş ve çoğu patentin süresi dolmuştur. Bu nedenle üreticiler 3B yazıcılar için çok sayıda yeni ürün pazara sunmaya başlamış ve diş hekimliği için yeni uygulamaların ve malzemelerin geliştirilmesini teşvik etmiştir. Bunu takiben farklı firmalar daimi restorasyon reçinesi üretip, kullanıcıya sunmuştur [13]. 3B yazıcı için daimi restorasyon materyallerinin üretimi diğer materyallere göre nispeten daha yeni olduğu için yapılan çalışmaların çoğu geçici restorasyonlarla ilgilidir, daimi restorasyonlarla ilgili çok sınırlı çalışma mevcuttur.

Bu in vitro çalışmanın amacı, 3B yazıcı ile üretilen üç farklı daimi restorasyon materyallerinin (VarseoSmile Crown Plus (BEGO), P-Crown Resin (Senertek), Print Crowntec (Saremco)) farklı kalınlıklarda (1, 1.5, 2 mm) ve beş farklı ışık kaynağı (D65, D50, A, F11, F2) kullanıldığında renk değişimini ve mekanik özelliklerini değerlendirmektir. Bu in vitro çalışmanın hipotezleri; 1) Üç boyutlu yazıcıda üretilen farklı daimi restorasyon reçineleri arasında renk farkı yoktur, 2) farklı kalınlıklarda üretilmiş restorasyonlar arasında renk farkı yoktur, 3) termal yaşlandırma işleminin örneklerin renk değişimi üzerine etkisi yoktur, 4) farklı aydınlatma ortamlarının örneklerin renk değişimi üzerine etkisi yoktur, 5) örneklerin üretiminde farklı daimi restorasyon reçineleri kullanılmasının mekanik aşınma üzerine etkisi yoktur, şeklinde oluşturulmuştur.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Diş Hekimliğinde CAD/CAM Sistemleri

Bilgisayar destekli tasarım (CAD) ve bilgisayar destekli üretim (CAM) sistemleri, bilgi toplamak, ürün tasarlamak ve üretmek için bilgisayarları kullanır. CAD/CAM uygulamaları teknolojik alanda uzun süredir kullanılıyor olsada ancak 1980'lerde diş hekimliğine entegre olabilmıştır. CAD/CAM sistemi diş hekimliğinde ilk defa 1970'te Francois Duret ve Jack Preston tarafından kullanılmıştır. Duret 1984'te CAD/CAM sistemini kullanarak frezeleme yoluyla ilk kronu üretmiştir [14]. 1985 yılında İsviçre'de diş hekimi Prof. Dr. Werner Mörmann ile elektrik mühendisi Marco Brandestini, ilk CAD/CAM sistemi olarak kabul edilen CEREC (bilgisayar destekli seramik rekonstrüksiyonu) sistemini kullanarak restorasyonlar üretmiştir [15].

CAD/CAM sistemlerin avantajları;

- Ölçü için intraraoral tarayıcıların kullanılması konvansiyonel yöntemlere kıyasla daha hızlı ölçü alınmasını ve seanslar arası bekleme süresini kısaltmıştır [16].
- Konvansiyonel yöntemlere göre kısa sürede ve daha dayanıklı restorasyonların üretilmesini sağlamıştır [17].
- Konvansiyonel yöntemde olan ölçü, muhlama ve döküm aşamaları dijital yöntemlerde olmadığı için teknik hata payı azalmış, indirekt restorasyonlardan kaynaklanabilecek çapraz kontaminasyon riski en aza inmiştir [16].
- CAD/CAM sistemleri tek seansta uygulanabildiği için hem hasta hem hekim açısından zaman tasarrufu sağlamış ve geçici restorasyon gereksinimini ortadan kaldırmıştır [16].
- Veriler dijital olarak arşivlenebilir ve tekrar üretim daha kolay olmaktadır [16].

- Dijital veriler kolay saklanabilir ve dezenfeksiyona ihtiyaç duymazlar, alçı modellerin saklanması için depolama alanına ihtiyaç vardır hem de saklanırken zarar görme ihtimalleri vardır [18].

CAD/CAM sistemlerin dezavantajları;

- En büyük dezavantajı ekipman ve yazılım maliyetinin yüksekliğidir. Uygulayıcının eğitim için zaman ve para harcaması gerekir [16].
- Dijital tarama yaparken; geleneksel ölçülerde olduğu gibi yumuşak doku yönetimi, retraksiyon, nem ve kanama kontrolü gerekir çünkü oral sıvılar, parlak ya da renkli yüzeyler ölçünün doğruluğunu etkileyebilir [19].
- Gingival marjinlerin ve andırkatlı bölgelerin ölçüsünün alınması zordur [20, 21].
- Kullanımı için deneyimli bir personel gerekir [22-24].
- Büyük intraoral tarayıcılar hastalarda yabancı cisim olarak algılanır, posterior bölgeye doğru uzanması kusma refleksine neden olabilir [25].
- Tam ark taramalarda intraoral tarayıcıların başarısı geleneksel yöntemlere göre daha düşüktür. Özellikle tam dişsiz alanların taranması daha güçtür [26].
- Parlak ve translüsens yüzeylerin taranması sorun olabilir [26].
- Diş renginin tonu ve yüzeyi ölçümün doğruluğuna etki edebilmektedir [27].

2.1.1 Eklemeli ve eksiltmeli imalat teknikleri

CAD/CAM üretim süreci optik tarayıcılar aracılığıyla toplanmış verilerin bilgisayar yazılımları kullanılarak üç boyutlu tasarımlara dönüştürülmesi işlemidir [28]. Bilgisayar programı kontrolünde blok halinde ki materyalin mekanik olarak aşındırılarak istenilen geometrik şekilde işlenmesine "eksiltme yöntemi" denir. Bloğun işlenerek istenilen ürüne dönüştürülmesi sırasında, istenen ürüne kıyasla çok daha fazla materyal harcanmasına neden olduğu için yüksek maliyete sahiptir. Maliyeti düşürme ihtiyacı ekleme yönteminin geliştirilmesine neden olmuştur. Bu yöntemde üç boyutlu model verileri doğrultusunda materyal tabaka tabaka bir araya getirilerek üretim gerçekleştirilir. STL dosyasından kesitsel dilimler oluşturulur ve her dilim bir diğeri üzerine işlenerek üç boyutlu obje elde edilir.

Ekleme yöntemi 1980'lerde prototip, model ve döküm örneklerinin üretiminde kullanılmaya başlanmıştır. Bu nedenle tabaka ekleme ile modellerin hızlı üretimine "hızlı prototipleme (rapid prototyping)" adı verilmiştir [28]. Ülkemizde "ekleme yöntemi" yerine "hızlı prototip üretim" terimi sıklıkla kullanılmaktadır. Bu yöntem için ayrıca "üç boyutlu (3B) üretim, üç boyutlu baskı" terimleri de kullanılmaktadır. Üç boyutlu üretimde kullanılan cihazların geneli için sıklıkla "3B Yazıcı" terimi tercih edilmektedir [28]. Eksiltmeli imalat yöntemi ile nesnelere başarılı şekilde üretilir ancak bazı dezavantajları mevcuttur. En büyük dezavantajı malzeme israfıdır. Frezeleme işleminden sonra bloklardan artan materyal geri dönüştürülemez ve malzeme kaybı %90'a ulaşabilmektedir, bu durum ekonomik olarak oldukça maliyetli olmaktadır. Kullanılan özel frezler (elmas frezler, diskler vb.) yüksek oranda aşınmaya maruz kalır, bu nedenle çalışma döngüleri kısadır ve kullanım ömürleri sınırlıdır. En küçük freze takımının çapı üretimde ki hassasiyeti belirler bu nedenle ince detaylar tam olarak oluşturulamaz. Derin andırkatların varlığında ve karmaşık yüzey morfolojilerinin işlenmesi gereken durumlarda eksiltmeli imalat teknikleri oldukça zor ve maliyetli yöntemlerdir. Seramik gibi daha kırılabilir materyallerden oluşan blokların frezelenmesi sırasında seramik yüzeylerde mikroskobik çatlaklar oluşabilir. Cihazda tek seferde sınırlı sayıda blok frezelenir [29, 30]

2.1.1.1 Eklemeli imalat yöntemleri

Üç boyutlu baskı yöntemi olarak da adlandırılan eklemeli üretimin endüstriyel seviyedeki ilkleri 1980'lerde piyasaya sunulmuştur. Eklemeli üretim Amerikan Test ve Malzeme Kurumu (American Society for Testing and Materials) tarafından şöyle tanımlanmıştır: "3 boyutlu model verilerinden cisimler oluşturmak için kullanılan, katman üzerine katman şeklinde aşındırıcı üretim metodolojilerinin tam aksi olarak malzemelerin birleştirilmesi işlemidir" [31]. Eklemeli üretim yönteminde STL (Standart Mozaikleme Dili) formatına dönüştürülen CAD tasarımı, çok kesitli katmanlara ayrılır, toz veya sıvı materyal katman katman yazdırılarak nesnelere üretilir. Eklemeli imalat yöntemi hızlı prototipleme (HP) ve 3 Dimensional (3D) baskı olarak da bilinmektedir [1, 32].

Charles ΔE00 . Hull ilk 3B baskı makinesinin patentini 1986'de almıştır. Bu dönemde 3B baskı makineleri genellikle hızlı prototipleme için kullanılmıştır. Eriyik yığıma modelleme (fused deposition modeling (FDM)) işleminin patent süresinin 2009' da bitmesini takiben, 3B baskı makineleri dental sektöre giriş yapmıştır [33]. Baskı ünitelerinin küçültülüp daha ekonomik hale getirilmesi ile uygulama alanları da genişlemiştir. Baskı yapılabilen materyallere, plastik, metal, seramik ve insan dokusu da eklenmiştir [33]. Eklemeli üretim diş implantları için cerrahi rehber plakların üretimi, protez, ortodonti ve cerrahi için fiziksel modellerin üretimi, ağız içi, kraniyomaksillofasial ve ortopedik implantların üretimi, çıkarılabilir kısmi protez üretimi, implant ve diş restorasyonları için koping ve altyapıların imalatında kullanılabilir [34].

Eklemeli üretim teknolojileri Amerikan Test ve Malzeme Kurumu tarafından yedi sınıf altında toplanmıştır [35]:

- Kazan fotopolimerizasyonu (Vat photopolymerization (VPP))
- Malzeme ekstrüzyonu (Material extrusion (MEX))
- Malzeme püskürtme (Material jetting (MJT))
- Bağlayıcı püskürtme (Binder jetting (BJT))
- Toz yataklı füzyon (Powder-bed fusion (PBF))
- Yönlendirilmiş enerji biriktirme (Directed energy deposition (DED))
- Sac laminasyon (Sheet lamination (SHL))

Teknolojiler arasındaki farklılıklar genellikle katmanların nasıl oluştuğuyla ilgilidir [35].

Dental sektörde kullanılan eklemeli üretim yöntemleri (şekil 2.1) [36, 37]:

Kazan fotopolimerizasyonu (VPP):

Stereolitografi (SLA): Akrilat fotopolimer, plastik, seramik.

Direkt ışık işleme (DLP): UV ile polimerize olan reçineler, seramik.

Devamlı direkt ışık işleme (CDLP): UV ile polimerize olan reçineler, seramik.

Direkt UV baskı (DUP): UV ile polimerize olan reçineler.

Malzeme ekstrüzyonu (MEX)

Eriyik Yığıma Modelleme (Birleşik Depo Modelleme) (Fused Deposition Modelling) (FDM)

Birleşik Filaman Üretim (Fused Filament Fabrication (FFF)): Polikarbonat, Akrilonitril butadin sitrin (ABS)

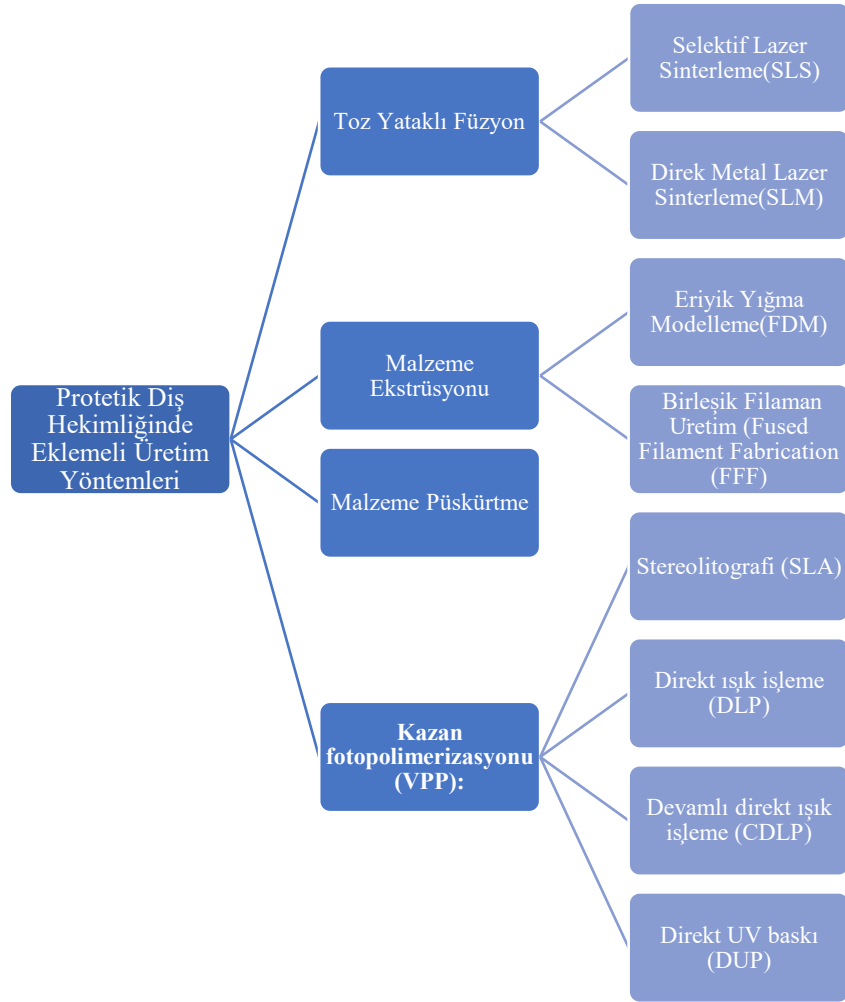
Malzeme püskürtme (MJT):

Plastik

Toz yataklı füzyon (PBF)

Seçici Lazer Sinterleme (SLS): Termoplastikler, plastik, metal, seramik.

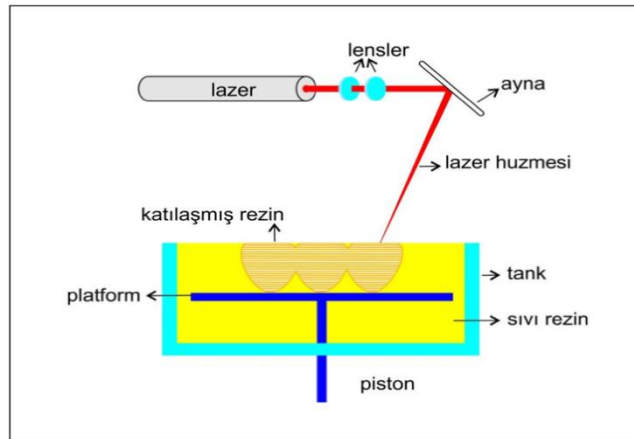
Direkt Metal Lazer Sinterleme (DMLS) / Seçici Lazer Eritme (SLM): Titanyum, kobalt, alüminyum, bronz, nikel alaşımları ve çelik.



Şekil 2.1: Protetik diş hekimliğinde kullanılan üç boyutlu baskı teknolojileri.

Stereolitografi (SLA)

Charles ΔE00 . Hull tarafından ilk kez 1986'da tanıtılmış ve "Ultraviyole (UV) ile sertleşen bir materyalin birbiri üzerine ince tabakalar halinde yığılmasıyla katı objelerin yapımı" olarak tanımlanmıştır [38]. Hammadde olarak termoset fotopolimerler kullanılarak nesnelere üretilir. Fotopolimer, fiziksel veya kimyasal özelliklerini değiştirmek için ışıkla doğrudan veya dolaylı etkileşime giren bir polimerdir [39]. Üretim aşamasında öncelikle üç boyutlu dijital model oluşturulur ve oluşturulan model dilimleme programında ince katmanlara ayrılır. Lazer ışını, üretim tankında bulunan sıvı reçineyi polimerize eder ve ilk katman oluşur. Tankın altındaki platform alçalarak bir sonraki tabakanın üretimi gerçekleşir. İşlem bitiminde üretilen nesne çözücü yardımıyla durulanır ve polimerizasyonun tamamlanması için ultraviyole fırınına yerleştirilir (şekil 2.2) [40]. Üretim süresi, oluşturulan nesnenin boyutuna bağlıdır. UV taraması her bir katman için birkaç dakika sürebilir. Ortalama boyutlarda bir nesnenin üretimi bu yöntemle 6-12 saat zaman alabilir [41, 42]. SLA yüksek doğruluk, hızlı üretim, ve karmaşık şekillerin üretimi gibi avantajlara sahiptir [43]. Öte yandan kullanılacak malzeme çeşitliliği az ve diğer eklemeli üretim yöntemlerine göre nispeten yavaş bir yöntemdir [44]. Tabaka kalınlığı 25µm civarındadır [45]. Fotopolimerler kırılmandır, bundan dolayı darbe dirençleri düşüktür [46]. Tankta bulunan sıvı reçinenin içine seramik tozu süspansiyonları eklenir ve seramik-reçine karışımının polimerize edilmesiyle karmaşık şekiller de elde edilebilmektedir [47].

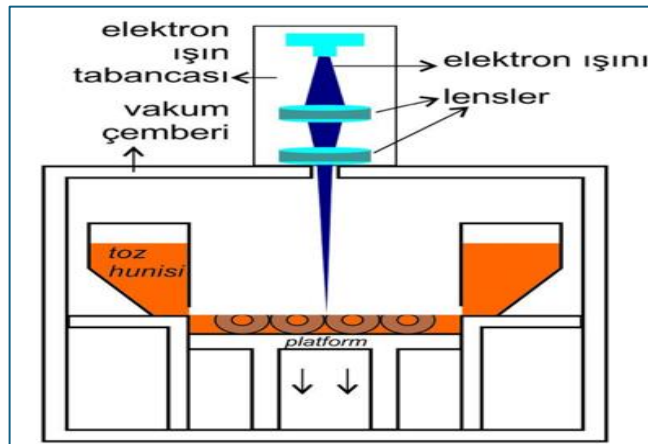


Şekil 2.2: SLA üretim tekniği

Eriyik Yığıma Modelleme (FDM)

İlk kullanılan eklemeli üretim teknolojilerinden biridir [48]. S. Scott Crump tarafından 1980'lerde geliştirilmiştir [49]. Bu yöntemde birkaç farklı teknik mevcuttur, genellikle bu teknikler Şekil 2.3 de görüldüğü üzere sistemde kullanılan materyal haznesinin uç kısmından sıvı formda materyalin platforma aktarılmasına dayanır. Haznenin uç kısmındaki materyal basım sıcaklığına kadar ulaşır ve eriyik materyalin tanktan çıkar çıkmaz polimerize olması yoluyla katmanlar oluşur [40].

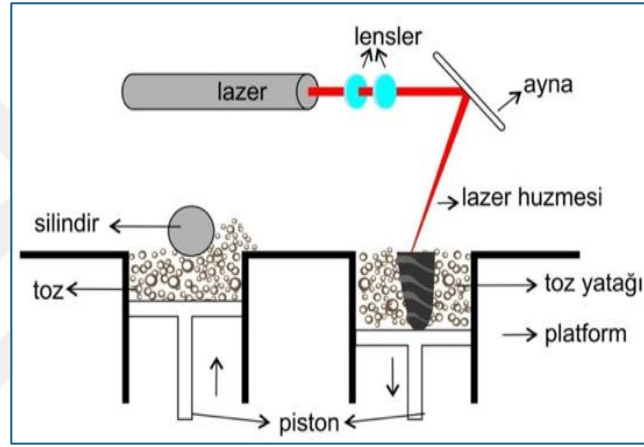
Bu yöntemin özellikle polimerler için yüksek baskı çözünürlüğü ve tasarım esnekliği gibi avantajları vardır çünkü yarı katı formda ısıtılarak direk baskı platformuna yerleştirilir [50, 51]. İşlemin basitliği, yüksek hızı ve düşük maliyeti bu teknolojinin en önemli avantajlarından. Bu yöntemle üretilen nesnelerin dış yüzeylerinde katman izleri görülebilir. Görülen bu katman izlerine literatürde 'merdiven etkisi' de denilir [52]. Yapılan son işlem esnasında oluşan bu katman izleri ve yüzey pürüzlülüğü vaporizasyon ve zımparalama işlemleriyle azaltılabilir. Düşük yüzey kalitesi, destek yapıların çıkarılması zorunluluğu, değişken mekanik dayanıklılık dezavantajları arasındadır [53]. Birden fazla materyal haznesi bulunduran FDM yazıcılar ile renkli basım yapılabilir ek olarak destek kısımlarını oluşturmak için de ikinci bir hazne kullanılabilir. Tabaka kalınlığı yaklaşık $127\mu\text{m}$ 'dir [45].



Şekil 2.3: FDM üretim tekniği.

Seçici Elektron Işınli Ergitme (SEIE)

SEIE teknolojisi, metal filamentlerin veya tozların yüksek enerji ve sıcaklık sağlayan elektron ışını tarafından yüksek basınç atmosferi altında tamamen eritilmesi prensibiyle çalışır. Metal parçaların üretiminde kullanılır. Oluşturulmak istenen nesneye göre tozlardan bir katman elde edilir ve yeni katman oluşması için platform aşağı hareket ederek tekrar metal tozlarıyla kaplanır. Ortam vakumludur bu nedenle elektronlar gaz molekülleri ile çarpışmaz (Şekil 2.4). Bu teknoloji mekanik özellikleri kuvvetli parçaların üretilmesine olanak sağlar [54].

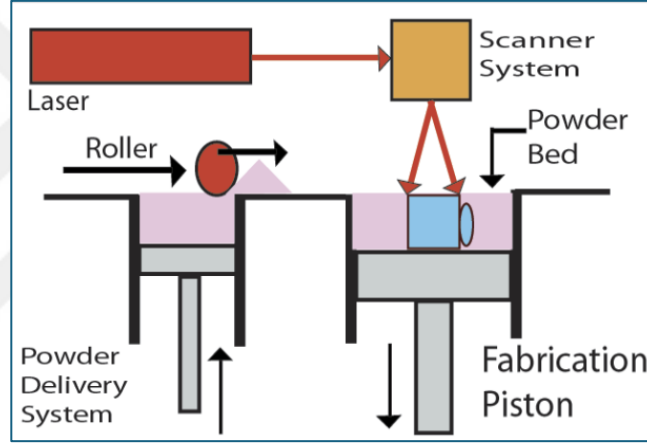


Şekil 2.4: SEIE üretim tekniği

Seçici Lazer Sinterleme (SLS) ve Seçici Lazer Ergitme (SLM)

SLS tekniği Joe Beaman ve Carl R. Deckard tarafından 1988'de, SLM tekniği Dieter Shwarze ve Matthias Fockele tarafından 1995'te icat edilmiştir [55]. Birbirine çok benzeyen bu iki teknikte ayna aracılığıyla lazer, ince toz formundaki materyale yönlendirilir (Şekil 2.5). Kompleks geometriye sahip nesnelere bu teknikle üretilir. SLM tekniğinde SLS'ye göre daha yüksek enerjili lazer ışını kullanılır. SLS' nin SLM' den temel farkı kullanılan ana materyal dışında ikinci bir bağlayıcı kullanıldığında 'kısmi ergimeye' sebep olmasıdır. İki tekniğin farkı üretim mekanizmasından ziyade ortaya çıkan ürünle alakalıdır. Bu sebeple SLM ile üretilen objelerde birden fazla ürün bulunabilirken, SLS ile üretim yapılanlarda tek tip ürün kullanılır. SLS genellikle polimer ve seramik, SLM ise metal ürünlerin üretiminde kullanılır [56].

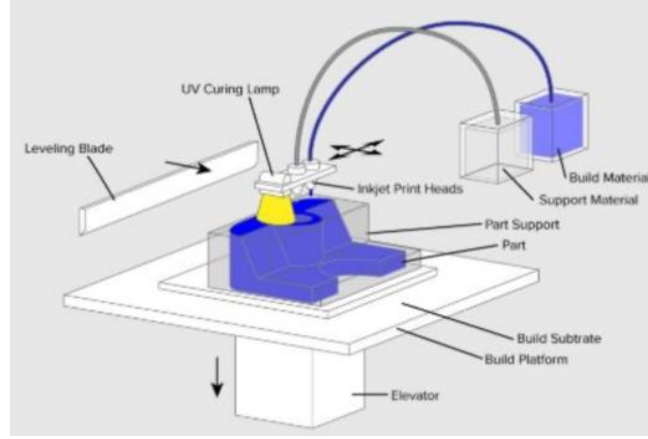
SLM, metal ve metal alaşım ürünlerinde kullanıldığında "direkt metal lazer sinterleme (direct metal laser sintering) terimi kullanılmaktadır. SLM ya da DMLS ile üretilmiş metallerde oluşan ısıl gerilim ve porozite oluşumu, metalin zayıflamasına, yüzey düzensizliklerine ve boyutsal değişikliklere neden olur. Bu etkileri azaltmak için "son işleme" (post-processing) veya "post-sinterizasyon" olarak adlandırılan ikincil bir işlem uygulanır. Genellikle ikincil bir fırınlama şeklinde termal (ısı tavlama) olarak uygulanan post-sinterizasyon işlemi termal gerilimleri azaltmakta, yapısal bütünlüğü ve mekanik özellikleri geliştirmektedir [57].



Şekil 2.5: SLS üretim tekniği

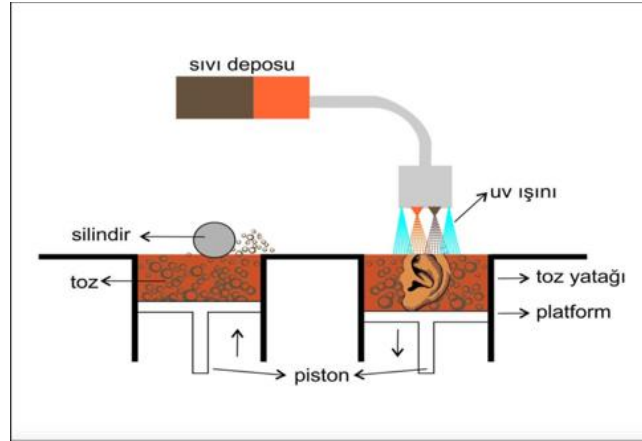
Malzeme Püskürtme / Malzeme Jeti (MJT)

Klasik mürekkep püskürtmeli yazıcı prensibiyle çalışır. Tek bir katman yazdırarak değil, birden çok katmanın birbirleri üzerine eklenmesiyle 3B katı cisim oluşturulur. Yöntemin temel prensibi, fotopolimerlerin kullanılan ışık enerjisiyle kimyasal olarak değişime uğramasına dayanmaktadır. Bu yöntemde kullanılan farklı materyaller, gerekli olan destekleyici yapıların üretilmesine imkan sağlar. Bundan dolayı ana parça ve destekleyici yapılar için iki farklı reçine vardır (Şekil 2.6) [58, 59]. Baskı kanalından çok sayıda fotopolimerize damlacığı püskürtür ve bir katmanı tamamlar. Ardından kullanılan materyale göre katılma işlemi gerçekleşir; kurutma, ısı transferi, ultraviyole ışık veya kimyasal reaksiyon ile gerçekleştirilebilmektedir. Platform bir katman kalınlığı aşağıya hareket eder ve tüm cisim oluşana kadar bu işlem sırası tekrarlanır [60].



Şekil 2.6: Malzeme püskürtme üretim tekniği

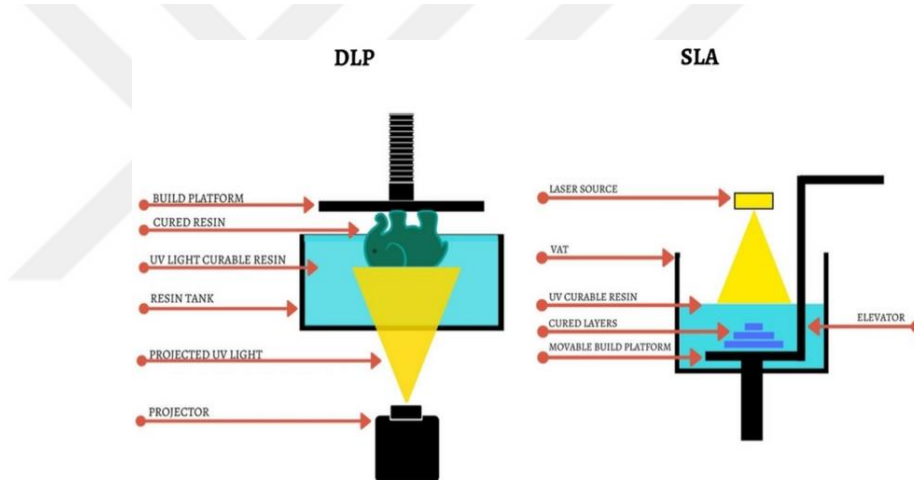
Materyal olarak rezin kullanıldığında bu yöntem "photopolymer jetting" veya "polyjet printing" olarak da adlandırılmaktadır. Toz katmanının üzerine sıvı püskürtülmesi yöntemine "toz bağlayıcı baskı (powder binder printing)" adı verilmiştir (Şekil 2.7) [28, 48]. Bu yöntemde toz materyal ve tozu birleştirmek için yapıştırıcı kullanılır [61]. Silindir ile serilen toz materyal üzerine mürekkepli yazıcılar benzeri hareketli bir başlık ile yapıştırıcı uygulanır [62]. Platform katman oluştuğunda aşağı iner ve obje oluşana kadar bu döngü devam eder [62]. Destek yapıya ihtiyaç yoktur. Bağlayıcıya çeşitli renkler eklenebilir [61].



Şekil 2.7: Toz bağlayıcı baskı üretim tekniği

Dijital Işık İşleme (DLP)

Günümüzde dental sektörde kullanılan en popüler eklemeli üretim yöntemidir. DLP yazıcıların tasarımı SLA yazıcılara benzer. Ana fark kullanılan ışık kaynağıdır [63]. SLA yazıcılarda ışık kaynağı olarak lazer ışını kullanılırken; DLP yazıcılarda 380 nm ve 405 nm kısa dalga boylu ışık, dijital mikroayna aygıtı (DMD) ile yönlendirilerek kullanılır (Şekil 2.8). Tek geçişte bütün fotopolimer reçine üzerine uygulandığı için SLA'dan daha hızlıdır. Ancak sistemdeki obje oluşturma platformu z aksı boyunca hareket ettiği için, objenin boyutu z aksına göre ne kadar küçükse maliyet o oranda azalır [33].



Şekil 2.8: DLP ve SLA yazıcı çalışma prensipleri

Marka	Baskı çeşitleri	Yazıcılar	Kullanılan teknoloji
Stratasys	Model, cerrahi rehber, plak	J5 DenaJet, objet3D Dental Prime,	Polijet DLP
SprintRay	Gece plakları, kuron-köprü,	Pro95 S, Pro55 S	DLP
Desktop Health	Wax-up, geçici kuron, kuron-köprü, rehber	Einstein Series	DLP
Rapid Shape	Geçici restorasyonlar, wax-up, rehber	D10, D20, D30, D40, D70, D90, D100	DLP
Asiga	Ortodontik plaklar, kuron-köprüler, rehber	MAX series, Pro 4K	DLP
Kulzer	Gece plakları, ölçü kaşıkları, cerrahi rehber	Cara Print 4.0	DLP
Formlabs	Modeller, braketler, cerrahi rehber,	Form 3B+, Form 3BL	SLA
Zortrax	Oklüzal splint, cerrahi rehber, kuron-köprüler	Inkspire	SLA
Carima	Modeller, cerrahi rehber wax-ups, geçici	IMD	DLP
3D Systems	Modeller, ölçü kaşıkları, cerrahi rehber, splint	NexDent 5100 Prox 800 for Dental ProJet MJP 2500 Plus for Dental	DLP SLA

Şekil 2.9: Yaygın olarak kullanılan eklemeli üretim teknolojileri [40]

Diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan eklemeli üretim teknolojileri, yazıcı markaları ve baskı türleri şekil 2.9 da gösterilmiştir.

Eklemeli Üretimin Avantajları [64, 65]

- Tasarım sınırlaması yoktur. Geleneksel yöntemlere göre daha karmaşık geometrik şekilli materyaller üretilebilir.
- Üretim aşamasında esneklik sağlar. Dijital ortamda materyalin tasarımı üzerinde çok kolay değişiklik yapılabilir. Üretim cihazının kurulumu ve montajı kolaydır.
- Kaynak verimliliği sağlar. Ana makinaya ilave olarak yardımcı parçalara ihtiyaç duyulmaz. Geleneksel üretim de kalıp ya da kesici gibi yardımcı malzemelere ihtiyaç vardır.
- Eklemeli üretim sayesinde nakliye ve stok ihtiyacı da azalmıştır. Elektronik posta yoluyla veriler iletilerek istenilen nesne basılabilir. Böylece maliyet de minimuma inmiş olur.
- Eksiltmeli üretimde istenen nesnenin üretilebilmesi için yüksek oranda malzeme kaldırılır. Eklemeli üretimde ise üretilecek nesnin miktarı kadar materyal kullanılır, malzeme israfı olmaz.

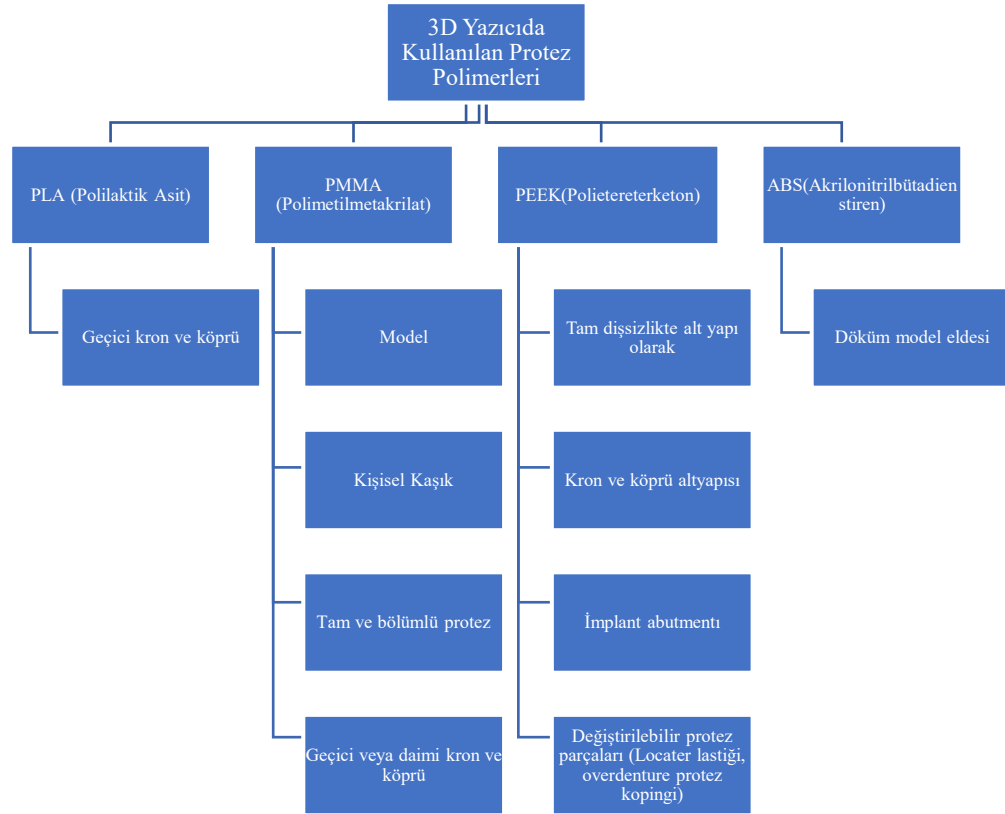
Eklemeli Üretimin Dezavantajları [64, 65]

- Boyutsal sınırlamalar vardır. Eklemeli üretimde sık sık sıvı polimerler ya da reçine ve alçıdan oluşan bir toz katman kullanır. Bu materyaller, mukavemet eksikliğinden dolayı, üç boyutlu yazıcıların büyük ölçekli nesnelere üretmemesine neden olur. Uzun zaman gerektiği için, büyük boyutlu nesnelere üretiminde kullanılması genelde pratik değildir.
- Yüzey kusurları olabilir. Bazı üretim tekniklerinde üretim sonrası yüzey pürüzlüdür ve ek işlemler gerektirir.
- Üç boyutlu yazıcılar, ekipmanlar ve kullanılan materyaller pahalıdır.

2.2 Eklemeli Üretim Yöntemlerinde Kullanılan Materyaller

Eklemeli üretim sürecinde diş hekimliğinde en sık kullanılan üç materyal; metaller, seramikler ve polimerlerdir. Üç boyutlu yazıcı teknolojisinde kullanılacak malzeme yelpazesi oldukça geniştir (Tablo 2.1). Tek bir malzeme ya da çeşitli malzemelerin kombinasyonu kullanılarak üretim yapılabilir. [66].

Tablo 2. 1: Protetik diş hekimliğinde kullanılan üç boyutlu baskılı polimerler ve uygulamaları



2.2.1 Metaller

Diş hekimliği uygulamalarında yaygın olarak titanyum (Ti) ve krom-kobalt (Cr-Co) alaşımları kullanılır. Eklemeli üretimde kullanılan metal tozları 3-14 µm boyutunda ki farklı parçacıkların karışımıdır [67].

Üretim şekline bağlı olarak Cr-Co ve Ti alaşımlarının mekanik özellikleri arasında farklılıklar bulunabilir. SLM ile üretim yöntemi; geleneksel ve CAD/CAM frezeleme ile üretim yöntemlerine göre Cr-Co restorasyonlarını çok daha az zaman ve maliyetle üretme yeteneğine sahiptir [68]. Birçok araştırmacı SLS ve SLM süreçlerinde metallerin üretim aşamasında termal gerilimlerin rolünü tartışmıştır [69, 70]. Mantrala ve ark. yaptığı çalışmada genel olarak, ısıl işlemin lazerle üretilmiş Cr-Co-Mo alaşımının özelliklerini iyileştirdiği bulmuşlardır [71]. Williams ve ark. hareketli bölümlü protezlerin (HBP) iskeletini üretmek üzerine yaptıkları çalışmada Co-Cr alaşımından SLM işlemi kullanılarak üretilen HBP metal iskeletlerinin; diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan mevcut yöntemlerle üretilenlerle doğruluk, uyum kalitesi ve işlev açısından karşılaştırılabilir olduğu sonucuna varılmıştır [72]. Choi ve ark. yaptıkları çalışmada geleneksel döküm, CAD/CAM ve 3B baskılı lazer sinterleme yöntemlerinin mekanik özelliklerini ve mikroyapısal özelliklerini karşılaştırmışlardır. Elde edilen sonuçlarda tüm gruplar arasında Vickers sertlik değerlerinde önemli farklılıklar bulunmuş ve geleneksel döküm örneklerinde en yüksek değeri (455,88 Hv) gösterirken, CAD/CAM örneklerinde en düşük değeri (243.40 Hv) göstermiştir [73]. Geleneksel, SLM ve eksiltmeli yöntemlerle üretilen Cr-Co alaşımların mekanik özellikleri karşılaştırılmış ve sertlik değerinin en yüksek SLM, en düşük eksiltmeli yöntemde olduğu bulunmuştur [74]. SLM teknolojisi kullanarak Cr-Co ve altın-platin alaşımlarından üretilen kronların marjinal ve iç uyumunu karşılaştırıldığında, elde edilen sonuçlara göre SLM teknolojisi ile üretilen kronlar, kabul edilebilir aralıkta klinik uyuma sahip bulunmuştur [75].

2.2.2 Seramik

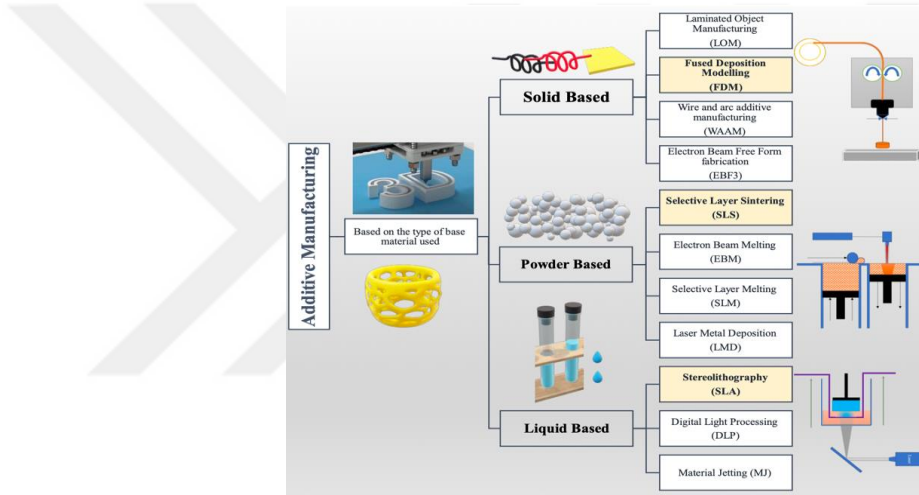
Seramik dental materyallerinin eklemeli üretim yöntemleriyle üretilmesi temelde uygun yüzey kaplaması, mekanik özellikler, boyutsal doğruluk ile parçaların üretim aşamasındaki zorluklar nedeniyle hala geliştirilme aşamasındadır. Öte yandan kullanılan diğer malzemelere göre daha yüksek erime noktasına ve daha düşük sinterlenebilirliğe sahiptir [43]. Galante ve ark. yaptıkları çalışmada 100 mikron kalınlığındaki ince yapılar ve aynı zamanda yüksek şekil doğruluğuna sahip yüksek mukavemetli zirkonyum seramiklerin direkt inkjet baskı ile üretilebilir olduğu sonucuna varmışlardır [76].

Bir başka çalışmada DLP teknolojisi kullanılarak üretilen zirkonyum implantın boyutsal doğruluğu, yüzey topografisi ve mekanik özellikleri değerlendirilmiştir. Sonuç olarak DLP teknolojisinin özelleştirilmiş zirkonyum implantları yeterli boyutsal doğrulukta ürettiği bildirilmiştir. Hala üretilen nesnelere mikro yapılarını iyileştirmek için 3B yazdırma işlemi parametrelerinin optimizasyonuna ihtiyaç vardır [77]. Seramikler, inorganik bir bağlayıcının seramik toz yatağında polimerleştirilmesiyle eklemeli olarak üretilir. SLA teknolojisinde seramik partikülleri birleştirmek için geliştirilmiş ışığa duyarlı polimerler ayrıştırma sırasında yapıdan ayrılır. Polimerlerin yapıdan ayrılması gözenekli yapının oluşmasına sebep olur ve mekanik mukavemetini zayıflatır. Üretilen protezler ağızda çiğneme gerilmelerine maruz kalır, buna bağlı olarak yüksek eğilme mukavemeti gerektirir. Bu malzemelerin 3 noktalı bükülme mukavemeti klinik uygulamalar için en az 300 MPa (ISO 6872:2008) olmalıdır [78]. Dehurtevent ve ark. [79] bu konuyla ilgili yaptıkları; SLA ile üretilmiş alümina seramiklerin fiziksel ve mekanik özelliklerini eksiltmeli yöntemle üretilmiş seramiklerle karşılaştırmayı amaçladıkları çalışmada, SLA yöntemiyle yeterli yoğunluğa ve uygun fiziksel özelliklere sahip alümina kronların üretiminin mümkün olduğunu göstermişlerdir. Eklemeli yöntemle üretilen zirkonya en yüksek bükülme mukavemetine sahip olsa da [80], yüksek kırılma indeksi [81] alüminaya kıyasla kütle derinliğini sınırlar. Bu parametre eklemeli üretim için son derece önemlidir [82] ve alüminayı üretim proseslerini optimize etmek için daha iyi bir malzeme haline getirir.

2.2.3 Polimerler

Eklemeli üretimde çeşitlilikleri ve farklı 3B baskı yöntemlerinde kullanılabilirlikleri nedeniyle en sık kullanılan materyallerdir [83]. Polimerler, eklemeli üretim teknolojilerinde; toz, filament, tabaka (katı) ve reçine (sıvı) formunda kullanılır (Şekil 2.10) [66]. Genellikle; tam protezler, geçici ve daimi sabit protezler, geçici veya kalıcı implant abutmentı, model eldesinde kullanılırlar. Fotopolimer reçineler, SLA tekniğinde UV ışığıyla etkinleştirildiğinde polimerleşebilir. Wohlers Associates tarafından yürütülen yıllık endüstri araştırmasına göre, endüstriyel sektördeki 3B baskı pazarının yaklaşık %50'si, fotopolimerlerin kullanıldığı prototiplere dayanmaktadır [88]. Ancak fotopolimerlerin termomekanik özelliklerinin hala geliştirilmesi gerekmektedir.

Örneğin, 3B baskılı polimerlerin moleküler yapısı ve dizilimi, UV'ye maruz kalma ve yoğunluktaki gradyan nedeniyle katmanların kalınlığına bağlıdır [84, 85]. Öte yandan seçici lazer sinterlemeye (SLS) yönelik plastiklerin 3B baskı için ikinci en önemli sınıf olduğu bildirilmektedir. SLS polimerleri arasında polistiren, poliamidler ve termoplastik elastomerler yer alır [84]. Eklemeli üretim teknolojisinde 2014 yılında medikal alanda satışa sunulan 3B baskı cihazlarının büyük bir kısmı polimer bazlı baskı ile çeşitli malzeme püskürtme ve fotopolimerizasyon yöntemlerine dayanan sistemlerdir [66].



Şekil 2 10: Kullanılan temel malzemenin türüne ve mevcut üretim sistemine (FDM, SLS ve SLA) göre eklemeli üretim tekniklerinin sınıflandırılması [37].

2.2.3.1 Vinil polimerler

Vinil polimerler , değiştirilebilir özelliklerinden dolayı diş hekimliğinde en sık kullanılan polimerlerdir. Dental implant gibi malzemelerde uzun vadede bozunma istenmediğinden, vinil polimerlerin biyoçözünür özellik göstermemeleri bir avantaj haline gelmiştir. Genel olarak seçici lazer sinterleme (SLS) ve fotopolimerizasyon yöntemleri ile birlikte kullanılır [86].

2.2.3.2 Stiren polimerler

Stiren polimerleri arasında polistiren (PS) ve akrilonitril-bütadien-stiren (ABS) bulunur. Neredeyse tüm üretim yöntemleri için uygundur. Çeşitli katkı maddeleri kullanarak özellikleri değiştirilebilir. Elde edilen özellikler üretim türüne büyük ölçüde bağlıdır. Eriyik viskozitesinin sıcaklığa bağlı olması nedeniyle, işleme hızı ayarlanabilir. PS; amorf, sert ve kırılğan özellikleri ile karakterize edilir. Stres çatlaması eğilimi vardır. Yüksek boyutsal stabilite, iyi işlenebilirlik ve düşük su alımı gösterir. Öte yandan, organik maddelere karşı sınırlı bir kimyasal dirence sahiptir. Parlak bir yüzeye ve çok iyi elektriksel ve dielektrik özelliklere sahiptir, şeffaftır [87]. ABS termoplastiklerde olduğu gibi işleme mümkündür. Kolay bir son işleme, yüksek erime noktası (220°C sıcaklıklar gerektirir) ile karakterize edilir. ABS biyolojik olarak parçalanabilir. PS'ye kıyasla daha yüksek darbe mukavemetine sahiptir. Ayrıca deformasyona karşı daha yüksek bir absorpsiyon kapasitesi gösterebilir. ABS, artan kırılma mukavemeti, yüksek mekanik mukavemet, yüksek sertlik, çizilme direnci ve ısı altında iyi bir boyutsal stabilite, nispeten düşük su emme, yüksek termal şok ve kimyasal direnç ile bilinir. Doğal renklerde (sarımsı opak) ve farklı renklerde olabilir [87].

2.2.3.3 Akriyatlar

Akriyatlar, akrilik asit veya metakrilik asit ve bunların esterlerinin polimerleridir. PMMA, 1933 yılından beri endüstriyel olarak kullanılmaktadır. Kırılğanlığı, modifiye edilmiş poliakrilik esterler veya elastomerler eklenerek değişebilir ve kopolimerler tarafından artırılmış darbe mukavemetine dönüştürülebilir. Akrilonitril katkısı ilk kimyasal direnci artırır [87]. Artık monomer içeriği (%2–6) tipiktir. PMMA, yüksek sertlik, dayanıklılık, düşük nem ve su emme ile karakterizedir. Yüzeyi cilalanabilir, çizilmeye karşı dayanıklıdır ve yüksek parlaklıktadır. Renk ilavesi yapılabilir. Isıda yüksek boyutsal stabiliteye sahiptir. Kimyasal etkilere ve hava koşullarına karşı dirençlidir. Tamir imkanı vardır ve sterilize edilebilir (Buharla sterilize edilemez, 100°C'den itibaren yüksek su emilimi gösterir.) [87].

2.2.3.4 Polyesterler

Polyesterler doymuş, lineer veya termoplastik kondensatlardır. Polikarbonat (PC), bisfenol A ve fosgenden sentezlenir. Bunlar, alifatik veya aromatik dihidroksi bileşikleri ile karbonik asidin lineer, termoplastik polyesterleridir. Günümüzde PC, 30 güne kadar doku, kan veya diğer vücut sıvılarıyla geçici temas için tıbbi bir cihaz (ISO 10993-1) olarak kullanılabilir. Genellikle amorf yapıdadır ve katkı maddeleri eklenerek özellikleri değiştirilebilir [87]. PC, şeffaf veya yarı saydamdır. Yüksek dayanıklılık, sertlik, biyouyumluluk, kolay işlenebilirlik ve düşük su emilimi gösterir. Yüksek sıcaklıklara karşı istenen direnç nedeniyle mevcut renk ve pigmentlerin sayısında sınırlamalar vardır. Düşük büzülme göstererek iyi bir boyutsal stabiliteye, yüksek elektriksel yalıtım kapasitesine, iyi dielektrik dayanıma ve ayrıca yüksek enerjili radyasyona karşı bir dirence sahiptir. Malzemenin sararmasına engel olmak için fonksiyonel katkı maddeleri (örn. fosfitler, fosfinler, 2-hidroksibenzofenonlar) kullanılabilir [87].

2.2.3.5. Poliamidler

Poliamidler, 1936'dan beri endüstriyel olarak üretilmektedir. Yüksek aşınma direnci, yüksek dayanıklılık ve sertlik ile karakterizedir. Isı etkisi altında boyutsal bir kararlılık ve çok iyi elektriksel yalıtım özellikleri gösterir. Poliamidler, biyolojik olarak uyumludur. Mekanik özellikleri nem içeriğine bağlıdır. Renk, yapısına göre değişir: aromatik poliamidler parlak şeffaflığa sahipken, alifatik poliamidler yarı kristal/opaktır [87]. Termoplastik poliamid elastomerler, termoplastiklerin iyi işlenebilirliğini elastomerlerin özellikleriyle kombinlemektedir. Esnek poliamidler, yüksek esneklik, düşük sıcaklıkta darbe dayanımı ve yarı kristal yapı ile karakterize edilir. Klasik poliamidlere kıyasla sertliği, elastikiyet modülü ve mukavemeti azaltılmıştır [87].

Esnek poliamidler, düşük yoğunluğa, yüksek esnekliğe ve eğilme yorulma mukavemetine ve ayrıca düşük histerezis ile yüksek darbe mukavemetine ve esnekliğe sahiptir. Kimyasal olarak dayanıklıdır. Fizyolojik olarak zararsız ve sağlıklıdır. Naylon/PA, ısının etkisi altında yüksek sertlik ve aşınma direnci, düşük su emme ve boyutsal kararlılık ile karakterize edilir. PA, her bir fonksiyonel grubun yüksek bir erime sıcaklığına ulaşması için karşılıklı dizilmiş karbonamid grupları ile karakteristik bir yapıya sahiptir [87].

2.2.3.6 Polieterketonlar

Polieter-eterketon (PEEK), 1979 yılında Du Pont şirketi tarafından geliştirilmiştir. Yüksek performanslı bir polimerdir ve termoplastik sınıfına dahildirler. Katkı maddesi olmadan uygulanması kolaydır ve birden fazla uygulama için kullanılabilir. Yapısal değişikliklerle biomekanik ve biyolojik özellikleri iyileştirilebilir. PEEK malzemeleri veya PEEK kompozitleri, nanopartiküllerin (örn. SiO₂, Al₂O₃ vb.) entegrasyonu ile değiştirilebilen farklı bir erime indeksi ve moleküler ağırlık gösterir. Modifiye biyoaktif yüzeylere sahip PEEK malzemeleri çok yönlüdür ve implantoloji, yüz ve kafatası rekonstrüksiyonlarında veya diş protezleri olarak kullanılabilir. PEEK, daha düşük erime noktası, yüksek bir çekme ve eğilme mukavemeti gösterir. Isıda boyutsal olarak kararlıdır ve iyi bir aşınma direnci gösterir [87].

Sürdürülebilir çevre için daha çevre dostu materyallerin üretilmesi mevcut düzen içerisinde talep edilen bir olgudur. PLA, tarımsal mısırlardan veya şeker kamışlarından elde edilen biyolojik bir polimerdir [88]. Yaygın olarak kullanılan diğer bir polimer PMMA (polimetil metakrilat) dır. PMMA; düşük maliyeti, işlenme kolaylığı, üstün fizikokimyasal özellikleri, biyouyumluluğu ve estetik özelliklerinden ötürü diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan bir polimer çeşididir [89]. Bunun yanı sıra; ışıkla sertleşme sırasında yüksek büzülme oranı, düşük antibakteryel etkisi ve zayıf mekanik özellikleri gibi sınırlamalar PMMA'nın geniş çaplı klinik uygulamasını engellemiştir [90, 91]. Malzeme ekstrüzyonu teknolojisinde kullanılan temel polimerlerle ilgili FDA tarafından onaylanan sınırlı sayıda polimerlerden biri PMMA'dır. Mohajeri ve ark. [92] PMMA' dan 3 farklı yöntemle (geleneksel, CAD-CAM, 3B baskı) elde edilen geçicilerin marjnal uyumunu karşılaştırdıkları çalışmadan edilen sonuçlarda her üç yöntem ile de üretilen geçici restorasyonların marjnal uyumu kabul edilebilir aralıkta bulmuşlardır. 3B baskı ile PMMA dan üretilen geçici restorasyonları en düşük marjinal uyumu göstermiştir.

2.3 Üç boyutlu yazıcılarda üretim süreci

2.3.1 Veri toplama

Tarayıcılar ile taranan görüntünün çeşitli sayısal verilere dönüştürülerek hacimsel dijital verilerin oluşturulması işlemidir. Tarama işlemi ağız içi yapılabildiği gibi ölçülerden elde edilmiş modellerin ağız dışında taranması yoluyla da veri eldesi sağlanabilir [93].

2.3.2 Dizayn ve STL dosyası hazırlama

Verilerin toplanmasının ardından 3B yazıcıda kullanılabileceği bir formatta işlenmesi gerekir ve bunun için genellikle CAD yazılımı kullanılır [34]. CAD yazılımına aktarılan veriler kullanılarak restorasyon sanal olarak tasarlanır. Sanal olarak tasarlanan bu restorasyonu saklamak için genellikle standart dönüştürme dili (STL-standard tessellation language) dosya formatı kullanılır [93].

2.3.3 Üretim

Hazırlanan STL dosyası kullanılacak yazıcı yazılımına gönderilir. Kullanılacak desteklerin pozisyonu belirlenir. Rengin seçilmesi, katman kalınlığı, oryantasyon düzlemi, reçine gibi parametreler bu aşamada ayarlanır. Seçilen yazıcı ve reçinenin tipi tabaka kalınlığını belirler. Genellikle 25-100 μm aralığında değişir. Yüzey çözünürlüğünü arttırmak için tabaka kalınlığını minimuma ayarlamak gerekir ancak bu durum üretim süresini uzatmaktadır. Tabaka kalınlığı; fotoaktivatör miktarı, ışınlama özellikleri (dalga boyu, güç, ışınlama süresi), monomer sıcaklığı, pigment gibi emici bileşenlerden etkilenir [94].

2.3.4 Baskı sonrası işlemler (Post process-Son işleme)

3B yazıcıda üretilen parçaların yüzey kalitesi genellikle düşüktür. Farklı eklemeli üretim teknolojileri farklı yüzey pürüzlülüğüne yol açacaktır. Bu nedenle eklemeli üretim teknolojisi tek başına mekanik özellikler ve yüzey pürüzlülüğü gereksinimlerini aynı anda karşılayan parçalar üretmez [95-98].

Üretim sürecinde, farklı baskı katmanları arasında toplaşma, gözeneklilik, çatlaklar, toz topaklaşması ve termal gerilim gibi iç kusurlar ortaya çıkacaktır. Bu kusurların son parçaların iç mikro yapısı ve mekaniği üzerinde ciddi etkileri vardır. Bu nedenle, parçalar üretildikten sonra mekanik özellikleri ve yüzey kalitesini iyileştirmek ve amaçlanan kullanıma ulaşmak için genellikle işlem sonrası prosedürler gerekir [95-98]. Üretim sonrası işlemler ürünün platformdan ayrılması, yıkanması ve kurutulması, post polimerizasyon ve destekleyici yapıların ayrılması olarak dört sınıf altında toplanabilir.

I. Platformdan ayırma

Üretim süreci tamamlanan nesnelerin bulunduğu yapı platformunun yazıcıdan ayrılmasıdır. Nesneler, kullanılan yazıcı tipine göre platformdan kendiliğinden ya da bir spatül yardımıyla kullanıcı tarafından ayrılırlar [99].

II. Yıkama ve Kurutma

Üretim sonrası platformdan ayrılan nesneler öncelikle izopropil alkol (IPA), izopropanol alkol veya aseton gibi organik bir çözücüye daldırılarak temizlenmelidir [100-102]. Bu ilk adım, reaksiyona girmemiş monomerin uzaklaştırılmasını sağlar ve hem geometrik karmaşıklığa hem de malzeme tipine göre farklı süreye sahip olabilir. Bu adımdan sonra, nesnelerin havada veya vakum altında basınçla kurutulması gerekir [100-102].

III. Post-Polimerizasyon

Üretim sonrası polimerizasyon yöntemleri; rasyasyonla kütleme, termal kütleme, ışıkla kütleme olarak üçe ayrılır. En yaygın uygulanan son işlem, 30 dakika ile 1 saat arasında sürebilen UV kütlemedir. UV kütleme, radyasyonla kütleme yöntemlerinden birisidir. UV kütlemenin genel amacı, reaksiyona girmemiş monomerin tam dönüşümünü garanti etmek ve nihai nesnenin bağlanmasını güçlendirmektir [100, 102, 103]. Yeterli polimerizasyon derinliği kütleme cihazının yeterli ışık çıkışına, ışığın uygun dalga boyu aralığı ve etki süresine, kullanılan reçine tipine bağlı olarak değişebilmektedir [104, 105]. Bu post-polimerizasyon işlemi için üreticiler, baskı reçineleriyle uyumlu belirli bir dalga boyu aralığına sahip polimerizasyon cihazlarının kullanılmasını önermektedir [106].

Örneğin UV, LED veya flaş bazlı polimerizasyon cihazları kullanılabilir [107]. Işıkla son işlem dışında termal son işlem de mümkündür. Mikro kusurları azaltmak ve yüzey kalitesini iyileştirmek için lazer teknolojisi de işlem sonrası uygulanabilir [108].

IV. Destekleyici Yapıların Çıkarılması

Post-polimerizasyonu yapılan ürün elmas disk veya kesici alet yardımıyla destek yapıdan ayrılır [99].

2.4 Ağız İçi Koşulları Taklit Etmek İçin Kullanılan Test Yöntemleri (Yapay Yaşlandırma Yöntemleri)

Klinik kullanımların dental materyallerde uzun sürede meydana getireceği fiziksel etkileri çok daha kısa sürelerde, kontrollü koşullar altında in vitro test etmek için kullanılan yöntemlere genel olarak yaşlandırma testleri denmektedir [109]. Dental materyalin fiziksel ve mekanik özelliklerinin test edilerek ağız içi başarısının tahmininde bazı in vitro testler kullanılır. Yaşlandırma testi bu testlerden birisidir. İn vitro çalışmalarda en sık kullanılan test yöntemleri, termal yaşlandırma ve mekanik yaşlandırmadır [109].

2.4.1 Termal yaşlandırma

Termal yaşlandırma restoratif materyallerin ağız içinde karşılaştığı aşırı sıcak ve soğuk ortamı taklit etmek amacıyla materyalin yüksek sıcaklıklara maruz bırakıldığı in vitro işlemdir. Termal yaşlandırma restoratif materyal ile diş arasındaki termal genleşme katsayısının birbiriyle olan ilişkisini gösterir [110]. Genel olarak kabul görmüş ağız içi sıcaklık 15°C ile 55°C arasındadır [111]. Yapılan çalışmalarda çeşitli sıcaklık dereceleri denenmiş olsa da [112], ISO 11405 standartları gereği uygulanan sıcaklık değeri 5-55°C'dir ve in-vivo koşulların taklit edilebilmesi için kabul görmüştür. Uygulanan termal döngü (TC) 600-50.000 sıcaklık değerleri arasında değişebilirken, örnekler 15, 20, 30 saniye(sn) gibi sürelerle sıcaklığa maruz bırakılabilir ve 500, 2000, 3000 siklus vb şekilde tekrarlanabilir. 10 000 döngü bir yıla tekabül eder [112, 113].

2.4.2 Sıvı ortamda bekleterek yaşlandırma

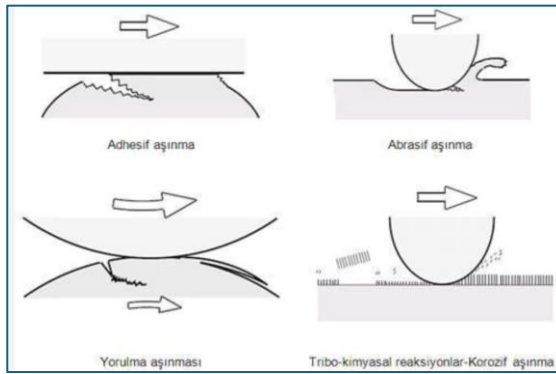
En yaygın kullanılan yaşlandırma yöntemlerinden biridir. Örnekler çoğunlukla 37⁰ derece distile suda bekletilse de alternatif olarak sodyum hipoklorit (NaOCl) ve pH siklusu ile asidik ortamda bekletilebilir ve enzimlerle yaşlandırmaya tabi tutulabilir [114]. NaOCl hibrit tabakanın çözünmesini sağlayarak organik yapıları uzaklaştırır, enzimler ise organik yapının yıkılmasını sağlayarak etki gösterir [115].

2.4.3 pH döngüsü ile yaş

Ağız içi pH; dentin sıvısı içindeki asidik bileşenlere, bakteri metabolik ürünlerine, tükürüğe ve yeme-içme alışkanlıklarına bağlı olarak değişmektedir. Asit-baz uygulamaları, ağız içinde oluşan bu pH değişikliklerini taklit etmek ve bu değişikliklerin adeziv-dentin arayüzüne olan etkisini değerlendirmek için uygulanan bir yaşlandırma yöntemidir [116].

2.4.4 Mekanik yaşlandırma

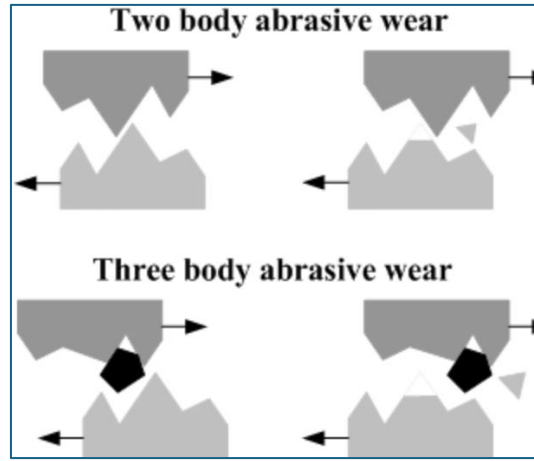
Ağızdaki çiğneme kuvvetlerinin etkisini taklit etmek için dinamik ve durağan kuvvetlerin belirli döngülerle uygulandığı yöntemdir. Bu işlem için çiğneme simülatörü adı verilen cihazlar kullanılır [117]. Diş hekimliğinde aşınma genellikle klinik belirtilerine göre sınıflandırılır; erozyon, atrizyon, abrazyon, abfraksiyon. Çiğneme simülatöründe ağızda gerçekleşen atrizyon aşınması iki elemanlı aşınma testi ile, abrazyon ise 3 elemanlı aşınma testi ile taklit edilebilir [118] (Şekil 2.11 ve Şekil 2.11).



Şekil 2.12: Aşınma türleri

2.4.4.1 Abraziv aşınma

Abraziv aşınma birbirine temas eden iki yüzeyden birinin çok sert ve yüzeyin pürüzlü olduğu durumda oluşan bir aşınmadır. Bu tip aşınma iki gövdeli (two body) aşınma olarak adlandırılır. Çok sert partiküllerin ve yabancı parçacıkların, daha yumuşak yüzeyi kazıması ve çizmesiyle de görülmektedir. Bu tip aşınma üç gövdeli (three body) aşınma olarak adlandırılır (Şekil 2.12). Ağız içinde restorasyonun lokalizasyonuna göre abraziv aşınmanın miktarı değişir. Diş fırçalamanın etkisinden dolayı Sınıf 3 ve sınıf 5 restorasyonlar öncelikle risklidir [119].



Şekil 2.13: İki ve üç gövdeli aşınma

Oklüzal yüzeyi içeren restorasyonlarda daha çok iki gövdeli aşınma, oklüzal yüzeyi içermeyen restorasyonlarda çiğneme fonksiyonu etkisiyle daha çok üç gövdeli aşınma oluşur. Restoratif materyallerde meydana gelen aşınma miktarı aşındırıcının (abrazivin) sertlik, keskinlik, şekil, büyüklük gibi fiziksel karakteristik özelliklerinden etkilenir. Abrazivden daha sert olan yüzeylerde aşınma seviyesi önemli miktarda azalır. Köşeli abrazivler, yuvarlak olanlara göre daha fazla aşınmaya neden olurlar [119].

2.4.4.2 Adeziv aşınma

Adeziv aşınma, sürtünme teması sırasında aşınma nedeniyle meydana gelen debriserin veya malzemelerin bir yüzeyden diğerine istenmeyen yer değiştirmesi ve tutunması sonucu iki yüzey arasında meydana gelir [120].

Yıpranma aşınması olarak da bilinir [119]. Malzemelerin temas yüzeylerindeki yüksek mekanik gerilimler sonucu mikro kaynak bölgelerinin oluşmasına sebep olan bir aşınma türüdür. Genellikle yüksek hız ve yüksek yüklerde görülür. Adeziv aşınmanın dental restorasyonların aşınmasına önemli bir katkısı olmadığı görülmektedir, çünkü tükürük kayganlaştırıcı görevi görür ve aşınmayı önemli ölçüde azaltır [121].

2.4.4.3 Yorgunluk aşınması

Yorulma aşınması, bir malzeme döngüsel yükleme nedeniyle zayıflatıldığında meydana gelir. Özellikle döngüsel kuvvetlerin uygulanmasından sonra parçacıklar malzemenin yüzeyinden ayrılır, bu da yüzeysel veya yüzeyin altında olabilen mikro çatlakların büyümesine yol açar [122]. Bu çatlaklar yayıldıkça birleşip küçük parçacıkları yüzeyden uzaklaştırabilir ve bu da üç gövdeli (three-body) aşınmaya neden olabilir. Klinik koşullarda bu aşınmanın, karşıt dişlerin çiğneme sırasında tekrarlı teması sonucu meydana geldiği düşünülmektedir [123]. Bir yüzey diğerine sürtüldüğünde, hareket yönünün ilerisinde bir sıkıştırma bölgesinin, hareket yönünün arkasında ise bir gerilim bölgesinin oluşturulduğu ileri sürülmüştür. Bu gerilimlerin malzeme üzerinde tekrarlanması yorulma aşınmasına neden olabilir [124].

2.4.4.4 Koroziv aşınma

Korozyon, aşınmış yüzey ile korozyona neden olan ortam arasındaki kimyasal reaksiyondan kaynaklanır [125]. Ağız içinde restorasyonlar yiyecek, içecek, bakteri ve tükürükten kaynaklanan çeşitli aşındırıcı maddelere maruz kalır [126]. Tüm bu koroziv maddelerin yüzey sertliğini azaltabildiği ve kompozit reçinelerin yüzey pürüzlülüğünü artırabildiği, bunun da abraziv aşınmaya karşı duyarlılığın artmasına neden olduğu iddia edilmiştir [127]. Bu agresif ortamda tükürük, tamponlayıcı özelliği sayesinde gıdanın asitliğini ve mikrobiyal aktiviteyi azaltarak koruyucu bir şekilde çalışır [127].

2.4.5 Otoklav ile yaşlandırma

Otoklav yaşlandırma, ağız içinde kullanılan dental materyallerin termal yaşlandırmaya göre daha hızlı yaşlandırılması ve daha uzun dönem yaşlandırma işlemi etkilerinin değerlendirilmesi için kullanılan yöntemlerden biridir. Otoklav yaşlandırmada 134°C’de 1 saatin in vivo koşullarda 3-4 yıla karşılık geldiği belirtilmiştir [128].

2.4.6 UV ile yaşlandırma

Materyallerin sürekli bir sıcaklık, ısı ve nem değişimi altında UV ışığa maruz bırakılması ile yaşlandırma işlemi gerçekleştirilir. 150 kJ/m² ile yapılan döngünün bir yıllık klinik kullanıma tekabül ettiği belirtilmiştir [129].

2.5 Diş Hekimliğinde Aşınmayı Belirlemede Kullanılan Yöntemler

Aşınma, yüzeyler temas halinde hareket ettiğinde ortaya çıkan doğal bir süreçtir. Aşınma miktarını belirleyen önemli bir faktör yüzeylerin hareket halinde olduğu süredir. Hastalar doğal dişlerini daha uzun yıllar korudukları için aşınma potansiyeli daha fazla olmakta ve giderek artan bir klinik sorun haline gelmektedir. Hekimler ağız içinde kullanacakları materyallerin özelliklerini ve dayanımlarını önceden bilmek ve buna göre materyal seçimi yapmak isterler [130]. Dental materyallerin incelenmesinde sadece materyallerin aşınma direnci değil, aynı zamanda karşıt dişler üzerindeki muhtemel etkisi de dikkate alınmalıdır. Aşınmayı değerlendirmek ve gözlemlemek için hem klinik hem de laboratuvarında nasıl ölçülebileceğini ve değerlendirilebileceğini anlamak gerekir [130]. Diş hekimliğinde aşınmayı ölçen sistemler in vivo yöntemleri ya da dolaylı olarak ölçüm yapılabilen in vitro yöntemleri kullanır [130].

2.5.1 Klinik (in-vivo) çalışmalar

Materyallerin aşınma dirençlerini klinik koşullar altında gözlemlemek uzun süren, yüksek maliyetli ve birden çok parametreye bağlı olması nedeniyle sonuçların değişken olduğu bir yöntemdir. Materyalin üretildikten sonra aşınmaya karşı fiziksel direncinin gözlemlenmesi arasındaki zaman oldukça fazladır [131].

Yapılan çalışmalarda, bir aşınmanın meydana gelmesi ve değerlendirilebilmesi için, restoratif materyalin türüne göre 6 ay ile 2 sene arasında bir zaman geçmesi gerektiği bildirilmiştir [131]. Ayrıca klinik olarak anlamlı bir sonuç elde edilmek isteniyorsa, hasta sayısının yüksek olduğu çalışmalar yapılmalıdır. Bu tip çalışmalar, pratik olmadığı gibi aynı zamanda takip problemleri oluşturabilmekte ve etik onay konusunda sıkıntı yaşanabilmektedir [132].

2.5.2 Laboratuvar çalışmaları (İn-vitro çalışmalar)

İn vivo çalışmalar zaman alıcı ve yüksek maliyetlidir. Bu sebeple, yeni üretilen materyallerin klinik aşınmasını değerlendirebilecek kolay ve ucuz bir yöntem bulunması hedeflenmiştir [130]. İn vitro ve in vivo koşullarda elde edilmiş veriler tamamen birbirini desteklemeyebilir. Ancak ağız içi kullanım öncesinde restoratif materyaller üzerinde, laboratuvar çalışmaları yapılması ve materyallerin aşınma mekanizmalarının belirlenebilmesi ve materyallerin özelliklerinin geliştirilmesinde in vitro çalışmalar önemlidir [133]. Bu sebeple, ağız içi koşulları taklit etmeyi amaçlayan simülatörler geliştirilmeye çalışılmıştır [131].

Çiğneme simülatörleri içinde, uzun süredir kullanılmakta olan ve kullanımı en kolay olan "pin on disk" şeklindeki cihazlardır. Bu simülatörlerde, test edilecek olan restoratif materyal pin ya da disk şeklinde hazırlanabilmektedir. Dönen disk şeklindeki yüzey, pin şeklinde hazırlanan örnek yüzeyine belirli bir kuvvette temas ettirilir [130]. İstenen durumlarda üçüncü eleman olarak çeşitli sıvılar konularak üç elemanlı aşınma simüle edilmeye çalışılır. Zamanla simülatörler geliştirilerek dişlerin birbirleri üzerinde yaptıkları kayma hareketlerini de taklit edebilmesi sağlanmıştır. Bu cihazlar genel olarak iki elemanlı aşınmayı simüle edebilir, oysaki ağızda aşınma türlerinin her ikisi de aynı anda gerçekleşmektedir. Bu nedenle ağız içi aşınmayı daha iyi simüle etmek için ara madde görevi görebileceği düşünülen bir çözülmeyi aşınan yüzeylere uygulayabilen daha teknolojik cihazlar üretilmiştir [130, 133]. Klinik çalışmalar ve laboratuvar çalışmaları sayıca fazla olsa da genel anlamda bulgular birbirlerini desteklememektedir. Bunun nedenlerine bir örnek restorasyonların aşınma miktarını saptamak için kullanılan hassas ölçüm yöntemlerinin, yaygın biçimde kullanılmamasıdır [134].

Sağlıklı sonuçlar elde edilmesi için, restorasyonların ve dişlerin, kütle ve şekillerindeki çok az değişikliklerin dahi hassas bir şekilde ölçümü gerekli olmaktadır. Bu sorunun üstesinden gelmek için profil projeksiyon cihazları, hassas tartılar, geleneksel ve lazer profilometreler, stereo mikroskoplar, üç boyutlu lazer tarayıcılar, bilgisayar destekli üç boyutlu mikroskoplar çalışmalarda tercih edilmektedir [134]. Uluslararası Standartlar Organizasyonu (ISO) 2001 yılında, “Dental Materials- Guidance on testing of wear- Part 2: Wear by two-and/or three body contact No: 14569- 2.” (Dental materyaller- aşınma testi rehberi- Part 2: 2-ve/veya 3 elemanlı aşınma) adında bir teknik şartname yayınlamıştır. Bu test rehberi içerisinde 8 farklı test yöntemi belirtilmektedir. Bu yöntemler; kuvvet, devir sayısı ve frekansı, aşındırıcı ortam, aşındırıcı uç, kuvvet üreten kaynak tipi, kayma hareketi gibi farklı parametreler bulundurmaktadırlar [135]. Bu simülasyonlar; farklı kullanım yöntemlerine dayandırılmakta ve çeşitli yaklaşımları takip etmektedirler. Bu sebeplerle aynı aşınma parametrelerinin kullanılması ile bile farklı sonuçlar elde edilebileceği ve sonuçların karşılaştırılamayacağı gerçeğini değiştirmemektedir [119]. ISO’nun aşınma teknik şartnamesinde yer alan cihazların FDA (Federal Drug Administration) tarafından belirlenen kurallara uymadığı bildirilmiştir [135]. ISO’da adı geçen çığneme simülasyonları arasında yer almadığı bildirilen Willytec simülasyonu FDA tarafından laboratuvar test ekipmanları için tanımlanan gereksinimleri karşılayan bir cihaz olarak belirtilmiştir [136].

Willytec Test Metodu [135]:

Aşındırıcı uç: Mine, empress (çap 2,4 mm)

Ortam: Su veya diğer sıvılar

Hareket: Gıcırdatma, sürtünme ve çarpma

Kuvvet: 50 N

Lateral hareket: 0.7 mm

Devir sayısı: 120.000 devir.

Termosiklus: Ayarlanabilir (5°C -55°C)

Dental materyallerin aşınma özelliklerini değerlendirmek amacıyla kullanılan cihazların özellikleri;

- Kuvvet mutlaka ayarlanabilir olmalıdır.
- Her materyal için ayrı kalibrasyon ayarı gerektirmemelidir.
- Lateral hareketler yapabilmelidir.
- Test aşamasında aşınan partiküllerin ortamdan uzaklaştırılması amacıyla sıvı akışı sağlanabilmelidir .
- Tüm hareketler bilgisayar tarafından kontrol edilebilir ve ayarlanabilir olmalıdır [137].

İn vitro olarak yapılan aşınma çalışmalarında, çok sayıda aşınma test cihazı ve ölçüm yöntemi kullanıldığından, farklı araştırmaların bulgularını birbirleriyle karşılaştırmak mümkün olmamaktadır [138]. Bundan dolayı gerçekçi bulgular elde edilebilmesi için deneylerdeki test ortamlarının, klinik ortamı mümkün olduğunca iyi taklit edebilmesi gerekmektedir. Bu sebeple daha sağlıklı sonuçlar elde edilmesi için klinik çalışmalar, laboratuvar çalışmaları ile mutlaka desteklenmelidir [138].

2.5.3 Lazer tarayıcılar

Aşınma ölçümünde kullanılan lazer tarayıcılar temaslı ve temassız olarak iki sınıfa ayrılır;

2.5.3.1 Temassız ölçüm yapan tarayıcılar

Temassız tarayıcılar kendi içinde nokta, çizgi, alan ve hacim tarayıcıları olarak sınıflandırılabilir. Temassız nokta profillemeye sistemleri, yüzeyleri dijitalleştirme açısından temaslı profilleyicilere benzer. Temassız ölçüm yapan tarayıcılarda yüzeye temas eden prob ucu bulunmaz bunun yerine bir ışık kaynağı veya mikroskop ile ölçüm yapılır, ana avantajları yüzeye temas etmemeleridir. Dezavantajları ise opak, diffüz bir yansıtıcı yüzeye ihtiyaç duymalarıdır. Çözünürlük, genellikle 0,025 mm'den az odaklanabilen ışık kaynağına bağlıdır [139].

Çizgi Lazer:

Çizgi lazer sistemleri, yüzeye düz bir çizgi yansıtarak yüzeyi tarar. Bir dijital kamera, yüzey boyunca hareket eden çizginin görüntülerini yakalar [139].

Alan Tarayıcıları:

Alan tarayıcılarının çizgi tarayıcılardan farkı, tüm yüzeyde görüntü oluşturmaları ve yüzey noktalarını ölçmek için triangulasyon, faz kayması, moire saçak deseni, enformetre, ya da bunların kombinasyonlarını kullanmasıdır [139]. Çizgi ve alan tarayıcıların temel avantajı, nokta tarayıcılardan önemli ölçüde daha hızlı olmalarıdır ancak tek bir nokta kadar keskin şekilde odaklanamadığı için daha düşük çözünürlüktedir. [139].

Nokta tarayıcıları:

Tüm yöntemler arasında çözünürlüğü en yüksektir, ancak taramak için çok uzun süre gerektirmesi dezavantajıdır [139].

Hacim Tarayıcıları:

Hacim tarayıcıları bilgisayarlı tomografi (BT) tabanlıdır. Çözünürlükleri voksel boyutuna göre belirlenir ve birkaç mikrondan (mikro BT) yüzlerce mikrona kadar değişir. Hacim sistemlerinin avantajı gölgelenmenin sorun olmamasıdır. Dezavantajları maliyet ve radyasyondur [139].

2.5.3.2 Temaslı ölçüm yapan tarayıcılar

Temaslı tarayıcılar oklüzal yüzeylerin düzensiz topolojik profilini çıkarmak için küresel prob uçları kullanır. Çözünürlük, tipik olarak 0,1 mm veya daha büyük çapa sahip olan kalem ucunun boyutuyla sınırlıdır. Kontak profilleme sistemlerinin avantajları, nispeten düşük maliyetle iyi doğruluk, renk veya şeffaflık gibi yüzey özelliklerindeki farklılıklardan etkilenmemeleridir. Dezavantajları yavaş olmaları ve sert yüzeyler gerektirmeleridir. [139].

2.6 Diş Hekimliğinde Renk

Son yıllarda diş hekimliğinde estetik konusu giderek önem kazanmakta ve hastaların da diş estetiği ile ilgili beklentileri artmaktadır. Diş hekimliğinde estetiği sağlamak için doğru form elde etmenin yanında doğru renk seçimi de oldukça önemlidir. Dişlerin formları belirlenirken belli normlar mevcuttur ve bu normlar çerçevesinde diş formları seçilebilir ancak diş rengi ile ilgili böyle bir kural bulunmadığından hekimin klinik tecrübesi ve bilgi birikimi renk seçiminde oldukça önemlidir [140]. Renk seçimi subjektiftir ve hekimden hekime hatta aynı hekimin tekrarlayan ölçümlerinde bile farklı sonuçlar ortaya çıkabilir [141]. Diş hekimliğinde renk seçimi görsel ve bilgisayar destekli yapılabilir. Hekimin klinikte görsel olarak rengi belirlemesi subjektiftir ve bu yöntemde hazır renk skalaları kullanılır. Rengin bilgisayar yardımıyla seçilmesi objektiftir ve her iki yöntemin birlikte kullanılması önerilir [142]

2.6.1 Renk

Renk cisimlerin ışık enerjisiyle fiziksel etkileşimleri sonucu göz tarafından algılanan psikofiziksel bir yanıttır [143]. Renk tanımının anlaşılması için, öncelikle ışık tanımının bilinmesi gerekir. Işık 360-760 nm arasında dalga boyuna sahip olduğunda insan beyni tarafından algılanabilen elektromanyetik bir enerjidir; daha kısa dalga boyları mavi, daha uzun dalga boyları ise kırmızı renge tekabül eder [144]. Işığın değişik dalga boylarının gözün retinasına ulaşması ile ortaya çıkan algılamaya renk denir. Işığın maddelere çarptıktan sonra bir kısmının soğrulup bir kısmının yansması nedeniyle algılamada çeşitlilik oluşur. Bu renk tonu olarak adlandırılır [145]. Rengi, bütün dalga boylarının gözümüze aynı anda ulaştığı durumda beyaz, hiç ulaşmadığı durumda siyah olarak algılarız [146]. Ancak ışık olmadan görüntü oluşamaz. Dışın şekli ve rengi ancak görsel algının başladığı ve beyne gidecek olan sinyallerin oluştuğu göze ulaşabilen ışık dalgalarının dış tarafından yansıtılması, emilmesi veya geçirmesi ile belirlenebilir [144].

2.6.2 Materyallerin optik özellikleri

Objenin rengini belirleyen yalnızca kullanılan renklendirme ajanları ve tonu değil, objenin şeffaflığı (transparanlık), yarı şeffaflığı (translulentlik) ve opaklığı ile de ilgilidir. Diş minesini ve diş çevreleyen destek dokular yarı şeffaf dokulardır [147].

2.6.2.1 Opaklık

Bir nesnenin rengi yalnızca pigment veren maddenin yoğunluğu ve tonuyla değil aynı zamanda nesnenin yarı saydamlığı veya opaklığıyla da değişir. Sert ve yumuşak dokuların opaklık dereceleri farklılık gösterir. Bu özellikle diş minesini ve çevresindeki diş eti dokuları için geçerlidir. Opaklık, malzemelerin ışık geçişini engelleme özelliğidir [147].

Gün ışığı gibi beyaz bir ışık kaynağından gelen spektrumun tüm renkleri, absorbe edilmeden yansıtıldığında nesne beyaz görünür. Spektrumda ki tüm renkleri eşit olarak absorbe ettiğinde nesne siyah görünür. Opak bir malzeme ışığın bir kısmını emebilir ve geri kalanını yansıtabilir. Örneğin kırmızı, turuncu, sarı, mavi ve mor renkler emilirse, nesne beyaz ışıkta yeşil renk görünür [147].

2.6.2.2 Translulentlik (Yarı Saydamlık)

Translütensi, materyalin ışığın geçişine kısmen izin vermesi olarak tanımlanır. Bu nedenle yarı saydamlık olarak da adlandırılır [147]. Translütentlik, opaklık ve transparanlık arasında bir derece olarak ifade edilir. Genelde dişin translütentliğini artırmak parlaklığını azaltır; çünkü göze daha az ışık yansır [148]. Doğal dişlerin yüksek translütensi gösteren mine tabakasının özellikle kesici kenar bölgelerinde ışık direkt olarak geçerken, geçirgenliği daha az olan dentin tabakasında dağılarak yayılır [148].

2.6.2.3 Transparanlık (Saydamlık-Şeffaflık)

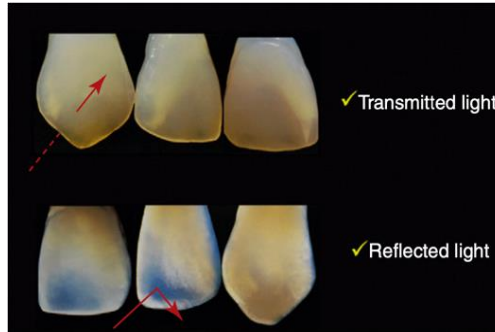
Işığın bir maddenin içinden tamamen geçmesine transparanlık yani saydam özellik denilir [149]. Şeffaf malzemeler ışığın geçişine izin verir, böylece nesnede çok az değişiklik meydana gelir. Cam gibi şeffaf malzemeler, belirli dalga boylarını emip diğerlerini yansıtıkları durumda renkli görünebilirler [147].

2.6.2.4 Floresanslık

Floresan, bir malzeme üzerine bir ışık huzmesi gönderildiğinde ışık enerjisinin kendiliğinden yayılmasıdır. Yayılan ışığın dalga boyu genellikle gönderilen ışığın dalga boyundan daha uzundur. Tipik olarak mavi veya ultraviyole ışık, görünür aralıkta olan floresan ışık üretir. Floresan maddelerin çoğundan gelen ışık, tek, geniş, iyi şekillendirilmiş bir eğri halinde yayılır; dalga boyunun genişliği ve tepe noktası, floresan veren maddeye bağlıdır [150]. Bazı ön bölge restoratif materyaller ve porselenler, diş yapısının doğal görünümünü yeniden oluşturmak için floresan maddelerle formüle edilmiştir [150].

2.6.2.4 Opelesanslık

Opelesanslık cismin yansıyan ve iletilen ışık altında farklı renk görünmesi olarak tanımlanabilir. Dişin doğal görünümünü tamamıyla taklit edebilen, estetik restorasyonlar üretmek için, opelesant özelliklere sahip materyaller kullanılmalıdır [150]. Opelesans materyaller prizma gibi davranarak farklı dalga boylarında değişik derecelerde kırılmaya uğrarlar. Minede bulunan hidroksiapatit kristalleri de prizma gibi davranır ve kırılmaya uğrar. Mine ve opelesans materyaller ışık altında kırmızı renkleri geçirip mavi rengi yansıtırlar. Bu nedenle mine renksiz olmasına rağmen insizal uçta mavi renkte görünmektedir (Şekil 2.13) [151].



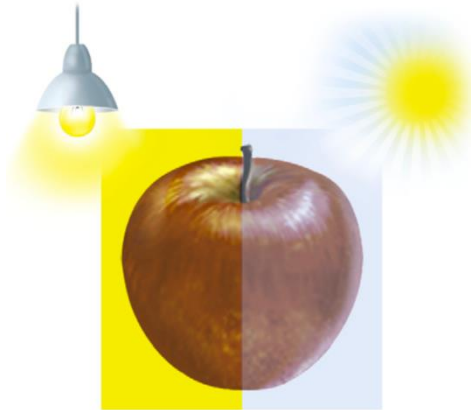
Şekil 2.14: Seramik restorasyonlarda opelesans özelliğinin gösterilmesi(Diş, iletilen ışık altında kahverengi, yansıyan ışık altında mavi görünür) [150]

2.6.2.5 Yansıma ve kırılma

Işık kaynağından gelen ışınlar hava dışında başka bir saydam ortama geçerken bir kısmı yansımaya uğrayarak geldiği ortama geri döner, bir kısmı da diğer ortama doğrultusu ve hızı değişerek geçer. Farklı ortama geçen ışığın doğrultusundaki bu değişime kırılma denir [149].

2.6.2.6 Metamerizm

Renk algısını oluşturan üç ana etken; ışık kaynağı, nesne ve gözlemcidir. Metamerizm, bu etkenler arasındaki ilişkinin değişmesi ile ortaya çıkar. Belirli bir ışık kaynağında aynı görünen fakat farklı ışın dağılımına sahip iki renk metamer adını alır, bu olaya da metamerizm denir (Şekil 2.14). Aydınlatma koşulları değiştiğinde metamer özellik gösteren cisimler birbiriyle aynı renkte görünmez. Örnek olarak muayenehanede ki ışık kaynağı altında aynı renk gibi görünen iki nesne gün ışığında farklı renk görünebilirler. Metamerizmle ilgili bu sorunu önlemek için, seçilen renk gün ışığı ve floresan gibi değişik ışık kaynaklarında kontrol edilerek onaylanmalıdır. Ayrıca, klinik ve laboratuvar arasında bir aydınlatma standardizasyonu sağlanması gerekir. Aydınlatmanın standardizasyonu sağlandığında ve hastanın ortamına benzer bir ortamda renk seçimi yapıldığında metamerizm etkileri azaltılmış olur. Renk seçiminde doğru zaman aralığı 12.00-15.00 saatleri arasındadır [152].



Şekil 2.15: Elmanın kullanılan farklı ışık kaynakları altında renk değişimi [150]

2.6.3 Diş hekimliğinde kullanılan renk sistemleri

Diş hekimliğinde Munsell ve CIE olmak üzere güncel olarak kullanılan iki tip renk sistemi vardır.

2.6.3.1 Munsell renk sistemi

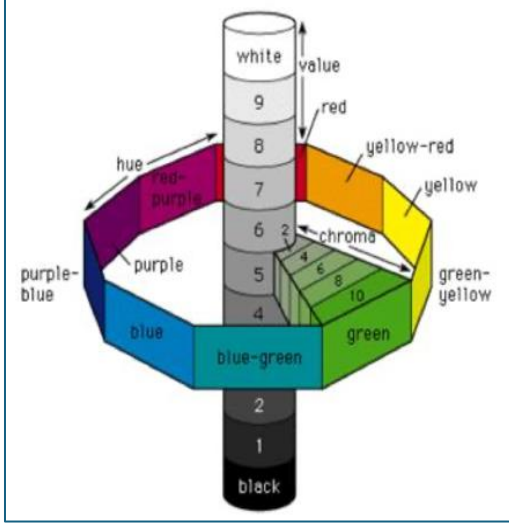
Rengi belirlemek için ilk kullanılan ilk ve en uygun sistem Amerikalı bir sanatçı ve sanat öğretmeni olan Albert Henry Munsell tarafından 1942 yılında tanımlanmış olan Munsell renk sistemidir. Munsell sisteminde renk üç ana parametrede incelenmiştir: Hue (ΔE_{00}^*), Chroma (c^*) ve Value. Hue, rengin adıdır; doğal dişler sarı ve sarı/kırmızı arasındaki bölgededir. Chroma, rengin yoğunluğu ve value rengin parlaklığı, açıklık-koyuluk oranıdır. Birçok araştırmacı tarafından diş rengi belirlenmesindeki en önemli parametre value olarak belirlenmiştir ,rengin açıklık veya koyuluğudur [153].

Bu renk sisteminde renkler, silindirik koordinatlar üzerinde gösterilmektedir. Value silindirin dikey ekseninde beyazdan siyaha kadar grinin tonlarını gösterir. Hue ise silindirin çevresindeki halka üzerinde yerleşmiştir ve beş ara renge ayrılmaktadır. Chroma ise yatay yönde ve merkezden dışarı doğru artmaktadır (Şekil 2.15).

Hue: Rengin adı olarak tanımlanır. Munsell'in kendi ifadesiyle: “bir renk ailesini diğerinden ayırmaya yarayan değerdir, sarıyı kırmızıdan, yeşili maviden veya mordan ayırmamızı sağlar” [154]. Hue VITA Classical renk skalasında A, B, C, D harfleri ile temsil edilir[148].

Value: Rengin parlaklığı olarak tanımlanır. Munsell Value özelliğini siyah-beyaz bir skala olarak tanımlamıştır. Bu skalada 0 siyah, 10 beyazdır. Doğal dişin Value değeri 4 ila 8 arasında değişmektedir [155].

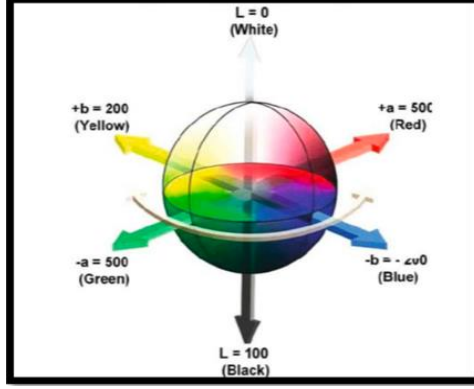
Chroma: Ana rengin yoğunluğudur. Chroma ile parlaklık ile ters orantılıdır. Vita Classical renk skalasında chroma numaralarla ifade edilir [148, 156].



Şekil 2.16: Munsell renk sistemi

2.6.3.2 CIE L*a*b* renk sistemi

1976 yılında Commission Internationale de l'éclairage tarafından geliştirilen bu matematiksel renk sistemi, kendinden illuminant olmayan tekstil, boyalar ve plastik gibi materyallerin renk ölçümleri için kullanılmıştır [157-159]. Munsell renk sisteminde olduğu gibi CIE L*a*b* (CIELAB, CIE76) sisteminde de renk üç koordinatla tanımlanmaktadır: Bu sistemde L* koordinatı rengin açıklığını (Lightness), a* kırmızı-yeşil rengin doygunluğunu, b* ise mavi-sarı rengin doygunluğunu tanımlar (Şekil 2.16). Value ve L* birbiriyle orantılıdır ve rengin aydınlığını, parlaklığını veya siyah/beyaz karakterini temsil eder, bu parametre 0 (siyah) ile 100 (beyaz) arasında bir değere sahiptir. Rengin kromatik, veya siyah-beyaz olmayan karakterleri ise Munsell'de Hue ve Chroma ile temsil edilirken, bu sistemde a* ve b* ile temsil edilir [156]. Yatay eksenlerde bulunan a* ve b* koordinatlarının 0 değerleri nötral renkleri (beyaz, gri) verirken, bu değerlerin artması rengin daha doygun ve yoğun olduğunun göstergesidir [160, 161].



Şekil 2.17: CIE L*a*b* renk sistemi (<https://ΔE00>

[.researchgate.net/publication/328675252_determination_of_the_effects_of_different_packaging_methods_and_materials_on_storage_time_of_dried_apple](https://researchgate.net/publication/328675252_determination_of_the_effects_of_different_packaging_methods_and_materials_on_storage_time_of_dried_apple), Erişim tarihi 30 Aralık 2023)

İnsan gözü renk farklılıklarını algılamada yetersizdir. Bu sebeple CIE L*a*b* Sisteminde renk değişikliği $\Delta E = [(L_1 - L_2)^2 + (a_1 - a_2)^2 + (b_1 - b_2)^2]^{1/2}$ formülüyle hesaplanır. ΔE denkleminde Δ , renk parametrelerindeki değişimi göstermektedir. ΔL^* , Δa^* ve Δb^* değerleri, bir örneğin iki hali ya da iki farklı örneğin ilgili parametreleri arasındaki farkları tanımlamaktadır. Elde edilen sayısal değerlerin büyüklüğü de total renk değişimini yansıtmaktadır ancak bu değer renk değişiminin karakterini ve yönünü tanımlamamaktadır [162-164]. CIELAB sistemindeki eksikler nedeniyle daha ileri formüller CMC (Colour Measurement Committee of the Society of Dyers and Colourists), CIE94, BFD (Bradford), LCD (Leeds Colour Difference) ve CIEDE 2000 geliştirilmiştir [162-164]. Bunlardan en günceli CIE'nin resmi olarak önerdiği yeni formül olan CIE2000 veya CIEDE2000'dir [165].

CIEDE2000 Renk Sistemi

Gözün renk farklarını ayırt etme yeteneği materyalin parlaklığına, doygunluğuna, tonuna bağlıdır. Parlaklık farkı dolayısıyla oluşan renk farkını gözün algılaması güçken, ton farkı sebebiyle oluşan renk farkını daha kolay algılar. Dolayısıyla 2000 yılında uluslararası renk bilimciler tarafından CIELAB formülündeki gibi tüm değişkenleri eşit değerlendirmek yerine gözün algısını daha baskın biçimde etkileyen faktörün katsayısını ona göre belirleyerek kabul edilebilirliği ve algınabilirliği daha uygun ve doğru biçimde saptayacak bir formül geliştirilmiştir [163, 165].

Formül CIELAB’i temel almakla birlikte beş düzeltme içerir; bunlar parlaklık (lightness), doygunluk (chroma) ve tonun (hue) ağırlıklandırma fonksiyonları ile, mavi renkler için doygunluk ve ton farkı arasındaki interaktif bir terimi (ΔR) ve gri renklerin performansını geliştirmek için CIELAB a* skalası için skala faktörünü içerir. Bu formül CMC, BFD ,CIE94 gibi diğer gelişmiş formüllerden üstünlüğünü dört bağımsız deneysel veri ayarıyla göstermiştir ve CIE tarafından resmen yeni renk farkı formülü olarak benimsenmiştir [163, 165, 166].

CIEDE2000 ile parlaklık, ton ve doygunluk için ağırlık düzenlemesi yapılmıştır. Ton değişikliği toplam renk değişikliğini parlaklık ve doygunluktaki değişikliğe oranla daha çok etkilemektedir. Parlaklık dolayısıyla oluşan renk değişikliğinin ayırt edilmesi ton dolayısıyla oluşan renk değişikliğine nazaran daha zor ayırt edilir [167]. Perez ve ark. [164] 2011 yılında yaptıkları bir çalışmada parlaklık toleransının doygunluk ve ton toleransından yüksek olduğunu, dolayısıyla parlaklık algılanabilir eşiğinin ($\Delta L= 2.92$) ton ($\Delta H= 1.90$) ve doygunluk eşiğine ($\Delta C= 2.52$) göre daha fazla olduğunu tespit etmiştir [164]. CIE 2000 renk farkı aşağıdaki formül ile hesaplanmaktadır [163, 168].

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

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

$$\Delta C = C_2' - C_1'$$

$$\Delta H = 2 \sqrt{C_1' C_2'} \sin(\Delta h' / 2)$$

$\Delta L'$, $\Delta C'$, and $\Delta H'$ CIEDE2000 sistemine göre, numunelerin işlem öncesi ve sonrası parlaklık, doygunluk, ton ölçümleri arasındaki farkı; RT(rotasyon fonksiyonu) ise mavi alandaki doygunluk, ton farkı arasındaki etkileşimi gösteren bir fonksiyondur ve dental renk uzayında 0'a yakın değeri vardır [163, 164]. Ağırlıklandırma fonksiyonları (SL, SC, SH) L*, a*, b* koordinatlarındaki renk farkı çiftlerinin yerindeki değişiklikler için toplam renk farkı ayarlamasını yapmak için kullanılır. KL, KC, KH parametre faktörleri deneysel koşullar için düzeltme terimleridir, Ghinea ve ark.'nın çalışmalarında 1 olarak alınmıştır [163, 169].

KL, KC, KH değerleri parlaklık, doğunluk ve ton için sırasıyla doku, arka fon, ayraç vb. farklı görüntüleme parametrelerini ayarlamak için kullanılır [166]. CIE L*a*b* sistemi ve CIEDE 2000 sistemi ile monokromatik dental seramik örnekleri üstünde yapılan renk eşleştirilmesi ya da ölçümü sonucu ortaya çıkan ΔE değerlerinin insan gözü tarafından ne ölçüde algılanabildiği ve kabul edilebilirliği araştırılmıştır. CIELAB 50:50% algılanabilirlik eşiği $\Delta E_{ab} = 1.2$ olarak bulunurken, 50:50% kabul edilebilirlik eşiği $\Delta E_{ab} = 2.7$ olarak tespit edilmiştir [170]. Buna eşdeğer gelen CIEDE2000 (ΔE_{00}) değerleri 50:50% algılanabilirlik eşiği $\Delta E_{00} = 0.8$ olarak bulunurken, 50:50% kabul edilebilirlik eşiği $\Delta E_{00} = 1.8$ olarak tespit edilmiştir [168]. Algılanabilirlik eşiği bir gözlemci tarafından ayırt edilebilen en küçük renk farkını gösterir. Kabul edilebilirlik eşiği ise renk farkını belirlemek için maksimum eşiği temsil eder ve bu değerin üzerindeki renk farkı kabul edilemez, renk düzeltilmesi gerektirir. Yapılan araştırmalara göre, renk farkını değerlendirirken CIEDE2000 renk farkı formülünün CIELAB formülüne göre renk farklılıklarını daha iyi açıklayabildiği, bu nedenle algılanabilirliği arttırdığı görülmüştür [168].

2.6.4 Renk ölçüm yöntemleri

Günümüzde diş rengini ölçmek için birçok yöntem kullanılsada sıklıkla iki yöntem tercih edilmektedir. Bunlardan ilki; porselen veya akrilik reçine renk skalaları kullanılarak yapılan görsel, subjektif renk ölçüm yöntemidir. Diğeri ise spektrofotometreler, renk ölçerler ve görüntü analiz teknikleri kullanılarak bir cihaz yardımıyla objektif ölçüm sağlayan yöntemlerdir. Diş renginin belirlenmesi için kullanılan yöntemin basit, çabuk ve tekrarlanabilir olması gerekir [162].

2.6.4.1 Görsel renk ölçüm yöntemi

Dişin standart renk skalaları ile karşılaştırılarak yapılan görsel renk tespiti diş hekimliğinde en sık kullanılan renk ölçüm yöntemidir. Dişin ve renk ölçümü için kullanılan skalanın aynı ışık kaynağı altında aynı anda gözlemlendiği subjektif bir süreçtir. Gözlemcinin uyarana verdiği psikolojik ve fizyolojik cevaplara bağlı olarak renk algısı değişir [162].

Dış ortam ve ışık koşulları, deneyim, yaş, insan gözünün yorulması gibi genel etkenler ve renk körlüğü gibi fizyolojik değişkenler tutarsızlıklara ve yanlılığa neden olabilir. Görsel olarak renk değerlendirmesi sonrası rengin özelliklerini teknisyene aktarmak için standartlaşmış sözlü araçlar sınırlıdır. Bu sınırlamalara rağmen, insan gözü, iki nesne arasındaki küçük renk farklılıklarını bile tespit etmede çok etkilidir [162].

Görsel renk ölçümünü etkileyen ve hataya sebep olabilen faktörler [171, 172];

- Yorgunluk,
- Yaşlanma,
- Duygular,
- Göz, obje ve aydınlatma pozisyonu,
- Metamerizm,
- Dişin yüzey yapısı,
- Hastanın cinsiyeti ve yaşı,
- Dişin kuruluğu,
- Hastanın saç rengi,
- Skalaya bağlı etkenler; kıyaslama yapılacak skalanın güvenilirliği.

Görsel renk ölçümünde diğer yöntem ise seçilmiş belli sayıda kişinin görme duygusunu kullanarak yaptığı ölçüm yöntemidir. Burada Munsell renk sistemine göre değerlendirme yapılır. Buna göre sırasıyla; value değeri beyaz=10/, siyah=0/ arasında, chroma veya doygunluk değeri akromatik veya gri=0, yüksek oranda doymuş renk=18 arasında, en son hue değeri standart skala yardımıyla temel 10 çeşit renk içinden seçilerek ölçüm yapılır [150, 173, 174]. Bu 10 çeşit renk; kırmızı=R, sarı-kırmızı=YR, sarı=ΔE00, yeşil=G, yeşil-sarı=GY, mavi=B, mavi- yeşil=BG, mor-mavi=PB, mor=P, kırmızı-mor=RP şeklinde adlandırılır. Örneğin; sağlıklı bir hastada yapışık dişeti rengi 5R 6/4 olarak ölçülmüştür. Burada 5R renk çeşidini (hue), 6 value değerini, 4 chroma değerini belirtir [150, 173, 174]. Görsel renk seçiminde kullanılan skalalar mantıksal sıralama, renk aralığı dağılımında yeterlilik, doğal dişlerle uyum, skalaların kendi arasında ve porselen, kompozit gibi dental materyaller arasında tutarlılığı gibi belirli özelliklere sahip olmalıdır [175].

İlk sistematik renk skalası Clark tarafından üretilen ‘Tooth Color Indicator’ olup 60 seramik örnek içermektedir [176]. Vita Classic, Ivoclar Chromascop ve Vita 3D-Master günümüzde en yaygın ve popüler renk rehber sistemleridir. Vitapan klasik renk skala sisteminde, ton harfler (A: Kırmızımsı kahverengi, B: Kırmızımsı sarı, C: Gri, D: Kırmızımsı gri) ile belirtilen gruplar halinde kategorize edilmiştir. Chromascop Sistemi renkleri tanımlamak için harf yerine numaralar (100: Beyaz, 200: Sarı, 300: Turuncu, 400: Gri, 500: Kahverengi) kullanmaktadır. Vitapan 3D ShadeMaster, geleneksel harf/numara sınıflandırmasından farklı, özel bir sistemdir [149]. VITA Toothguide 3D-Master renk skalası (Şekil 2.17) value değeri baz alınarak tasarlanmıştır Bunun sebebi ise rengin içerdiği gri tamamlayıcıların miktarı olan aydınlık, yani value değerinin belirlenmesinin hue değerine kıyasla çok daha önemli olmasıdır [177, 178].



Şekil 2.18: VITA Toothguide 3D-Master renk skalası

2.6.4.2 Alet ile Renk Ölçümü

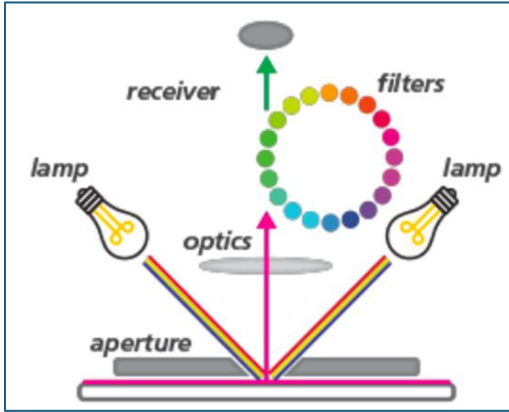
Alet kullanılarak ölçüm yapan sistemler tek bir noktadan ölçüm yapan spot ölçüm cihazları ve dişin renk haritasını çıkararak yüzeyin tamamını ölçen cihazlar olmak üzere iki sınıfa ayrılır [179, 180].

Renk ölçme cihazının doğruluğu, doğru ölçüm yaptığından emin olunan farklı bir cihazla karşılaştırılması sonucu anlaşılır. Tekrarlanabilirlik ise bir renk seçme cihazının, aynı dişten yapılan farklı ölçümlerde tutarlı sonuç vermesi ile değerlendirilebilir. Cihaz ölçüm hassasiyeti ölçüsünde tekrarlanabilir sonuçlar verir [181]. Alet ile ölçüm yapan sistemler, RGB cihazları, spektrofotometreler, spektrometreler, kolorimetrelerdir [179].

2.6.4.1 Spektrofotometre

Spektrofotometreler görünür spektrum boyunca 1-25 nm aralıklarla bir nesneden yansıyan ışık enerjisi miktarını ölçer. Spektrofotometreler, aynı zamanda ölçülen spektral yansımayı renk koordinatlarına (CIEXYZ, CIELAB veya CIELCH) ve çeşitli diğ rengi değerlerine dönüştürebilir [182]. İnsan gözüyle tespit edilemeyen renkleri sensörleri aracılığıyla algılayabilirler. Çalışma şekli numuden yansıyan ışığın, beyaz bir yüzeyden yansıyan ışığa oranının ölçülmesi şeklindedir [183].

Spektrofotometreler için sık kullanılan iki farklı tasarım vardır. Geleneksel olan, bütün dalga boylarındaki ışık miktarını kaydeden tek bir fotodiyot detektörden oluşur. Işık bir monokromatörden geçerek küçük dalga boyu aralıklarına bölünür. Daha gelişmiş tasarımda ise, her dalga boyu için özel bir element içeren diyot dizisi kullanılmaktadır. Bu tasarım, tüm dalga boylarının aynı anda entegrasyonunu sağlar[184]. Her iki tasarım da kolorimetreye göre oldukça yavaştır; ancak kolorimetreden daha doğru renk ölçümü yapabilecek donanıma sahiptirler. Kolorimetrede yer alan üç temel RGB filtre yerine spektrofotometrelerde renk spektrumunun tamamını ölçmek için 31 adet filtre bulunmaktadır (Şekil 2.18)[184].



Şekil 2.19: Spektrofotometre çalışma prensibi

Görsel ve aletle yapılan renk ölçüm doğruluğunun karşılaştırıldığı sistematik çalışmaların çoğu spektrofotometre kullanıldığında daha kesin sonuçlar alındığını bildirmiştir[185]. Örneğin Paul ve ark. [186] görsel renk seçiminin yalnızca %26,6, spektrofotometrik renk seçiminin ise %83,3 oranında renk eşleşmesi gösterdiğini bulmuştur.

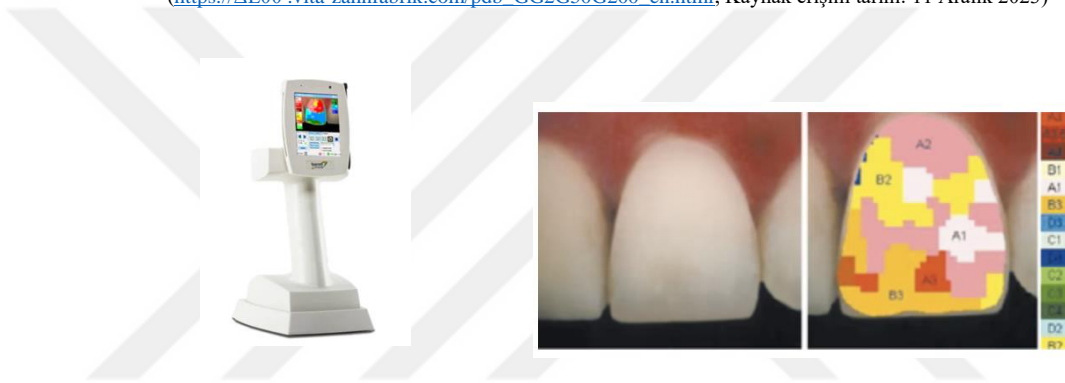
Benzer şekilde, Bahannan [63] diş hekimliği öğrencileri arasında renk ölçüm kalitesini karşılaştıran bir çalışma yapmış, doğru renk tonu görsel yöntemlerle yalnızca %36,3 oranında ve spektrofotometre kullanılarak %80,4 oranında seçilebilmiştir. Klinik kullanımlar için farklı tasarımlara, yazılımlara ve veri çıktılarına sahip çeşitli ticari spektrofotometreler mevcuttur [181, 182, 187, 188]. Vita Easyshade Compact (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) (Şekil 2.19), Spectroshade Micro (MHT, Niederhasli, İsviçre) (Şekil 2.10), Crystal Eye (Olympus, Center Valley, ABD), Shade-X (X-Rite Grandville, MI, ABD) cihazları verilebilir [189]. Yapılan bazı çalışmalar, farklı cihazların in vitro ve in vivo tekrarlanabilirliği ve doğruluğu karşılaştırmıştır [188, 190-194]. Örneğin, SpectroShade (MHT Optic Research AG, İsviçre) ve VITA Easyshade (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) spektrofotometrelerinin in vitro ölçüm için tekrarlanabilirliğinin sırasıyla %96,9 ve %96,4 olduğu gösterilmiştir ve doğrulukları sırasıyla %80,2 ve %92,6'dır [190].

Klinik bir çalışmada Spectroshade, VITA Easyshade ve kolorimetreye karşılaştırıldığında diş renklerini ölçmede en fazla tekrarlanabilir (%82,7) cihaz olmuştur[191]. Maksiller ve mandibular dişleri ölçen başka bir klinik çalışmada, her iki cihaz da mükemmel tekrarlanabilirlik göstermiş ve CIELAB değerlerinde cihazlar arasında önemli bir fark bulunmamıştır [192]. Ancak, çalışmalar tekrarlanabilirlik derecesinin ortam aydınlatıcısından [86] ve dişlere uygulanabilecek arka plandan [195] etkilenebileceğini gösterdiğinden, bu cihazları kullanırken dikkatli olunmalıdır. İn vivo ölçüm sırasında optik lensin buğulanması meydana gelebilir ve bu da hatalı okumalara yol açar [196]. Bu cihazlar temas ölçüm cihazları olduğundan, bazı cihazların başının diş eti dokularına karşı sabit tutulması gerektiğinden hastada ufak rahatsızlıklar meydana gelebilir. Dental araştırmalar ve klinik çalışmalarda spektrofotometrenin in-vivo diş rengi ölçümünün güçlüğü ve maliyetinin fazla olması gerekçeleriyle yaygın kullanımının zor olduğu bildirilmiştir [197]. Fakat, doğal diş renginin belirlenmesinde sonuçların görsel değerlendirme ile uyumlu olduğunu bildirmişlerdir [186].



Şekil 2.20: Vita Easyshade Compact spektrofotometre (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen,Almanya)

(https://ΔE00.vita-zahnfabrik.com/pdb_GG2G50G200_en.html, Kaynak erişim tarihi: 11 Aralık 2023)



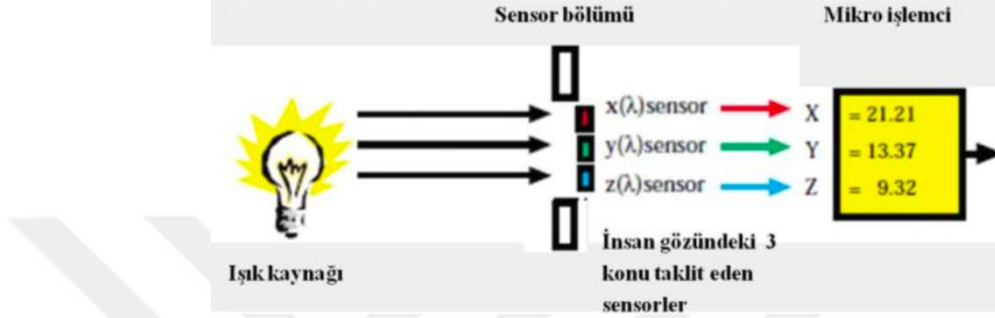
Şekil 2.21: Spectroshade Micro (MHT, Niederhasli, İsviçre)

(<https://spectroshade.us/products/spectroshade-micro-ii>, Kaynak erişim tarihi: 11 Aralık 2023)

2.6.4.2 Kolorimetreler

Kolorimetreler, CIELAB (L^*, a^*, b^*) birimlerinde ölçüm sağlar ve matematiksel olarak analiz edildiğinde farklı nesnelerin renk parametrelerini karşılaştırabilir. Kolorimetre, CIE $x(\lambda)$, $\Delta E00(\lambda)$ ve $z(\lambda)$ sistemine benzer sonuç vermek için kırmızı, yeşil ve mavi olmak üzere üç ayrı dedektöre sahiptir [198]. Görünür spektrumda yansıyan ışık kolorimetrenin bu filtrelerinden geçirilerek ölçülür [185, 189]. Yaklaşık 3 ya da 4 tane fotoiod içerirler ve bu fotodiodların içinde ışığın spektral özelliklerini kısıtlayan filtreler bulunmaktadır. Spektrofotometreler kadar detaylı ölçümler yapmadıkları için elde edilen veriler daha anlaşılır ve basittir. Işık kaynağından yayılan ışık yüzeyden yansyarak kolorimetreye geri dönerken kırmızı, yeşil ve mavi üç filtreden geçer. Bu filtrelerin diğer bir görevi insan gözünün renkleri nasıl algıladığını açıklayan RGB (red-green-blue) değerlerini ayrıştırmaktadır (Şekil 2.21). Genel olarak kolorimetrelerin güvenilir, tekrarlanabilir ve renk farkı ölçümlerinde doğru olduğu gösterilmiştir [62,69].

Örneğin, in vitro renk şeritlerini ölçmek için bir kolorimetrenin tekrarlanabilirliğinin %92,6 ,doğruluğunun %99,0 olduğu gösterilmiştir [190]. Maksiller kesici dişlerin renginin in vivo olarak kolorimetre ile ölçümü de mükemmel tekrarlanabilirlik göstermiştir [199].



Şekil 2.22: Kolorimetre çalışma prensibi

Diş hekimliğinde, kolorimetrik bir cihazın ölçüm sonuçları değişebilir çünkü cihazdan yayılan standartlaştırılmış aydınlatıcı ışık, dişlerin ve seramik kronların yarı saydam optik özelliklerinin bir sonucu olarak dağılabilir, emilebilir, iletilebilir, yansıtılabilir ve hatta yana doğru yer değiştirebilir. Seghi [160] yaptığı çalışmalar sonucunda kolorimetre tarafından toplanan verilerin porselenlerin yarı saydam özellikleri tarafından önemli ölçüde değiştirilebileceği sonucuna varmıştır. Haywood [200] ise kolorimetrelerin dişlerde bulunan kavisli, yarı saydam yüzeyler yerine düz yüzeyler için tasarlandığına inanmış ve bunun üzerine çalışmalar yapmıştır. Cihazın filtreleri zamanla eskiyebilir ve bu sebeple cihazın tutarlılığı, sürekliliği ve filtrelerin tekrar CIE renk sistemine uyumlu sonuç vermesi olasılığı zayıflar. Bu nedenle spektrofotometrelerin kullanım ömrü kolorimetrelere göre daha uzundur [185]. Cihazın başka bir dezavantajı da metamerizm ölçümünde kullanılamamasıdır [201]. Dişlerin renk özellikleri tek düze değildir ve diş yapısının katmanlı doğası en iyi aletleri bile zorlayan ince renk değişikliklerini içerir. Dişlerdeki bu eşitsizlik sorunu yalnızca kolorimetrenin sonuçlarını etkilemekle kalmaz, aynı zamanda insan gözünü dişin hangi kısmına odaklanacağı konusunda da zorlar. Bu çoklu faktörler, kolorimetre cihazlarının doğruluğunu ve bunların araştırmacı tarafından kullanılma şeklini test eder [161, 202].

Bu nedenle yapılan çalışmalarda, insan gözüyle elde edilen sonuçların kolorimetreden elde edilen sonuçlarla karşılaştırılmasında büyük oranda farklılıklar bildirmiş olması şaşırtıcı değildir [161, 202]. Kolorimetreler nispeten küçük ve taşınabilir [203].

2.6.4.3 Spektrometre

Spektrometreler görünür spektrum boyunca nesnelere yayılan veya yansıyan radyometrik değerleri (ışık, parlaklık) ölçer. Renk ölçümü, insan gözüne benzer şekilde cisme temas etmeden yapılmaktadır. Optik toplayıcı hedeften gelen ışınları toplar ve monokromatör için uygun bir ışın demeti haline getirir. Monokromatör içerisindeki dağıtıcı bir eleman (ör: prizma) gelen ışın demetini karşılar ve farklı dalga boylarında, farklı açılarda dağıtır. Kolorimetrik değerleri, parlaklık ve ışınım birimleri için sırasıyla parlaklık ve aydınlık ile ifade edilir ve renk koordinatlarına (CIE XYZ, CIE LAB ve CIE LCH) dönüştürülebilir [204]. Cihazın ölçüm sonuçlarını gerçek görüş şartlarında sunuyor olması bu aletlerin bir avantajıdır. Ancak ölçüm açısındaki ufak sapmalar bile sonuçlarda büyük bir değişikliğe neden olmaktadır ve kullanım hassasiyeti bu aletlerin dezavantajlarıdır [143]. Spektrometreler ile spektrometreler arasındaki temel farklar, spektrometrelerin sabit ışık kaynaklarına sahip olmaması ve temassız ölçüm cihazları olmasıdır. Temasla ölçüm yapan cihazlarda, yarı saydam malzemelerin rengi ölçülürken ışık kaynağından gelen ışın nesnenin içinde dağılır ve yüzeyden geri yansımadan kenarlara doğru yayılarak kenar kaybı etkisi oluşturur [205]. Çeşitli yarı saydam dental materyaller için kenar kaybı etkisi [206], harici ışık kaynaklarını kullanan ve spektrometreler gibi temassız renk ölçüm sistemleri kullanılarak önlenir [207, 208]. Diş rengini ölçmek için spektrometrelerin kullanılması, in vitro ve in vivo çalışmalarda uygulanmıştır. İn vivo çalışmalarda diş renginin ölçümü için, spektrometreler genellikle fiber optik kablolu xenon ışık kaynakları [209, 210] filtreli dört adet 100 ΔE00 dedolight ampul [211] gibi özel yapımlı ışık kaynakları ile donatılarak 45/0 görüntüleme sağlanır. Cihazın aralığı nispeten küçük (1-2,5 mm) olacak şekilde ayarlanabildiğinden, in vivo olarak tek bir kesici dişin farklı bölgelerinde ölçümler yapılabilir [211].

Spektroradyometreler kullanılarak diş renginin ölçülmesinin avantajları esas olarak temassız ölçüm yapmasıyla ilgilidir. Bazı çalışmalar, spektroradyometre bazlı renk ölçümünün, diğer temasla ölçüm yapan cihazlarla karşılaştırıldığında diş malzemelerinin insanın renk algısına daha yakın olduğunu göstermiştir [212, 213]. Ancak diş rengi ölçümlerinde diğer renk ölçüm cihazlarının kullanımına kıyasla spektroradyometrelerin kullanıldığı yayınlanmış çalışma sayısı daha azdır. Bunun nedenleri nispeten yüksek maliyetli olmaları ve ölçüm için dikkatli aydınlatma/görüntüleme koşullarının ayarlanması gerekliliği olabilir [162].

2.6.4.4 Dijital Kamera ve Görüntüleme Sistemleri

Temassız renk ölçüm yöntemlerinden biri dijital görüntülemedir. Dijital kameralar, ölçümü ışığa duyarlı bir malzeme üzerine kaydeder ve her piksel için kırmızı, yeşil ve mavi (RGB) değerlerle temsil edilen görüntülerin çıktısını alır [120]. Diş hekimliğinde renk eşleştirme ve iletişim için dijital görüntülemenin kullanılmasına yönelik artan bir ilgi vardır [121-123]. Bu yaklaşımın avantajları arasında; temassız ölçüm, tüm diş yüzeyini değerlendirme yeteneği, yarı saydamlık ve yüzey eğiminden kaynaklanan sistematik hataların en aza indirilebilir olması [124], verilerin daha sonra analiz edilebilecek ve yeniden araştırılabilecek kalıcı bir görüntü veritabanına kaydedilmesi, hızlı ve basit eğitim, klinisyen gerektirmemesi sayılabilir [61]. Renk ölçümü dijital kamera ve ışık kaynağı kullanılır. Temassız bir ölçüm yöntemlerinden olduğu için görüş açısının yanı sıra kullanılan ışık kaynağının türü de önemlidir [127]. Polarizör filtreler genellikle daha doğru renk ölçümü için diş yüzeyindeki ayna yansımalarını önlemek amacıyla kullanılır [126,128,129]. Diş hekimliğinde renk eşleştirme amacıyla renk bilgilerinin doğru renk tonu değerlerine çevrilmesine olanak tanıyan regresyon modelleri ve renk tonu seçim programları geliştirilmiştir [134,135].

Dijital görüntüleme ve temassız ölçüm yöntemleri arasındaki performansı karşılaştıran çalışmalarda, uygun nesne-kamera mesafesi, kamera ayarları ve uygun aydınlatma kullanıldığında diş hekimliğinde kolorimetrelere alternatif olarak dijital görüntüleme önerilmiştir [131]. Dijital görüntüleme ile değerlendirme yapılırken, farklı aydınlatma koşulları altında farklı diş renkleri aynı görüldüğünde metamerizm potansiyel bir sorun olabilir [120,137].

Bu nedenle dijital görüntüleme için aydınlatma ve görüntüleme koşulları kritik öneme sahiptir [127]. Kantitatif ışıkla indüklenen floresans (QLF) ile, dişlerdeki lekelenmeyi ölçmek için dijital görüntüleme kullanılabilir [61,138]. Dijital görüntüleme için renk eşleştirme doğruluğunun, kolorimetrik veya spektrofotometrik analizlerle karşılaştırılabilir olduğu bulunmuştur [129,140].

2.6.5 Renk Seçiminde Genel Kurallar

- Renk seçimi öncesinde üretici firmanın önerdiği hazırlık aşamalarının özenle uygulanmasına dikkat edilmelidir. Koltukta dik konumda oturan hastanın ağzının hekimin göz seviyesinde olması, alt ve üst çene dişlerinin birbirinden bir miktar ayrı tutulması önemlidir,
- Renk ölçümü diş kesiminden önce olmalıdır, çünkü diş kesiminden sonra renk bir miktar açılacaktır,
- Renk ölçümü mümkünse gün ışığında veya gün ışığı üreten ışık kaynakları altında yapılmalıdır,
- Renk seçiminde kararsızlık yaşandığında daima ilk seçim en uygundur. Gözün 5-7 saniye sonra yorulacağı unutulmamalıdır,
- Renk ölçümünde ortam ve hasta renk ölçümü için uygun olmalıdır, hastanın varsa rujunu silmesi istenmelidir. Renklendirilmiş gözlük camı kullanılmamalıdır, hastaya gri renkli bir önlük bağlanmalıdır. Nötral gri gözü dinlendirir,
- Rengi tespit edilecek olan diş yüzeyi temiz olmalı ve yüzeydeki lekeler temizlenmelidir,
- Kullanılan renk skalasının aynısından laboratuvar da bulunmalıdır,
- Seçilen rengin laboratuvara doğru bir şekilde aktarılması için renk şeması kullanılmalıdır. Şema üzerinde bölge bölge dişin özellikleri belirtilmelidir. [214, 215]

3. MATERYAL VE METOD

Bu çalışma; Bezmialem Vakıf Üniversitesi, İstanbul Medipol Üniversitesi, Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma ve Geliştirme Laboratuvarı ve Özel Dental Çok Amaçlı Diş Protez Laboratuvarında gerçekleştirildi. Tez çalışmamız, Bezmialem Vakıf Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri (BAP) Koordinasyon Birimi tarafından desteklenmiştir (Proje kodu: 20230608).

Çalışmada üç farklı markaya (Bego VarseoSmile Crown Plus, Saremco Print Crwontec, Senertek P-Crown Resin) ait daimi restorasyon reçinesi kullanıldı (Tablo 3.1). Kullanılan reçineler polimerik yapıda olup hibrid materyaller olarak geçmektedir ve içerisinde değişen oranlarda seramik ve kompozit doldurucu bulunmaktadır. Tüm reçine grupları için; 1, 1.5, 2 mm kalınlıklarda örnekler üretildi. Her kalınlık için n=15 olarak kabul edilerek toplamda 135 adet örnek üretici talimatlarına göre 3B baskı yöntemiyle oluşturuldu. Üretilen örneklerin termal yaşlandırma öncesi renk ölçümleri, beş farklı ışık kaynağı (D65 (Kontrol), F2, F11, A, D50) altında yapıldı (Tablo 3.2). Renk ölçümleri için bir masaüstü spektrofotometre olan CM-3600A (Konika-Minolta Sensing, Inc., Osaka, Japonya) kullanıldı. Renk ölçümleri tamamlanan örnekler, termal yaşlandırma işlemine tabii tutuldu. Termal yaşlandırma işleminden sonra yine aynı şekilde renk ölçümleri gerçekleştirildi (Tablo 3.3). Örneklerin, farklı ışık kaynakları altındaki renk değişimini değerlendirebilmek için kontrol ışığı (D65) ile diğer ışık kaynakları altında yapılan renk ölçümleri arasındaki fark (ΔE_{00}) CIEDE2000 formülü ile hesaplandı. Örneklerin renk özellikleri incelendikten sonra, aşınma miktarlarının değerlendirilmesi için çiğneme testinde kullanılmak üzere her restorasyon reçine grubundan 2 mm kalınlıktaki örnekler ayrıldı. Ayrılan örnekler çiğneme simülatörüne bağlandı ve 12 aylık süreyi yansıtan 240.000 siklus çiğneme testi uygulandı. Çiğneme testi başlamadan önce ve sonra örneklerin teste tabii tutulacak yüzeyi lazer tarayıcı ile tarandı. Aşınma miktarı, tersin mühendislik programı (Geomagic Control 3D Systems Inc., Rock Hill, ABD) kullanılarak çiğneme testi öncesi ve sonrası yüzey taramalarının üst üste karşılaştırılması ile hesaplandı.

Tablo 3. 1: Çalışmada kullanılan daimi restorasyon reçinelerinin marka ve içerik bilgisi

Marka	LOT numarası	Üretici Firma	Renk	İçerik
VarseoSmile Crown Plus	601028	BEGO, Bremen, Almanya	A2	4.4'-isopropylidiphenol, ethoxlated and 2-methylpropenoic acid. Silanized dental glass, methyl benzoylformate, diphenyl (2,4,6-trimethylbenzoyl) phosphine oxide. İnorganic fillers (particle size 0.7µm) 30-50% wt (ceramic filled hybrid material).
Print Crowntec	E522	Saremco, Dental AG, İsviçre	A2	Bisphenol A Polyethylene Glycol Diether Dimethacrylate, BisEMA 50-75<%, Methyl Benzoylformate 1-5<%, Diphenyl (2,4,6-Trimethylbenzoyl) Phospine Oxide 1-5<%, Dental Glass (Silanized), Pyrogenic, Silica, Catalysts, İnhibitors, silanized dental glass, total content of inorganic fillers (particle size 0.7 µm) is 30 - 50 % by mass.
P-Crown	SNR202300030	Senertek, İzmir, Türkiye	A2	Urethanedimethacrylate %,50-<75, Trimethylbenzoyldiphenylphosphine oxide %0.1-<1

Tablo 3. 2: Çalışmada kullanılan aydınlatma ortamları

Yapay Aydınlatma Ortamı	Çalışma Sıcaklığı(K)	Ampul Tipi	Kullanım Alanı
D65	6504K	Fosfor 7, Standart gün ışığı (ortalama öğle gün ışığı)	Uluslararası yapay standart gün ışığı.
D50	5003K	Fosfor 7, Öğlen ortası Gün ışığı	Öğlen vakti gün ışığı.
F2(Floresan)	4230K	Floresan Lamba (Soğuk beyaz floresan)	Tipik ofis aydınlatmasının çoğunluğunu oluşturur.
F11(TL84)	4000k	Floresan Lamba	Depo aydınlatmasına benzer veya çoğunlukla depo aydınlatması olarak kullanılır.
A(Akkor)	2856K	Tungsten Halojen	Genellikle ev aydınlatmalarında kullanılır.

Tablo 3. 3: Renk incelemesi için çalışma grupları çalışma grupları

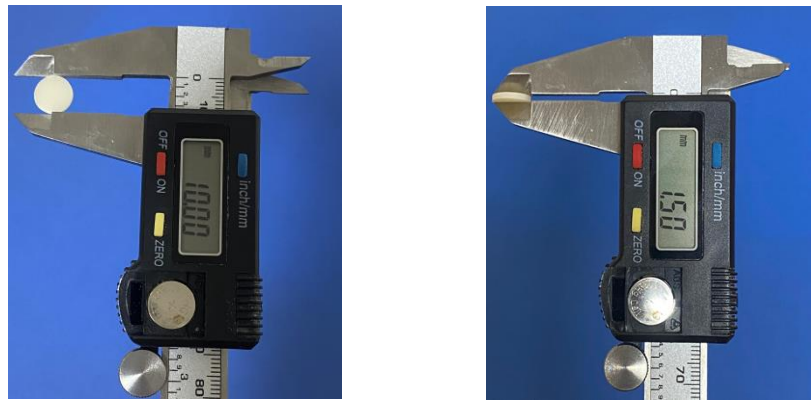
Restorasyon reçinesi		Kalınlık	Işık kaynağı	Termal yaşlandırma(TY)
Renk İncelemesi Çalışma Grupları	Senertek P-Crown (SP)	1 mm	D65/D50, D65/F2, D65/F11, D65/A	Var
				Yok
		1.5 mm	D65/D50, D65/F2, D65/F11, D65/A	Var
				Yok
		2 mm	D65/D50, D65/F2, D65/F11, D65/A	Var
				Yok
	Bego Varseo Smile CrownPlus (BC)	1 mm	D65/D50, D65/F2, D65/F11, D65/A	Var
				Yok
		1.5 mm	D65/D50, D65/F2, D65/F11, D65/A	Var
				Yok
		2 mm	D65/D50, D65/F2, D65/F11, D65/A	Var
				Yok
Saremco Crowntec (SC)	1 mm	D65/D50, D65/F2, D65/F11, D65/A	Var	
			Yok	
	1.5 mm	D65/D50, D65/F2, D65/F11, D65/A	Var	
			Yok	
	2 mm	D65/D50, D65/F2, D65/F11, D65/A	Var	
			Yok	

Tablo 3. 4: Çiğneme testi için çalışma grupları

Çiğneme Testi	Restorasyon Reçinesi	Kalınlık
	P-Crown(Saremco)	2mm
	Crown Plus (Bego)	2mm
	Print Crowntec (Senertek)	2mm

3.1 Daimi Restorasyon Örneklerinin Üretimi

Çalışmada, üretilen örneklerin standardizasyonunu sağlamak için Autocad programı üzerinde örnek tasarımları yapıldı. Örnekler, 10x10mm boyutlarında disk şeklinde tasarlandı ve örnek kalınlıkları 1, 1.5, 2 mm olacak şekilde tasarım yapıldı. Yapılan power analizi sonucunda, %95 güç ve 15,90 etki büyüklüğü ile örneklem sayısı her grup için 12 bulundu. Çalışmanın güvenilirliğini arttırmak amacıyla her bir grup için örnek sayısı n=15 olarak belirlendi ve toplam 135 örnek üretildi. Üretim sonrası bir dijital kumpas (ALPHA TOOLS 150 mm dijital kumpas, Almanya) kullanılarak örnek boyutları kontrol edildi (Şekil 3.1).



Şekil 3. 1: Dijital kumpas ile örnek boyutlarının kontrol edilmesi

VarseoSmile Crown Plus (BEGO, Bremen, Almanya) ve P-Crown Resin (Senertek, İzmir, Türkiye) örnekler, Özel Dental Çok Amaçlı Diş Protez Laboratuvarı'nda üretildi. Üretimde Dijital Işık İşleme (DLP) teknolojisini kullanan 3B yazıcı Varseo XS (dalga boyu: 405 nm, çözünürlük (X, $\Delta E00$, Z): 50 μ m, yapım hızı: 30 mm/saat; BEGO, Bremen, Almanya) kullanıldı (Şekil 3.2). Tabaka kalınlığı 50 μ m, üretim açısı 90° olarak ayarlandı. P-Crown yüksek viskoziteli bir reçine olduğundan üretici kullanıcı talimatlarında, üretim öncesi sıcak su içerisinde bekletme ya da mikrodalga içerisinde ısıtma gibi ön işlemler uygulanması gerektiği bildirilmiştir. Üretici talimatları doğrultusunda, reçine önce sıcak su içerisinde 5-10 dk bekletildi, ardından 1 dk kuvvetli çalkalanarak kullanıma hazır hale getirildi.



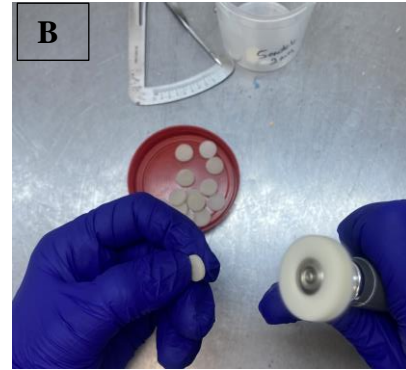
Şekil 3. 2: VarseoSmile Crown plus ve P-Crown Resin örneklerin 3B yazıcı Varseo XS (BEGO, Bremen, Almanya) ile üretimi

Üretim sonrası kalan artık monomerin polimerizasyonu (kürleme) için; Otoflash G171-6 (NK Optik, Baierbrunn, Germany) kürleme cihazı, N2 atmosferde, 2x1500 flaş atımında kullanıldı ve bu işlem örneklerin her iki yüzeyine de uygulandı (Şekil 3.3).



Şekil 3. 3: Otofash G171-6 (NK Optik, Baierbrunn, Germany) kütleme cihazında örneklerin kürlenmesi

Baskı ve kütleme (son sertleşme) işlemi tamamlanan örnekler, üretici talimatları doğrultusunda etanol (%96) ile temizlendi. Alkol ile temizleme sonrasında tij bağlantısı kesildi. Optimum yüzey kalitesi için kütleme sonrası örneklerin yüzeyleri kıl fırça ile cilalandı (Şekil 3.4), pomza taşı ve universal cila pastası (Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein) ile parlatıldı. Yapılan tüm işlemler üreticinin talimatları doğrultusunda gerçekleştirildi.



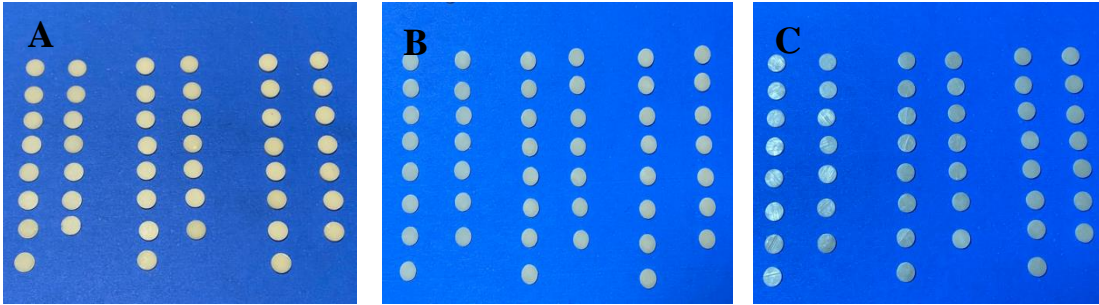
Şekil 3. 4: A) Tij bağlantısı kesilmemiş örnekler B) Tij bağlantısının kesilmesi ve kıl fırça ile örnek yüzeylerinin cilalanması

Print Crowntec (Saremco, Dental AG, İsviçre) örnekler, Orthomodel 3D Protez Laboratuvarı'nda üretildi. Üretim için, DLP teknolojisi kullanan 3B yazıcı ASİGA MAX UV 385nm (Cosmodent AB, Sweden) kullanıldı (Şekil 3.5). Üretim için tabaka kalınlığı 50 µm, üretim açısı 90° olarak ayarlandı.



Şekil 3. 5: ASİGA MAX UV (Cosmodent AB, Sweden)

Üretim sonrası örneklere, üretici firmanın önerdiği prosedüre göre temizleme işlemi yapıldı. İzopropil Alkol (%96) ile bir bez ve fırça yardımı ile loş bir odada (gün ışığından uzakta) silinerek temizlendi. Üretim sonrası kalan artık monomerin polimerizasyonu (kürleme) için; Otoflash G171-6 (NK Optik, Baierbrunn, Germany) kürleme cihazı, N₂ atmosferde, 2x1500 flaş atımında kullanıldı ve bu işlem örnek yüzeyleri değiştirilerek uygulandı (Şekil 3.3). Örneklerin üretim sonrası görüntüsü şekil 3.6 ' da ve gruplandırılmış hali şekil 3.7 'de gösterilmiştir.



Şekil 3. 6: Örneklerin üretim sonrası görüntüsü

A) Saremco B) Bego C) Senertek



Şekil 3. 7: Çalışmada kullanılan örneklerin gruplandırılması

3.3 Termal Yaşlandırma İşlemleri Öncesi Örneklerin Renk Ölçümlerinin Yapılması

Tüm örnekler, başlangıç renk ölçümünden önce 24 saat 37°C de distile suda bekletildi. Kurutulan örneklerin renk ölçümü, İstanbul Medipol Üniversitesi Rejeneratif ve Restoratif Tıp Araştırmaları Merkezi Biyomateryal ve Translasyonel Diş Hekimliği Araştırmaları Laboratuvarı'nda bulunan spektrofotometre cihazı CM-3600A (Konica-Minolta Sensing, Inc., Osaka, Japonya) kullanılarak gerçekleştirildi. Termal yaşlandırma öncesi ilk renk ölçümleri; standart D65 (gün ışığı) ışık kaynağı altında yapıldı. Daha önceki benzer çalışmalar ve CIE 1964 yayını referans alınarak, gözlemci açısı 10° olarak belirlendi [216-218]. Daha sonra sırasıyla; D50, F11, F2, A aydınlatma koşullarında örneklerin renk ölçümleri yapıldı. Spektrofotometre cihazının bilgisayar yazılımı Spectra-Magic NX Version 2.81 (Konica-Minolta Sensing, Inc., Osaka, Japonya) kullanılarak tüm örneklerin L^* (aydınlık), a^* (kırmızı-yeşil doyumluğu), b^* (mavi-sarı doyumluğu) parametreleri kaydedildi. D65 aydınlatma ortamındaki spektrofotometrik ölçümler referans alınarak birinci değerler (L_1^* , a_1^* , b_1^*) olarak kabul edildi ve D55, F11, F2, A aydınlatma ortamında elde edilen ikinci değerler (L_2^* , a_2^* , b_2^*) ile birlikte ΔE değeri hesaplandı.

Renk ölçümü sırasında tüm örneklerin aynı şekilde yerleştirilebilmesi için cihazın diaframı etrafında, örneklerin çapıyla uyumlu olacak şekilde dört nokta belirlendi ve örnekler her defasında bu dört noktanın içinde kalacak şekilde yerleştirilip şeffaf bantla sabitlendi. Tutucu parçaya gri fon yerleştirilerek örneklerin renk ölçümleri yapıldı. Her örnek için renk ölçümü üç kere tekrarlandı ve ortalaması renk parametresi olarak kaydedildi (Şekil 3.8).



Şekil 3. 8: A) Gri fon altında renk ölçümü B) Referans çizgilerin belirlenmesi
C) Örneğin şeffaf bant ile sabitlenmesi

Örneklerin yüzey alanına en uygun diyafram aralık çapı 4 mm olarak belirlendi. Renk parametrelerinin ölçülmesinden önce spektrofotometre cihazı, bilgisayar yazılımı Spectra-Magic NX Version 2.81 (Konica-Minolta Sensing, Inc., Osaka, Japonya) kullanılarak üretici firmanın talimatlarına göre kalibre (siyah ve beyaz mutlak kalibrasyon) edildi (Şekil 3.9).



Şekil 3. 9: A) Siyah kalibrasyon parçası B) Beyaz kalibrasyon parçası C) Siyah ve beyaz kalibrasyon parçası

Target	Data Name	Target No.	dE*ab(D65)	Judgment	L*(D65)	a*(D65)	b*(D65)	dl*(D65)	da*(D65)	db*(D65)	dE00(D65)	C*(D65)	hD65)
1	Senertek 1mm 2. örnek	1	0.70	---	69.35	-0.41	8.68	-0.58	-0.15	0.37	0.56	8.69	92.73
2	Senertek 1mm 3. örnek	1	0.65	---	69.63	-0.56	7.81	-0.30	-0.29	-0.50	0.60	7.83	94.10
4	Senertek 1mm 5. örnek	1	0.48	---	69.50	-0.33	8.11	-0.43	-0.06	-0.20	0.37	8.11	92.31
5	Senertek 1mm 6. örnek	1	0.80	---	69.30	-0.44	8.78	-0.63	-0.17	0.47	0.63	8.79	92.88
6	Senertek 1mm 7. örnek	1	1.53	---	68.63	-0.67	9.02	-1.29	-0.40	0.71	1.25	9.05	94.27
7	Senertek 1mm 8. örnek	1	2.99	---	68.31	0.13	10.80	-1.61	0.40	2.49	2.22	10.80	98.38
8	Senertek 1mm 9. örnek	1	0.55	---	69.61	-0.63	7.92	-0.12	-0.36	-0.39	0.59	7.94	94.53
9	Senertek 1mm 10. örnek	1	0.77	---	70.47	-0.55	7.84	0.55	-0.28	-0.47	0.67	7.86	93.99
10	Senertek 1mm 11. örnek	1	0.45	---	69.68	-0.63	8.42	-0.25	-0.36	0.11	0.54	8.44	94.29
10	Senertek 1mm 11. örnek	1	1.62	---	70.12	-0.12	6.71	0.19	0.15	-1.60	1.22	6.71	91.95

Observer: 10 degree [Pinnax; D65]

Sample name	Target name
Senertek 1mm 15. örnek	Senertek 1mm 1. örnek
L* = 68.11	dl* = -1.82
a* = -0.05	da* = 0.22
b* = 9.43	db* = 1.12
dE*ab = 2,15	-----

Şekil 3. 10: Spectra-Magic NX, Version 2.81 kullanılarak yapılan renk ölçüm verileri

3.4 Termal Yaşlandırma Uygulanması

Tüm örnekler, materyalin klinik kullanımına en yakın şartları elde etmek için termal yaşlandırma işlemi uygulandı. Termal yaşlandırma işlemi, Bezmiâlem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan termal yaşlandırma test cihazı (SD Mechatronik Termocyclers, Almanya) ile gerçekleştirildi (Şekil 3.11). Numune sepetine yerleştirilen örnekler, termal yaşlandırma cihazında, sıcaklıkları 5-55°C ($\pm 3,5^{\circ}\text{C}$) arasında değişen banyo tanklarında bekletildi. Banyo tanklarında bekleme süresi 30 sn ve banyolar arası transfer süresi 10 sn olacak şekilde, 10.000 devirlik yaşlandırma işlemi uygulandı [112, 218, 219]. 10.000 termal yaşlandırmanın yaklaşık 1 yıllık klinik kullanıma eş değer olduğu varsayılmaktadır [112].



Şekil 3. 11: Termal yaşlandırma test cihazı (SD Mechatronik Termocycler, Almanya)

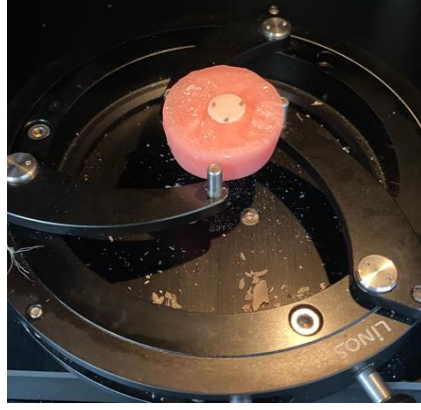
Termal yaşlandırma sonrası tüm örneklerin renk ölçümleri, termal yaşlandırma öncesinde olduğu gibi sırasıyla ölçüldü. CIEDE2000 formülünde; yaşlandırma öncesi ve sonrası renk ölçümlerinden elde edilen tüm veriler (L, a ,b) kullanılarak, ışık kaynaklarına ve örneklerin kalınlığına bağlı oluşan renk değişimleri (ΔE_{00}) hesaplandı.

3.5 Örneklerin Lazer Tarayıcı ile Taranması

Örneklerin mekanik aşınma miktarlarının belirlenmesi için Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan lazer tarayıcı cihazı (SD Mechatronik Laser Scanner LAS- 20, Münih, Almanya) kullanıldı (Şekil 3.10). Tarama işlemleri, çiğneme testinden önce ve sonra olmak üzere her örnek için iki defa uygulandı. Taranacak olan örnek, cihazın iç kısmında bulunan sabitleyici parça içerisine yerleştirildi (Şekil 3.13).

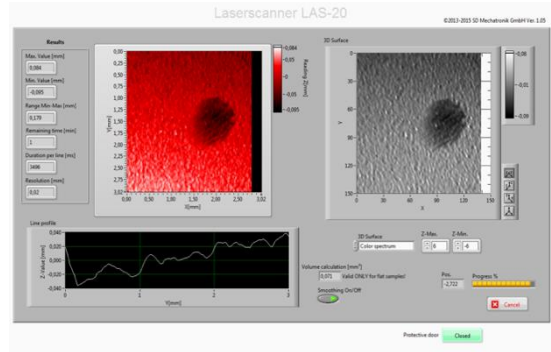


Şekil 3. 12: Lazer tarayıcı cihazı (SD Mechatronik Laser Scanner LAS- 20, Münih, Almanya)



Şekil 3. 13: Lazer tarayıcı (SD Mechatronik Laser Scanner LAS-20, Münih, Almanya) içerisine yerleştirilmiş örnek

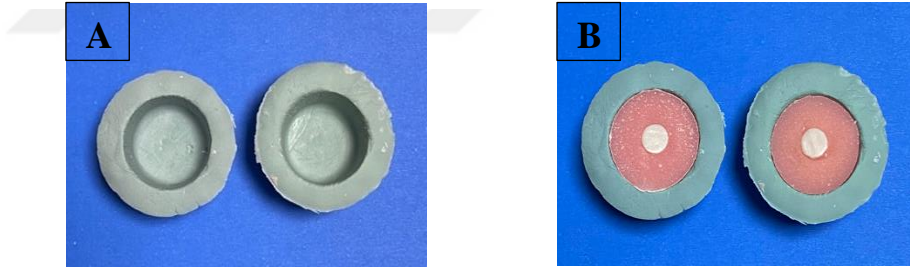
Bilgisayar destekli kullanılan cihazda, çiğneme testi uygulanacak 45 adet örneğin taranacak yüzeylerinin başlangıç ve bitiş noktaları ayarlandı. Taramanın ölçüm adımı 4 mm, çözünürlük 0,02 mm olarak ayarlandı. Taranacak materyalin türü kompozit olarak seçildi ve yüzey tarama işlemine başlandı (Şekil 3.14). Tarama işlemi, disk formunda hazırlanan örnekler için 15 dk sürdü. Elde edilen veriler bilgisayar ortamında saklandı.



Şekil 3. 14: Çiğneme testi sonrası lazer tarayıcıda (SD Mechatronik Laser Scanner LAS-20, Münih, Almanya) taranan örneğin görünümü

3.6 Çiğneme Testi İçin Örneklerin Hazırlanması ve Test Aşaması

Üç farklı daimi restorasyon reçinesine ait 2mm kalınlıkta her bir grup için n=15 olacak şekilde toplam 45 adet örnek, çiğneme simülatörü ile dinamik olarak yüklendi. Çiğneme simülatörü (SD Mechatronik Chewing Simülatör CS-4.2, Willytech, Münih, Almanya) örnekler üzerine dikey ve yatay kuvvet uygulayabilen bir cihazdır. Cihazda, örneklerin yerleştirildiği 4 adet örnek tutucusu ve bu tutucuları içinde bulunduran silindir formunda sıvı hazneleri bulunmaktadır. Çiğneme testi öncesinde, örnek tutucuların iç hacmine uygun olacak şekilde bir silikon kalıp hazırlandı. Hazırlanan silikon kalıba, İmicryl soğuk akrilik (Imicryl SC, Konya, Türkiye) üretici talimatları doğrultusunda (10 gr likide, 24 gr toz ilave edilerek) karıştırıldı ve döküldü (Şekil 3.15). Örnekler silikon kalıp içerisindeki akriliğe gömüldü ve akriliğin tamamen polimerize olması bekledi. Hazırlık aşaması tamamlanan örnekler, örnek tutuculara yerleştirilerek çiğneme simülatörü cihazına bağlandı ve sıvı haznesine oda sıcaklığında distile su ilave edildi (Şekil 3.17).



Şekil 3. 15: A) Örnek tutucular için hazırlanan silikon indeks B) Örneklerin akriliğe gömülmesi

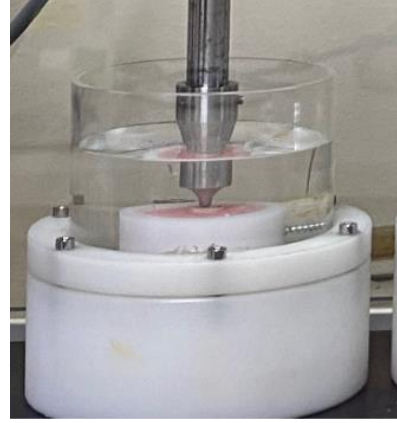


Şekil 3. 16: Çiğneme simülatörü için oluşturulan örnek grupları



Şekil 3. 17: Çiğneme simülatörü (SD Mechatronik Chewing Simülör CS-4.2, Willytech, Münih, Almanya)

Cihazın alt bölümüne daimi restorasyon materyalinden hazırlanan örnekler yerleştirilirken, üst bölümüne ise antagonist olarak 3 mm çapında paslanmaz çelik hemisferler yerleştirildi (Şekil 3.18). Örnekler yaklaşık 1 yıllık klinik kullanıma eşdeğer olan 240.000 çiğneme döngüsü simülasyonuna tabii tutuldu. Bu döngü esnasında örnekler 50 N çiğneme yükü uygulandı. Çiğneme simülatörünün ayarlanan özellikleri Tablo 3.5’ de gösterilmiştir.



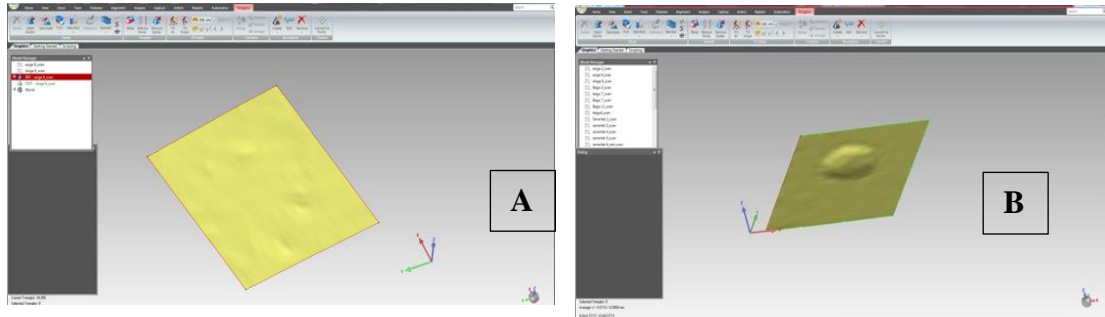
Şekil 3. 18: Antagonist olarak kullanılan paslanmaz çelik hemisfer

Tablo 3. 5: Çiğneme simülatörü değerleri

Çiğneme simülatörü değerleri	
Vertikal Hareket	2 mm
Yatay Hareket	0.7 mm
Yük	50 N
Vertikal Hız	60.0 mm/s
Lateral Hız	40.0 mm/s
Frekans	1,6 Hz

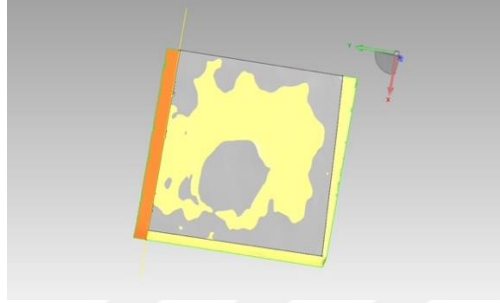
3.7 Aşınma Ölçümleri

Çiğneme simülatöründe yapılan dinamik yükleme sonrasında örneklerin aşınmaya uğrayan yüzeyleri lazer tarayıcıda (SD Mechatronik Laser Scanner LAS-20, Münih, Almanya) tarandı. Her bir örnek için elde edilen aşınma öncesi ve sonrası veriler; analiz için tersine mühendislik programı olan Geomagic Control (3D Systems Inc., Rock Hill, ABD) programına aktarıldı. İlk olarak, bir örnekten çiğneme testi öncesi alınan veriler Geomagic Control programına aktarıldı ve görüntü ayarları yapıldı. Aynı şekilde çiğneme testi sonrası alınan veriler de programa aktarıldı ve her örnek için bu işlem tekrarlandı (Şekil 3.19).



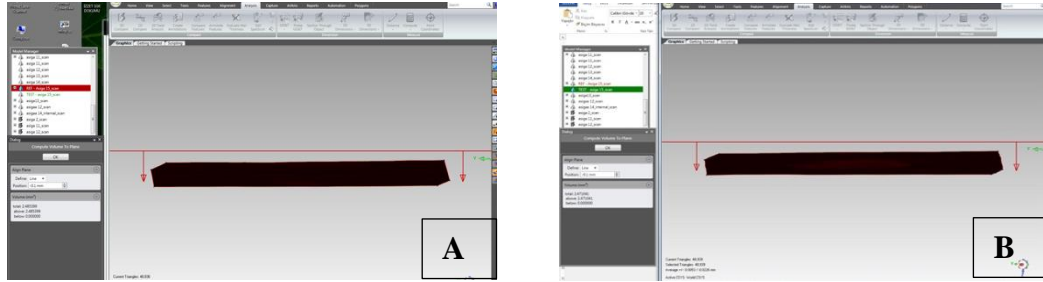
Şekil 3. 19: A) Aşınma öncesi taranan verilerin 3B görüntüsü B) Aşınma sonrası taranan verilerin 3B görüntüsü

Program yardımı ile iki görüntünün üst üste geldiği en uygun hali bulundu. Üst üste getirilen görüntüler incelendi, çakışma yüzeyi dışına taşan alanlar kesildi ve görüntülerin eşit boyutlara gelmesi sağlandı (Şekil 3.20).



Şekil 3. 20: Aşınma öncesi ve sonrası verilerin, çakışma yüzeyi dışındaki fazlalıklarının trimlenmesi (Çerçevenin dışına taşan alanlar fazlalıkları göstermektedir)

İdeal çakıştırma sonrası eşit boyutlara gelen aşınma öncesi ve sonrası görüntülerin, ayrı ayrı belirli bir düzleme olan hacimsel uzaklıkları hesaplandı. Aşınma öncesi hesaplanan hacimsel veriden, aşınma sonrası hesaplanan hacimsel veri çıkarılarak aşınma miktarı mm^3 cinsinden belirlendi (Şekil 3.21). Bu işlem her örnek için aynı şekilde uygulandı.



Şekil 3. 21: A) Aşınma öncesi görüntülerin ve B) Aşınma sonrası görüntülerin, belirli bir düzleme olan uzaklıklarının hacimsel ölçümü

3.6 İstatiksel Analiz

Çalışmada elde edilen bulguların istatistiksel analizleri için IBM SPSS Statistics 22 programı kullanıldı. Parametrelerin normal dağılıma uygunluğu Kolmogorov-Smirnov testi ile değerlendirildi. ΔE_{00} değerleri normal dağılıma sahipti ve değerlendirilmesinde üç yönlü tekrarlanan Anova testi kullanıldı. Gruplar arası ve grup içi (yaşlandırma öncesi ve sonrası) değerler, post-hoc Bonferroni çoklu karşılaştırma testi ile analiz edildi. Aşınma verisi normal dağılım göstermediğinden markalar arası karşılaştırmada, Kruskal Wallis testi kullanıldı. Çalışmada anlamlılık seviyesi 0,05 olarak kabul edildi ($p=0,05$)

4. BULGULAR

4.1 Renk Ölçüm Sonuçları

Farklı daimi restorasyon örneklerinin; farklı ışık kaynakları altında ve farklı üretim kalınlıklarında renk değişiminin değerlendirildiği çalışmamızda, üç yönlü anova analizi sonucunda gruplar arasında istatistiksel olarak önemli farklılıklar tespit edilmiştir ($p<0,05$). Daimi restorasyon örneklerinin grup içi karşılaştırmalarında ise post hoc Bonferroni testi kullanılmış ve istatistiksel olarak önemli farklılıklar tespit edilmiştir ($p<0,05$).

Tablo 4. 1: Termal yaşlandırma, restorasyon reçine markası, kalınlık ve ışık kaynaklarının ΔE_{00} üzerindeki etkisinin üç yönlü anova analizi sonuçları

ΔE_{00}	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
TY	11,088	1	11,088	1758,165	0,001*
TY * Restorasyon Reçinesi	6,767	2	3,383	536,453	0,001*
TY * Kalınlık	0,813	2	0,407	64,492	0,001*
TY* Işık kaynağı	2,447	3	0,816	129,32	0,001*
TY * Reçine * Kalınlık	0,798	4	0,199	31,617	0,001*
TY * Reçine * Işık kaynağı	4,224	6	0,704	111,626	0,001*
TY * Kalınlık * Işık kaynağı	0,926	6	0,154	24,459	0,001*
TY * Reçine * Kalınlık * Işık kaynağı	1,096	12	0,091	14,483	0,001*

TY: Termal yaşlandırma

$p<0,05$

4.1.1 Termal yaşlandırma öncesi farklı ışık kaynaklarının ve restorasyon kalınlıklarının, restorasyon reçinelerinin renk değişimi (ΔE_{00}) üzerine etkisinin grup içi karşılaştırması

Termal yaşlandırma öncesi tüm deneysel grupların, kontrol grubu (D65) ile arasındaki renk farklılıkları için hesaplanan ortalama ΔE_{0000} değerleri karşılaştırıldığında; en yüksek renk değişim değerlerini SC grubu 1mm kalınlıkta ve A tipi aydınlatma ortamında ($3,17 \pm 0,04$) göstermiştir, en düşük renk değişim değerlerini ise SP grubu 2 mm kalınlıkta ve F2 aydınlatma ($67 \pm 0,04$) ortamında göstermiştir. Literatürde benzer çalışmalar incelendiğinde; CIE2000 formülasyonunu kullanarak renk değişimini değerlendiren çoğu çalışmanın, renk değişim verilerini (ΔE_{00}) Paravina ve ark. [168] belirlediği değerlere göre analiz ettiği görülmüştür [220, 221] avina ve ark. [168] 50:50% Algılanabilirlik Eşiği(AE); $\Delta E_{00} = 0.8$ olarak, 50:50% Kabul Edilebilirlik eşiği(KE); $\Delta E_{00} = 1.8$ olarak belirlenmiştir. Çalışmamızda renk değişim verileri (ΔE_{00}) bu referansa göre değerlendirilmiştir.

Termal yaşlandırma öncesi tüm deneysel gruplar arasında algılanabilir eşik değerinin altında renk değişimi gösteren tek grup SP-F2-2 mm olmuştur ($0,67 \pm 0,04$). A tipi aydınlatıcıda; tüm örnek grupları (SC,SP,BC) kalınlık farketmeksizin kabul edilemez renk değişimi göstermiştir. F11,F2 ve D50 tipi aydınlatmalarda kalınlık farketmeksizin tüm örnek gruplarının renk farkı algılanabilir ancak bu değerler klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisindedir.

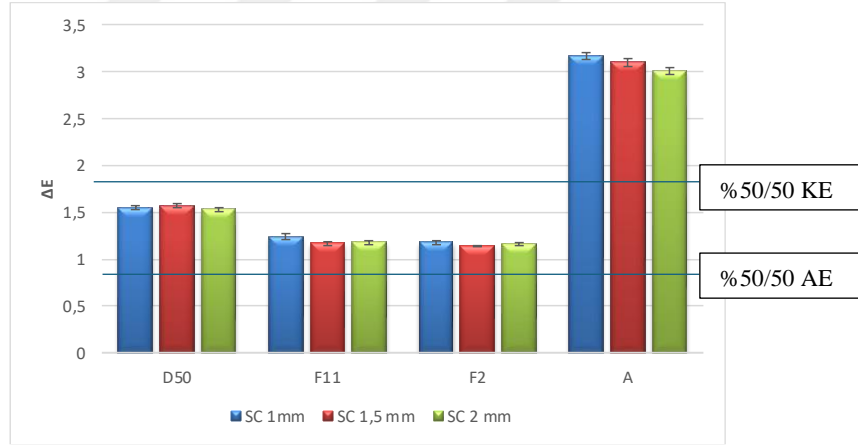
SC grubu D50 ışık kaynağında incelendiğinde; 2 mm kalınlıktaki ΔE_{00} ortalaması, 1mm ve 1.5 mm kalınlıklardan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p < 0.05$). 1 mm ve 1.5 mm kalınlıklardaki ΔE_{00} düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p > 0.05$). F11, F2, A ışık kaynaklarında; 1mm kalınlıktaki ΔE_{00} ortalaması, 1.5 mm ve 2 mm kalınlıklardan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. A ışık kaynağında; 1.5 mm ΔE_{00} ortalaması, 2 mm ΔE_{00} ortalamasından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p < 0.05$). F2 ve F11 ışık kaynağında 1.5 mm ve 2 mm arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p > 0.05$). SC grubunda kalınlık artışı, ışık kaynağı farketmeksizin örneklerin ΔE_{00} değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı derecede düşüşe neden olmuştur ($p < 0.05$) (Tablo 4.2, Şekil 4.1).

Tablo 4. 2: Termal yaşlandırma öncesinde SC grubunda, ışık kaynaklarının ve restorasyon kalınlığının ΔE_{00} üzerine etkisi

		D50	F11	F2	A
Reçine	Kalınlık	Ort \pm SS	Ort \pm SS	Ort \pm SS	Ort \pm SS
SC	1 mm	1,55 \pm 0,02 ^{aA}	1,24 \pm 0,03 ^{bA}	1,18 \pm 0,02 ^{cA}	3,17 \pm 0,04 ^{dA}
SC	1.5 mm	1,57 \pm 0,02 ^{aA}	1,17 \pm 0,02 ^{bB}	1,14 \pm 0,01 ^{cB}	3,10 \pm 0,04 ^{dB}
SC	2 mm	1,53 \pm 0,02 ^{aB}	1,18 \pm 0,02 ^{bB}	1,16 \pm 0,02 ^{cB}	3,01 \pm 0,04 ^{dC}

Ort, Ortalama; SS, Standart Sapma

Satır hizasındaki küçük harfler grup içi ışık kaynakları arasındaki istatistiksel farkı göstermektedir, sütun hizasındaki büyük harfler grup içi kalınlıklar arasındaki istatistiksel farkı göstermektedir (P: 0,001).



Şekil 4. 1: SC grubunda; ışık kaynaklarının ve restorasyon kalınlığının, termal yaşlandırma öncesi ΔE_{00} üzerine etkisi

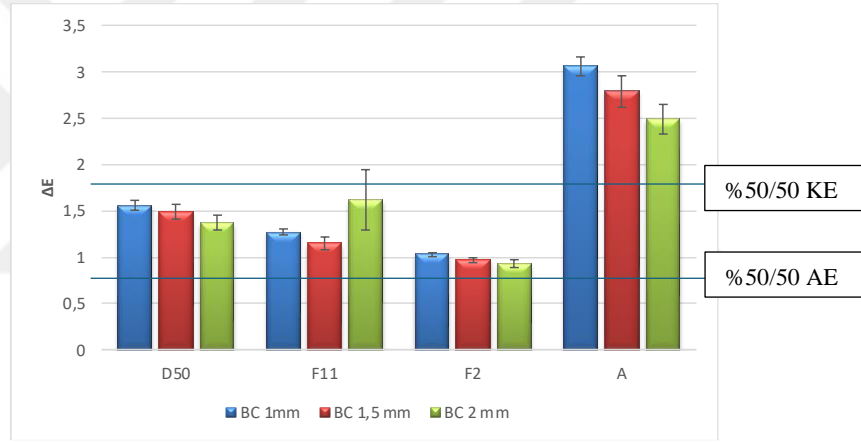
BC grubunun; D50, F2 ve A ışık kaynaklarında 1 mm kalınlıktaki ΔE_{00} ortalaması, 1.5 mm ve 2 mm kalınlıklardan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p < 0.05$). 1.5 mm kalınlıktaki ΔE_{00} ortalaması, 2 mm kalınlıktan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p < 0.05$). F11 ışık kaynağında; 2 mm kalınlıktaki ΔE_{00} ortalaması, 1 mm ve 1.5 mm kalınlıklardan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p < 0.05$). 1 mm ve 1.5 mm kalınlıklardaki ΔE_{00} düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p > 0.05$). BC grubunda kalınlık artışı, ışık kaynağı farketmeksizin örneklerin ΔE_{00} değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı derecede düşüşe neden olmuştur ($p < 0.05$) (Tablo 4.3, Şekil 4.2).

Tablo 4. 3: Termal yaşlandırma öncesinde BC grubunda, ışık kaynaklarının ve restorasyon kalınlığının ΔE_{00} üzerine etkisi

		D50	F11	F2	A
Reçine	Kalınlık	Ort \pm SS	Ort \pm SS	Ort \pm SS	Ort \pm SS
BC	1 mm	1,56 \pm 0,05 ^{aA}	1,27 \pm 0,03 ^{bA}	1,03 \pm 0,02 ^{cA}	3,06 \pm 0,10 ^{dA}
BC	1.5 mm	1,49 \pm 0,08 ^{aB}	1,15 \pm 0,07 ^{bA}	0,97 \pm 0,03 ^{cB}	2,79 \pm 0,17 ^{dB}
BC	2 mm	1,37 \pm 0,08 ^{aC}	1,62 \pm 0,33 ^{bB}	0,93 \pm 0,04 ^{cC}	2,49 \pm 0,16 ^{dC}

Ort, Ortalama; SS, Standart Sapma

Satır hizasındaki küçük harfler grup içi ışık kaynakları arasındaki istatistiksel farkı göstermektedir, sütun hizasındaki büyük harfler grup içi kalınlıklar arasındaki istatistiksel farkı göstermektedir (P: 0,001).



Şekil 4. 2: BC grubunda; ışık kaynaklarının ve restorasyon kalınlığının, termal yaşlandırma öncesi ΔE_{00} üzerine etkisi

SP grubunun; D50 ve A ışık kaynağında 1.5 mm kalınlıktaki ΔE_{00} ortalaması, 1 mm ve 2 mm kalınlıklardan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p < 0.05$). 2 mm kalınlıktaki ΔE_{00} ortalaması, 1mm kalınlıktan istatistiksel olarak derecede yüksek bulunmuştur ($p < 0.05$). F11 ışık kaynağında; 2 mm kalınlıktaki ΔE_{00} ortalaması, 1mm ve 1.5 mm kalınlıklardan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p < 0.05$). 1.5 mm kalınlıktaki ΔE_{00} ortalaması, 1mm kalınlıktan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p < 0.05$).

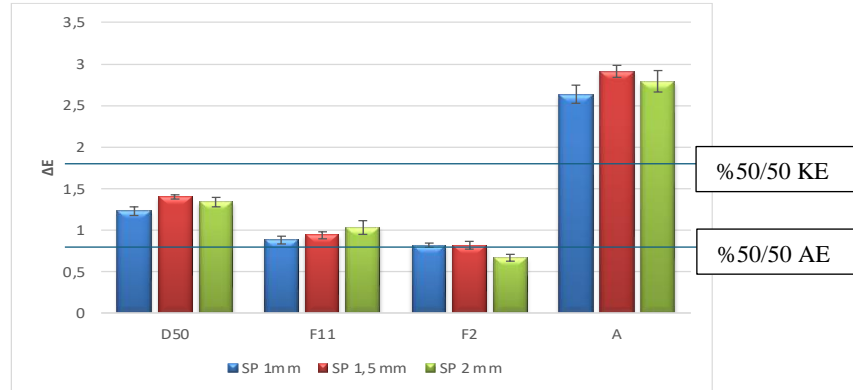
F2 ışık kaynağı kullanıldığında; 2 mm kalınlıktaki $\Delta E00$ ortalaması, 1 mm ve 1.5 mm kalınlıklardan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p<0.05$). 1 mm ve 1.5 mm kalınlıklardaki $\Delta E00$ düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p>0.05$) (Tablo 4.4, Şekil 4.3).

Tablo 4. 4: Termal yaşlandırma öncesinde SP grubunda, ışık kaynaklarının $\Delta E00$ üzerine etkisi

		D50	F11	F2	A
Reçine	Kalınlık	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS
SP	1 mm	1,23±0,05 ^{aA}	0,88±0,05 ^{bA}	0,82±0,03 ^{bA}	2,64±0,11 ^{cA}
SP	1.5 mm	1,40±0,03 ^{aB}	0,94±0,04 ^{bB}	0,82±0,05 ^{cA}	2,91±0,07 ^{dB}
SP	2 mm	1,34±0,06 ^{aC}	1,03±0,08 ^{bC}	0,67±0,04 ^{cB}	2,79±0,13 ^{dC}

Ort, Ortalama; SS, Standart Sapma

Satır hizasındaki küçük harfler grup içi ışık kaynakları arasındaki istatistiksel farkı göstermektedir, sütun hizasındaki büyük harfler grup içi kalınlıklar arasındaki istatistiksel farkı göstermektedir (P: 0,001).



Şekil 4. 3: SP grubunda; ışık kaynaklarının ve restorasyon kalınlığının, termal yaşlandırma öncesi $\Delta E00$ üzerine etkisi

SP, BC, SC reçineleri; 1, 1.5, 2 mm kalınlıkta tüm ışık kaynaklarında termal siklus öncesi $\Delta E00$ düzeyleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermiştir ($p<0.05$).

Tüm restorasyon reçinelerinin A ışık kaynağında $\Delta E00$ ortalaması; D50, F11 ve F2 ışık kaynaklarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek ve klinik kabul edilebilir eşik değerin üzerinde bulunmuştur ($p<0.05$). D50 ışık kaynağının $\Delta E00$ ortalaması; F11 ve F2 ışık kaynaklarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0.05$). F11 ışık kaynağının $\Delta E00$ ortalaması, F2 ışık kaynağından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0.05$). Sadece SP grubunda 1mm kalınlıkta, F11 ve F2 arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p>0.05$).

4.1.2 Termal yaşlandırma öncesi; farklı ışık kaynaklarının ve restorasyon kalınlıklarının renk değişimi ($\Delta E00$) üzerine etkisinin, restorasyon reçine grupları arasında karşılaştırması

1 mm kalınlıkta tüm ışık kaynaklarında; SP grubunun $\Delta E00$ ortalaması, SC ve BC grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p<0.05$). D50 ışık kaynağında; SC ve BC arasında $\Delta E00$ düzeyleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p>0.05$). F11 ışık kaynağında; SC grubunun $\Delta E00$ ortalaması, BC grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p<0.05$). F2 ve A ışık kaynağında; BC grubunun $\Delta E00$ ortalaması, SC grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p<0.05$) (Tablo 4.5).

Tablo 4. 5: Termal yaşlandırma öncesi 1 mm kalınlıkta ve farklı ışık kaynakları altında restorasyonların $\Delta E00$ değerlerinin karşılaştırılması

		SC	BC	SP
Kalınlık	Işık kaynağı	Ort \pm SS	Ort \pm SS	Ort \pm SS
1 mm	D50	1,55 \pm 0,02 ^{aA}	1,56 \pm 0,05 ^{aA}	1,23 \pm 0,05 ^{bA}
	F11	1,24 \pm 0,03 ^{aB}	1,27 \pm 0,03 ^{bB}	0,88 \pm 0,05 ^{cB}
	F2	1,18 \pm 0,02 ^{aC}	1,03 \pm 0,02 ^{bC}	0,82 \pm 0,03 ^{cB}
	A	3,17 \pm 0,04 ^{aD}	3,06 \pm 0,10 ^{bD}	2,64 \pm 0,11 ^{cC}

Ort, Ortalama; SS, Standart Sapma Satır hizasındaki küçük harfler grup içi ışık kaynakları arasındaki istatistiksel farkı göstermektedir, sütun hizasındaki büyük harfler grup içi kalınlar arasındaki istatistiksel farkı göstermektedir (P: 0,001).

1.5 mm kalınlıkta, tüm ışık kaynaklarında SP grubunun ΔE_{00} ortalaması, SC ve BC grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p < 0.05$). D50, A ve F2 ışık kaynağında; BC grubunun ΔE_{00} ortalaması, SC grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p < 0.05$). F11 ışık kaynağında ise; SC ve BC arasında ΔE_{00} düzeyleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p > 0.05$) (Tablo 4.6).

Tablo 4. 6: Termal yaşlandırma öncesi 1.5 mm kalınlıkta ve farklı ışık kaynakları altında restorasyonların ΔE_{00} değerlerinin karşılaştırılması

		SC	BC	SP
Kalınlık	Işık kaynağı	Ort \pm SS	Ort \pm SS	Ort \pm SS
1.5 mm	D50	1,57 \pm 0,02 ^{aA}	1,49 \pm 0,08 ^{bA}	1,40 \pm 0,03 ^{cA}
	F11	1,17 \pm 0,02 ^{aB}	1,15 \pm 0,07 ^{aB}	0,94 \pm 0,04 ^{bB}
	F2	1,14 \pm 0,01 ^{aC}	0,97 \pm 0,03 ^{bC}	0,82 \pm 0,05 ^{cC}
	A	3,10 \pm 0,04 ^{aD}	2,79 \pm 0,17 ^{bD}	2,91 \pm 0,07 ^{cD}

Ort, Ortalama; SS, Standart Sapma

Satır hizasındaki küçük harfler grup içi ışık kaynakları arasındaki istatistiksel farkı göstermektedir, sütun hizasındaki büyük harfler grup içi kalınlıklar arasındaki istatistiksel farkı göstermektedir (P: 0,001).

2 mm kalınlıkta D50 ışık kaynağında; SC grubunun ΔE_{00} ortalaması, BC ve SP grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p < 0.05$). SP ve BC arasında ΔE_{00} düzeyleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p > 0.05$). F11 ışık kaynağında; BC grubunun ΔE_{00} ortalaması, SC ve SP grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p < 0.05$). SC ve SP arasında ΔE_{00} düzeyleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p > 0.05$). F2 ışık kaynağında; SP grubunun ΔE_{00} ortalaması, SC ve BC gruplarından ve BC grubunun ΔE_{00} ortalaması, SC grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p < 0.05$). A ışık kaynağında; BC grubunun ΔE_{00} ortalaması, SC ve SP gruplarından ve SP grubunun ΔE_{00} ortalaması, SC grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p < 0.05$) (Tablo 4.7).

Tablo 4. 7: Termal yaşlandırma öncesi 2 mm kalınlıkta ve farklı ışık kaynakları altında restorasyonların $\Delta E00$ değerlerinin karşılaştırılması

		SC	BC	SP
Kalınlık	Işık kaynağı	Ort \pm SS	Ort \pm SS	Ort \pm SS
2 mm	D50	1,53 \pm 0,02 ^{aA}	1,37 \pm 0,08 ^{bA}	1,34 \pm 0,06 ^{bA}
	F11	1,18 \pm 0,02 ^{aB}	1,62 \pm 0,33 ^{bB}	1,03 \pm 0,08 ^{aB}
	F2	1,16 \pm 0,02 ^{aC}	0,93 \pm 0,04 ^{bC}	0,67 \pm 0,04 ^{cC}
	A	3,01 \pm 0,04 ^{aD}	2,49 \pm 0,16 ^{bD}	2,79 \pm 0,13 ^{cD}

Ort, Ortalama; SS, Standart Sapma

Satır hizasındaki küçük harfler grup içi ışık kaynakları arasındaki istatistiksel farkı göstermektedir, sütun hizasındaki büyük harfler grup içi kalınlıklar arasındaki istatistiksel farkı göstermektedir (P: 0,001).

Tüm daimi restorasyon reçineleri, farklı kalınlıklarda ve farklı ışık kaynakları altında değerlendirildiğinde; SP grubu, SC ve BC grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha az renk değişimi göstermiştir. SC ve BC grupları karşılaştırıldığında; BC grubu F2 ve A ışık kaynaklarında istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük $\Delta E00$ değerleri göstermiştir, diğer ışık kaynaklarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemiştir.

4.1.3 Termal yaşlandırma sonrası farklı ışık kaynaklarının ve restorasyon kalınlıklarının, restorasyonların renk değişimi ($\Delta E00$) üzerine etkisinin grup içi karşılaştırması

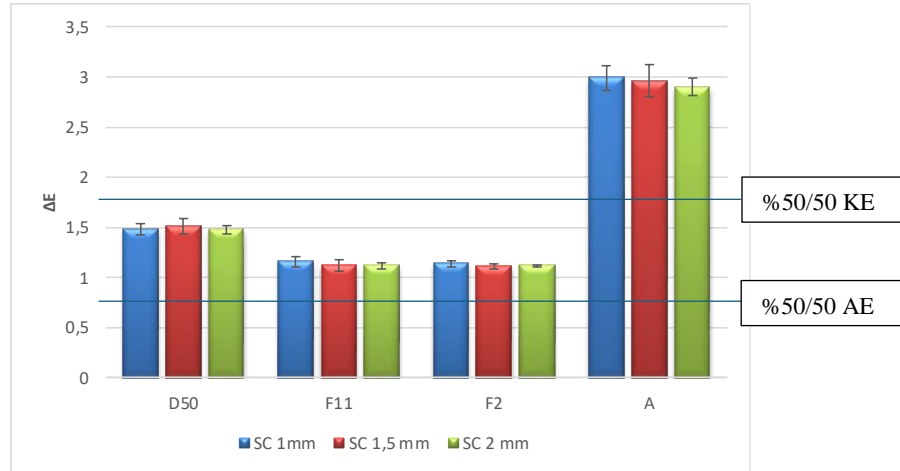
SC grubunda termal yaşlandırma sonrası 1 mm, 1.5 mm, 2 mm kalınlıklarda; ışık kaynakları arasında termal siklus sonrası $\Delta E00$ düzeyleri açısından istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık bulunmuştur ($p < 0.05$). A ışık kaynağının $\Delta E00$ ortalaması, D50, F11 ve F2 ışık kaynaklarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p < 0.05$). D50 ışık kaynağının $\Delta E00$ ortalaması, F11 ve F2 ışık kaynaklarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p < 0.05$). F11 ve F2 ışık kaynaklarının $\Delta E00$ düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p > 0.05$).

SC grubu farklı ışık kaynaklarında incelendiğinde, kalınlıklar arasında termal siklus sonrası $\Delta E00$ düzeyleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p>0.05$). Sadece F11 ve F2 ışık kaynağında; 1mm kalınlıktaki $\Delta E00$ ortalaması, 1.5 mm ve 2 mm kalınlıklardan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (Tablo 4.8, Şekil 4.4).

Tablo 4. 8: Termal yaşlandırma sonrası SC grubunda, ışık kaynaklarının ve restorasyon kalınlığının $\Delta E00$ üzerine etkisi

Reçine	Kalınlık	D50	F11	F2	A
		Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS
SC	1 mm	1,48±0,06 ^{aA}	1,16±0,05 ^{bA}	1,14±0,03 ^{bA}	2,99±0,12 ^{cA}
SC	1.5 mm	1,51±0,08 ^{aA}	1,12±0,06 ^{bB}	1,11±0,03 ^{bB}	2,96±0,16 ^{cA}
SC	2 mm	1,48±0,04 ^{aA}	1,12±0,03 ^{bB}	1,12±0,01 ^{bB}	2,90±0,09 ^{cA}

Ort, Ortalama; SS, Standart Sapma Satır hizasındaki küçük harfler grup içi ışık kaynakları arasındaki istatistiksel farkı göstermektedir, sütun hizasındaki büyük harfler grup içi kalınlıklar arasındaki istatistiksel farkı göstermektedir (P: 0,001).



Şekil 4. 4: SC grubunda; ışık kaynaklarının ve restorasyon kalınlığının, termal yaşlandırma sonrası $\Delta E00$ üzerine etkisi

BC grubunda termal yaşlandırma sonrası, ışık kaynaklarının ve restorasyon kalınlıklarının $\Delta E00$ üzerine etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.05$). A ışık kaynağının $\Delta E00$ ortalaması, D50, F11 ve F2 ışık kaynaklarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0.05$).

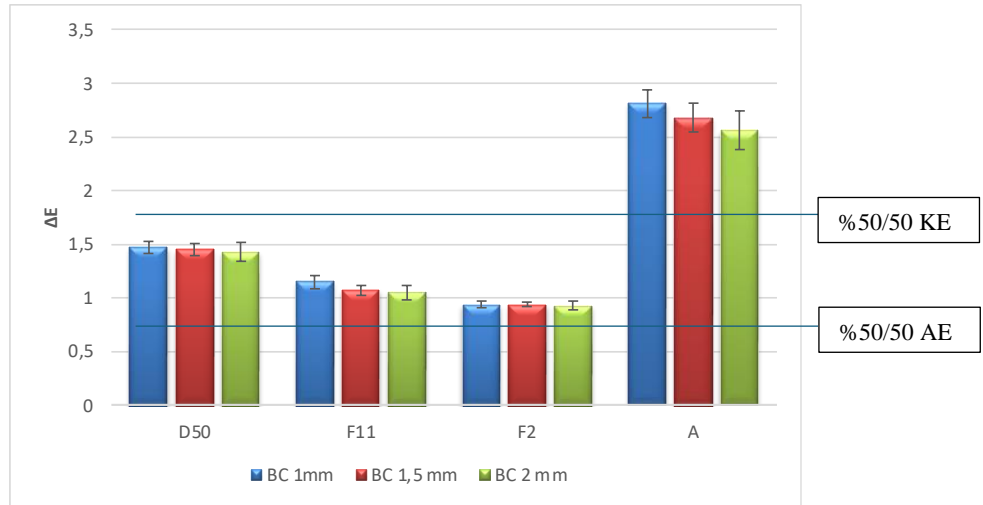
D50 ışık kaynağının $\Delta E00$ ortalaması, F11 ve F2 ışık kaynaklarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0.05$). F11 ışık kaynağının $\Delta E00$ ortalaması, F2 ışık kaynağından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0.05$).

BC grubu farklı ışık kaynaklarında incelendiğinde, kalınlıklar arasında termal siklus sonrası $\Delta E00$ düzeyleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p>0.05$). Sadece F11 ve A ışık kaynağında; 1mm kalınlıktaki $\Delta E00$ ortalaması, 1.5 mm ve 2 mm kalınlıklardan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0.05$) (Tablo 4.9, Şekil 4.5).

Tablo 4. 9:Termal yaşlandırma sonrası BC grubunda, ışık kaynaklarının ve restorasyon kalınlığının $\Delta E00$ üzerine etkisi

Reçine	Kalınlık	D50	F11	F2	A
		Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS
BC	1 mm	1,47±0,06 ^{aA}	1,15±0,06 ^{bA}	0,94±0,03 ^{cA}	2,81±0,13 ^{dA}
BC	1.5 mm	1,45±0,06 ^{aA}	1,07±0,05 ^{bB}	0,94±0,02 ^{cA}	2,68±0,13 ^{dB}
BC	2 mm	1,43±0,09 ^{aA}	1,05±0,07 ^{bB}	0,93±0,04 ^{cA}	2,56±0,18 ^{dB}

Ort, Ortalama; SS, Standart Sapma Satır hizasındaki küçük harfler grup içi ışık kaynakları arasındaki istatistiksel farkı göstermektedir, sütun hizasındaki büyük harfler grup içi kalınlar arasındaki istatistiksel farkı göstermektedir (P: 0,001).



Şekil 4. 5: BC grubunda; ışık kaynaklarının ve restorasyon kalınlığının, termal yaşlandırma sonrası $\Delta E00$ üzerine etkisi

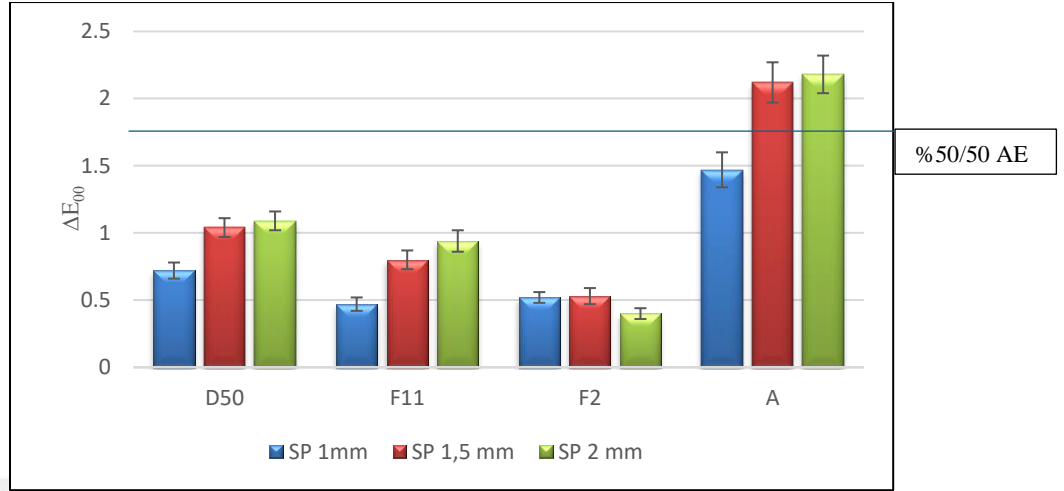
SP grubunda termal yaşlandırma sonrası 1, 1.5 ve 2 mm kalınlıklarda; A ışık kaynağının $\Delta E00$ ortalaması, D50, F11 ve F2 ışık kaynaklarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0.05$). D50 ışık kaynağının $\Delta E00$ ortalaması, F11 ve F2 ışık kaynaklarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0.05$). F11 ve F2 ışık kaynaklarında $\Delta E00$ düzeyleri arasında; 1mm kalınlıkta istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamış olup ($p>0.05$), 1.5 ve 2 mm kalınlıklarda F11 ışık kaynağının $\Delta E00$ ortalaması, F2 ışık kaynağından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0.05$) (Tablo 4.10, Şekil 4.6).

SP grubunda D50 ve A ışık kaynağında; 1 mm kalınlıktaki $\Delta E00$ ortalaması, 1.5 mm ve 2 mm kalınlıklardan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p<0.05$). 1.5 mm ve 2 mm kalınlıklardaki $\Delta E00$ düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p>0.05$). F11 ışık kaynağında; 2 mm kalınlıktaki $\Delta E00$ ortalaması 1 mm ve 1.5 mm kalınlıklardan, 1.5 mm kalınlıktaki $\Delta E00$ ortalaması ise 1 mm kalınlıktan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0.05$). F2 ışık kaynağında; 2 mm kalınlıktaki $\Delta E00$ ortalaması, 1 mm ve 1.5 mm kalınlıklardan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p<0.05$). 1 mm ve 1.5 mm kalınlıklar arasında $\Delta E00$ düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p>0.05$).

Tablo 4. 10: Termal yaşlandırma sonrası SP grubunda, ışık kaynaklarının ve restorasyon kalınlığının $\Delta E00$ üzerine etkisi

Reçine	Kalınlık	D50	F11	F2	A
		Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS
SP	1 mm	0,72±0,06 ^{aA}	0,47±0,05 ^{bA}	0,52±0,04 ^{bA}	1,47±0,13 ^{cA}
SP	1.5 mm	1,04±0,07 ^{aB}	0,80±0,07 ^{bB}	0,53±0,06 ^{cA}	2,12±0,15 ^{dB}
SP	2 mm	1,09±0,07 ^{aB}	0,94±0,08 ^{bC}	0,46±0,04 ^{cB}	2,18±0,14 ^{dB}

Ort, Ortalama; SS, Standart Sapma Satır hizasındaki küçük harfler grup içi ışık kaynakları arasındaki istatistiksel farkı göstermektedir, sütun hizasındaki büyük harfler grup içi kalınlar arasındaki istatistiksel farkı göstermektedir (P: 0,001).



Şekil 4. 6: SP grubunda; ışık kaynaklarının ve restorasyon kalınlığının, termal yaşlandırma sonrası ΔE_{00} üzerine etkisi

4.1.4 Termal yaşlandırma sonrası; farklı ışık kaynaklarının ve restorasyon kalınlıklarının renk değişimi (ΔE_{00}) üzerine etkisinin, restorasyon reçine grupları arasında karşılaştırması

1 mm kalınlıkta D50, F11, F2, A ışık kaynaklarında; SP grubunun ΔE_{00} ortalaması, SC ve BC gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p < 0,05$). D50 ve F11 ışık kaynaklarında; SC ve BC arasında ΔE_{00} düzeyleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmazken ($p > 0,05$), F2 ve A ışık kaynaklarında BC grubunun ΔE_{00} ortalaması SC grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p < 0,05$) (Tablo 4.11).

Tablo 4. 11: Termal yaşlandırma sonrası 1 mm kalınlıkta ve farklı ışık kaynakları altında restorasyonların ΔE_{00} değerlerinin karşılaştırılması

		SC	BC	SP	
Kalınlık	Işık kaynağı	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	p
1 mm	D50	1,48±0,06 ^{aA}	1,47±0,06 ^{aA}	0,72±0,06 ^{bA}	0,001*
	F11	1,16±0,05 ^{aB}	1,15±0,06 ^{aB}	0,47±0,05 ^{bB}	0,001*
	F2	1,14±0,03 ^{aB}	1,11±0,03 ^{bC}	1,12±0,01 ^{abB}	0,007*
	A	2,99±0,12 ^{aC}	2,96±0,16 ^{aD}	2,90±0,09 ^{aC}	0,114

Ort, Ortalama; SS, Standart Sapma. Satır hizasındaki küçük harfler grup içi ışık kaynakları arasındaki istatistiksel farkı göstermektedir, sütun hizasındaki büyük harfler grup içi kalınlıklar arasındaki istatistiksel farkı göstermektedir (P: 0,001).

1.5 mm kalınlıkta D50, F11, F2, A ışık kaynaklarında; SP grubunun $\Delta E00$ ortalaması, SC ve BC gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p < 0.05$). SC ve BC arasında $\Delta E00$ düzeyleri açısından D50 ışık kaynağında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamış ($p > 0.05$); F11, F2, A ışık kaynaklarında BC grubunun $\Delta E00$ ortalaması SC grubundan anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p < 0.05$) (Tablo 4.12).

Tablo 4. 12: Termal yaşlandırma sonrası 1.5 mm kalınlıkta ve farklı ışık kaynakları altında restorasyonların $\Delta E00$ değerlerinin karşılaştırılması

		SC	BC	SP
Kalınlık	Işık kaynağı	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS
1.5 mm	D50	1,51±0,08 ^a	1,45±0,06 ^a	1,04±0,07 ^b
	F11	1,12±0,06 ^a	1,07±0,05 ^b	0,80±0,07 ^c
	F2	1,11±0,03 ^a	0,94±0,02 ^b	0,53±0,06 ^c
	A	2,96±0,16 ^a	2,68±0,13 ^b	2,12±0,15 ^c

Ort, Ortalama; SS, Standart Sapma Satır hizasındaki küçük harfler grup içi ışık kaynakları arasındaki istatistiksel farkı göstermektedir. (P: 0,001).

2 mm kalınlıkta D50, F11, F2, A ışık kaynaklarında; SP grubunun $\Delta E00$ ortalaması, SC ve BC gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p < 0.05$). SC ve BC arasında $\Delta E00$ düzeyleri açısından D50 ışık kaynağında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamış ($p > 0.05$); F11, F2, A ışık kaynaklarında BC grubunun $\Delta E00$ ortalaması SC grubundan anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p < 0.05$) (Tablo 4.13).

Tablo 4. 13: Termal yaşlandırma sonrası 2 mm kalınlıkta ve farklı ışık kaynakları altında restorasyonların $\Delta E00$ değerlerinin karşılaştırılması

		SC	BC	SP
Kalınlık	Işık kaynağı	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS
2 mm	D50	1,48±0,04 ^a	1,43±0,09 ^a	1,09±0,07 ^b
	F11	1,12±0,03 ^a	1,05±0,07 ^b	0,94±0,08 ^c
	F2	1,12±0,01 ^a	0,93±0,04 ^b	0,46±0,04 ^c
	A	2,90±0,09 ^a	2,56±0,18 ^b	2,18±0,14 ^c

4.1.5 Termal yaşlandırma öncesi ve sonrası renk ölçümlerinin karşılaştırılması

1, 1.5 ve 2 mm kalınlıklarda ve D50, F11, F2, A ışık kaynağı kullanıldığında; SC grubunda termal siklus öncesine göre termal yaşlandırma sonrası ΔE_{00} düzeyinde görülen düşüş istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0.05$) (Tablo 4.14).

Tablo 4. 14: SC grubunun termal yaşlandırma öncesi ve sonrası ΔE_{00} değerlerinin karşılaştırılması

Kalınlık	Işık kaynağı	Reçine	TY öncesi ΔE_{00}	TY Sonrası ΔE_{00}	p
			Ort \pm SS	Ort \pm SS	
1mm	D50	SC	1,55 \pm 0,02 ^a	1,48 \pm 0,06 ^b	0,001*
	F11	SC	1,24 \pm 0,03 ^a	1,16 \pm 0,05 ^b	0,001*
	F2	SC	1,18 \pm 0,02 ^a	1,14 \pm 0,03 ^b	0,001*
	A	SC	3,17 \pm 0,04 ^a	2,99 \pm 0,12 ^b	0,001*
1.5mm	D50	SC	1,57 \pm 0,02 ^a	1,51 \pm 0,08 ^b	0,015*
	F11	SC	1,17 \pm 0,02 ^a	1,12 \pm 0,06 ^b	0,006*
	F2	SC	1,14 \pm 0,01 ^a	1,11 \pm 0,03 ^b	0,001*
	A	SC	3,10 \pm 0,04 ^a	2,96 \pm 0,16 ^b	0,006*
2mm	D50	SC	1,53 \pm 0,02 ^a	1,48 \pm 0,04 ^b	0,002*
	F11	SC	1,18 \pm 0,02 ^a	1,12 \pm 0,03 ^b	0,001*
	F2	SC	1,16 \pm 0,02 ^a	1,12 \pm 0,01 ^b	0,001*
	A	SC	3,01 \pm 0,04 ^a	2,90 \pm 0,09 ^b	0,001*

Ort, Ortalama; SS, Standart Sapma; TY, Termal Yaşlandırma

Satır hizasındaki küçük harfler termal yaşlandırma öncesi ve sonrası istatistiksel farkı göstermektedir.

1mm kalınlıkta ve D50, F11, F2, A ışık kaynağı kullanıldığında; BC grubunda termal siklus öncesine göre termal siklus sonrası ΔE_{00} düzeyinde görülen düşüş istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0.05$). 1.5 ve 2 mm kalınlıkta, F11 ve F2 ışık kaynağında; termal siklus öncesine göre termal siklus sonrası ΔE_{00} düzeyinde görülen düşüş istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0.05$), D50 ve A ışık kaynağında termal siklus öncesine göre termal siklus sonrası ΔE_{00} düzeyinde istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir ($p > 0.05$) (Tablo 4.15). 1, 1.5, 2 mm kalınlıkta ve D50, F11, F2, A ışık kaynağı kullanıldığında; SP grubunda termal siklus öncesine göre termal siklus sonrası ΔE_{00} düzeyinde görülen düşüş istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0.05$) (Tablo 4.16, Şekil 4.7).

Tablo 4. 15: BC grubunun termal yaşlandırma öncesi ve sonrası ΔE_{00} değerlerinin karşılaştırılması

Kalınlık	Işık kaynağı	Reçine	TY öncesi ΔE_{00}		p
			Ort \pm SS	Ort \pm SS	
1 mm	D50	BC	1,56 \pm 0,05 ^a	1,47 \pm 0,06 ^b	0,001*
	F11	BC	1,27 \pm 0,03 ^a	1,15 \pm 0,06 ^b	0,001*
	F2	BC	1,03 \pm 0,02 ^a	0,94 \pm 0,03 ^b	0,001*
	A	BC	3,06 \pm 0,10 ^a	2,81 \pm 0,13 ^b	0,001*
1.5 mm	D50	BC	1,49 \pm 0,08 ^a	1,45 \pm 0,06 ^a	0,212
	F11	BC	1,15 \pm 0,07 ^a	1,07 \pm 0,05 ^b	0,001*
	F2	BC	0,97 \pm 0,03 ^a	0,94 \pm 0,02 ^b	0,008*
	A	BC	2,79 \pm 0,17 ^a	2,68 \pm 0,13 ^a	0,078
2 mm	D50	BC	1,37 \pm 0,08 ^a	1,43 \pm 0,09 ^a	0,160
	F11	BC	1,62 \pm 0,33 ^a	1,05 \pm 0,07 ^b	0,001*
	F2	BC	0,93 \pm 0,04 ^a	0,93 \pm 0,04 ^b	0,667
	A	BC	2,49 \pm 0,16 ^a	2,56 \pm 0,18 ^a	0,278

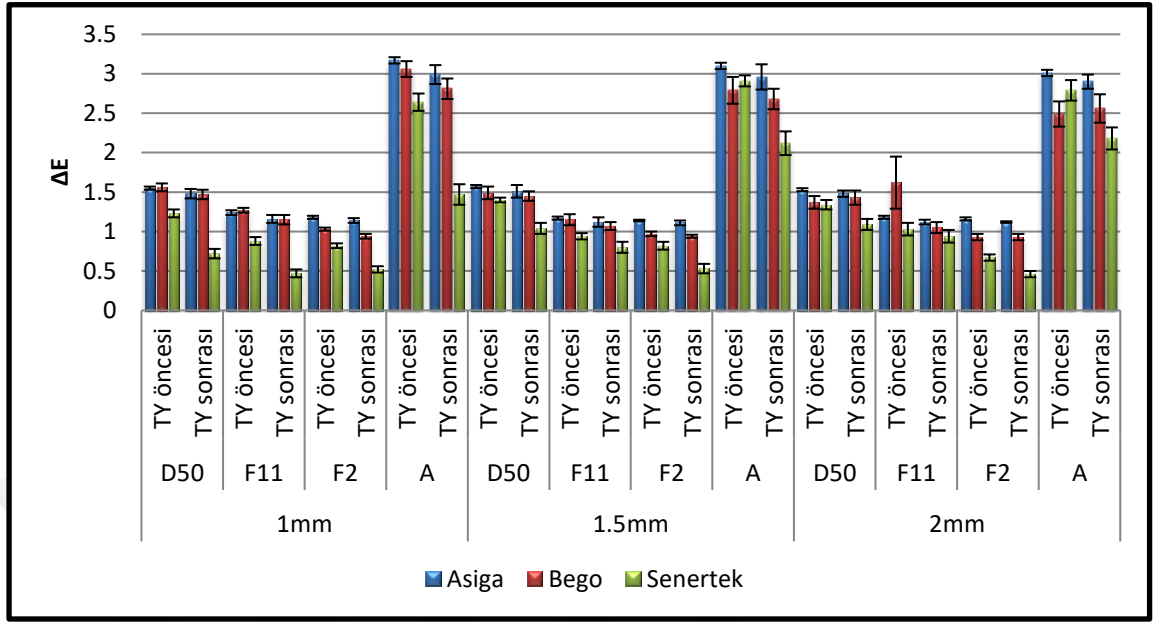
Ort, Ortalama; SS, Standart Sapma; TY, Termal Yaşlandırma

Satır hizasındaki küçük harfler termal yaşlandırma öncesi ve sonrası istatistiksel farkı göstermektedir.

Tablo 4. 16: SP grubunun termal yaşlandırma öncesi ve sonrası ΔE_{00} değerlerinin karşılaştırılması

Kalınlık	Işık kaynağı	Reçine	TY öncesi ΔE_{00}		TY Sonrası ΔE_{00}
			Ort \pm SS	Ort \pm SS	
1 mm	D50	SP	1,23 \pm 0,05 ^a	0,72 \pm 0,06 ^b	
	F11	SP	0,88 \pm 0,05 ^a	0,47 \pm 0,05 ^b	
	F2	SP	0,82 \pm 0,03 ^a	0,52 \pm 0,04 ^b	
	A	SP	2,64 \pm 0,11 ^a	1,47 \pm 0,13 ^b	
1.5 mm	D50	SP	1,4 \pm 0,03 ^a	1,04 \pm 0,07 ^b	
	F11	SP	0,94 \pm 0,04 ^a	0,80 \pm 0,07 ^b	
	F2	SP	0,82 \pm 0,05 ^a	0,53 \pm 0,06 ^b	
	A	SP	2,91 \pm 0,07 ^a	2,12 \pm 0,15 ^b	
2 mm	D50	SP	1,34 \pm 0,06 ^a	1,09 \pm 0,07 ^b	
	F11	SP	1,03 \pm 0,08 ^a	0,94 \pm 0,08 ^b	
	F2	SP	0,67 \pm 0,04 ^a	0,46 \pm 0,04 ^b	
	A	SP	2,79 \pm 0,13 ^a	2,18 \pm 0,14 ^b	

Ort, Ortalama; SS, Standart Sapma; TY, Termal Yaşlandırma Satır hizasındaki küçük harfler termal yaşlandırma öncesi ve sonrası istatistiksel farkı göstermektedir.p=0,001



Şekil 4. 7: Termal yaşlandırma öncesi ve sonrası farklı restorasyon reçine gruplarının, ışık kaynaklarına ve kalınlıklarına göre ΔE_{00} değişimi

4.1.6 Kron restorasyon reçine gruplarının aşınma miktarları açısından değerlendirilmesi

Kron restorasyon reçine gruplarının aşınma sonrası verileri mm^3 cinsinden hesaplanmıştır. Veriler incelendiğinde; SC, SP ve BC gruplarının tümünde yüzey aşınması meydana gelmiştir. SP grubu, BC ve SC grubuna göre hacimsel olarak daha yüksek aşınma göstermiştir. BC grubu ise SC grubuna göre hacimsel olarak daha yüksek aşınma göstermiştir. Yapılan istatistiksel analiz sonucunda yüzey aşınma verilerinin gruplar arasında anlamlı bir farklılık göstermediği bulunmuştur ($p:0.139$; $p>0.05$) (Tablo 4.17).

Tablo 4. 17: Restorasyon reçine gruplarının aşınma hacmi verileri

Aşınma Hacmi (mm^3)			
	Ort±SS	Medyan	p
SC	0,041±0,05	0,02	0,139
BC	0,046±0,04	0,04	0,139
SP	0,072±0,05	0,08	0,139

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada; farklı daimi restorasyon reçinelerinin renk özellikleri ve mekanik aşınma davranışı incelenmiştir. Çalışmamızın bulgularına dayanarak; 3B yazıcı ile üretilen farklı daimi restorasyon reçineleri arasında renk farkı yoktur, farklı kalınlıklarda üretilmiş restorasyonlar arasında renk farkı yoktur, termal yaşlandırma işleminin örneklerin renk değişimi üzerine etkisi yoktur, farklı aydınlatma ortamlarının örneklerin renk değişimi üzerine etkisi yoktur şeklindeki sıfır hipotezleri reddedilmiştir. Örneklerin üretiminde farklı daimi restorasyon reçineleri kullanılmasının mekanik aşınma üzerine etkisi yoktur, şeklindeki sıfır hipotezimiz ise kabul edilmiştir.

Günümüzde 3B baskı teknolojisinin tanıtılmasının üzerinden 30 yılı aşkın zaman geçmiş ve çoğu patentin süresi dolmuştur. Bu nedenle üreticiler 3B yazıcılar için çok sayıda yeni ürün pazara sunmaya başlamış ve diş hekimliği için yeni uygulamaların ve malzemelerin geliştirilmesini teşvik etmiştir. 3B baskı cihazlarının günümüzde daha uygun fiyatlı, küçük boyutlu ve hafif olması kullanım sıklığını arttırmıştır [222, 223]. Eklemeli imalat, geçmişte kullanılan eksilmeli imalat süreçlerine kıyasla çok sayıda avantaj sunmaktadır; malzeme kullanımı açısından daha ekonomiktir, kullanılan cihazlar diğer üretim yaklaşımlarında kullanılanlara göre daha uygun fiyatlıdır, aynı zamanda 3B yazıcılar üretimde kullanılan malzemelere karşı daha hassastır, çoklu ve karmaşık restorasyon geometrileri aynı anda üretilebilmektedir [84, 224, 225]. Son zamanlarda avantajları nedeniyle 3B baskılı materyallerin kullanımına ilişkin çeşitli araştırmalar yapılmaktadır ancak ağız ortamıyla uyumlulukları, yüzey pürüzlülüğü, renk, mekanik ve yüzey özellikleri ile ilgili bilgiler sınırlıdır.

Ayrıca 3B baskı materyallerin renk stabilitesini, mekanik özelliklerini ve yüzey özelliklerini değerlendiren çalışmalar genellikle geçici protezler ile ilgilidir, daimi protezlerle ilgili yeterli çalışma bulunmamaktadır. Bu nedenle, çalışmamızda 3B baskı ile üretilmiş daimi restorasyon reçinelerinin renk özellikleri ve mekanik aşınma davranışı değerlendirilmiştir.

3B baskı teknolojileri içinde Dijital Işık Projeksiyonu (DLP) ve Stereolitografi (SLA) diş hekimliğinde en yaygın kullanılan üretim teknikleridir. Birbirine çok benzeyen bu sistemler arasındaki temel fark ışık kaynağıdır. SLA yazıcılar galvano ayna cihazı tarafından yönlendirilen ultraviyole bir ışık kaynağı kullanırken, DLP yazıcılar lazer ışık kaynağından çıkan kısa dalga boyundaki ışığın dijital mikro ayna cihazı aracılığıyla yönlendirildiği projeksiyon teknolojisini kullanır. DLP yazıcılar mikro ayna yapısı sayesinde tüm katmanın aynı anda polimerizasyonuna olanak tanır ve üretim süresini kısaltır [226, 227]. Teknik olarak DLP yazıcılar, bir nesneyi SLA'ya kıyasla daha kısa sürede üretebilir, çünkü DLP yazıcılarda SLA yazıcılarda olduğu gibi her katman lazerle titizlikle taranıp üretilmek yerine mikro ayna tarafından yansıtılan desenle aynı anda oluşturulur. Bu durum, birden fazla büyük kompakt nesneyi daha az ayrıntıyla aynı anda yazdırırken avantajlıdır. Fakat daha küçük ayrıntılara sahip nesnelere yazdırırken, baskı çözünürlüğünü korumak için ışığı, yapı platformunun belirli bir alanına odaklayan bir projeksiyon merceği gereklidir. Bu nedenle SLA yazıcılar ile genellikle DLP yazıcılardan daha yüksek çözünürlük ve daha iyi yüzey kalitesi elde edilebilir [228]. Bu çalışmada, örnekler arasında standardizasyonun sağlanabilmesi için DLP teknolojisini kullanan yazıcı sistemleri ve DLP teknolojisi ile uyumlu materyal seçimi yapılmıştır.

Eklemeli üretim teknolojisi birçok avantaj sunmasına rağmen üretim tekniği oldukça hassastır. Katman kalınlığı ve baskı yönü gibi parametreler, 3B baskılı reçinelerin baskı doğruluğunu, mekanik özelliklerini etkileyebilir ve reçinenin yüzey pürüzlülüğünü, yüzey enerjisini ve rengini değiştirebilir [229, 230]. Katmanların tabaka tabaka birbiri üzerine eklenmesiyle ürün oluşturan 3B baskı ile üretimin doğasında bulunan merdiven etkisi (staircase effect), son ürün doğruluğuna ve yüzey pürüzlülüğüne doğrudan etki eder [231]. Mevcut teknoloji ile bu etki tamamen ortadan kaldırılamaz, ancak katman kalınlığı düşürülerek azaltılabilir.

Daha düşük katman kalınlığı ayarları, ürünün üretim doğruluğunu, yüzey pürüzlülüğünü ve adaptasyonunu iyileştirmeye fayda sağlarken, işlem süresini ise uzatır [231]. Literatürde, katman kalınlığı ve baskı yönünün; renk, mikrobiyal adezyon, fleksural direnç, üretimde hata oranı, aşınma direnci ilgili bir çok çalışma yapılmıştır. Yapılan çalışmalarda; kullanılan yazıcı türü, üretim açısı, katman kalınlığı gibi bir çok değişken olması ve her çalışmada farklı üretim parametreleri kullanılması, çalışmaların birbiriyle karşılaştırılmasını zorlaştırmaktadır [232-235]. Örneğin; Shim ve ark. [232] baskı açısı ve katman kalınlığının, üretim doğruluğu üzerine olan etkisini değerlendirmişlerdir. Üretim açısı 90° olan örneklerin, 0° olan örneklere göre üretimde hata oranı daha az bulunmuştur. 90° ile üretilen örneklerin fleksural dayanıklılığı ise 0° ile üretilen örneklerden daha düşük bulunmuştur. Tahayeri ve ark.[234] SLA teknolojiyle, üretim açısı 0, 15, 45, 90° olan örnekler üretmiş ve baskı doğruluğunu karşılaştırmışlardır. Baskı doğruluğu uzunluk ve genişlik olarak değerlendirildiğinde farklı sonuçlar göstermiştir. Genişlik için 90°, uzunluk için 0° ile üretilen örneklerin en az hata oranı gösterdiğini bildirmişlerdir. Öte yandan bazı çalışmalar, baskı açısı arttıkça materyallerin mekanik özelliklerinin zayıflayacağını bildirmiştir. Lee ve ark. [236] yaptıkları çalışmada, baskı açısı azaldıkça mekanik özelliklerin güçlendiğini ve mekanik özellikler güçlendikçe aşınmanın azaldığını göstermişlerdir. Aynı zamanda baskı açısı azaldıkça termal yaşlandırma sonrası renk stabilitesin arttığını belirtmişlerdir. Üretici firmaların yayınladığı kullanıcı talimatları ve benzer çalışmalar [237] dikkate alınarak, üretim standardizasyonu sağlanmaya çalışılmış çalışmamızda üretim açısı 90° olarak ayarlanmıştır.

Literatürde, ardışık katmanlar arasındaki birleşmenin aynı katman içindeki birleşmeden daha zayıf olduğunu bildiren çalışmalar mevcuttur [238, 239]. Katman kalınlığı azaldıkça, nesneyi oluşturmak için üst üste gelecek katman sayısı artar, bu da zayıf bir bağlantıya neden olarak nesnenin mekanik ve estetik özelliklerini zayıflatır. Katmanlar arasındaki bu zayıf birleşim bulgularını destekleyen çalışmalar olduğu gibi [238, 239], bunun sadece katman kalınlığına bağlı olmadığını ve 25, 50 ve 100 µm katman kalınlığı ile basılan numuneler için elastik modül verilerinde istatistiksel bir fark bulunmadığını belirten çalışmalar da bulunmaktadır [234].

3B baskı sistemleriyle üretilmiş daimi restorasyonların, renk ve mekanik özellikleri ile ilgili literatürde yeterli çalışma bulunmadığı için üretim açısı ve katman kalınlığı ile ilgili standardize parametreler bulunmamaktadır. Standardize parametrelerin olmaması; her çalışmada farklı üretim parametresi, farklı baskı sistemi kullanılmasına neden olmuş ve bulguların birbiriyle karşılaştırılmasını zorlaştırmıştır. Sonuçlardaki tutarsızlığın başka bir nedeninin, destekleyici yapıların kullanımına bağlı olabileceği belirtilmiştir. Destekleyici yapıların platformdan ve üretilen materyalden dikkatsizce ayrılması üretim doğruluğunu etkileyebilir [240]. Çalışmamızda üretilen örneklerin renk ve mekanik özellikleri karşılaştırılırken, üretim parametreleri her örnek için aynı tutulmuş ve hata payı minimuma indirilmiştir. Üretici firmaların yayınladığı kullanıcı talimatları ve benzer çalışmalar [219, 237, 241] dikkate alınarak baskı kalınlığı 50 µm olarak ayarlanmıştır.

Çalışmada kullanılacak örneklerin formu belirlenirken önceki benzer çalışmalar referans alınmıştır ve 10x10 mm boyutlarında disk formunda örnekler hazırlanmıştır. Böylece örneklerin dayanakları standardize edilmiş ve spektrofotometre cihazına olan adaptasyonu artırılmıştır. Literatür incelemesinde; Kontos ve arkadaşları 10x10 mm [242], Husain ve arkadaşları 10x10 mm [243], Espinar ve arkadaşları 10x10 mm [244], Comba ve arkadaşları 10x10mm [245], Yılmaz ve ark. [218] 10x10mm boyutlarında disk şeklinde örnekler ürettikleri görülmüştür. Materyallerin renk özelliklerini inceleyen farklı çalışmalarda materyal kalınlıkları genellikle 0.5 mm, 1.0 mm, 1.5 mm, 2 mm olarak seçilmiştir [218, 246-248]. Çalışmamızda literatürdeki benzer çalışmalar referans alınarak; 1mm, 1.5 mm ve 2 mm olarak üç farklı kalınlıkta üretim gerçekleştirilmiştir. Üretici firma kullanıcı talimatlarında, kullanılacak minimum restorasyon kalınlığını 1 mm olarak bildirmiştir. Üretilen örneklerin son polimerizasyonu (kürleme) üretici talimatlarına uygun olarak 2x1500 atım olacak şekilde tüm örnek yüzeylerine uygulanmıştır. Çeşitli materyaller üzerinde farklı kürleme sürelerinin etkisini değerlendiren bir çalışma, kürleme süresi arttığında materyaldeki dönüşüm derecesinin arttığını, sitotoksitenin azaldığını ancak renk stabilitesinin olumsuz etkilendiğini bildirmiştir [249]. Lee ve ark. [250] ise yaptıkları çalışmada kürleme süresi uzadığında renk stabilitesinin arttığını bildirmişlerdir.

Dental restorasyon materyallerinin ya da minenin aşınma direnci ve renk özelliklerinin incelenmesinde en ideal yol ağız ortamında sürdürülen çalışmalardır ancak klinik incelemelerin zaman alıcı olması, etkileri birbirinden ayrılamayan birçok faktörün olması gibi sebeplerden dolayı çalışmalarda daha çok in vitro yöntemler tercih edilmektedir [251-253]. İn vivo ölçümler yapmak, in vitro ölçümler yapmaktan daha zordur. İn vitro ortam; standart ve optimize edilmiş koşullar sunarken, in vivo ortamda bu şartlara ulaşmak nadiren mümkündür. Çünkü prepare edilecek dişin ağız içindeki konumu ile erişilmesi ve gözlenebilmesi zor alanların varlığı sonucunda, standarttan sapmalar gözlenecektir. Benzer şekilde bitiş çizgisinin konumu, hasta uyumu, kan, nem, tükürük ve ısı gibi diğer etmenler de sonuçların kalitesini etkileyecektir. İn vitro koşullarda çalışan pek çok araştırmacı vardır [251-253]. Çalışmamızda standart parametrelere ulaşabilmek adına in vitro ortam koşulları tercih edilmiştir.

Dental restorasyonların termal yaşlanması doğal bir olaydır ve kaçınılmazdır. Bu nedenle kullandığımız her materyal kullanıma bağlı yaşlanacak ve yaşlanma materyallerin klinik performanslarını etkileyecektir [254]. Termal yaşlandırma işlemi, ağız içi ortamı taklit ederek dental restorasyonların kısa sürede yaşlandırılması için uygulanan popüler bir yöntemdir. Yapılan çeşitli in vitro çalışmalarda farklı sıcaklıklarda, termal yaşlandırma işlemi uygulanmıştır [112]. Ağız içindeki en düşük sıcaklık 15°C, en yüksek sıcaklık ise 50-55°C olarak bildirilmiştir. Sıcaklık değerlerinin yanında, uygulanan döngünün sayısı da termal döngü yaşlandırmasının etkisini değerlendirmede önemlidir [255]. Ağız boşluğunun dinamik doğasından dolayı fizyolojisine en yakın sıcaklığı belirlemek kolay değildir. Uluslararası Standartlar Örgütü'nün (ISO) tavsiyelerine göre, mevcut verilerin kapsamlı incelemesiyle, ısı döngünün sıcaklık rejimi 5°C ila 55°C arasında önerilmektedir [256]. 1994 yılında ISO, biyomateryallerin yaşlanmasını simüle etmek için 500 döngülük bir protokolün yeterli olduğunu bildirmiştir [256]. İn vivo zaman birimi başına düşen termal döngü sayısı hakkında hala hiçbir rapor bulunmamaktadır. Ancak birçok çalışma, uygun yaşlanma süresini temsil etmek için 500 döngünün sınırlı bir sayı olacağını belirtmiştir [112, 114]. Yapılan bir çalışmada 1 yıl klinik kullanımın yaklaşık 10.000 termal döngüye eşdeğer olduğu ileri sürülmektedir [112]. Restorasyonların renk ve mekanik özellikleri, nanosızıntı veya mikrosızıntıya bağlı olarak değişebileceğinden, çalışmamızda örneklere hidrotermal yaşlandırma uygulanmıştır [257].

Çalışmamızda 10.000 siklus termal yaşlandırma uygulamasının, örneklerin renk özellikleri ve mekanik aşınma davranışı üzerine olan etkisinin gözlemlenmesi amaçlanmıştır. Literatürde banyo tanklarında bekletme süresiyle ilgili bir fikir birliği yoktur ancak 20 sn' den az olması durumunda arzu edilen termal etkinin yaratılamayacağı bildirilmiştir [227]. Bu nedenle çalışmamızda banyo süreleri 30 sn ve banyolar arası bekleme süresi 10 sn olacak şekilde ayarlanmıştır [218, 219, 258]. Yaşlandırma sonrası örnekler ilk 24 saat distile suda daha sonra kuru ortamda muhafaza edilmiştir. Bunun nedeni; polimerlerin su emerek, fiziksel özelliklerinin değişikliğe uğramasıdır.

Diş renginin tespiti ve buna uygun restorasyon seçimi estetik ve restoratif diş hekimliğinde karşılaşılan büyük bir zorluktur. Hastaların estetik taleplerinin artması, seramik ve kompozit restorasyonların sürekli geliştirilmesiyle sonuçlanmıştır. Bu nedenle doğal diş yapısı ile restorasyon arasındaki rengin mükemmel uyumu, hekimler ve hastalar için başarının ana kriteri olmuştur [182]. Renk seçiminde en popüler yöntem çeşitli skalalar kullanılarak yapılan görsel renk ölçümüdür [182]. Görsel renk ölçümü en popüler yöntem olsa da, skalaların üretiminde standardizasyon eksikliği, aynı üretici tarafından üretilmiş skalalar arasında bile şüpheli bulgulara yol açmaktadır [259]. Ayrıca görsel renk ölçümü gözlemcinin renk algısı, aydınlatma koşulları, yarı saydamlık, yüzey yapısı ve kullanılan malzemenin optik özellikleri gibi birçok faktöre bağlıdır [182]. Dijital yöntemle renk ölçümü yapan cihazlar, renk tonu seçiminin doğruluğunu ve güvenilirliğini artırma potansiyeline sahiptir [260]. Çalışmalar dental spektrofotometrelerin görsel yöntemlere göre daha iyi sonuçlar verdiğini bildirmiştir [261-264]. Bu nedenle çalışmamızda, renk ölçümleri bir masaüstü spektrofotometre olan Minolta CM-3600A (Konika-Minolta Sensing, Inc., Osaka, Japonya) kullanılmıştır [219, 248, 264]. CIE 1964 yayınında gözlemci açısını 10° olarak kabul etmiştir [216-218]. Çalışmamızda bu bilgiler referans alınarak renk ölçümleri 10° gözlemci açısı ile yapılmıştır.

Renk uyumsuzluklarından kaynaklanan sorunlar hem çok yaygındır hem de çözümü maliyetli olmaktadır [265, 266]. Renk uyumsuzluğunun en büyük nedenlerinden biri aydınlatıcı metamerizmdir. İnsan gözü belirli bir uyarıya L, M ve S konileri olarak adlandırılan 3 tip reseptörün entegre uyarımına dayalı olarak yanıt verir. Eğer iki ayrı uyaran aynı L, M ve S koni tepkilerine neden oluyorsa, aynı aydınlatıcı altında bakıldığında spektral bileşimlerine bakılmaksızın aynı renk görüneceklerdir [204, 266].

Aydınlatıcı metamerizm; farklı spektral yansıma özelliklerine sahip iki nesnenin, bir aydınlatma altında aynı renge sahip olduğu ancak aydınlatma değiştirildiğinde farklı spektral yansıma özellikleri nedeniyle aynı renge sahip olmadığı olgusunu ifade eder [204, 266]. Diş hekimliğinde genel olarak aydınlatıcı metamerizmin, değişen ışık koşulları altında görüntülediğinde algılanan renk eşleşmesine olumsuz katkıda bulunabileceği görüşü kabul edilmektedir [148, 267]. Psikofiziksel deneylerde kullanılması için CIE tarafından önerilen standart aydınlatma D65' tir. D65 aydınlatma dışında, floresan lambaları temsil eden FL (FL2, FL7 veya FL11) tipi aydınlatıcıları ve CIE standart aydınlatıcıları olan A ve F2, F7 ve F11 aydınlatıcıların kullanımı önerilmiştir. Literatürde aydınlatıcı metamerizmi değerlendiren farklı çalışmalar CIE tarafından önerilen aydınlatma ortamlarını tercih etmiş ve standart aydınlatmayı D65 olarak kabul etmişlerdir [220, 221, 248, 264, 268]. Bu nedenle çalışmamızda standart aydınlatma D65 ve test aydınlatıcısı olarak günümüzde sık kullanılan; F2, F11, A, D50 seçilmiştir. Uluslararası renk komisyonunun (International Commission on Illumination) yayımlandığı bildiride renk ölçümü için standart koşullar derlenmiş ve arka plan renginin tek tip, nötral gri ($L^* = 50$) olması gerektiği bildirilmiştir [269, 270]. Sharifi ve ark. [271] yaptıkları çalışmada arka plan rengi griden pembeye ve siyahtan kırmızıya değiştiğinde, renk ölçümü üzerinde arka plan etkisinin önemli fark yarattığını gözlemlemişlerdir. Ancak gri arka fon siyah arka fonla değiştirildiğinde renk ölçümü üzerinde anlamlı bir fark olmadığını bildirmişlerdir. Çalışma sonunda, en fazla değişikliğin kırmızı arka planda, en az değişikliğin ise gri arka planda olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızda bu bilgiler ışığında 'Uluslararası Renk Komisyonunun' da önerisi olan gri arka fon kullanılmıştır.

2000 yılında uluslararası renk bilimciler tarafından CIELAB formülündeki tüm değişkenleri eşit değerlendirmek yerine, gözün algısını daha baskın biçimde etkileyen faktörün katsayısını belirleyerek kabul edilebilirliği ve algınabilirliği daha uygun ve doğru biçimde saptayacak CIE2000 formülasyonu geliştirilmiştir. CIE2000 formülasyonunu kullanarak renk değişimini değerlendiren çoğu çalışmanın [163, 166, [163, 165] renk değişim verilerini (ΔE_{00}) Paravina ve ark. [168]'nın belirlediği değerlere göre analiz ettiği görülmüştür [220, 221, 241]. ISI standartlar klavuzu ISO/TR 28642:2016 [272] 'ya göre diş hekimliğinde kabul edilebilir bir renk uyumu, %50:50 kabul edilebilirlik eşiğinde veya bunun altında bir renk farkıdır.

Paravina ve ark. [168]'na göre algılanabilirlik eşiği $\Delta E_{00} = 0.8$, 50:50% kabul edilebilirlik eşiği $\Delta E_{00} = 1.8$ olarak belirlenmiştir. Çalışmamızda renk değişim verileri (ΔE_{00}), Paravina ve ark. [168] 'nın çalış[168]referans alınarak değerlendirilmiştir.

Laboratuvar ortamında uygulanacak mekanik yükleme kuvvetinin, çiğneme sırasında meydana gelen kuvvetlere benzer olması test sonuçlarının güvenilirliğini artıracaktır. Klinik çalışmalarda elde edilen verilere dayanarak, bir insanın çiğneme sırasında ortalama 20 N ila 120 N kuvvet uyguladığı bildirilmiştir. Laboratuvar ortamında çeşitli çiğneme simülatörlerinde, mekanik kuvvet olarak farklı değerler tercih edilmiştir [272, 273]. Literatürde yayınlanmış birçok bilimsel makalede, çiğneme kuvveti 50 N yük olarak kabul edilmiştir [274, 275]. Laboratuvar ortamında çiğneme hareketi sırasındaki yanal hareket mesafesinin 0,3 mm ile 1 mm arasında değiştiği bildirilmiştir [276-278]. Yılmaz ve ark. [279], lateral hareket mesafesi davranışının kompozit malzemelerin aşınma direnci üzerindeki etkisi incelenmiş ve yanal hareket mesafesini 0,7 mm olarak kabul etmişlerdir. Edolhoff ve ark. [280] yaptıkları çalışmada, geçici protetik restorasyonlara, 50 N çiğneme kuvveti, 1.6 Hz çiğneme frekansı ve 2 mm yatay hareket miktarı ile çiğneme simülatöründe 240.000 siklus uygulandığını bildirmişlerdir. Literatür bilgileri derlenerek, çalışmamızda kullanılan örnek boyutuna en uygun parametreler seçilmiştir: 1.6 Hz frekans ayarı, 50 N çiğneme yükü, 2mm vertikal hareket, 0.7 mm lateral hareket, 60 mm/s vertikal hız, 40 mm/s lateral hız ayarı uygulanmıştır. Çiğneme simülatörüyle aşınma oluşturulurken numune kaplarına distile su ilave edilmiştir. Deney sırasında örneklerin distile su içerisinde olmasının amacı; aşınmış partikülleri gidermek ve böylece üç elemanlı aşınma etkilerinden kaçınmaktır.

İn vitro aşınma simulasyonundaki kompleks faktörlerden diğeri antagonist materyalin standardize edilmesidir. Dental materyallerin aşınma dirençlerinin incelendiği çalışmalardaki in vitro aşınma sonuçlarının, in vivo bulgularla ilişkilendirilebilmesi için oral şartlar göz önünde bulundurulmalıdır [281]. Materyaller arası farklılıkların kolayca tespit edilebilir olması için, aşınma testlerindeki farklılıkların en az olması istenmektedir. Karşıt örneğin sertliği ve sürtünme katsayısının ağız ortamına benzer olması gerekmektedir [281]. Antagonist materyal, doğal mine tüberküllerine benzer şekil ve boyutlarda standardize edilebilir.

Lamberchts ve ark. [282] antagonist uç olarak mine, altın, seramik, kompozit ve paslanmaz çelik gibi materyallerin tercih edilebileceğini bildirmişlerdir. Paslanmaz çelik ve mine dokusunun mekanik ve kimyasal özellikleri birbirlerinden farklılık göstermektedir. Aşındırıcı ucu geometrisi de önemlidir. Silindirik formdaki aşındırıcı uçlar kenar bölgelere fazla yüklenirken, dış yüzeylerindeki aşınmayı hızlandırır ve bunun sonucunda da aşınma mekanizması değişir. Bu durumun önüne geçebilmek için küresel formda aşındırıcı uçlar tercih edilmektedir [135]. Krejci ve ark. [283] yaptıkları bir çalışmada, 3. molar dişlerin kusplarının şekil ve boyutlarını incelemişlerdir ve aşınmanın simülasyonunda antagonist olarak mine dokusunun kullanılmasını önermişlerdir. Buna rağmen; Heintze ve ark. [135] mine dokusunun antagonist olarak kullanımının diğer materyallere kıyasla daha az uygunlukta olduğunu ve daha düşük hassasiyete sahip olduğunu bildirmişlerdir. Antagonist olarak mine dokusunun kullanılması, antagonistin standardize edilmesini zorlaştırmaktadır. Çalışmamızda kullanılacak olan antagonistin standardizasyonu sağlayabilmek için 3 mm çapında paslanmaz çelik küreler tercih edilmiştir.

Aşınma miktarının değerlendirilmesi için genellikle elde edilen 3B görüntüler üzerinden ölçüm yapılarak veri eldesi sağlanır. 3B görüntü ölçümleri için; mikro BT (bilgisayarlı tomografi) tarayıcılar, temassız beyaz ışık, kontak profiller ve lazer tarayıcılar kullanılmaktadır. Veriler bu cihazlarda depo edilip saklanabilir, böylelikle hem klinik hem laboratuvar ortamından sağlanan veriler ile çalışmalar yürütülebilir. Kompozit, doğal dişler, metal veya seramik gibi herhangi bir düzgün geometriye sahip hemen hemen tüm materyallerin lazer tarayıcı ile 3 boyutlu olarak taranarak, incelenebileceği rapor edilmiştir. Aşınmanın değerlendirilmesinde; profilometre, 3B lazer tarama ve MicroProf optik sensor yöntemlerini karşılaştıran bir çalışma, kullanım kolaylığı ve kısa zaman almasından dolayı diğer yöntemlere kıyasla 3B lazer tarama yöntemini daha üstün performanslı olarak değerlendirmiştir [135]. Mörmann ve ark.[284] aşınma hacmini değerlendirdikleri çalışmalarında lazer tarayıcıyı tercih etmişlerdir. Çalışmamızda bahsedilen üstünlükleri nedeniyle aşınma hacmini hesaplarken lazer tarayıcı kullanıldı.

Renk ölçüm sonuçları değerlendirildiğinde; restorasyon kalınlığı, kullanılan restorasyon reçinesi, ışık kaynağı ve termal yaşlandırma renk değişikliği üzerinde istatistiksel olarak anlamlı sonuçlar göstermiştir ($p < 0,05$). Restorasyon reçineleri arasında, kalınlık ve ışık kaynağından bağımsız olarak termal yaşlandırma öncesi ve sonrası en az renk değişimini SP grubu göstermiştir. Bununla birlikte algılanabilir renk eşliğinin altında renk değişimi gösteren tek grup 2mm-F2-SP grubu olmuştur. Gawriolek ve ark. [285]'na göre seramik malzemeler, kompozit rezinlere göre daha iyi renk stabilitesi sergilemektedir ve materyalin seramik içeriğinin artması, kompozit içeriğinin azalması daha yüksek renk stabilitesi sağlamaktadır. Çalışmamızda kullanılan SP reçinesinin seramik içeriğinin diğer iki reçineye göre daha yüksek olması, Gawriolek ve ark. [285]'nin belirttiği gibi renk stabilitesini arttırmış olabilir. Piyasada bulunan daimi restorasyon reçinelerinin içerik bilgisi, üretici firmalar arasındaki rekabet nedeniyle şeffaf olarak kullanıcıyla paylaşılmamaktadır. BC ve SC reçinelerinin %40-50 oranında seramik içerdiği bildirilirken [286, 287], SP reçinesinin >50 oranında seramik partikül içerdiği bildirilmiştir [288]. Reçinelerin içerdiği seramik partikül oranı, viskozitelerini (SP: 3500 mPa*s, BC ve SC: 2500 mPa*s) büyük ölçüde artırmaktadır. Benzer içeriklere sahip BC ve SC grupları karşılaştırıldığında; şaşırtıcı şekilde BC grubunda görülen renk değişimi istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük bulunmuştur. Çakmak ve ark. [219] 2023 yılında kahve solüsyonunda yaşlandırma uygulamasının, eklemeli ve eksiltmeli üretim yöntemleri ile üretilmiş örnekler (Creasmart (CS), Crowntec (SC), VarseoSmile Crown Plus (BC)) üzerindeki renk değişimini değerlendirmişlerdir. Renk ölçümleri, spektrofotometre (CM-26D; Konica Minolta) ile yapılmıştır. Tabaka kalınlığı 50 μ m olarak ayarlanmıştır. Çakmak ve ark. [219], BC reçinesi dışında tüm numunelerin renk değişikliği değerlerinin kabul edilebilir sınırlar içinde olduğunu bildirmişlerdir. SC ve CS ise daha düşük renk değişim değerleri ve birbirine benzer sonuçlar göstermiştir. Çakmak ve ark. [219]'nın bulguları bizim çalışmamızdan farklı olarak; BC grubunun renk kararlılığının, SC grubundan daha düşük olduğunu bildirmiştir. Ancak çalışmada, örneklerin her iki tarafı da kahve termal döngüsüne maruz kaldığı için, ΔE değerlerinin beklenenden daha fazla artmış olabileceği belirtilmiştir. Çalışmanın in vivo yöntemle yapılacak başka çalışmalarla desteklenmesi gerektiğini çünkü ağız içerisinde protezlerin sadece dış yüzeylerinin yiyecek ve içeceklerle temas ettiğini bildirmişlerdir. ,

Çalışmamızda bulunan sonuçla benzerlik göstermemesinin nedeni, Çakmak ve ark. [219]'nın çalışmasında kahve solüsyonu kullanılması olabilir. Bizim çalışmamızda termal yaşlandırma uygulanırken distile su kullanılmıştır. Bozoğulları ve ark. [237] 2023 yılında farklı üretim teknikleri kullanılarak ürettikleri CAD/ CAM materyallerin, termal yaşlandırma sonrası renk stabilitesinin değerlendirildiği bir çalışma yayınlamışlardır. Materyal olarak; Cerasmart (CS), Permanent Crown Resin (FP), Crowntec(SC), Vita Enamic (VE), Vita Mark II (VM) (kontrol) kullanılmıştır. Çalışma da kullanılan FP materyali ile bizim çalışmamızda kullandığımız BC materyali farklı üretici firmaların ortaklığı ile piyasaya sunulmuş içerikleri tamamen aynı ürünlerdir [289]. Çalışmada; FP örneklerin üretimi SLA yazıcıda, SC örneklerin üretimi DLP yazıcıda yapılmıştır ve her ikisi içinde tabaka kalınlığı 50 μm ve baskı açısı 90° olarak ayarlanmıştır. Renk ölçümleri bir el spektrofotometresi olan VITA Easyshade V (VITA Zahnfabrik, KG, Germany) kullanılarak yapılmıştır. Bozoğulları ve ark. [237] nin çalışmasına göre; en az renk değişimi feldspatik seramikten üretilmiş VM grubunda, en yüksek renk değişimi SC grubunda görülmüştür. Çalışma sonucunda ilginç şekilde; benzer içeriklere sahip SC materyali, FP materyalinden daha yüksek renk değişimi göstermiştir. Bu bulgu bizim çalışmamızın bulgularını desteklemektedir. Bizim bulgularımızda da SC materyali en fazla renk değişimi gösteren grup olmuştur. Çalışmamızda kullanılan tüm örnekler DLP yazıcı ile üretilirken, Bozoğulları ve ark. [237]'nin çalışmasında örnekler DLP ve SLA yazıcı kullanılarak üretilmiştir. Bu nedenle çalışmalarında bulunan renk farklılığının sebebi bizim çalışmamızda olduğu gibi sadece termal yaşlandırmanın etkisiyle olmamış olabilir. Bozoğulları ve ark. [237] aynı zamanda polimerlerin su emilimine dirençsiz olduğunu bu nedenle renk stabilitesinin daha düşük olduğunu bildirmiştir. Çalışmamızda kullanılan tüm örnek gruplarında termal yaşlandırma sonrası görülen renk değişimleri, materyallerin su emme özellikleriyle ilişkili olabilir.

Volpata ve ark. [248] 1.5, 2, 2.5 mm kalınlıklarda lösit ilaveli preslenmiş seramik (IPS-Empress, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) örnekler üretmiş ve farklı ışık kaynakları altında spektrofotometre (Minolta CM 2600D, Minolta, Japan) ile renk ölçümü yapmışlardır. En fazla renk değişimini materyal kalınlığı en az olan grup göstermiştir. Bunun nedenini, kalınlık arttıkça materyalin daha opak bir davranış sergilemesi ve ışık geçişinin azalması olarak açıklamışlardır [248].

Materyal kalınlığı arttıkça ışık iletiminin azaldığını ve değişen renkleri algılamının zorlaştığını bildirmişlerdir. Yarı saydam malzemelerin kalınlık ve ışık kaynağı gibi parametrelerden daha çok etkilendiğini ve materyal seçiminin çok dikkatli yapılması gerektiğini belirtmişlerdir [290]. Yılmaz ve ark. [218], eklemeli ve eksiltmeli üretim yöntemleriyle 5 farklı restoratif materyali 1, 1.5, 2 mm kalınlıklarda üretmiş ve termal yaşlandırma sonrası renk stabilitesini değerlendirmişlerdir. Volpato ve ark.'nın [248] yaptığı çalışmayla benzer şekilde, kalınlık artışının ΔE değerlerinde azalmaya neden olduğunu bildirmişlerdir. p. Acar ve ark. [291], CAD/CAM nanokompozit rezin materyalleri farklı kalınlıklarda üretmiş ve kahve içerisinde termal yaşlandırma sonrası renk stabilitesini değerlendirmişlerdir. Kalınlık arttıkça, renk farkının farkedilemeyecek düzeyde olduğunu bildirmişlerdir. Bahsedilen çalışmalar, bizim çalışmamızın bulgularını desteklemektedir. Çalışmamızda, SC ve BC grupları ışık kaynağı farketmeksizin kalınlık artışına bağlı olarak ΔE_{00} değerlerinde azalma göstermiştir. SP grubu tüm kalınlıklarda diğer gruplara göre daha az renk değişimi göstermiş olmasına rağmen, yine de kalınlıklar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmuştur. SP grubunda, kalınlıklar arasındaki sonuçlarda tutarsızlıklar mevcuttur. D50 ve A ışık kaynağında; 1.5 mm > 2 mm > 1 mm, F11 ışık kaynağında ΔE_{00} ; 2mm > 1.5mm > 1mm, F2 ışık kaynağında ΔE_{00} ; 2mm < 1 ve 1.5 mm şeklinde ΔE_{00} değerleri göstermiştir. Bunun nedeni yüksek viskozitenin baskı işlemini ve katman birleşimini etkilemesi olabilir [218]. Baskı işleminin örneklerin üretimini etkilemesi nedeniyle, örneklerde homojenite sağlanamamış ve katmanların polimerizasyon süreci etkilenmiş olabilir. Bu sebepler göz önünde bulundurularak, SP grubunda kalınlık artışı ve renk değişim değerleri arasında bağlantı bulunmamıştır.

Çalışmamızda termal yaşlandırma öncesine göre, yaşlandırma sonrası ΔE_{00} değerlerinde görülen düşüş istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0,05$). SC ve BC gruplarında termal yaşlandırma sonrası, restorasyon kalınlıkları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. Sadece 1mm kalınlıkta F tipi ve A tipi aydınlatmada istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmüştür. SP grubunda da yaşlandırma sonrası ΔE_{00} değerlerindeki düşüş istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

SP grubunda, diğere iki reçineden farklı olarak, yaşlanma öncesinde olduğu gibi yaşlanma sonrasında da kalınlıklar arasında istatistiksel olarak fark bulunmaktadır ve ΔE_{00} değerlerinde görülen farklılıklar yaşlandırma öncesinde olduğu gibi homojen dağılım göstermemektedir. Termal yaşlandırma öncesine benzer şekilde D50 ve A ışık kaynağında; 2 ve 1.5 > 1 mm, F11 ışık kaynağında 2 > 1.5 > 1 mm, F2 ışık kaynağında; 2 < 1 ve 1.5 mm şeklinde bulunmuştur. Termal yaşlandırma sonrası örneklerin ΔE_{00} değerlerindeki düşüşün nedeni reçine örneklerin polimerizasyon hızının düşük olması, materyalin buna bağlı olarak kararlı bir yapı sergilememesi ve su emerek fiziksel özelliklerde değişiklik göstermesi olabilir. Restorasyon kalınlık artışına bağlı görülen renk farkının termal yaşlandırma sonrası azalması, materyalin fiziksel özelliklerinde meydana gelen değişim sonucu daha opak bir yapı sergilemesi olabilir [248]. Yılmaz ve ark. [218] çalışmalarında, termal yaşlandırmanın bağıl yarı saydamlık parametresi (RTP) üzerindeki etkisini değerlendirmiş ve yaşlandırma sonrası RTP değerlerinin azaldığını bildirmiştir. Bulgularımızda termal yaşlandırma sonrası ΔE_{00} değerlerinin düşmesi, Yılmaz ve ark. [218]'nin belirttiği gibi yarı saydamlığın ve dolayısıyla ışık geçişinin azalması sonucu meydana gelmiş olabilir. Sarafianou ve ark. [292] kompozit rezin materyallerin hızlandırılmış termal yaşlandırma sonrası renk stabilitesini değerlendirmek için yaşlandırma öncesi ve sonrası C=C bağlarının sayısını (RDB) belirlemişlerdir. Yaşlandırma sonrası tüm gruplarda RDB değerleri ve ΔE_{00} değerleri daha düşük bulunmuştur. RDB değeri ile ΔE_{00} arasında bir korelasyon bulunmamıştır. Sarafianou ve ark. [292]'nin çalışmasından yola çıkarak, çalışmamızda kullandığımız reçine esaslı kompozit malzemelerde bulunan C=C bağının, termal yaşlandırma sonrası C-C bağına dönüşümü renk değişiminin başka bir nedeni olabilir. SP grubunda; termal yaşlandırma sonrası kalınlıklar arasında hala farkedilebilir düzeyde renk değişimi değerleri görülmesi, kompozit içeriğinin daha az olması ile açıklanabilir [285].

Üç boyutlu baskı ile üretilen reçine örneklerin renk stabilitesinin düşük olmasının çeşitli sebepleri olduğu düşünülmektedir. 3B baskı ile üretilen örneklerin yüzey pürüzlülüğü eksiltmeli yöntemle üretilen örneklere göre daha düşüktür. Bu nedenle, yüzey pürüzlülüğü ve renk stabilitesini direkt ilişkilendirmek zordur. Eksiltmeli üretim ile elde edilen materyallerle karşılaştırıldığında 3B baskı reçinelerinin düşük polimerizasyon hızı, düşük renk stabilitesinin bir başka nedeni olarak açıklanabilir [293].

Eksiltmeli üretimde kullanılan materyaller, yüksek sıcaklık ve yüksek basınç ortamında polimerize edilir. Bu nedenle bu malzemelerdeki polimerizasyon oranı yüksektir ve yapıları kompakttır [294]. 3B restorasyon reçineleri ise baskı sonrasında kürlenme gibi işlemlere tabi tutulsa da polimerizasyon oranları nispeten daha düşüktür [234]. Düşük bir polimerizasyon hızı, mekanik dayanıklılığı etkileyebilir. Artık monomerlerin varlığı yüzey bozulmasını etkileyebilir ve zayıf yüzey bütünlüğü renk değişimine neden olabilir [295]. Reçine esaslı kompozit içerikli materyallerdeki polimerizasyon ajanlarının, üretimden sonra reaksiyona girmemiş artık monomerleri bu gruptaki örneklerin daha yüksek renk değişikliği göstermesinin nedeni olabilir. Değerlendirilen materyallerin renk değişimleri monomerin hidrofobikliği ve su emme özellikleriyle ilişkili olabileceği belirtilmiştir [296]. Reçine yapısındaki hidroksil grupları, su molekülleri ile hidrojen bağları oluşturabilir; bu nedenle reçinedeki monomer oranı, su emme kapasitesini belirler. Bisfenol A etoksile dimetakrilat (Bis-EMA) yapısında hidroksil gruplarının bulunmamasından dolayı bu monomeri yüksek oranda içeren reçineler azalmış su emilimi sergilemiştir. Gajewski ve ark. [297], Bis-GMA'nın UDMA, TEGDMA ve BisEMA ile karşılaştırıldığında en yüksek su emilimine neden olduğunu göstermiştir. 3B yazıcı ile üretilen örneklerin baskı teknolojisi renk stabilitesini etkileyen diğer bir sebep olabilir [298]. 3B baskılı malzemelerin üretiminde bir aşama olan polimerizasyon sonrası süreç, reaksiyona girmemiş monomerleri polimerize ederek malzemenin özelliklerini geliştirir [49, 249]. Bahsedilen bilgiler 3B baskıda kullanılan materyallerin renk stabilitesinin düşük olmasına neden olabilecek genel sebeplerin derlenmiş halidir. Çalışmamızda 3B baskılı materyaller kullanıldığı için bahsedilen bilgiler sonuçlarımızı etkilemiş olabilir.

Farklı ışık kaynakları altında materyallerin renk özelliklerini değerlendiren çalışmalar, ışık kaynağının renk tespiti üzerinde etkisi olduğunu bildirmişlerdir. Kröger ve ark. [220] Vitapan renk skalasında bulunan 10 restorasyon rengini, aletsel ve görsel yöntemle, farklı ışık kaynakları altında değerlendirmişlerdir. Işık kaynağı olarak spesifik olmayan floresan lamba (3760 K ve 5020 K), halojen lamba (4660 K) ve gün ışığı kullanılmıştır. Çalışmalarında diş rengini belirlemek için en uygun ışık kaynaklarının gün ışığı ve floresan olduğunu belirtmişlerdir. Halojen ışık kaynağı, floresan ve gün ışığına göre önemli ölçüde yüksek renk sapmaları göstermiştir. Bu sonucun, halojen lambaların daha yüksek parlaklıkta (9770 Lux) ışık gücü nedeniyle olabileceğini bildirmişlerdir.

Volpato ve ark. [248] IPS-Empress (lösit ilaveli preslenmiş seramik) örnekleri farklı kalınlıklarda (1.5, 2, 2.5 mm) üretmiş ve farklı ışık kaynakları (D65, A, F6) altında renk değişimini incelemişlerdir. Çalışma sonunda D65 ile karşılaştırıldığında; A tipi ışık kaynağının, F6 tip ışık kaynağına göre daha fazla renk değişimine neden olduğunu bildirmişlerdir. Bunun sebebi olarak aydınlatıcı metamerizmini göstermişler ve ışık kaynağı değiştiğinde materyalin spektral yansıma özelliklerinin değiştiğini bildirmişlerdir. Akkor (A) ışık kaynağı yüksek yoğunlukta kırmızı tonlar içerdiğinden dental materyallerle uyumunun renk ölçümü için başarısız olabileceğini bildirmişlerdir. Kim ve ark. [264] farklı kalınlıklarda ürettikleri rezin kompozitler ve dental seramiklerin çeşitli ışık kaynakları (A, F2, D65) altında renk uyumunu değerlendirmişlerdir. Işık kaynaklarının kullanılan materyal tipine göre renk algısı üzerinde etkisi olduğunu belirtmişlerdir. D65 ile karşılaştırıldığında; A tipi aydınlatıcıda yapılan renk ölçümlerinin ΔE değerleri, F2 aydınlatmaya göre daha yüksek bulunmuştur. Işık, kaynağına bağlı olarak farklı dalga boylarından oluştuğu için renk eşleştirmesi ışıktan büyük ölçüde etkilenmektedir. Halojen ışık kaynaklarının spektrumun sarı-kırmızı aralığını vurguladığını, floresan ışık kaynağının ise spektrumun mavi aralığını vurguladığını ve bu nedenle diş renginin tespitinde floresan ışık kaynaklarının daha güvenli olduğunu bildirmişlerdir. Güven ve ark. [268] farklı oranlarda itriyum içeren zirkonya örneklerin, değişen aydınlatma koşulları altında renk stabilitelelerini incelemişler ve termal yaşlandırma öncesi ve sonrası farklı sonuçlar elde etmişlerdir. Termal yaşlandırma öncesi zirkonya örnekler arasında en yüksek renk değişim değerlerini A tipi aydınlatıcı gösterse de aydınlatma grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır. Lee ve ark. [299], farklı rezin kompozitler ve dentin arasındaki renk farklılıklarını D65, F2 ve A ışık kaynakları altında incelemişlerdir. Aydınlatma ışığı; D65' den F2 ve A'ya değiştirildiğinde rezin kompozit ve dentin arasındaki renk değişiminin istatistiksel olarak anlamlı olduğunu ve A tipi ışık kaynağındaki değişimin F2 tip ışık kaynağına göre daha fazla olduğunu bildirmişlerdir. Dagg ve ark. [300] görsel renk eşleşmesinde en kritik belirleyici faktörün ışık kaynağı olduğunu bildirmişlerdir. Literatürdeki benzer çalışmalar, çalışmamızın bulgularını desteklemektedir. Çalışmamızın sonucunda kalınlık ve restorasyon reçinesinden bağımsız olarak, olarak en yüksek renk değişimi A tipi aydınlatma grubunda bulunmuştur (ΔE_{00} ; A > D50 > F11 > F2).

A tipi aydınlatmada renk ölçümü yapılan tüm örneklerin renk değişim değerleri, klinik olarak kabul edilebilir eşik değer üzerinde bulunmuştur. D50, F2, F11 aydınlatmalar altında yapılan renk ölçümleri ise klinik kabul edilebilir sınırlar içerisinde. A tipi aydınlatmanın renk sıcaklığının (2856K), D65 aydınlatmadan (6504K) büyük oranda farklı olması ve yüksek parlaklıkta (9770 Lux) ışık çıkış gücü renk değişimini daha çok etkilemesinin bir sebebi olabilir. Bazı çalışmalar; aydınlatıcının renk sıcaklığı, parlaklığı ve dalga boyunun renk farkının derecesini etkileyebileceğini bildirmiştir [220, 301]. Termal yaşlandırma öncesi SP grubu 1 ve 1.5 mm kalınlıklarda tüm ışık kaynaklarında SC ve BC grubundan daha iyi renk stabilitesi göstermiştir. SC ve BC grubu ise ışık kaynaklarına göre değişen sonuçlar gösterebilir genel olarak BC grubu SC grubundan daha iyi renk stabilitesi göstermiştir. Kalınlık arttıkça örnekler arasında renk farkı algısı değişmiştir. 2mm kalınlıkta; D50 ışık kaynağında SC en yüksek ΔE_{00} değerini gösterirken, F11 de ise BC en yüksek ΔE_{00} değerini göstermiştir. A tipi ışık kaynağında ise BC en iyi renk stabilitesi gösteren grup olmuştur. Termal yaşlandırma sonrası ise tüm kalınlıklarda ve tüm ışık kaynaklarında SP grubu en iyi renk stabilitesi sergilemiştir. BC grubu ise, SC grubundan daha iyi renk stabilitesi göstermiştir.

Çalışmamızın sonuçlarında; SC reçinesi en az aşınma gösteren grup olmuştur. BC reçinesi SP reçinesinden daha az aşınma göstermiştir. Ancak gruplar arasında aşınma miktarı açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p>0,05$). Aşınma davranışı incelenirken, bu konuyla ilgili yapılan önceki çalışmalar referans alınmış ve Tersine Mühendislik Programı olan Geomagic Control X (3D Systems, Rock Hill, SC) ile aşınma hacmi hesaplanmıştır [302, 303]. SP grubu daha yüksek seramik içeriğine sahip olmasına rağmen, SC ve BC gruplarına göre daha fazla aşınma göstermiştir. SP grubunda daha yüksek aşınma görülmesinin nedeni, reçinenin viskozitesine bağlı baskı işleminin etkilenmesi ve katman birleşiminin bozulması olabilir. Üretim sonrası SP grubunda katman birleşim izleri, SC ve BC gruplarına göre daha net izlenmektedir. Ayrıca üretim öncesi viskoziteyi azaltmak için uygulanan ısı işlemler materyalin fiziksel özelliklerini etkilemiş olabilir. SC reçinesi SP ve BC grubuna göre daha iyi aşınma davranışı göstermiştir (Aşınma hacmi= SP> BC> SC). Bu durumun nedeni; SC grubunun monomer olarak BİS-EMA içermesi olabilir. BİS-EMA en düşük su emilimi gösteren monomerdir.

Bu nedenle, BIS-EMA içeren materyallerin yüksek mekanik ve fiziksel özellikler göstermesi beklenebilir. SC grubunda mekanik aşınma daha az görülürken, renk stabilitesi ise daha düşük bulunmuştur. SP reçinesi ise monomer olarak UDMA içermektedir ve UDMA içerikli polimerlerin daha yüksek su emilimi göstermesi beklenmektedir. SP grubunda mekanik aşınma daha fazla görülürken, renk stabilitesi ise daha iyi bulunmuştur.

Literatürde 3B daimi restorasyon reçinelerinin aşınma davranışını karşılaştıran sınırlı sayıda çalışma vardır ve çoğu çalışmada eksiltmeli üretim yöntemleriyle karşılaştırma yapılmıştır. Husain ve ark. [243] termal yaşlandırmanın yüksek ve düşük viskoziteli 3B baskı polimerleri ve geleneksel kompozitlerin Vickers sertliğine olan etkisini incelemiştir. Çalışmalarında geleneksel kompozitlerin vickers sertliğini 3B boyutlu baskı polimerlerinden daha yüksek bulmuşlardır. Polimerlerin mikrosertliğinin; polimerlerin estetik görünümü, plak birikimi, çürük oluşumu ve restoratif materyallerin aşınma davranışı üzerinde etkisi olduğu bildirilmiştir. Mikrosertlik değerinin artması, aşınmaya karşı daha dirençli olmalarını sağlamaktadır [243, 304]. Çalışmamızda, örneklerdeki aşınma davranışları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaması, benzer mikrosertlik değerleri göstermeleri nedeniyle olabilir fakat çalışmamızda mikrosertlik değerleri ölçülmemiştir. Türsayar ve ark. [305], eklemeli ve eksiltmeli üretim ile elde edilen vida retansiyonlu kron restorasyonların aşınma davranışını incelemiştir. Çalışma da eklemeli üretim için; ‘Crowntec(SC)’ ve ‘VarseoSmile Crown Plus (BC)’ reçinesi, eksiltmeli üretim için ise; ‘Vita Enamic (VE)’ ve ‘Brilliant Crios (BR)’ kullanılmıştır. Aynı üretim yöntemiyle üretilen restorasyonların benzer aşınma davranışı gösterdiği bildirilmiştir. Çalışmamızda benzer üretim yöntemiyle üretilmiş restorasyonların kullanılması, Türsayar ve ark. [305]’nin çalışmalarında belirttikleri gibi aşınma davranışlarının benzer olmasının bir nedeni olabilir. Polimerlerin kompozisyonu, doldurucu içeriği, doldurucu parçacıkların şekli ve boyutu, inorganik doldurucular ile matris reçinesi arasındaki arayüzey etkileşimi, kompozit reçinelerin viskozitesini ve polimerizasyon kinetiğini etkiler. Viskozite, polimerlerinin mekanik özelliklerini ve aşınmaya karşı direncini etkiler [243]. İnorganik doldurucu oranı viskozitede belirleyici bir rol oynar. Doldurucu miktarı arttıkça reçinelerin viskozite artar. 3B baskılı malzemeler genellikle büyük şişelerde üretilip, uzun süre saklanırlar.

3B baskılı malzemeler yüksek viskoziteli olduklarında; dolgu maddelerinin çökmesi, bileşenlerin homojen olmayan bir şekilde dağılmasına ve mekanik stabilitenin azalmasına neden olabilir [225]. Bu çökme sonucunda doldurucu parçacıklar ile matriks arasındaki mesafe artar ve dolgu maddelerinin kompozit matrisi aşınmaya karşı koruma yeteneği kaybolur [306]. Bahsedilen bilgiler çalışmamızın sonuçlarını etkilemiş olabilir. Çalışmamızda, SP reçinesinde daha fazla aşınma görülmesinin viskozite nedeniyle olabileceği düşünülmektedir.

Çalışmamızda bazı limitasyonlar mevcuttur. Tüm örnekler in vitro koşullarda üretilmiş ve değerlendirilmiştir, ağız içindeki dinamik ortamı ve karşıt dişlerin etkisini değerlendiren daha ileri çalışmalarla desteklenmesi gerekmektedir. Üretilen örneklerin geometrisi, klinik olarak kullanılan kompleks yapılardaki restorasyonlardan ve doğal diş formundan farklıdır. Çalışmada 1 yıllık termal yaşlandırma ve çiğneme döngüsü kullanılmıştır, ilerleyen çalışmalarda uzun dönem yapay yaşlandırma ve çiğneme döngüsünün materyal üzerine etkisinin değerlendirilmesine ihtiyaç vardır. Ayrıca bu çalışmada termal yaşlandırma ve çiğneme döngüsü için; yapay tükürük yerine distile su kullanılması, termal yaşlandırma ve çiğneme döngüsünün birlikte uygulanmaması in vivo ortamı tam olarak yansıtmada eksikliklere neden olmuş olabilir. Çalışmamızda aşınma davranışı incelenirken, materyallerin sadece termal yaşlandırma uygulanmış 2 mm kalınlıktaki grubu değerlendirilmiştir. Aşınma davranışının, termal yaşlandırma ve farklı kalınlıklardan etkilenip etkilenmediği değerlendirilmemiştir. Aşınma davranışını inceleyen çalışmalar, aşınmanın mikrosertlik değerleri ile bağlantılı olduğunu bildirmiştir. Ancak çalışmamızda mikrosertlik ile aşınma arasındaki ilişki değerlendirilmemiştir. 3B daimi restorasyonların aşınma davranışını değerlendirmeyi hedefleyen daha ileriki çalışmalar mikrosertlik değerlerini inceleyerek aşınma üzerinde olan etkisini değerlendirebilir. Daimi restorasyon reçinelerinin renk özellikleri ve mekanik davranışıyla ilgili literatürde sınırlı çalışma bulunması nedeniyle, gelecekte yapılacak in vivo ve in vitro çalışmalarla desteklenmesi gerekmektedir.

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Farklı 3B daimi restorasyon reçinelerinin renk özellikleri ve mekanik davranışını inceleyen çalışmamızda limitasyonları dahilinde şu sonuçlara ulaşılmıştır:

- 1) Restorasyon reçinesi ve kalınlıktan bağımsız olarak, ışık kaynaklarının renk değişimi üzerine etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$). A, D50, F2, F11 ışık kaynaklarında ölçülen renk verileri D65 (Kontrol grubu) ile karşılaştırıldığında, en yüksek renk farkı A tipi ışık kaynağında görülmüştür (ΔE_{00} ; A> D50> F11> F2). A tipi aydınlatmadaki ΔE_{00} değerleri, kalınlık ve restorasyon reçinesinden bağımsız olarak klinik kabul edilebilir eşik değerin ($\Delta E_{00}>1.8$) üzerinde bulunmuştur. D50, F2, F11 aydınlatmalarda ölçülen renk değişim değerleri ise klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisinde bulunmuştur ($\Delta E_{00}<1.8$).
- 2) Restorasyon reçinesi ve ışık kaynağından bağımsız olarak; restorasyon kalınlığındaki artış SC ve BC gruplarında renk farkının algılanmasını zorlaştırmış ve ΔE_{00} değerlerinde azalmaya neden olmuştur.
- 3) Çalışmamızda termal yaşlandırmanın renk değişimi üzerine olan etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Yaşlandırma sonrası SP, SC VE BC gruplarının ΔE_{00} değerlerindeki düşüş istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$). Termal yaşlandırma öncesinde; tüm restorasyon gruplarında kalınlıklar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p<0,05$). Termal yaşlandırma sonrasında ise; SC ve BC gruplarında kalınlıklar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p>0,05$). Sadece 1mm kalınlıkta, F ve A tipi ışık kaynaklarında istatistiksel olarak farklılık gözlenmiştir ($p<0,05$).

- 4) Farklı daimi restorasyon reçinelerinin aşınma davranışı arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p>0,05$). SP grubu; SC ve BC grubuna göre daha fazla aşınma göstermiştir. SP reçinesinin içerdiği yüksek seramik ve buna bağlı yüksek viskozite, renk stabilitesinin daha iyi olmasını sağlarken, mekanik aşınma davranışını olumsuz yönde etkilemiştir.
- 5) Daimi restorasyon reçinelerinin üretiminde viskozite değerlerine dikkat edilmelidir. Reçineler, 3B yazıcıların baskı işlemini olumsuz etkilemeyecek viskozite değerlerine sahip olmalıdır. Çalışmamızda SP reçinesinin daha yüksek aşınma göstermesinin nedeni yüksek viskozitesi olabilir. Baskı işleminin bozulmaması için viskoziteye dikkat edilmeli ve üretim öncesi ek işlemler (ısı, mikrodalga) uygulanmalıdır.

KAYNAKLAR

- [1] **Alghazzawi, T. F.** (2016). Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *Journal of prosthodontic research*, 60(2), 72-84.
- [2] **Yuzbasioglu, E., Kurt, H., Turunc, R. ve Bilir, H.** (2014). Comparison of digital and conventional impression techniques: evaluation of patients' perception, treatment comfort, effectiveness and clinical outcomes. *BMC oral health*, 14(1), 1-7.
- [3] **Liu, P.-R.** (2005). A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium*, 26(7), 507-513.
- [4] **Beuer, F., Schweiger, J. ve Edelhoff, D.** (2008). Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British dental journal*, 204(9), 505-511.
- [5] **Strub JR, R. E., Witkowski S.** Computeraided design and fabrication of dental restorations: Current systems and future possibilities *Journal of the American Dental Association*. 2006;137(9):1289-1296.
- [6] **Ting-shu, S. ve Jian, S.** (2015). Intraoral digital impression technique: a review. *Journal of Prosthodontics*, 24(4), 313-321.
- [7] **Osman, R. B., Alharbi, N. ve Wismeijer, D.** (2017). Build angle: does it influence the accuracy of 3D-printed dental restorations using digital light-processing technology? *International Journal of Prosthodontics*, 30(2).
- [8] **Masood, S., Rattanawong, W. ve Iovenitti, P.** (2003). A generic algorithm for a best part orientation system for complex parts in rapid prototyping. *Journal of materials processing technology*, 139(1-3), 110-116.
- [9] **Miyazaki, T., Hotta, Y., Kunii, J., Kuriyama, S. ve Tamaki, Y.** (2009). A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental materials journal*, 28(1), 44-56.
- [10] **Ozen, F., Demirkol, N. ve Oz, O. P.** (2020). Effect of surface finishing treatments on the color stability of CAD/CAM materials. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 12(3), 150.
- [11] **Alp, G., Subasi, M. G., Johnston, W. M. ve Yilmaz, B.** (2018). Effect of surface treatments and coffee thermocycling on the color and translucency of CAD-CAM monolithic glass-ceramic. *The Journal of prosthetic dentistry*, 120(2), 263-268.
- [12] **Stawarczyk, B., Sener, B., Trottmann, A., Roos, M., Oezcan, M. ve Haemmerle, C. H.** (2012). Discoloration of manually fabricated resins and industrially fabricated CAD/CAM blocks versus glass-ceramic: effect of storage media, duration, and subsequent polishing. *Dental materials journal*, 31(3), 377-383.

- [13] **Moncada, V.** (2023) *Comparison of Crown Fracture and Wear Resistance of Resin 3D Printed Permanent Crown and Other Restorative Materials: The University of Alabama at Birmingham.*
- [14] **Duret, F., Blouin, J.-L. ve Duret, B.** (1988). CAD-CAM in dentistry. *The Journal of the American Dental Association*, 117(6), 715-720.
- [15] **ÇETİNDAG, M. T. ve Ayşef, M.** (2016). DIŞ HEKİMLİĞİNDE KULLANILAN CAD/CAM (BİLGİSAYAR DESTEKLİ TASARIM/BİLGİSAYAR DESTEKLİ ÜRETİM) SİSTEMLERİ VE MATERYALLER. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 26(3), 524-533.
- [16] **Mormann, W.** (1989). Chairsidecomputer-aided direct ceramic inlays. *Quint Int*, 20, 329-339.
- [17] **Henkel, G. L.** (2007). A comparison of fixed prostheses generated from conventional vs digitally scanned dental impressions. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 28(8), 422-424, 426.
- [18] **Birnbaum, N. S., Aaronson, H. B., Stevens, C. ve Cohen, B.** (2009). 3D digital scanners: a high-tech approach to more accurate dental impressions. *Inside Dentistry*, 5(4), 70-74.
- [19] **Christensen, G. J.** (2001). Computerized restorative dentistry: state of the art. *The Journal of the American Dental Association*, 132(9), 1301-1303.
- [20] **Memari, Y., Mohajerfar, M., Armin, A., Kamalian, F., Rezayani, V. ve Beyabanaki, E.** (2019). Marginal adaptation of CAD/CAM all-ceramic crowns made by different impression methods: A literature review. *Journal of Prosthodontics*, 28(2), e536-e544.
- [21] **Patel, N.** (2010). Integrating three-dimensional digital technologies for comprehensive implant dentistry. *The journal of the American dental association*, 141, 20S-24S.
- [22] **Punj, A., Bompolaki, D. ve Garaicoa, J.** (2017). Dental impression materials and techniques. *Dental Clinics*, 61(4), 779-796.
- [23] **Mangano, F., Gandolfi, A., Luongo, G. ve Logozzo, S.** (2017). Intraoral scanners in dentistry: a review of the current literature. *BMC oral health*, 17(1), 1-11.
- [24] **Ahmed, K. E., Wang, T., Li, K. Y., Luk, W. K. ve Burrow, M. F.** (2019). Performance and perception of dental students using three intraoral CAD/CAM scanners for full-arch scanning. *Journal of prosthodontic research*, 63(2), 167-172.
- [25] **AKARSLAN, Z. Z.** (2016). GAG REFLEX IN DENTISTRY: WHAT CAN WE DO? *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 26(3), 503-510.
- [26] **Dutton, E., Ludlow, M., Mennito, A., Kelly, A., Evans, Z., Culp, A., Kessler, R. ve Renne, W.** (2020). The effect different substrates have on the trueness and precision of eight different intraoral scanners. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 32(2), 204-218.
- [27] **Haddadi, Y., Bahrami, G. ve Isidor, F.** (2019). Accuracy of crowns based on digital intraoral scanning compared to conventional impression—a split-mouth randomised clinical study. *Clinical Oral Investigations*, 23, 4043-4050.

- [28] **CEBECİ, N. Ö. ve TOKMAKCIOĞLU, H. H.** (2018). Protetik diş tedavisinde ekleme yöntemi ile üretim. *Sağlık Akademisi Kastamonu*, 3(1), 66-86.
- [29] **Strub, J. R., Rekow, E. D. ve Witkowski, S.** (2006). Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *The Journal of the American Dental Association*, 137(9), 1289-1296.
- [30] **Sun, R., Suansuwan, N., Kilpatrick, N. ve Swain, M.** (2000). Characterisation of tribochemically assisted bonding of composite resin to porcelain and metal. *Journal of Dentistry*, 28(6), 441-445.
- [31] **Astm, I.** (2015). ASTM52900-15 standard terminology for additive manufacturing—general principles—terminology. *ASTM International, West Conshohocken, PA*, 3(4), 5.
- [32] **Rungrojwittayakul, O., Kan, J. Y., Shiozaki, K., Swamidass, R. S., Goodacre, B. J., Goodacre, C. J. ve Lozada, J. L.** (2020). Accuracy of 3D printed models created by two technologies of printers with different designs of model base. *Journal of Prosthodontics*, 29(2), 124-128.
- [33] **Schweiger, J., Edelhoff, D. ve Güth, J.-F.** (2021). 3D printing in digital prosthetic dentistry: an overview of recent developments in additive manufacturing. *Journal of Clinical Medicine*, 10(9), 2010.
- [34] **Dawood, A., Marti, B. M., Sauret-Jackson, V. ve Darwood, A.** (2015). 3D printing in dentistry. *British dental journal*, 219(11), 521-529.
- [35] **Khosravani, M. R. ve Reinicke, T.** (2020). On the use of X-ray computed tomography in assessment of 3D-printed components. *Journal of Nondestructive Evaluation*, 39(4), 75.
- [36] **Javaid, M. ve Haleem, A.** (2019). Current status and applications of additive manufacturing in dentistry: A literature-based review. *Journal of oral biology and craniofacial research*, 9(3), 179-185.
- [37] **Kafle, A., Luis, E., Silwal, R., Pan, H. M., Shrestha, P. L. ve Bastola, A. K.** (2021). 3D/4D Printing of polymers: Fused deposition modelling (FDM), selective laser sintering (SLS), and stereolithography (SLA). *Polymers*, 13(18), 3101.
- [38] **Hull, C. W.** (2015). The birth of 3D printing. *Research-Technology Management*, 58(6), 25-30.
- [39] **Crivello, J. V. ve Reichmanis, E.** (2014). Photopolymer materials and processes for advanced technologies. *Chemistry of Materials*, 26(1), 533-548.
- [40] **KESİM, B.** (2023). *Güncel Protetik Diş Tedavisi Çalışmaları IV*. Akademisyen Kitabevi.
- [41] **Abduo, J., Lyons, K. ve Bennamoun, M.** (2014). Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics: a review of the available streams. *International journal of dentistry*, 2014.
- [42] **Daule, V.** (2013). Rapid prototyping and its application in dentistry. *Journal of Dental & Allied Sciences*, 2(2), 57-61.
- [43] **Galante, R., Figueiredo-Pina, C. G. ve Serro, A. P.** (2019). Additive manufacturing of ceramics for dental applications: A review. *Dental materials*, 35(6), 825-846.

- [44] **Melchels, F. P., Feijen, J. ve Grijpma, D. W.** (2010). A review on stereolithography and its applications in biomedical engineering. *Biomaterials*, 31(24), 6121-6130.
- [45] **Liu, Q., Leu, M. C. ve Schmitt, S. M.** (2006). Rapid prototyping in dentistry: technology and application. *The international journal of advanced manufacturing technology*, 29, 317-335.
- [46] **Zhang, P. ve To, A. C.** (2016). Transversely isotropic hyperelastic-viscoplastic model for glassy polymers with application to additive manufactured photopolymers. *International Journal of Plasticity*, 80, 56-74.
- [47] **Chaput, C. ve Chartier, T.,** (Year) editör^editörler. Fabrication of ceramics by stereolithography. RTEjournal-Forum für Rapid Technologie; 2007 Published.
- [48] **Dawood, A., Marti, B., Sauret-Jackson, V. ve Darwood, A.** (2015). 3D printing in dentistry. *Bdj [Internet]*. 2015; 219 (11): 521-9.
- [49] **Van Noort, R.** (2012). The future of dental devices is digital. *Dental materials*, 28(1), 3-12.
- [50] **Stansbury, J. W. ve Idacavage, M. J.** (2016). 3D printing with polymers: Challenges among expanding options and opportunities. *Dental materials*, 32(1), 54-64.
- [51] **Park, S.-I., Rosen, D. W., Choi, S.-k. ve Duty, C. E.** (2014). Effective mechanical properties of lattice material fabricated by material extrusion additive manufacturing. *Additive Manufacturing*, 1, 12-23.
- [52] **Garg, A., Bhattacharya, A. ve Batish, A.** (2016). On surface finish and dimensional accuracy of FDM parts after cold vapor treatment. *Materials and Manufacturing Processes*, 31(4), 522-529.
- [53] **Mohamed, O. A., Masood, S. H. ve Bhowmik, J. L.** (2015). Optimization of fused deposition modeling process parameters: a review of current research and future prospects. *Advances in manufacturing*, 3, 42-53.
- [54] **Chua, C. K. ve Leong, K. F.** (2014). *3D Printing and additive manufacturing: Principles and applications (with companion media pack)-of rapid prototyping*. World Scientific Publishing Company.
- [55] **Deters, J.** (2017). 3D-printing impacts on systems engineering in defense industry. *Additive Manufacturing Handbook; CRC Press: Boca Raton, FL, USA*, 49-56.
- [56] **Kruth, J. P., Mercelis, P., Van Vaerenbergh, J., Froyen, L. ve Rombouts, M.** (2005). Binding mechanisms in selective laser sintering and selective laser melting. *Rapid prototyping journal*, 11(1), 26-36.
- [57] **KALELİ, N. ve SARAÇ, D.** (2014). Protetik diş tedavisinde lazer sinterleme sistemleri. *Ondokuz mayıs üniversitesi diş hekimliği fakültesi dergisi*, 15(3).
- [58] **Sireesha, M., Lee, J., Kiran, A. S. K., Babu, V. J., Kee, B. B. ve Ramakrishna, S.** (2018). A review on additive manufacturing and its way into the oil and gas industry. *RSC advances*, 8(40), 22460-22468.
- [59] **Gibson, I., Rosen, D. W., Stucker, B., Khorasani, M., Rosen, D., Stucker, B. ve Khorasani, M.** (2021). *Additive manufacturing technologies*. Springer.
- [60] **Methani, M. M., Cesar, P. F., de Paula Miranda, R. B., Morimoto, S., Özcan, M. ve Revilla-León, M.** (2020). Additive manufacturing in dentistry: current

- technologies, clinical applications, and limitations. *Current Oral Health Reports*, 7, 327-334.
- [61] **George, E., Liacouras, P., Rybicki, F. J. ve Mitsouras, D.** (2017). Measuring and establishing the accuracy and reproducibility of 3D printed medical models. *Radiographics*, 37(5), 1424-1450.
- [62] **Yalçın, B. ve Ergene, B.** (2017). Endüstride yeni eğilim olan 3-d eklemeli imalat yöntemi ve metalurjisi. *Uluslararası Teknolojik Bilimler Dergisi*, 9(3), 65-88.
- [63] **Revilla-León, M., Meyers, M. J., Zandinejad, A. ve Özcan, M.** (2019). A review on chemical composition, mechanical properties, and manufacturing work flow of additively manufactured current polymers for interim dental restorations. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 31(1), 51-57.
- [64] **Jasiuk, I., Abueidda, D. W., Kozuch, C., Pang, S., Su, F. Y. ve McKittrick, J.** (2018). An overview on additive manufacturing of polymers. *Jom*, 70, 275-283.
- [65] **Huang, S. H., Liu, P., Mokasdar, A. ve Hou, L.** (2013). Additive manufacturing and its societal impact: a literature review. *The International journal of advanced manufacturing technology*, 67, 1191-1203.
- [66] **Bhargav, A., Sanjairaj, V., Rosa, V., Feng, L. W. ve Fuh YH, J.** (2018). Applications of additive manufacturing in dentistry: A review. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 106(5), 2058-2064.
- [67] **Venkatesh, K. V. ve Nandini, V. V.** (2013). Direct metal laser sintering: a digitised metal casting technology. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 13(4), 389-392.
- [68] **Koutsoukis, T., Zinelis, S., Eliades, G., Al-Wazzan, K., Rifaiy, M. A. ve Al Jabbari, Y. S.** (2015). Selective laser melting technique of Co-Cr dental alloys: a review of structure and properties and comparative analysis with other available techniques. *Journal of Prosthodontics*, 24(4), 303-312.
- [69] **Pohl, H., Simchi, A., Issa, M. ve Dias, H. C.,** (Year) editör^editörler. Thermal stresses in direct metal laser sintering. 2001 International Solid Freeform Fabrication Symposium; 2001 Published.
- [70] **Dalgarno, K., Childs, T., Rowntree, I. ve Rothwell, L.,** (Year) editör^editörler. Finite element analysis of curl development in the selective laser sintering process. 1996 International Solid Freeform Fabrication Symposium; 1996 Published.
- [71] **Mantrala, K. M., Das, M., Balla, V. K., Rao, C. S. ve Kesava Rao, V.** (2015). Additive manufacturing of Co-Cr-Mo alloy: influence of heat treatment on microstructure, tribological, and electrochemical properties. *Frontiers in Mechanical Engineering*, 1, 2.
- [72] **Williams, R., Bibb, R., Eggbeer, D. ve Collis, J.** (2006). Use of CAD/CAM technology to fabricate a removable partial denture framework. *The Journal of prosthetic dentistry*, 96(2), 96-99.
- [73] **Choi, Y.-J., Koak, J.-Y., Heo, S.-J., Kim, S.-K., Ahn, J.-S. ve Park, D.-S.** (2014). Comparison of the mechanical properties and microstructures of fractured surface for Co-Cr alloy fabricated by conventional cast, 3-D printing laser-sintered

and CAD/CAM milled techniques. *The Journal of Korean Academy of Prosthodontics*, 52(2), 67-73.

- [74] **Al Jabbari, Y., Koutsoukis, T., Barmpagadaki, X. ve Zinelis, S.** (2014). Metallurgical and interfacial characterization of PFM Co–Cr dental alloys fabricated via casting, milling or selective laser melting. *Dental Materials*, 30(4), e79-e88.
- [75] **Quante, K., Ludwig, K. ve Kern, M.** (2008). Marginal and internal fit of metal-ceramic crowns fabricated with a new laser melting technology. *Dental Materials*, 24(10), 1311-1315.
- [76] **Ebert, J., Özkol, E., Zeichner, A., Uibel, K., Weiss, Ö., Koops, U., Telle, R. ve Fischer, H.** (2009). Direct inkjet printing of dental prostheses made of zirconia. *Journal of dental research*, 88(7), 673-676.
- [77] **Osman, R. B., van der Veen, A. J., Huiberts, D., Wismeijer, D. ve Alharbi, N.** (2017). 3D-printing zirconia implants; a dream or a reality? An in-vitro study evaluating the dimensional accuracy, surface topography and mechanical properties of printed zirconia implant and discs. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 75, 521-528.
- [78] **Della Bona, A., Shen, C. ve Anusavice, K. J.** (2004). Work of adhesion of resin on treated lithia disilicate-based ceramic. *Dental Materials*, 20(4), 338-344.
- [79] **Dehurtevent, M., Robberecht, L., Hornez, J.-C., Thuault, A., Deveaux, E. ve Béhin, P.** (2017). Stereolithography: A new method for processing dental ceramics by additive computer-aided manufacturing. *Dental materials*, 33(5), 477-485.
- [80] **Miyazaki, T., Nakamura, T., Matsumura, H., Ban, S. ve Kobayashi, T.** (2013). Current status of zirconia restoration. *Journal of prosthodontic research*, 57(4), 236-261.
- [81] **Song, X., Chen, Y., Lee, T. W., Wu, S. ve Cheng, L.** (2015). Ceramic fabrication using Mask-Image-Projection-based Stereolithography integrated with tape-casting. *Journal of Manufacturing Processes*, 20, 456-464.
- [82] **Chartier, T., Dupas, C., Lasgorceix, M., Brie, J., Delhote, N. ve Chaput, C.** (2014). Additive manufacturing to produce complex 3D ceramic parts. *Journal of ceramic science and technology*, 6(2), 95-104.
- [83] **Ngo, T. D., Kashani, A., Imbalzano, G., Nguyen, K. T. ve Hui, D.** (2018). Additive manufacturing (3D printing): A review of materials, methods, applications and challenges. *Composites Part B: Engineering*, 143, 172-196.
- [84] **Ligon, S. C., Liska, R., Stampfl, J. r., Gurr, M. ve Mülhaupt, R.** (2017). Polymers for 3D printing and customized additive manufacturing. *Chemical reviews*, 117(15), 10212-10290.
- [85] **Gundrati, N. B., Chakraborty, P., Zhou, C. ve Chung, D.** (2018). Effects of printing conditions on the molecular alignment of three-dimensionally printed polymer. *Composites Part B: Engineering*, 134, 164-168.
- [86] **Özay, M. ve Sarıdağ, S.** (2023). Diş Hekimliğinde Fotopolimerizasyon ile 3 Boyutlu Üretim Yöntemleri ve Kullanım Alanları. *Selcuk Dental Journal*, 10(2), 479-485.

- [87] **Jockusch, J. ve Özcan, M.** (2020). Additive manufacturing of dental polymers: An overview on processes, materials and applications. *Dental materials journal*, 39(3), 345-354.
- [88] **Patricio, T., Domingos, M., Gloria, A. ve Bártolo, P.** (2013). Characterisation of PCL and PCL/PLA scaffolds for tissue engineering. *Procedia Cirp*, 5, 110-114.
- [89] **Gautam, R., Singh, R. D., Sharma, V. P., Siddhartha, R., Chand, P. ve Kumar, R.** (2012). Biocompatibility of polymethylmethacrylate resins used in dentistry. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 100(5), 1444-1450.
- [90] **de Castro, D. T., Valente, M. L., Agnelli, J. A. M., da Silva, C. H. L., Watanabe, E., Siqueira, R. L., Alves, O. L., Holtz, R. D. ve Dos Reis, A. C.** (2016). In vitro study of the antibacterial properties and impact strength of dental acrylic resins modified with a nanomaterial. *The Journal of prosthetic dentistry*, 115(2), 238-246.
- [91] **Ajaj-ALKordy, N. M. ve Alsaadi, M. H.** (2014). Elastic modulus and flexural strength comparisons of high-impact and traditional denture base acrylic resins. *The Saudi dental journal*, 26(1), 15-18.
- [92] **Mohajeri, M., Khazaei, S., Vafaei, F., Firouz, F., Gholiabad, S. G. ve Shisheian, A.** (2021). Marginal fit of temporary restorations fabricated by the conventional chairside method, 3d printing, and milling. *Frontiers in Dentistry*, 18.
- [93] **Methani, M. M., Revilla-León, M. ve Zandinejad, A.** (2020). 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.
- [94] **Sahini, D. K., Ghose, J., Jha, S. K., Behera, A. ve Mandal, A.** (2020). Optimization and simulation of additive manufacturing processes: challenges and opportunities—a review. *Additive manufacturing applications for metals and composites*, 187-209.
- [95] **Tan, H., Fang, Y., Zhong, C., Yuan, Z., Fan, W., Li, Z., Chen, J. ve Lin, X.** (2020). Investigation of heating behavior of laser beam on powder stream in directed energy deposition. *Surface and Coatings Technology*, 397, 126061.
- [96] **Pyka, G., Kerckhofs, G., Papantoniou, I., Speirs, M., Schrooten, J. ve Wevers, M.** (2013). Surface roughness and morphology customization of additive manufactured open porous Ti6Al4V structures. *Materials*, 6(10), 4737-4757.
- [97] **Di Angelo, L., Di Stefano, P. ve Guardiani, E.** (2020). Search for the optimal build direction in additive manufacturing technologies: A review. *Journal of Manufacturing and Materials Processing*, 4(3), 71.
- [98] **Gisario, A., Kazarian, M., Martina, F. ve Mehrpouya, M.** (2019). Metal additive manufacturing in the commercial aviation industry: A review. *Journal of Manufacturing Systems*, 53, 124-149.
- [99] **Piedra-Cascón, W., Krishnamurthy, V. R., Att, W. ve Revilla-León, M.** (2021). 3D printing parameters, supporting structures, slicing, and post-processing procedures of vat-polymerization additive manufacturing technologies: A narrative review. *Journal of Dentistry*, 109, 103630.

- [100] Kumar, S., Hofmann, M., Steinmann, B., Foster, E. J. ve Weder, C. (2012). Reinforcement of stereolithographic resins for rapid prototyping with cellulose nanocrystals. *ACS applied materials & interfaces*, 4(10), 5399-5407.
- [101] Ronca, A., Ambrosio, L. ve Grijpma, D. W. (2013). Preparation of designed poly (D, L-lactide)/nanosized hydroxyapatite composite structures by stereolithography. *Acta biomaterialia*, 9(4), 5989-5996.
- [102] Leigh, S. J., Pursell, C., Bowen, J., Hutchins, D. A., Covington, J. A. ve Billson, D. R. (2011). A miniature flow sensor fabricated by micro-stereolithography employing a magnetite/acrylic nanocomposite resin. *Sensors and Actuators A: Physical*, 168(1), 66-71.
- [103] Fantino, E., Chiappone, A., Roppolo, I., Manfredi, D., Bongiovanni, R., Pirri, C. F. ve Calignano, F. (2016). 3D printing of conductive complex structures with in situ generation of silver nanoparticles. *Advanced Materials*, 28(19), 3712-3717.
- [104] Alrahlah, A., Silikas, N. ve Watts, D. (2014). Post-cure depth of cure of bulk fill dental resin-composites. *Dental materials*, 30(2), 149-154.
- [105] Salmoria, G., Ahrens, C., Beal, V., Pires, A. ve Soldi, V. (2009). Evaluation of post-curing and laser manufacturing parameters on the properties of SOMOS 7110 photosensitive resin used in stereolithography. *Materials & Design*, 30(3), 758-763.
- [106] Hahm, D., Lim, J., Kim, H., Shin, J.-W., Hwang, S., Rhee, S., Chang, J. H., Yang, J., Lim, C. H. ve Jo, H. (2022). Direct patterning of colloidal quantum dots with adaptable dual-ligand surface. *Nature Nanotechnology*, 17(9), 952-958.
- [107] Kessler, A., Hickel, R. ve Reymus, M. (2020). 3D printing in dentistry—State of the art. *Operative dentistry*, 45(1), 30-40.
- [108] Peng, X., Kong, L., Fuh, J. Y. H. ve Wang, H. (2021). A review of post-processing technologies in additive manufacturing. *Journal of Manufacturing and Materials Processing*, 5(2), 38.
- [109] Longman, C. ve Pearson, G. (1987). Variations in tooth, surface temperature in the oral cavity during fluid intake. *Biomaterials*, 8(5), 411-414.
- [110] McInnes, P. ve Dickinson, G. (1992). The effect of thermocycling in microleakage analysis. *Dental materials*, 8(3), 181-184.
- [111] Fontijn-Tekamp, F., Slagter, A., Van Der Bilt, A., Van'T Hof, M., Witter, D., Kalk, W. ve Jansen, J. (2000). Biting and chewing in overdentures, full dentures, and natural dentitions. *Journal of dental research*, 79(7), 1519-1524.
- [112] Gale, M. ve Darvell, B. (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of dentistry*, 27(2), 89-99.
- [113] Küçükeşmen, H. C., Küçükeşmen, Ç. ve Üşümez, A. (2010). Yaşlandırma prosedürünün farklı restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğü üzerine etkisi. *Süleyman Demirel Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Dergisi*, 1(2).
- [114] Amaral, F. L., Colucci, V., PALMA-DIBB, R. G. ve Corona, S. A. (2007). Assessment of in vitro methods used to promote adhesive interface degradation: a critical review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 19(6), 340-353.

- [115] Pashley, D. H., Tay, F., Yiu, C., Hashimoto, M., Breschi, L., Carvalho, R. M. d. ve Ito, S. (2004). Collagen degradation by host-derived enzymes during aging. *Journal of dental research*, 83(3), 216-221.
- [116] Deng, D., Yang, H., Guo, J., Chen, X., Zhang, W. ve Huang, C. (2014). Effects of different artificial ageing methods on the degradation of adhesive–dentine interfaces. *Journal of dentistry*, 42(12), 1577-1585.
- [117] Montagner, A. F., Opdam, N. J., De Munck, J., Cenci, M. S., Van Meerbeek, B. ve Huysmans, M.-C. D. (2017). Bonding efficacy and fracture pattern of adhesives submitted to mechanical aging with the Rub&Roll device. *Journal of Adhesive Dentistry*, 19(1), 59-68.
- [118] Yilmaz, E. Ç., Sadeler, R., Duymuş, Z. Y. ve Öcal, M. (2017). Effects of two-body wear on microfill, nanofill, and nanohybrid restorative composites. *Biomedical and Biotechnology Research Journal (BBRJ)*, 1(1), 25-28.
- [119] Turssi, C. P., de Moraes Purquerio, B. ve Serra, M. C. (2003). Wear of dental resin composites: insights into underlying processes and assessment methods—a review. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 65(2), 280-285.
- [120] Stachowiak, G., Batchelor, A. ve Stolarski, T. (2005). *Engineering Tribology* Elsevier. Butterworth-Heinemann, Burlington, Mass, USA; s.
- [121] Mandel, I. (1987). The functions of saliva. *Journal of dental research*, 66(2_suppl), 623-627.
- [122] Mair, L. H. (1994). Subsurface compression fatigue in seven dental composites. *Dental Materials*, 10(2), 111-115.
- [123] McCabe, J., Wang, Y. ve Braem, M. (2000). Surface contact fatigue and flexural fatigue of dental restorative materials. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 50(3), 375-380.
- [124] Söderholm, K. ve Richards, N. (1998). Wear resistance of composites: a solved problem? *General Dentistry*, 46(3), 256-263; quiz 264.
- [125] Yang, B., Chen, J., Yu, Q., Li, H., Lin, M., Mustapha, A., Hong, L. ve Wang, Y. (2011). Oral bacterial deactivation using a low-temperature atmospheric argon plasma brush. *Journal of dentistry*, 39(1), 48-56.
- [126] De Paula, A., Fucio, S., Ambrosano, G., Alonso, R., Sardi, J. ve Puppini-Rontani, R. (2011). Biodegradation and abrasive wear of nano restorative materials. *Operative Dentistry*, 36(6), 670-677.
- [127] De Gee, A., Wendt, S., Werner, A. ve Davidson, C. (1996). Influence of enzymes and plaque acids on in vitro wear of dental composites. *Biomaterials*, 17(13), 1327-1332.
- [128] Chevalier, J. (2006). What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials*, 27(4), 535-543.

- [129] **Choi, Y.-S., Kang, K.-H. ve Att, W.** (2021). Evaluation of the response of esthetic restorative materials to ultraviolet aging. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 126(5), 679-685.
- [130] **Mair, L., Stolarski, T., Vowles, R. ve Lloyd, C.** (1996). Wear: mechanisms, manifestations and measurement. Report of a workshop. *Journal of dentistry*, 24(1-2), 141-148.
- [131] **Ratledge, D. K., Smith, B. G. ve Wilson, R. F.** (1994). The effect of restorative materials on the wear of human enamel. *The Journal of prosthetic dentistry*, 72(2), 194-203.
- [132] **Dahl, B. L., Carlsson, G. E. ve Ekfeldt, A.** (1993). Occlusal wear of teeth and restorative materials: A review of classification, etiology, mechanisms of wear, and some aspects of restorative procedures. *Acta Odontologica Scandinavica*, 51(5), 299-311.
- [133] **Yap, A., Teoh, S., Hastings, G. ve Lu, C.** (1997). Comparative wear ranking of dental restorative materials utilizing different wear simulation modes. *Journal of oral rehabilitation*, 24(8), 574-580.
- [134] **Dastane, A., Vaidyanathan, T., Vaidyanathan, J., Mehra, R. ve Hesby, R.** (1996). Development and evaluation of a new 3-D digitization and computer graphic system to study the anatomic tissue and restoration surfaces. *Journal of oral rehabilitation*, 23(1), 25-34.
- [135] **Heintze, S.** (2006). How to qualify and validate wear simulation devices and methods. *Dental Materials*, 22(8), 712-734.
- [136] **Heintze, S. D.** (2010). Predictability of clinical wear by laboratory wear methods for the evaluation of dental restorative materials.
- [137] **Heintze, S. D. ve Rousson, V.** (2010). Survival of zirconia-and metal-supported fixed dental prostheses: a systematic review. *International Journal of Prosthodontics*, 23(6).
- [138] **Sulong, M. Z. A. M. ve Aziz, R. A.** (1990). Wear of materials used in dentistry: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*, 63(3), 342-349.
- [139] **DeLong, R.** (2006). Intra-oral restorative materials wear: rethinking the current approaches: how to measure wear. *Dental Materials*, 22(8), 702-711.
- [140] **Alkhatib, M. N., Holt, R. ve Bedi, R.** (2005). Age and perception of dental appearance and tooth colour. *Gerodontology*, 22(1), 32-36.
- [141] **Culpepper, W. D.** (1970). A comparative study of shade-matching procedures. *The Journal of prosthetic dentistry*, 24(2), 166-173.
- [142] **BAYINDIR, F. ve WEE, A. G.** (2006). Diş rengi seçiminde bilgisayar destekli sistemlerin kullanımı. *Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Derg(Clinical Dentistry and Research)*, 30(3), 40-46.
- [143] **Paravina, R. ve Powers, J.** (2004). Color, other appearance attributes. *Esthetic Color Training in Dentistry, 1st ed China*, 3-47.
- [144] **Touati, B., Miara, P. ve Nathanson, D.** (1999). Esthetic dentistry and ceramic restorations. *Br Dent J*, 186, 533.

- [145] **Strenk, S. A., Strenk, L. M. ve Koretz, J. F.** (2005). The mechanism of presbyopia. *Progress in retinal and eye research*, 24(3), 379-393.
- [146] **McPhee, E. R.** (1985). Extrinsic coloration of ceramometal restorations. *Dental Clinics of North America*, 29(4), 645-666.
- [147] **Craig, R. G.** (1980). *Restorative dental materials*. Mosby.
- [148] **Fondriest, J.** (2003). Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies. *International journal of Periodontics and restorative dentistry*, 23(5), 467-480.
- [149] **Kahramanoğlu, E. ve Özkan, Y. K.** (2013). Diş hekimliğinde estetik ve renk. *Cumhuriyet Dental Journal*, 16(4), 339-347.
- [150] **Craig, R.** (2002). Biocompatibility of dental materials. *Restorative dental materials*.
- [151] **Ten Bosch, J. ve Coops, J.** (1995). Tooth color and reflectance as related to light scattering and enamel hardness. *Journal of dental research*, 74(1), 374-380.
- [152] **Watts, D. ve Cash, A.** (1994). Analysis of optical transmission by 400–500 nm visible light into aesthetic dental biomaterials. *Journal of dentistry*, 22(2), 112-117.
- [153] **Kuehni, R. G.** (2002). The early development of the Munsell system. *Color Research & Application: Endorsed by Inter-Society Color Council, The Colour Group (Great Britain), Canadian Society for Color, Color Science Association of Japan, Dutch Society for the Study of Color, The Swedish Colour Centre Foundation, Colour Society of Australia, Centre Français de la Couleur*, 27(1), 20-27.
- [154] **Munsell, A. H.** (1919). *A color notation*. Munsell color company.
- [155] **Hammad, I. A. ve Stein, R. S.** (1991). A qualitative study for the bond and color of ceramometals. Part II. *The Journal of prosthetic dentistry*, 65(2), 169-179.
- [156] **Wee, A. G.** (2006). Description of color, color replication process and esthetics. *Contemporary fixed prosthodontics Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J 4th ed St Louis: Mosby*, 710-712.
- [157] **McLaren, K.** (1976). XIII—The development of the CIE 1976 (L* a* b*) uniform colour space and colour-difference formula. *Journal of the Society of Dyers and Colourists*, 92(9), 338-341.
- [158] **Turgut, S. ve Bağış, B.** (2012). Diş hekimliğinde renk ve renk ölçüm yöntemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 5, 65-75.
- [159] **Seghi, R. R., Johnston, W. M. ve O'brien, W.** (1986). Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems. *The Journal of prosthetic dentistry*, 56(1), 35-40.
- [160] **Seghi, R., Johnston, W. ve O'Brien, W.** (1989). Performance assessment of colorimetric devices on dental porcelains. *Journal of dental research*, 68(12), 1755-1759.
- [161] **Seghi, R. R., Hewlett, E. ve Kim, J.** (1989). Visual and instrumental colorimetric assessments of small color differences on translucent dental porcelain. *Journal of dental research*, 68(12), 1760-1764.

- [162] Joiner, A. (2004). Tooth colour: a review of the literature. *Journal of dentistry*, 32, 3-12.
- [163] Ghinea, R., Pérez, M. M., Herrera, L. J., Rivas, M. J., Yebra, A. ve Paravina, R. D. (2010). Color difference thresholds in dental ceramics. *Journal of dentistry*, 38, e57-e64.
- [164] del Mar Perez, M., Ghinea, R., Herrera, L. J., Ionescu, A. M., Pomares, H., Pulgar, R. ve Paravina, R. D. (2011). Dental ceramics: a CIEDE2000 acceptability thresholds for lightness, chroma and hue differences. *Journal of Dentistry*, 39, e37-e44.
- [165] Luo, M. R., Minchew, C., Kenyon, P. ve Cui, G., (Year) editör^editörler. Verification of CIEDE2000 using industrial data. AIC Color and Paints, Interim Meeting of the International Colour Association, Proceedings; 2004 Published.
- [166] Luo, M. R., Cui, G. ve Rigg, B. (2001). The development of the CIE 2000 colour-difference formula: CIEDE2000. *Color Research & Application: Endorsed by Inter-Society Color Council, The Colour Group (Great Britain), Canadian Society for Color, Color Science Association of Japan, Dutch Society for the Study of Color, The Swedish Colour Centre Foundation, Colour Society of Australia, Centre Français de la Couleur*, 26(5), 340-350.
- [167] Browning, W. D., Contreras-Bulnes, R., Brackett, M. G. ve Brackett, W. W. (2009). Color differences: polymerized composite and corresponding Vitapan Classical shade tab. *Journal of dentistry*, 37, e34-e39.
- [168] Paravina, R. D., Ghinea, R., Herrera, L. J., Bona, A. D., Igiel, C., Linninger, M., Sakai, M., Takahashi, H., Tashkandi, E. ve Mar Perez, M. d. (2015). Color difference thresholds in dentistry. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 27, S1-S9.
- [169] Lawson, N. C. ve Burgess, J. O. (2016). Gloss and stain resistance of ceramic-polymer CAD/CAM restorative blocks. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 28, S40-S45.
- [170] Revilla-León, M., Umorin, M., Özcan, M. ve Piedra-Cascón, W. (2020). Color dimensions of additive manufactured interim restorative dental material. *The Journal of prosthetic dentistry*, 123(5), 754-760.
- [171] Trakyalı, G. (2013). Diş rengi belirlenmesinde kullanılan yöntemler.
- [172] Sengez, G. ve Dörter, C. (2019). Estetik diş hekimliğinde renk seçimi. *Selcuk Dental Journal*, 6(2), 213-220.
- [173] Sproull, R. C. (1973). Color matching in dentistry. Part II. Practical applications of the organization of color. *The Journal of prosthetic dentistry*, 29(5), 556-566.
- [174] Okubo, S. R., Kanawati, A., Richards, M. W. ve Childress, S. (1998). Evaluation of visual and instrument shade matching. *The Journal of prosthetic dentistry*, 80(6), 642-648.
- [175] Boenke, K. ve O'Brien, W. (1999). Coverage error of a new three dimensional shade guide [abstract 2214]. *J Dent Res*, 78, 382.
- [176] Paravina, R. D. (2009). Performance assessment of dental shade guides. *Journal of dentistry*, 37, e15-e20.

- [177] **Paravina, R. D., Johnston, W. M. ve Powers, J. M.** (2007). New shade guide for evaluation of tooth whitening—colorimetric study. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 19(5), 276-283.
- [178] **Trakyalı, G.** (2013). Methods Used for Color Determination. *EÜ Dişhek Fak Derg*, 34(1), 1-10.
- [179] **DOĞAN, D. A. ve YÜZÜGÜLLÜ, B.** (2011). Renk seçiminde güncel teknolojik gelişmeler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2011(4), 65-72.
- [180] **GÜL, P. ve AKGÜL, N.** (2013). Kompozit materyaller arasındaki renk farklılıklarının farklı skalalarla spektrofotometrik olarak karşılaştırılması. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 23(1), 16-23.
- [181] **Sarafianou, A., Kamposiora, P., Papavasiliou, G. ve Goula, H.** (2012). Matching repeatability and interdevice agreement of 2 intraoral spectrophotometers. *The Journal of prosthetic dentistry*, 107(3), 178-185.
- [182] **Chu, S. J., Trushkowsky, R. D. ve Paravina, R. D.** (2010). Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *Journal of dentistry*, 38, e2-e16.
- [183] **Wee, A. G., Rang, E. Y., Johnston, W. M. ve Seghi, R. R.** (2000). Evaluating porcelain color match of different porcelain shade-matching systems. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 12(5), 271-280.
- [184] **Razzoog, M. E., Lang, B. R., Russell, M. M. ve May, K. B.** (1994). A comparison of the color stability of conventional and titanium dental porcelain. *The Journal of prosthetic dentistry*, 72(5), 453-456.
- [185] **Chen, H., Huang, J., Dong, X., Qian, J., He, J., Qu, X. ve Lu, E.** (2012). A systematic review of visual and instrumental measurements for tooth shade matching. *Quintessence International*, 43(8).
- [186] **Paul, S., Peter, A., Pietrobon, N. ve Hämmerle, C.** (2002). Visual and spectrophotometric shade analysis of human teeth. *Journal of dental research*, 81(8), 578-582.
- [187] **Odaira, C., Itoh, S. ve Ishibashi, K.** (2011). Clinical evaluation of a dental color analysis system: the Crystaleye Spectrophotometer®. *Journal of prosthodontic research*, 55(4), 199-205.
- [188] **Hugo, B., Witzel, T. ve Klaiber, B.** (2005). Comparison of in vivo visual and computer-aided tooth shade determination. *Clinical Oral Investigations*, 9, 244-250.
- [189] **Önal, B., Recen, D. ve Türkün, L.** (2015). Restoratif diş hekimliğinde renk seçimi. *Turkiye Klinikleri J Restor Dent-Special Topics*, 1, 21-27.
- [190] **Kim-Pusateri, S., Brewer, J. D., Davis, E. L. ve Wee, A. G.** (2009). Reliability and accuracy of four dental shade-matching devices. *The Journal of prosthetic dentistry*, 101(3), 193-199.
- [191] **Khurana, R., Tredwin, C., Weisbloom, M. ve Moles, D.** (2007). A clinical evaluation of the individual repeatability of three commercially available colour measuring devices. *British dental journal*, 203(12), 675-680.

- [192] **Llena, C., Lozano, E., Amengual, J. ve Forner, L.** (2011). Reliability of two color selection devices in matching and measuring tooth color. *J Contemp Dent Pract*, 12(1), 19-23.
- [193] **Zenthöfer, A., Cabrera, T., Corcodel, N., Rammelsberg, P. ve Hassel, A. J.** (2014). Comparison of the Easyshade Compact and Advance in vitro and in vivo. *Clinical oral investigations*, 18, 1473-1479.
- [194] **Ardu, S., Braut, V., Di Bella, E. ve Lefever, D.** (2014). Influence of background on natural tooth colour coordinates: an in vivo evaluation. *Odontology*, 102, 267-271.
- [195] **Yuan, K., Sun, X., Wang, F., Wang, H. ve Chen, J.-h.** (2012). In vitro and in vivo evaluations of three computer-aided shade matching instruments. *Operative dentistry*, 37(3), 219-227.
- [196] **Joiner, A. ve Luo, W.** (2017). Tooth colour and whiteness: A review. *Journal of dentistry*, 67, S3-S10.
- [197] **Tung, F. F., Goldstein, G. R., Jang, S. ve Hittelman, E.** (2002). The repeatability of an intraoral dental colorimeter. *The Journal of prosthetic dentistry*, 88(6), 585-590.
- [198] **LEE, Y. K., LIM, B. S., KIM, C. W. ve Powers, J. M.** (2001). Comparison of color of resin composites of white and translucent shades with two shade guides. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 13(3), 179-186.
- [199] **Karaagaciloglu, L., Terzioglu, H., Yilmaz, B. ve Yurdukoru, B.** (2010). In vivo and in vitro assessment of an intraoral dental colorimeter. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 19(4), 279-285.
- [200] **Havwood, V. B., Leonard, R. H., Nelson, C. F. ve Brunson, W. D.** (1994). Effectiveness, side effects and long-term status of nightguard vital bleaching. *The Journal of the American Dental Association*, 125(9), 1219-1226.
- [201] **Jm, P.** (2006). Craig's restorative dental materials. *Mechanical properties*, 51-96.
- [202] **Johnston, W. M., Ma, T. ve Kienle, B. H.** (1995). Translucency parameter of colorants for maxillofacial prostheses. *International Journal of Prosthodontics*, 8(1).
- [203] **Hunter, R. S. ve Harold, R. W.** (1987). *The measurement of appearance*. John Wiley & Sons.
- [204] **Berns, R. S.** (2019). *Billmeyer and Saltzman's principles of color technology*. John Wiley & Sons.
- [205] **Johnston, W., Hesse, N., Davis, B. ve Seghi, R.** (1996). Analysis of edge-losses in reflectance measurements of pigmented maxillofacial elastomer. *Journal of dental research*, 75(2), 752-760.
- [206] **Holst, S., Blatz, M. B., Hegenbarth, E., Wichmann, M. ve Eitner, S.** (2005). Prosthodontic considerations for predictable single-implant esthetics in the anterior maxilla. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 63(9), 89-96.
- [207] **Kim, J.-C., Yu, B. ve Lee, Y.-K.** (2008). Influence of surface layer removal of shade guide tabs on the measured color by spectrophotometer and spectroradiometer. *Journal of dentistry*, 36(12), 1061-1067.

- [208] **Kim, Y., Son, H.-H., Yi, K., Kim, H.-Y., Ahn, J. ve Chang, J.** (2013). The color change in artificial white spot lesions measured using a spectroradiometer. *Clinical oral investigations*, 17, 139-146.
- [209] **Hasegawa, A., Motonomi, A., Ikeda, I. ve Kawaguchi, S.** (2000). Color of natural tooth crown in Japanese people. *Color Research & Application: Endorsed by Inter-Society Color Council, The Colour Group (Great Britain), Canadian Society for Color, Color Science Association of Japan, Dutch Society for the Study of Color, The Swedish Colour Centre Foundation, Colour Society of Australia, Centre Français de la Couleur*, 25(1), 43-48.
- [210] **Gozalo-Diaz, D. J., Lindsey, D. T., Johnston, W. M. ve Wee, A. G.** (2007). Measurement of color for craniofacial structures using a 45/0-degree optical configuration. *The Journal of prosthetic dentistry*, 97(1), 45-53.
- [211] **Reno, E., Poore, C., Anastasia, M., Miller, J. ve Crisanti, M.,** (Year) editör^editörler. Reproducibility of non-contact tooth color measurement system. Proceedings of 30th Annual Meeting of the AADR Chicago, IL; 2001 Published.
- [212] **Lim, H.-N., Yu, B. ve Lee, Y.-K.** (2010). Spectroradiometric and spectrophotometric translucency of ceramic materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 104(4), 239-246.
- [213] **Lim, H.-N., Yu, B., Lim, J. I. ve Lee, Y.-K.** (2010). Correlations between spectroradiometric and spectrophotometric colors of all-ceramic materials. *dental materials*, 26(11), 1052-1058.
- [214] **Keyf, F., Uzun, G. ve Altunsoy, S.** (2009). Diş hekimliğinde renk seçimi. *Hacettepe Diş hekimliği Fakültesi Dergisi*, 33.
- [215] **Magne, P. ve Belser, U.** (2002). Bonded porcelain restorations in the anterior dentition. *A biomimetic approach Carol Stream (IL): Quintessence*, 58-64.
- [216] **Schanda, J.** (2007). *Colorimetry: understanding the CIE system*. John Wiley & Sons.
- [217] **Kuehni, R. G. ve Marcus, R. T.** (1979). An experiment in visual scaling of small color differences. *Color Research & Application*, 4(2), 83-91.
- [218] **Yılmaz, D., Sabatini, G. P., Kahveci, Ç., Yoon, H.-I., Yılmaz, B., Çakmak, G. ve Dönmez, M. B.** (2024). Effect of Material Thickness and Coffee Thermocycling on the Color Stability and Translucency of Additively and Subtractively Manufactured Resin-Based Materials for Definitive Restorations. *The International journal of prosthodontics*, 37(7), 143-150.
- [219] **Çakmak, G., Oosterveen-Rüeggsegger, A. L., Akay, C., Schimmel, M., Yılmaz, B. ve Donmez, M. B.** (2023). Influence of polishing technique and coffee thermal cycling on the surface roughness and color stability of additively and subtractively manufactured resins used for definitive restorations. *Journal of Prosthodontics*.
- [220] **Kröger, E., Matz, S., Dekiff, M., Tran, B. L., Figgenger, L. ve Dirksen, D.** (2015). In vitro comparison of instrumental and visual tooth shade determination under different illuminants. *The Journal of prosthetic dentistry*, 114(6), 848-855.

- [221] **Hein, S. ve Westland, S.** (2023). Illuminant metamerism between natural teeth and zirconia restorations evaluated with a chromatic adaptation transform. *The Journal of Prosthetic Dentistry*.
- [222] **Patzelt, S. B., Bishti, S., Stampf, S. ve Att, W.** (2014). Accuracy of computer-aided design/computer-aided manufacturing-generated dental casts based on intraoral scanner data. *The Journal of the American Dental Association*, 145(11), 1133-1140.
- [223] **Gap, M.** (2016). The accuracy of fit of crowns made from wax patterns produced conventionally (hand formed) and via CAD/CAM technology. *J Prosthodont Restor Dent*, 24, 7-10.
- [224] **Mayer, J., Stawarczyk, B., Vogt, K., Hickel, R., Edelhoff, D. ve Reymus, M.** (2021). Influence of cleaning methods after 3D printing on two-body wear and fracture load of resin-based temporary crown and bridge material. *Clinical Oral Investigations*, 25, 5987-5996.
- [225] **Kessler, A., Reymus, M., Hickel, R. ve Kunzelmann, K.-H.** (2019). Three-body wear of 3D printed temporary materials. *Dental Materials*, 35(12), 1805-1812.
- [226] **Revilla-León, M. ve Özcan, M.** (2019). Additive manufacturing technologies used for processing polymers: current status and potential application in prosthetic dentistry. *Journal of Prosthodontics*, 28(2), 146-158.
- [227] **Scotti, C. K., Velo, M. M. d. A. C., Rizzante, F. A. P., de Lima Nascimento, T. R., Mondelli, R. F. L. ve Bombonatti, J. F. S.** (2020). Physical and surface properties of a 3D-printed composite resin for a digital workflow. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 124(5), 614. e611-614. e615.
- [228] **3D Printing Technology Comparison: SLA Vs. DLP, F., 16 11 2016.** [Online], 2016, Available: <https://formlabs.com/blog/3d-printing-technology-comparison-sla-dlp/> [Accessed 11 6 2017].
- [229] **Puebla, K., Arcaute, K., Quintana, R. ve Wicker, R. B.** (2012). Effects of environmental conditions, aging, and build orientations on the mechanical properties of ASTM type I specimens manufactured via stereolithography. *Rapid Prototyping Journal*, 18(5), 374-388.
- [230] **Arnold, C., Monsees, D., Hey, J. ve Schweyen, R.** (2019). Surface quality of 3D-printed models as a function of various printing parameters. *Materials*, 12(12), 1970.
- [231] **You, S.-G., You, S.-M., Lee, B.-I., Kim, D.-Y. ve Kim, J.-H.** (2022). Effect of layer thickness setting on the adaptation of stereolithography apparatus-fabricated metal frameworks for removable partial dentures: An in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 127(2), 276-281.
- [232] **Shim, J. S., Kim, J.-E., Jeong, S. H., Choi, Y. J. ve Ryu, J. J.** (2020). Printing accuracy, mechanical properties, surface characteristics, and microbial adhesion of 3D-printed resins with various printing orientations. *The Journal of prosthetic dentistry*, 124(4), 468-475.
- [233] **Alharbi, N., Osman, R. B. ve Wismeijer, D.** (2016). Factors Influencing the Dimensional Accuracy of 3D-Printed Full-Coverage Dental Restorations Using

- Stereolithography Technology. *The International journal of prosthodontics*, 29(5), 503-510.
- [234] Tahayeri, A., Morgan, M., Fugolin, A. P., Bompolaki, D., Athirasala, A., Pfeifer, C. S., Ferracane, J. L. ve Bertassoni, L. E. (2018). 3D printed versus conventionally cured provisional crown and bridge dental materials. *Dental materials*, 34(2), 192-200.
- [235] Monzón, M., Ortega, Z., Hernández, A., Paz, R. ve Ortega, F. (2017). Anisotropy of photopolymer parts made by digital light processing. *Materials*, 10(1), 64.
- [236] Lee, E.-H., Ahn, J.-S., Lim, Y.-J., Kwon, H.-B. ve Kim, M.-J. (2022). Effect of layer thickness and printing orientation on the color stability and stainability of a 3D-printed resin material. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 127(5), 784. e781-784. e787.
- [237] Bozoğulları, H. N. ve Temizci, T. (2023). Evaluation of the Color Stability, Stainability, and Surface Roughness of Permanent Composite-Based Milled and 3D Printed CAD/CAM Restorative Materials after Thermocycling. *Applied Sciences*, 13(21), 11895.
- [238] Alharbi, N., Osman, R. ve Wismeijer, D. (2016). Effects of build direction on the mechanical properties of 3D-printed complete coverage interim dental restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*, 115(6), 760-767.
- [239] Alshamrani, A. A., Raju, R. ve Ellakwa, A. (2022). Effect of printing layer thickness and postprinting conditions on the flexural strength and hardness of a 3D-printed resin. *BioMed Research International*, 2022.
- [240] Unkovskiy, A., Bui, P. H.-B., Schille, C., Geis-Gerstorfer, J., Huettig, F. ve Spintzyk, S. (2018). Objects build orientation, positioning, and curing influence dimensional accuracy and flexural properties of stereolithographically printed resin. *Dental Materials*, 34(12), e324-e333.
- [241] Ezmek, B. ve Aydin, N. (2023). Do Polishing Methods and Colorant Beverages Affect the Color Stainability of 3D-printed Permanent Restorations? *Journal of Advanced Oral Research*, 14(2), 161-168.
- [242] Kontos, L., Schille, C., Schweizer, E. ve Geis-Gerstorfer, J. (2013). Influence of surface treatment on the wear of solid zirconia. *Acta Odontologica Scandinavica*, 71(3-4), 482-487.
- [243] Husain, N. A.-H., Feilzer, A. J., Kleverlaan, C. J., Abou-Ayash, S. ve Özcan, M. (2022). Effect of hydrothermal aging on the microhardness of high-and low-viscosity conventional and additively manufactured polymers. *The journal of prosthetic dentistry*, 128(4), 822. e821-822. e829.
- [244] Espinar, C., Della Bona, A., Tejada-Casado, M., Pulgar, R. ve Pérez, M. M. (2023). Optical behavior of 3D-printed dental restorative resins: Influence of thickness and printing angle. *Dental Materials*, 39(10), 894-902.
- [245] Comba, A., Paolone, G., Baldi, A., Vichi, A., Goracci, C., Bertozzi, G. ve Scotti, N. (2022). Effects of substrate and cement shade on the translucency and color of CAD/CAM lithium-disilicate and zirconia ceramic materials. *Polymers*, 14(9), 1778.

- [246] **Babaier, R., Haider, J., Silikas, N. ve Watts, D. C.** (2022). Effect of CAD/CAM aesthetic material thickness and translucency on the polymerisation of light-and dual-cured resin cements. *Dental Materials*, 38(12), 2073-2083.
- [247] **Kürklü, D., Azer, S. S., Yilmaz, B. ve Johnston, W. M.** (2013). Porcelain thickness and cement shade effects on the colour and translucency of porcelain veneering materials. *Journal of dentistry*, 41(11), 1043-1050.
- [248] **Volpato, C. Â. M., Monteiro Jr, S., de Andrada, M. C., Fredel, M. C. ve Petter, C. O.** (2009). Optical influence of the type of illuminant, substrates and thickness of ceramic materials. *Dental materials*, 25(1), 87-93.
- [249] **Kim, D., Shim, J.-S., Lee, D., Shin, S.-H., Nam, N.-E., Park, K.-H., Shim, J.-S. ve Kim, J.-E.** (2020). Effects of post-curing time on the mechanical and color properties of three-dimensional printed crown and bridge materials. *Polymers*, 12(11), 2762.
- [250] **Lee, E.-H., Ahn, J.-S., Lim, Y.-J., Kwon, H.-B. ve Kim, M.-J.** (2022). Effect of post-curing time on the color stability and related properties of a tooth-colored 3D-printed resin material. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 126, 104993.
- [251] **Gavelis, J., Morency, J., Riley, E. ve Sozio, R.** (1981). The effect of various finish line preparations on the marginal seal and occlusal seat of full crown preparations. *The Journal of prosthetic dentistry*, 45(2), 138-145.
- [252] **KEßLER, A., Hickel, R. ve Ilie, N.** (2021). In vitro investigation of the influence of printing direction on the flexural strength, flexural modulus and fractographic analysis of 3D-printed temporary materials. *Dental Materials Journal*, 40(3), 641-649.
- [253] **Kocağaoglu, H., Kılınc, H. İ., Albayrak, H. ve Kara, M.** (2016). In vitro evaluation of marginal, axial, and occlusal discrepancies in metal ceramic restorations produced with new technologies. *The Journal of prosthetic dentistry*, 116(3), 368-374.
- [254] **Porojan, L., Vasiliu, R.-D., Bîrdeanu, M.-I. ve Porojan, S.-D.** (2020). Surface characterization and optical properties of reinforced dental glass-ceramics related to artificial aging. *Molecules*, 25(15), 3407.
- [255] **Güngör, M. B., YILMAZ, H., Bal, B. T., Nemli, S. K., Sindel, P. T. ve AYDIN, C.** (2014). Effect of thermal and mechanical aging on fracture toughness of Y-TZP core materials. *Acta Odontologica Turcica*, 31(1), 1-6.
- [256] **Iso, T.** (1994). 11405. *Dental materials—Guidance on testing of adhesion to tooth structure*, 1-14.
- [257] **Ferracane, J. ve Greener, E.** (1984). Fourier transform infrared analysis of degree of polymerization in unfilled resins—methods comparison. *Journal of Dental Research*, 63(8), 1093-1095.
- [258] **Perdigao, J., Pinto, A. M., Monteiro, R. C., Fernandes, F. M. B., Laranjeira, P. ve Veiga, J. P.** (2012). Degradation of dental ZrO₂-based materials after hydrothermal fatigue. Part I: XRD, XRF, and FESEM analyses. *Dental materials journal*, 31(2), 256-265.

- [259] **Cal, E., Sonugelen, M., Guneri, P., Kesercioglu, A. ve Kose, T.** (2004). Application of a digital technique in evaluating the reliability of shade guides. *Journal of oral rehabilitation*, 31(5), 483-491.
- [260] **Lehmann, K. M., Devigus, A., Igiel, C., Wentaschek, S., Azar, M. S. ve Scheller, H.** (2011). Repeatability of color-measuring devices. *Eur J Esthet Dent*, 6(4), 428-435.
- [261] **Da Silva, J. D., Park, S. E., Weber, H.-P. ve Ishikawa-Nagai, S.** (2008). Clinical performance of a newly developed spectrophotometric system on tooth color reproduction. *The Journal of prosthetic dentistry*, 99(5), 361-368.
- [262] **Fani, G., Vichi, A. ve Davidson, C. L.** (2007). Spectrophotometric and visual shade measurements of human teeth using three shade guides. *American journal of dentistry*, 20(3), 142-146.
- [263] **Gehrke, P., Riekeberg, U., Fackler, O. ve Dhom, G.** (2009). Comparison of in vivo visual, spectrophotometric and colorimetric shade determination of teeth and implant-supported crowns. *Int J Comput Dent*, 12(3), 247-263.
- [264] **Kim, S.-H., Lee, Y.-K., Lim, B.-S., Rhee, S.-H. ve Yang, H.-C.** (2007). Metameric effect between dental porcelain and porcelain repairing resin composite. *dental materials*, 23(3), 374-379.
- [265] **Douglas, R. D., Steinhauer, T. J. ve Wee, A. G.** (2007). Intraoral determination of the tolerance of dentists for perceptibility and acceptability of shade mismatch. *The Journal of prosthetic dentistry*, 97(4), 200-208.
- [266] **Corcodel, N., Zenthöfer, A., Setz, J., Rammelsberg, P. ve Hassel, A. J.** (2011). Estimating costs for shade matching and shade corrections of fixed partial dentures for dental technicians in Germany: a pilot investigation. *Acta Odontologica Scandinavica*, 69(5), 319-320.
- [267] **McLean, J. W.** (1991). The science and art of dental ceramics. *Operative dentistry*, 16(4), 149-156.
- [268] **Güven, M. E. ve Kara, Ö.** (2024). The metameric effect of monolithic zirconias with varying yttrium ratios. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 16(1), 48-56.
- [269] **Della Bona, A.** (2020). *Color and appearance in dentistry*. Springer.
- [270] **DUVAL, B.** (2001). Commission internationale de l'éclairage (CIE). *Techniques de l'ingénieur Mesures et contrôle*, (R86), R86. 81-R86. 83.
- [271] **Sharifi, S.** (2012) *Effect of background color on color measurement*: Boston University.
- [272] **Yilmaz, E. Ç.** (2020). Effect of artificial saliva on the mechanical and tribological behavior of nano-/micro-filled biocomposite materials for biomedical applications. *Journal of Dental Research and Review*, 7(2), 37-41.
- [273] **Yilmaz, E. Ç.** (2021). Investigation of two-body wear behavior of zirconia-reinforced lithium silicate glass-ceramic for biomedical applications; in vitro chewing simulation. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 24(7), 806-815.
- [274] **Yilmaz, E. ve Sadeler, R.** (2018). Investigation of two-and three-body wear resistance on flowable bulk-fill and resin-based composites. *Mechanics of Composite Materials*, 54, 395-402.

- [275] **Yilmaz, E.** (2020). Investigating the effect of chewing force and an abrasive medium on the wear resistance of composite materials by chewing simulation. *Mechanics of Composite Materials*, 56(2), 261-268.
- [276] **Wimmer, T., Ender, A., Roos, M. ve Stawarczyk, B.** (2013). Fracture load of milled polymeric fixed dental prostheses as a function of connector cross-sectional areas. *The Journal of prosthetic dentistry*, 110(4), 288-295.
- [277] **Lazaridou, D., Belli, R., Petschelt, A. ve Lohbauer, U.** (2015). Are resin composites suitable replacements for amalgam? A study of two-body wear. *Clinical oral investigations*, 19, 1485-1492.
- [278] **Hahnel, S., Schultz, S., Trempler, C., Ach, B., Handel, G. ve Rosentritt, M.** (2011). Two-body wear of dental restorative materials. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 4(3), 237-244.
- [279] **Yilmaz, E. Ç.** (2019). Effect of sliding movement mechanism on contact wear behavior of composite materials in simulation of oral environment. *Journal of Bio- and Tribo-Corrosion*, 5(3), 63.
- [280] **Edelhoff, D., Schraml, D., Eichberger, M. ve Stawarczyk, B.** (2016). Comparison of fracture loads of CAD/CAM and conventionally fabricated temporary fixed dental prostheses after different aging regimens. *International Journal of Computerized Dentistry*, 19(2), 101-112.
- [281] **Roldán-Barraza, C., Janko, S., Villanueva Maffei, J., Araya, I. ve Lauer, H.** (2014). A systematic review and meta-analysis of usual treatment versus psychosocial interventions in the treatment of myofascial temporomandibular disorder pain.
- [282] **Lambrechts, P., Debels, E., Van Landuyt, K., Peumans, M. ve Van Meerbeek, B.** (2006). How to simulate wear?: Overview of existing methods. *Dental materials*, 22(8), 693-701.
- [283] **Krejci, I., Albert, P. ve Lutz, F.** (1999). The influence of antagonist standardization on wear. *Journal of dental research*, 78(2), 713-719.
- [284] **Mörmann, W. H., Stawarczyk, B., Ender, A., Sener, B., Attin, T. ve Mehl, A.** (2013). Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 20, 113-125.
- [285] **Gawriółek, M., Sikorska, E., Ferreira, L. F., Costa, A. I., Khmelinskii, I., Krawczyk, A., Sikorski, M. ve Koczorowski, P. R.** (2012). Color and luminescence stability of selected dental materials in vitro. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 21(2), 112-122.
- [286] https://www.saremco.ch/wp-content/uploads/2022/03/D600248_GA_saremco-print-CROWNTEC_EN_USA_edited-02-2022_DRUCK_frei.pdf.
- [287] <https://www.bego.com.tr/storage/files/5/Ürün%20PDF/VarseoSmile%20Crown%20plus%20-%20Instructions%20for%20Use.pdf>.
- [288] <http://www.senertek.com/3d/about.htm>.

- [289] <https://formlabs.com/company/press/formlabs-and-bego-announce-partnership/>.
- [290] Heffernan, M. J., Aquilino, S. A., Diaz-Arnold, A. M., Haselton, D. R., Stanford, C. M. ve Vargas, M. A. (2002). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 88(1), 4-9.
- [291] Acar, O., Yilmaz, B., Altintas, S. H., Chandrasekaran, I. ve Johnston, W. M. (2016). Color stainability of CAD/CAM and nanocomposite resin materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 115(1), 71-75.
- [292] Sarafianou, A., Iosifidou, S., Papadopoulos, T. ve Eliades, G. (2007). Color stability and degree of cure of direct composite restoratives after accelerated aging. *Operative dentistry*, 32(4), 406-411.
- [293] Shin, D.-H. ve Rawls, H. R. (2009). Degree of conversion and color stability of the light curing resin with new photoinitiator systems. *dental materials*, 25(8), 1030-1038.
- [294] Duarte, S., Sartori, N. ve Phark, J.-H. (2016). Ceramic-reinforced polymers: CAD/CAM hybrid restorative materials. *Current Oral Health Reports*, 3, 198-202.
- [295] Engler, M. L. P. D., Güth, J.-F., Keul, C., Erdelt, K., Edelhoff, D. ve Liebermann, A. (2020). Residual monomer elution from different conventional and CAD/CAM dental polymers during artificial aging. *Clinical oral investigations*, 24(1), 277-284.
- [296] Bagheri, R., Burrow, M. ve Tyas, M. (2005). Influence of food-simulating solutions and surface finish on susceptibility to staining of aesthetic restorative materials. *Journal of dentistry*, 33(5), 389-398.
- [297] Gajewski, V. E., Pfeifer, C. S., Fróes-Salgado, N. R., Boaro, L. C. ve Braga, R. R. (2012). Monomers used in resin composites: degree of conversion, mechanical properties and water sorption/solubility. *Brazilian dental journal*, 23, 508-514.
- [298] Ellakany, P., Fouda, S. M., AlGhamdi, M. A. ve Aly, N. M. (2023). 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. *Journal of Dentistry*, 131, 104458.
- [299] Lee, Y.-K. ve Powers, J. M. (2005). Metameric effect between resin composite and dentin. *Dental Materials*, 21(10), 971-976.
- [300] Dagg, H., O'Connell, B., Claffey, N., Byrne, D. ve Gorman, C. (2004). The influence of some different factors on the accuracy of shade selection. *Journal of oral rehabilitation*, 31(9), 900-904.
- [301] Wyzzecki, G. ve Stiles, W. S. (2000). *Color science: concepts and methods, quantitative data and formulae*. John Wiley & sons.
- [302] Diken Türksayar, A. A., Hisarbeyli, D., Seçkin Kelten, Ö. ve Bulucu, N. B. (2022). Wear behavior of current computer-aided design and computer-aided manufacturing composites and reinforced high performance polymers: An in vitro study. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 34(3), 527-533.
- [303] Diken Türksayar, A. A., Demirel, M., Dönmez, M.-B., Olcay, E. O., Eyüboğlu, T. F. ve Özcan, M. (2023). Comparison of wear and fracture resistance of additively

and subtractively manufactured screw-retained, implant-supported crowns. *The journal of prosthetic dentistry*.

- [304] **De Souza, G., Braga, R. R., Cesar, P. F. ve Lopes, G. C.** (2015). Correlation between clinical performance and degree of conversion of resin cements: a literature review. *Journal of Applied Oral Science*, 23, 358-368.
- [305] **Türksayar, A. A. D., Demirel, M., Donmez, M. B., Olcay, E. O., Eyüboğlu, T. F. ve Özcan, M.** (2023). Comparison of wear and fracture resistance of additively and subtractively manufactured screw-retained, implant-supported crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*.
- [306] **Bayne, S., Taylor, D. ve Heymann, H.** (1992). Protection hypothesis for composite wear. *Dental Materials*, 8(5), 305-309.

