T.C.
SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ
HAMİDİYE SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ÜÇ BOYUTLU YAZICILARLA ÜRETİLEN REZİN MATERYALLERİN FİZİKSEL VE OPTİK ÖZELLİKLERİNİN MONOLİTİK CAD/CAM BLOKLARLA KARŞILAŞTIRILMASI

BERK YÜZBAŞIOĞLU

TEZ DANIŞMANI
DR. ÖĞR. ÜYESİ ELİFNUR GÜZELCE SULTANOĞLU

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANA BİLİM DALI
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ DOKTORA PROGRAMI

DOKTORA TEZİ
ŞUBAT/2025

İTHAF

‘‘Canım aileme ithaf ediyorum”

TEŞEKKÜR

Doktora sürecim boyunca ve tez hazırlama dönemimde benden desteğini esirgemeyen, mesleki bilgi ve tecrübeleriyle yol gösteren kıymetli hocam ve danışmanım sayın Dr. Öğr. Üyesi Elifnur Güzelce SULTANOĞLU'na,

Doktora eğitimim boyunca mesleki engin bilgisi ilgisini cömertçe sunan, tez hazırlama süreci boyunca bilgi ve tecrübeleriyle bana rehberlik eden, saygıdeğer hocam sayın Prof. Dr. Arzu ATAY'a,

Doktora eğitimim süresince bilgilerinden ve yardımlarından faydalandığım Sağlık Bilimleri Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı öğretim üyelerine,

Birlikte çalışmaktan keyif aldığım, zor zamanlarımda yanımda olan, acı tatlı birçok anı biriktirdiğim değerli asistan arkadaşlarıma,

Bu günümün mimarları, sevgileri ve desteklerini her zaman hissettiğim, evlatları olmaktan gurur duyduğum, haklarını asla ödeyemeyeceğim canım annem Asiye Yüzbaşıoğlu ve canım babam Süleyman Sırrı Yüzbaşıoğlu'na,

Tüm kalbimle sonsuz teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

İTHAF iv
TEŞEKKÜR v
İÇİNDEKİLER vi
TABLOLAR LİSTESİ ix
ŞEKİLLER LİSTESİ xi
SİMGELER VE KISALTMALAR xiii
ÖZET xiv
ABSTRACT xv
1. GİRİŞ VE AMAÇ 1
2. GENEL BİLGİLER 3
2.1. DİŞ HEKİMLİĞİNDE CAD/CAM SİSTEMLERİ 3
2.1.1. Eklemeli ve Eksiltmeli Üretim Teknikleri 5
2.1.2. Yazıcıların Çalışma Sistemleri 7
2.1.2.1. Stereolitografi (SLA) 7
2.1.2.2. Dijital Işık İşleme (DLP). 8
2.1.2.3. Kaynaştırılmış Birikim Modelleme (FDM) / Kaynaştırılmış Flament Modelleme (FFM) 9
2.1.2.4. Polijet Fotopolimer Baskı 10
2.1.2.5. Toz Yatağı Üretim Tekniği 11
2.1.3. Üç Boyutlu Yazıcılarda Kullanılan Materyaller 12
2.1.3.1. Vinil Polimerler 12
2.1.3.2. Stiren Polimerler 12
2.1.3.4. Polyesterler 13
2.1.3.5. Poliamidler 13
2.1.3.6. Polieter-ketonlar 14
2.1.4. Üç Boyutlu Yazıcı Yöntemi ile Restorasyon Üretiminde Kullanılan Materyaller 14
2.1.4.1. Seramikler 14
2.1.4.2. Polimerler 15
2.1.4.3. Rezinler 15
2.1.5. Üç Boyutlu Yazıcıların Doğruluğunu Etkileyen Faktörler 16
2.1.5.1. Yapı Oryantasyonu 17
2.1.5.2. Katman Kalınlığı. 17
2.1.5.3. Üç Boyutlu Yazıcı Çözünürlüğü. 17

2.1.5.4. Üç Boyutlu Yazıcıda Kullanılan Materyaller 18
2.1.5.5. Baskı Sonrası İşlemler. 18
2.1.6. Eklemeli İmalat Yöntemlerinin Diş Hekimliğinde Kullanım Alanları 19
2.2. YÜZEY BİTİRME İŞLEMLERİ VE POLİSAJ 20
2.2.1. Bitirme ve Polisaj İşleminde Kullanılan Materyaller 20
2.2.1.1. Dental Frezler 20
2.2.1.3. Dental Disk ve Şeritler 21
2.2.1.4. Dental Lastikler 21
2.2.1.5. Polisaj Patları 21
2.2.2. Glaze Uygulaması 21
2.3. IŞIK VE RENK 22
2.3.1. Renk Sistemleri 22
2.3.1.1. Munsell Renk Sistemi 23
2.3.1.2. Commission Internationale De l'Eclairage L*a*b* Renk Sistemi. 23
2.3.1.2. CIEDE2000 Renk Sistemi 25
2.3.2. Renk Ölçüm Yöntemleri 26
2.3.2.1. Görsel Renk Seçimi 26
2.3.2.2. Dijital Renk Ölçümü 26
2.4. TERMAL YAŞLANDIRMA 27
2.5. YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ 28
2.5.1. Yüzey Pürüzlülüğü Parametreleri 28
2.5.2. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Yöntemleri 29
2.5.2.1. Taramalı Elektron Mikroskobu 29
2.5.2.2. Profilometreler: Profilometre cihazları, mekanik, optik ve lazer teknolojileri kullanılarak üretilmiştir ve yüzey pürüzlülüğü ölçümlerinde bu üç farklı profilometre türü kantitatif analizler yapar (120) 30
3. GEREÇ VE YÖNTEM 31
3.1. ÖRNEKLERİN HAZIRLANMASI 33
3.2. ÖRNEKLERE YÜZEY BİTİRME İŞLEMLERİNİN UYGULANMASI 38
3.2.1. Mekanik Polisaj İşleminin Uygulanması 38
3.3. TERMAL SİKLUS UYGULAMASI 38
3.4. ÖRNEKLERİN RENK ve YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ DEĞERLERİNİN ÖLÇÜMÜ 41
3.4.1. Renk Ölçümünün Yapılması 41
3.4.2. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümünün Yapılması 42
3.5. TARAMALI ELEKTRON MIKROSKOBU ANALİZİ 43
3.6. İSTATİSTİKSEL ANALİZ 44
4. BULGULAR 46

4.1. YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ VERİLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ 46
4.1.1. Aritmetik Ortalama Yükseklik Ölçümleri İçin Yapılan Hesaplamalar 46
4.1.2. Roughness Depth Ölçümleri İçin Yapılan Hesaplamalar 48
4.2. RENK VERİLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ 51
4.2.4. Renk Değişim Değeri Ölçümleri İçin Yapılan Hesaplamalar 51
4.3.5. Tranlusensi Parametresi Ölçümleri İçin Yapılan Hesaplamalar 52
4.4. TARAMALI ELEKTRON MIKROSKOBU ANALİZİ 53
5. TARTIŞMA 56
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER 69
KAYNAKLAR 70
EKLER 78

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 2.1: Klinik renk eşleşmesi tolerans değerleri (96)..... 25

Tablo 3.1: Çalışmanın iş akış şeması 32

Tablo 3.2: Çalışmada kullanılan materyaller, kimyasal içerikleri, bitirme teknikleri ve üretici firmaları 35

Tablo 4.1: Ölçüm zamanlarına göre Bego, Form Labs, 3M Lava Ultimate ve Vita Enamic parametrelerinin karşılaştırılması (Yüzey pürüzlülüğü-Aritmetik Ortalama Yükseklik) ... 46

Tablo 4.2: Ölçüm zamanlarına göre Bego, Form Labs, 3M Lava Ultimate ve Vita Enamic parametrelerinin karşılaştırılması (Yüzey pürüzlülüğü- Aritmetik Ortalama Yükseklik) .. 47

Tablo 4.3: Ölçüm zamanlarına göre Bego, Form Labs, 3M Lava Ultimate ve Vita Enamic parametrelerinin karşılaştırılması (Yüzey pürüzlülüğü- Aritmetik Ortalama Yükseklik) .. 47

Tablo 4.4: Ölçüm zamanlarına göre Bego, Form Labs, 3M Lava Ultimate ve Vita Enamic parametrelerinin karşılaştırılması (Yüzey pürüzlülüğü- Aritmetik Ortalama Yükseklik) .. 48

Tablo 4.5: Ölçüm zamanlarına göre Bego, Form Labs, 3M Lava Ultimate ve Vita Enamic parametrelerinin karşılaştırılması (Yüzey pürüzlülüğü- Roughness Depth) 49

Tablo 4.6: Ölçüm zamanlarına göre Bego, Form Labs, 3M Lava Ultimate ve Vita Enamic parametrelerinin karşılaştırılması (Yüzey pürüzlülüğü- Roughness Depth) 49

Tablo 4.7: Ölçüm zamanlarına göre Bego, Form Labs, 3M Lava Ultimate ve Vita Enamic parametrelerinin karşılaştırılması (Yüzey pürüzlülüğü- Roughness Depth) 50

Tablo 4.8: Ölçüm zamanlarına göre Bego, Form Labs, 3M Lava Ultimate ve Vita Enamic parametrelerinin karşılaştırılması (Yüzey pürüzlülüğü- Roughness Depth) 50

Tablo 4.9: : Renk Değişim Değerine göre Bego, Form Labs, 3M Lava Ultimate ve Vita Enamic parametrelerinin ölçüm renklerine göre karşılaştırılması 51

Tablo 4.10: : Renk Değişim Değerine göre Bego, Form Labs, 3M Lava Ultimate ve Vita Enamic parametrelerinin ölçüm renklerine göre karşılaştırılması 51

Tablo 4.11: Translusensi Parametresine göre Bego, Form Labs, 3M Lava Ultimate ve Vita Enamic parametrelerinin ölçüm renklerine göre karşılaştırılması 52

Tablo 4.12: Translusensi Parametresine göre Bego, Form Labs, 3M Lava Ultimate ve Vita Enamic parametrelerinin ölçüm renklerine göre karşılaştırılması 52

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1: Görünür ışık spektrumu (83) 22

Şekil 2.2: Munsell renk sistemi (89) 23

Şekil 2.3: Commission Internationale De l'Eclairage renk sistemi (92) 24

Şekil 2.4: Renk değişimi formülü (95) 24

Şekil 2.5: Commission Internationale De l'Eclairage Translusensi Parametresi formülü (99) 25

Şekil 2.6: CIEDE2000 renk formülü (95) 26

Şekil 2.7: Aritmetik Ortalama Yükseklik parametresi diagramı ve Aritmetik Ortalama Yükseklik değerinin hesaplanması (117) 28

Şekil 2.8: Roughness Depth parametresi diagramı ve Roughness Depth değerinin hesaplanması (117) 29

Şekil 3.1: Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Bad Säkingen, Germany)(Solda), Lava Ultimate (3M Deutschland GMBh, Neuss,Germany) (Sağda) 33

Şekil 3.2: Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Bad Säkingen, Germany)(Solda), Lava Ultimate (3M Deutschland GMBh, Neuss,Germany) (Sağda) 34

Şekil 3.3: Sol üst Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Bad Säkingen, Germany), Sol alt Lava Ultimate (3M Deutschland GMBh, Neuss, Germany), Sağ üst VarseoSmile Crown Plus (Bego, Bremen, Germany) , Sağ alt Permanent Crown Resin (Formlabs, Somerville, USA) 34

Şekil 3.4: Düşük hızlı hassas kesme cihazında Isomet 1000 (Buehler Almanya) 36

Şekil 3.5: Zımpara cihazı (Buhehler Phoenıx Beta Grinder/Polisher Almanya) 37

Şekil 3.6: Etüv (MEMMERT Germany) 37

Şekil 3.7: Mekanik polisaj seti Diacomp Plus Twist (EVE Ernst Vetter GmbH; Pforzheim, Germany) 38

Şekil 3.8: Termal yaşlandırma cihazı (Salubrus Tecnica Türkiye) 39

Şekil 3.9: Lava Ultimate kahve termal yaşlandırması sonrası (3M Deutschland GMBh, Neuss, Germany) 39

Şekil 3.10: Vita Enamic kahve termal yaşlandırması sonrası (Vita Zahnfabrik, Bad Säkingen, Germany) 40

Şekil 3.11: VarseoSmile Crown Plus kahve termal yaşlandırma sonrası (BEGO, Bremen, Germany) 40

Şekil 3.12: Permanent Resin Crown kahve termal yaşlandırma sonrası (Formlabs, Somerville, MA, USA) 40

Şekil 3.13: Renk sprektrofotometresi VITA Easyshade V (VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Säckingen, Germany) 41

Şekil 3.14: Translusensi formülü 42

Şekil 3.15: CIEDE2000 renk değişim formülü 42

Şekil 3.16: Yüzey pürüzlülük cihazı Pertometer MI (MAHR ALMANYA) 43

Şekil 3.17: Fesem Gemini 500 (Gaithersburg, United States) 43

Şekil 3.18: İki yönlü varyans analizi (Two Way Anova) 44

Şekil 4.1: Permanent Crown Resin (Formlabs, Somerville, USA) 100x ve 1000x SEM görüntüleri 53

Şekil 4.2: VarseoSmile Crown Plus (Bego, Bremen, Germany) 100x ve 1000x SEM görüntüleri 53

Şekil 4.3: Lava Ultimate (3M Deutschland GMBh, Neuss,Germany) 100x ve 1000x SEM görüntüleri 54

Şekil 4.4: Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Bad Säkingen, Germany) 100x ve 1000x SEM görüntüleri 54

SİMGELER VE KISALTMALAR

Al2O3 : Alüminyum Oksit

CAD : Computer Aided Design (Bilgisayar Destekli Tasarım)

CAM : Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Destekli Üretim)

CEREC : Bilgisayar Destekli Seramik Rekonstrüksiyonu

CIE : Commission Internationale De l'Eclairage

CR : Kontrast Oranı

Ra : Aritmetik Ortalama Yükseklik (Roughness Average)

Rmax : Profilin Maksimum Yüksekliği

Rpm : Revolutions Per Minute (Dakikadaki Devir Sayısı)

RZ : Roughness Depth

SEM : Taramalı Elektron Mikroskobu

TP : Translusensi Parametresi

UDMA : Üretan Dimetakrilat

UV : Ultraviyole

ΔE : Renk Değişim Değeri

ÜÇ BOYUTLU YAZICILARLA ÜRETİLEN REZİN MATERYALLERİN FİZİKSEL VE OPTİK ÖZELLİKLERİNİN MONOLİTİK CAD/CAM BLOKLARLA KARŞILAŞTIRILMASI

ÖZET

Amaç: Çalışmanın amacı SLA ve DLP üç boyutlu yazıcılar ile farklı tabaka kalınlıklarıyla üretilen fotopolimer kalıcı rezin kronların termal yaşlandırma öncesi ve sonrası fiziksel ve optik özelliklerini inceleyerek, kazıma sistemi ile üretilen rezin içerikli CAD/CAM daimi restoratif materyallerini karşılaştırmaktır.

Gereç ve Yöntem: Bu çalışmada üç boyutlu yazıcılarla üretilen daimi rezin restorasyonlar (Permanent Crown Resin Formlabs, VarseoSmile Crown Plus Bego) ve rezin içerikli CAD/CAM daimi restoratif materyaller (Vita Enamic, Vita, 3M Lava Ultimate) kullanılarak 48 adet dikdörtgen şekilli (12x14x1,5 mm) numune üretilmiştir (n=12). Başlangıç yüzey pürüzlülüğü (Ra, Rz), renk (ΔE) ve translusensi (TP) değerleri ölçüldükten sonra numuneler kahve termal yaşlandırmasına tabi tutulmuştur.

Bulgular: Renk değişimi sonuçlarına göre Bego, Form Labs, 3M Lava Ultimate ve Vita Enamic parametrelerinin hepsinde ilk ölçümler ile kahve termal yaşlandırması sonrası renk değerleri istatistiksel olarak anlamlıdır (p<0,001). Kahve termal yaşlandırması sonrası en yüksek renk değişim değerlerine Bego sahip iken en düşük değerlere ise Vita Enamic sahiptir. Tüm materyallerde kahve termal yaşlandırma sonrası translusensi değerleri düşmüştür. Kahve termal yaşlandırma sonrası yüzey pürüzlülüğü değerleri en yüksek Form Labs'te görülürken en düşük Vita Enamic'te görülmüştür.

Sonuç: Termal yaşlandırma sonrasında yüzey pürüzlülükleri üç boyutlu yazıcılarla üretilen örneklerde daha yüksek çıkmıştır. Termal yaşlandırma hem üç boyutlu yazıcılarla üretilen örneklerde hem de ve CAD/CAM ile üretilen örneklerde renk değişimine sebep olmuştur.

Anahtar Kelimeler: CAD/CAM, Eklemeli Üretim, Renk Değişimi, Translusensi, Üç Boyutlu Yazıcılar, Yüzey Pürüzlülüğü

COMPARISON OF PHYSICAL AND OPTICAL PROPERTIES OF RESIN MATERIALS PRODUCED BY 3D PRINTERS WITH MONOLITHIC CAD/CAM BLOCKS

ABSTRACT

Aim: The aim of the study was to investigate the physical and optical properties of photopolymer permanent resin crowns produced by SLA and DLP three-dimensional printers with different layer thicknesses before and after thermal ageing, and to compare them with resin-containing CAD/CAM permanent restorative materials produced by engraving system.

Materials and Methods: In this study, permanent resin restorations (Permanent Crown Resin Formlabs, VarseoSmile Crown Plus Bego) were fabricated using resin-containing CAD/CAM permanent restorative materials (Vita Enamic, Vita, 3M Lava Ultimate) by means of 3D printing technology. The resulting specimens were rectangular in shape, measuring 12x14x1.5 mm in size, and numbered 12. Following the initial measurement of surface roughness (Ra, Rz), colour (ΔE) and translucency (TP) values, the samples were subjected to coffee thermal aging.

Results: The statistical analysis of the colour change results indicates that the colour values of Bego, Form Labs, 3M Lava Ultimate and Vita Enamic parameters following the initial measurements and subsequent to the coffee thermal aging are statistically significant ($p<0.001$). Following coffee thermal aging, Bego exhibits the highest values for colour change, while the lowest values are exhibited by Vita Enamic. The coffee thermal aging resulted in a decrease in translucency values across all materials. Surface roughness values after coffee thermal ageing were highest for Form Labs and lowest for Vita Enamic.

Conclusion: Following thermal ageing, the surface roughness was observed to be greater in the samples produced with 3D printers than in those produced with CAD/CAM. The application of thermal ageing resulted in a change in colour for both the samples produced with 3D printers and those produced with CAD/CAM.

Key Words: Additive Manufacturing, CAD/CAM, Colour Change, Surface Roughness, Translucency, 3D Printers

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Diş hekimliğine bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim teknolojisinin CAD/CAM (Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing) dahil olmasıyla birlikte diş hekimliği dijitalleşmeyle ivme kazanmıştır (1). Günümüz çağında bu tarz teknolojik gelişmeleri kullanarak klinikte geçen zamanın kısa olması, hasta beklentisi yüksek, tatminkar restorasyonlar üretmek mümkündür (2,3). CAD/CAM teknolojisi aşındırma ve eklemeli üretim olmak üzere ikiye ayrılır. CAD/CAM aşındırma ile üretimde planlanan restorasyonlar blok veya diskten kazıma ile üretilir (1,4).

Diş hekimliğinde kullanılan restoratif materyallerinin eklemeli üretim üç boyutlu desteği ile seri ve teknolojik üretimi günümüzde diş hekimliği tedavilerinde tercih edilen üretim teknikleri durumuna ulaşmıştır. Üç boyutlu üretim teknolojisinin popülaritesinin artması ile mevcut teknoloji ile ilgili ilerlemeler ve ürünün kullanımını arttırmıştır (1,4). İki üretim yönteminin de artıları ve eksileri olmasına rağmen, eklemeli üretimin aşındırma teknolojisi ile üretime göre malzeme masrafı daha azdır, ısı ve gürültü oluşumu daha düşüktür (4). Üretilen restorasyon desteğinden çıkarılır çıkarılmaz simante edilebilir. Böylece klinik randıman artmakta ve restorasyonların daha kısa sürede üretimi sağlanmaktadır (1). Eklemeli üretimde toz veya likit halde malzeme ardı ardına biriktirilerek üretim sağlanmaktadır. Üç boyutlu yazıcılar ile daha az malzeme tüketilerek fazla miktarda ve daha hassas bir restorasyon üretimi yapılabilir (1,2).

Üç boyutlu baskı teknolojisi klinikte potansiyel olarak üretkenliği artırabilir ve geçici restorasyonlar yapmak için daha pratik bir yol sağlayabilir. Bu prosedürleri mümkün kılacak teknoloji dental piyasada halihazırda mevcuttur, ancak şu anda hem üç boyutlu yazdırılabilir dental materyallerin hem de bunlarla uyumlu üç boyutlu yazıcıların performansına ilişkin bilgi eksikliği bulunmaktadır (1).

En çok kullanılan üç boyutlu yazıcı teknolojileri arasında stereolitografi (SLA) ve dijital ışık işleme (DLP) yöntemleri yer almaktadır. Bu iki ayrı yöntem, ileri seviye doğruluk ve hassasiyet göstererek çoğunlukla protetik restorasyonların üretiminde uygulanır (5). SLA ve DLP arasındaki temel ayrım, kullandıkları ışık kaynağıdır. SLA yazıcılar, galvano ayna cihazıyla yönlendirilen Ultraviyole (UV) ışığı kullanırken, DLP yazıcılar kısa dalga boyundaki ışığı dijital mikro ayna cihazıyla yönlendiren

projeksiyon teknolojisini kullanır. DLP teknolojisi, tüm katmanı aynı anda polimerize ederek üretim için harcanan süresini azaltır (6,7).

Restorasyonların daha fazla ağızda kalması gerektiğinde, mekanik özelliklerin yanı sıra renk sabitliği ve restorasyonun tutuculuğunu etkileyen kenar ve iç uyumları da dikkate alınmalıdır. Bu seçim, kullanılacak materyal ve tekniği doğrudan etkiler. Hastanın yanında hızlı, kolay ve kaliteli kalıcı restorasyonlar yapmak, hem hastayı memnun eder hem de diş hekimin zaman kazanmasını sağlar. Çalışmada, kullanılan yeni nesil teknoloji ile üç boyutlu yazıcılarla ve kazıma yöntemiyle üretilen kalıcı materyallerin pürüzlülüklerine bakılıp fiziksel özellikleri incelenerek renk ve translusensileri karşılaştırılıp optik özelliklerine bakılacaktır. Elde edilen veriler ileride öngörülen klinik ve laboratuvar çalışmalarına yol gösterici olacağı değerlendirilmektedir. Litaratürde üç boyutlu yazıcı ile üretilen geçici restorasyonların özellikleri ile ilgili çalışmalar mevcuttur fakat daimi üç boyutlu yazıcılarla üretilen daimi restorasyon materyalleri ile ilgili çalışmalar kısıtlıdır (1,8,9). Bu tez çalışması, diş hekimliği uygulamalarında tercih edilen SLA (Permanent Resin Crown Formlabs, Somerville, MA, USA) ve DLP (VarseoSmile BEGO, Bremen, Germany) üç boyutlu yazıcılar ile farklı tabaka kalınlıklarıyla üretilen fotopolimer kalıcı rezin kronların termal yaşlandırma öncesi ve sonrası fiziksel ve optik özelliklerini inceleyerek, kazıma sistemi ile üretilen rezin içerikli CAD/CAM daimi restoratif materyallerini (Vita Enamic, Vita Zahnfabrik, Bad Säkingen, Germany, 3M Lava Ultimate, 3M Deutschland GMBh, Neuss, Germany) karşılaştırmayı amaçlamaktadır. Çalışmada hem SLA teknolojisine sahip Form 3B+ Printer (Formlabs, United States) ve DLP teknolojisine sahip BEGO Varseo XS 3D Printer (BEGO Bremen, Almanya) cihazı kullanarak farklı üç boyutlu üretim teknolojilerini de karşılaştırmayı amaçlamaktadır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. DİŞ HEKİMLİĞİNDE CAD/CAM SİSTEMLERİ

Teknolojik ilerlemeler, diş hekimliğinde geleneksel iş akışının yerine yeni malzemeler ve ileri teknoloji içeren sistemlerin kullanılmasıyla bilgisayar destekli tasarım ve üretim (CAD/CAM) sistemi, diş hekimliğinde en çok tercih edilen ileri teknoloji sistemlerinden olmuştur (10).

Diş hekimliğinde CAD/CAM sistemi ilk kez 1970 yılında Francois Duret ve Jack Preston tarafından kullanılmıştır. Duret, CAD/CAM sistemini 1984'te kullanarak frezeleme yöntemiyle ilk dental kron restorasyonunu üretmiştir (11). 1985 yılında İsviçre'de diş hekimi Prof. Dr. Werner Mörmann ve elektrik mühendisi Marco Brandestini, ilk CAD/CAM sistemi olarak kabul gören Bilgisayar Destekli Seramik Rekonstrüksiyonu (CEREC) sistemini kullanarak dental restorasyonlar üretmiştir (12).

Diş hekimliğinde CAD/CAM sistemlerin avantajları şunlardır:

- Ağız içi tarayıcılarla ölçü alındığında, geleneksel ölçü yöntemlerine ihtiyaç azalmıştır.
- Daha kısa sürede daha dayanıklı dental restorasyonlar üretme imkanı oluşmuştur (13).
- Konvansiyonel üretim tekniklerindeki ölçüm, mumlama ve döküm gibi aşamaların olmaması, hata potansiyelini azaltır.
- Daha az seans gerektirdiği için hem hekime hem de hastaya zaman kazandırır.
- Dental restorasyonların birkaç saat içinde üretilebilmesi sayesinde geçici restorasyon yapılmasına gerek kalmaz (14).
- Verilerin dijital olarak kayıt altına alınması, tekrarlayan üretimi kolaylık sağlamıştır.
- Alınan ölçülerin ve oluşturulan tasarımların dijital ortamdan başka yere saniyeler içinde aktarılabilmesi, başka ülkelerden veya şehirlerden hizmet almayı kolaylaştır (15).

- Oluşturulan modeller uzun süre kolaylıkla muhafaza edilebilir ve dezenfeksiyona ihtiyaç duyulmaz.

- Renk seçimi basitleşir ve hastalara tedavi sırasında ve sonrasında öngörülebilir bilgiler verilebilir.

Diş hekimliğinde CAD/CAM sistemlerin dezavantajları şunlardır:

- Gingival marjinlerin ve andırkatı olan ulaşılması güç yerlerin ölçümü zor olabilir.

- Ölçüm sırasında ağız içi sıvılar, parlak veya renkli yüzeyler ölçünün doğru alınmasını engelleyebilir.

- Tüm ağız mukozasının veya tüm dişlerin ölçümünün alınmasında zorluk yaşanır (16).

- Monokromatik blokların kullanılması nedeniyle renk düzeyinde sınırlamalar olabilir ve bu durum estetik beklentilerin yeteri kadar karşılanamamasına sebep olabilir.

- Üretim için gerekli olan sistem için ek bütçe ayrılması gerekebilir.

- Sistemi etkili ve doğru bir şekilde kullanabilmek için iyi eğitim almış uzman bir personele ihtiyaç duyulabilir (12,17).

Diş hekimliğinde CAD/CAM teknolojisi temel olarak 3 bölümden oluşmaktadır. Bunlar aşağıdaki şekildedir:

- Diş preparasyonunun intraoral veya ekstraoral olarak taranıp verilerin kaydedilmesi

- Restorasyonun bilgisayarda tasarlanıp üç boyutlu olarak planlanması (CAD)

- Sanal olarak bilgisayar ortamında hazırlanmış dental restorasyonun üretimi (CAM) (12)

Üzerinde çalışılan protez tasarımı, bilgisayar destekli tasarım (CAD) yazılımıyla oluşturulduktan sonra oluşturulan veriler bilgisayar destekli üretim (CAM) yazılımına aktarılır. Bilgisayar destekli üretimin hedefi, uyumlu ve doğru morfolojiye sahip bir restorasyon ortaya çıkarmaktır. Protetik restorasyonların üretildiği bilgisayar destekli

üretim, eksiltmeli (kazıma) üretim ve eklemeli (tabakalama) üretim olmak üzere iki kategoriye ayrılır (18).

2.1.1. Eklemeli ve Eksiltmeli Üretim Teknikleri

Diş hekimliğinde CAD/CAM teknolojisi son zamanlarda kayda değer ilerleme kaydetmiş ve yakın tarihe kadar diş hekimliğinde CAM süreci eksiltmeli üretim tekniğiyle eş anlamlıydı (19). Eksiltmeli üretim, bilgisayar sayısal kontrol (CNC) protokolüne dayanan bir freze sistem ile hazır bir bloğun kazınarak şekillendirilmesi işlemidir. CNC makineleri, 3 ila 5 eksenli frezelenme sistemlerinden oluşmaktadır. Bu cihazlarla metaller, seramikler, zirkonya ve polimer katkılı dental materyaller kullanılarak kron, köprü, inley, onley, abutment ve çeşitli hibrit dental altyapıların üretimi yapılabilmektedir (18–20).

Eksiltmeli üretim tekniği, restorasyonların başarılı şekilde üretilebileceği bir yöntemdir. Ancak, bu yöntemin bazı dezavantajları bulunmaktadır. Örneğin, frezeleme yönteminden sonra arta kalan materyal geri dönüştürülemez ve bu durum malzeme kaybının %90'a kadar çıkmasına neden olabilir, bu da ekonomik olarak oldukça maliyetli bir durum teşkil eder. Ayrıca, frezeleme için kullanılan materyaller (elmas frezler, diskler vb.) aşırı aşınmaya maruz kalır ve bu nedenle ve kullanım ömürleri kısalır. Üretimdeki hassasiyet, her zaman en küçük frez boyutuna bağlı olduğu için küçük detaylar tam bir şekilde oluşturulamaz. Andırkatların derin ve yüzey morfolojilerinin zor ve karmaşık olduğu zamanlarda eksiltmeli üretim yöntemleri zor ve yüksek maliyetli olabilir. Seramik bloklar gibi kırılgan materyallerin frezelenmesi, seramik yüzeylerde mikroskobik çatlaklara neden olup sorun teşkil edebilir. Ayrıca, tek seferlik bir üretimde belli bir sınırlı sayıda blok frezlenebilir (19,21).

Eklemeli üretim tekniği, eksiltmeli üretim tekniğinin sınırlamalarını aşma potansiyeline sahip bir tekniktir. Bu yöntemde, CAD tasarımı STL (Standart Mozaikleme Dili) formatına çevrilerek, her biri 16-300 mikronluk olan küçük katmanlara bölünür. Oluşturulan katmanlar üst üste yazdırılarak fiziksel nesne olan restorasyon oluşturulur. Model sayısından ziyade yazdırılan katmanların sayısı (modelin dikey yüksekliğine) restorasyonun oluşturulması için gerekli olan süreyi daha çok etkiler. Eklemeli üretim tekniği ayrıca hızlı prototipleme (HP) ve üç boyutlu baskı sistemi (aditif üretim, AM) olarak da adlandırılır. Üç boyutlu baskı, 1980 yılından beri gelişimine devam etmiş ve

1986'da Chuck Hull sayesinde Stereolitografi (SLA) olarak adlandırılan hızlı prototipleme cihazıyla önemli bir gelişme yaşamıştır (22).

Üç boyutlu yazıcı, CAD verilerini işleyerek ardışık sıvı, toz ve plastik filament katmanları yığarak enine kesitten bir model oluşturur. Eklemeli üretim, ince detayların nesne üzerinde yüksek başarıda işlenmesini sağlar. Bu nedenle üç boyutlu yazıcılarla üretim dental uygulamalar için diş hekimliğinde çok uygun bir üretim yöntemi olmaktadır. Eklemeli üretim, dental implantlar için rehber plakların imalatı; protez, ortodonti ve cerrahi için fiziksel modellerin imalatı; ağız içi, kraniyomaksillofasiyal ve ortopedik implantların imalatıi; çıkarılabilir bölümlü protezler, implant ve dental restorasyonlar için koping ve iskeletlerin imalatında kullanılabilir (23).

Üç boyutlu yazıcılar, nesnenin x, y ve z ekseni olmak üzere üç eksende üretimini yaparlar. Z ekseni dikey yönü bize anlatırken, x ve y ekseni yatay düzlemdeki iki boyutlu görüntüyü anlatır. Böylece z ekseni, iki boyutlu görüntünün üçüncü boyut kazanmasını sağlar (16).

Eklemeli üretimde, eksiltmeli üretime göre malzeme israfı çok daha az miktarda olduğu için daha az masraflıdır. Üç boyutlu yazıcılarda üretim daha kısa sürede gerçekleştiği için verimlilik daha fazla olmaktadır. Eksiltmeli üretim frezlerin çapından etkilenirken, eklemeli üretimde materyalin boyutsal karmaşıklığı ve miktarı ne kadar olursa olsun materyalin üretilmesini sağlar. Eklemeli üretim yönteminde üretilen nesnenin üzerine kuvvet uygulanmaması pasif bir üretime neden olur. Bu da eksiltmeli üretimdeki frezenin oluşturduğu gürültüyü engelleyip, ısı ve yüzey hasarının önüne geçilmesini sağlar. Ayrıca aynı anda birden fazla restorasyon üretilebilir ve bir restorasyonun farklı bölgelerinde farklı türde materyal kullanılabilir. Üretilen restorasyonlar yüksek düzeyde doğruluk ve hassasiyete sahiptir (18,24).

Ancak, eklemeli üretim teknolojisinde kullanılan teknolojik cihazların maliyeti yüksektir ve sistemleri kullanım açısından karmaşıktır. Üç boyutlu yazıcıları kullanacak olan personelin kullanım için eğitim alması gerekmektedir. Oluşturulacak olan katmanların kalınlığı olabildiğince en küçük çözünürlüğe getirilmediği sürece, eklemeli üretimin katman katman doğası, bitmiş nesne üzerinde aynı bir merdivende olduğu gibi çıkma etkisi oluşturabilir. Üretilecek katmanların kalınlığı minimum düzey olarak ayarlandığında oluşacak bu hatalı durum engellenebilir. Ancak, katmanların kalınlığını minimum düzeyde ayarlamak imal süresini önemli miktarda arttırır. Üç boyutlu

yazıcıların hızı ve çözünürlüğü, üretilecek materyalin fiziksel özelliklerini doğrudan etkiler. Üç boyutlu üretim aşamasında kullanılan destek yapıların yerlerine yerleştirilmesi fazladan ek adımlar gerektirir ve materyal üretim bitirildikten sonra bu destek yapılar kaldırılmalıdır. Üç boyutlu baskı teknolojisi diş hekimliğinde hala gelişmeye devam eden bir teknoloji olduğundan birçok üç boyutlu üretim cihazı, bazı diş hekimliği uygulamaları için gereken doğruluk veya tekrarlanabilirlikte materyal üretimi yapamabilir (25,26).

Eklemeli üretimin, materyal israfı ve mikro çatlak oluşumu gibi dezavantajının olmaması (27) ve çok sayıda restorasyon üretme şansı ortaya koyması maliyetleri düşürmektedir. Bu avantajlar nedeniyle eklemeli üretime olan ilgi her geçen gün büyümekte olup ve klinik uygulaması yaygınlaşmaktadır. Fakat, dâimi seramik üretimindeki başarısı, yapılacak araştırmalarla daha çok test edilmektedir.

2.1.2. Yazıcıların Çalışma Sistemleri

Bazı üç boyutlu yazıcılar, toz, filament ve önceden şekillendirilmiş film şeklindeki polimerik malzemeleri kullanarak nesne üretirken, diğerleri ise ışığa duyarlı rezinlerin aktif polimerizasyonunu kullanarak nesneleri üretir (28).

2.1.2.1. Stereolitografi (SLA): Stereolitografi, diş hekimliğinde çok sık tercih edilen en eski ve en popüler üç boyutlu üretim tekniklerinden biridir. SLA, fotopolimerize sıvı bir polimer havuzu, modelin üretileceği bir platform ve rezini sertleştirmek için kullanılan bir UV lazer sisteminden oluşur (29).

Parçayı sabit bir hale getirmek ve sarkan yapılara destek olmak için ilk olarak bir platform oluşturulur. Her katmanın ne kadar kalın olcağını gösteren z ekseni çözünürlüğü, yüksek çözünürlük gerektiren çalışmalarda 50 µm veya daha az olacak bir biçimde optimize edilir. Standart veya daha düşük çözünürlük gerektiren nesnelerin üretimi için ise katman kalınlığı 200 µm veya daha da fazla biçimde optimize edilir (28).

İlk katman polimerize edildikten sonra, platform z eksen çözünürlüğü miktarı (yaklaşık 30-200 µm) kadar alçaltılır ve bir sonraki katman kürlenmeye başlar. Üretim bitene kadar yapılan bu işlem tekrarlanır. Üretilen nesne üzeri çoğunlukla izopropil alkol ile temizlenerek istenmeyen polimerize olmamış reçine artıkları çözülerek uzaklaştırılır sonra da rezin nesne tam polimerizasyon için UV fırına yerleştirilir (18). SLA yönteminde, z ekseninin çözünürlüğünü etkileyen etkenler sertleşme derinliği, foto-başlatıcı, ışına maruz kalma şartları, boyalar, pigmentler ve ilave edilen UV

absorbanlardır (30). SLA üç boyutlu yazıcıların bir dezavantajı genellikle diğer üç boyutlu yazıcılardan daha yavaş çalışmalarıdır. Bunun sebebi ise lazer yalnızca tek seferde dar bir alanı sertleştirebilir. Bununla birlikte, SLA sistemi diğer üç boyutlu yazıcı tekniklerine kıyasla daha maliyetlidir. Bu tip dezavantajlara sahip olmasına rağmen SLA sistemi yüksek çözünürlük ve doğruluğa sahip ürünler üretmesi ve ince detayları oluşturulabilme kabiliyeti, alışılagelmiş bitirme işlemlerine ihtiyaç duymayan pürüzsüz yüzey özellikleri ve katmanlar arası kimyasal bağlanma gibi birçok avantaja sahiptir (26,28,31).

2.1.2.2. Dijital Işık İşleme (DLP): Dijital ışık işleme yöntemini kullanan üç boyutlu yazıcılarla, SLA üç boyutlu yazıcıların ışınlama tekniklerindeki farklılıklar dışında bazı benzerlikleri vardır. Dijital bir ışık projektör ekranı, dijital mikro ayna cihazı, rezin tankı, yapı platformu ve yapı platformunun seviyesini ayarlayan bir asansör DLP üç boyutlu yazıcının bileşenlerini oluşturur. Dijital ışık projektörü tarafından yansıtılan ışığın reçineye ulaşabilmesi için rezin tankının tabanın translusenstir. Dijital mikro ayna cihazı, mikro aynaların açısının ayrı ayrı ayarlanabileceği bir yapıya sahip olup bu yüz binlerce ayrı ayrı hareket eden mikro aynalar, tek seferde tüm katmanları kürleyebilmek için ışığın yansıma yolunu kontrol ederler. Ayrı her bir mikro ayna görüntünün tek pikseli anlamına gelir (22,32).

Diş hekimliğinde DLP üç boyutlu yazıcılar, minimum 50 μm büyüklüğünde baskı yapabilen yüksek baskı çözünürlüğüne ve yüksek yazdırma hassasiyetine sahip olarak avantajlıdır. Ancak mikro aynaların sayısı belirli sayıda olduğundan yüksek hassasiyeti sağlamak için projeksiyonun boyutu sınırlıdır bu da DLP üç boyutlu yazıcılarda küçük boyutlu nesnelerin yazdırılabilmesine neden olur (33). DLP üç boyutlu yazıcıların tasarımı, SLA üç boyutlu yazıcıların tasarımına oldukça benzer olmasına rağmen temel bir farkı vardır ve bu da ışık kaynağıdır. DLP üç boyutlu yazıcılar, SLA üç boyutlu yazıcılarına kıyasla, her bir alanı lazerle teker teker taramak yerine, mikro aynaların yardımıyla tek bir pozlama ile tüm alanı kürleyebilmektedir. Bunun nedeni ise DLP yazıcılar, SLA yazıcıların kullandığı fotopolimer ışık yerine kısa dalga boyundaki ışığın dijital mikro ayna cihazı aracılığıyla yönlendirildiği projeksiyon teknolojisini kullanmasıdır. Sonuç olarak üretim gereken süreyi katman geometrisinden veya ürün sayısından bağımsız hale getirerek ürünlerin daha kısa sürede basılmasını sağlar (22). SLA yazıcılara kıyasla, DLP tekniğinde daha sığ bir fotopolimer reçine tabakası

kullanıldığı için daha az miktarda atık oluşur, piksel tabanlı pozlama kullanıldığı için DLP tekniğinde çözünürlük daha yüksektir ayrıca DLP tekniğinde yüksek güçte LED kaynakları kullanılır ve ışık kaynağının yoğunluğu kontrol edilebilir (34,35). SLA ve DLP teknikleri ışığa maruz kalma, platform taşıma ve reçine doldurma şeklinde birbirinden farklı 3 aşamadan oluşur ve son iki aşamada gerçek bir baskı oluşmaz. Normalde sonuncu baskılı katman rezervuar yüzeyine yapışmış olur ve platform indirildiğinde yüksek bir sıyrılma gerçekleşir. Bu yüzden sürekli sıvı ara yüz üretimi (CLIP) olarak adlandırılan bir sistem geliştirilmiştir. Nesnenin sürekli basılmasına izin vererek ve yapım süresini hızlandıran bu sistemde rezervuarın üst kısmına oksijen geçirgen bir zar ilave edilir. Bu zar hem UV ışığına hem de oksijene geçirgendir ve oksijene geçirgen bu membran, 'ölü bölge' olarak adlandırılan bir alan oluşturur. Basılı parçanın altında her an taze olan reçine tabakasının bulunması da baskının sürekliliğini sağlar. Ölü bölgenin kalınlığı oksijen akışı ile kontrol altında tutulabilir. CLIP teknolojisinin de bazı dezavantajları vardır örneğin reçineye ulaşan gerçek lazer ışığının yoğunluğu yeterli olmayabilir çünkü doldurulmuş reçineler, ölü bölgedeki partiküllerde kontrolü olmayan ışık saçılmasına neden olabilir bu da baskı kalitesinden ödün verir. Ayrıca reçinelerin oksijene afiniteleri birbirinden farklı olduğundan ölü bölgelerin kalınlıklarında değişikliğe neden olur. Bu yüzden ölü bölge kalınlığı ve oksijen penetrasyon hızı gibi değişkenler, baskı ayarlarında dikkat edilmesi gereken önemli parametrelerdir (22).

2.1.2.3. Kaynaştırılmış Birikim Modelleme (FDM) / Kaynaştırılmış Flament Modelleme (FFM): Bir yapı platformu, bir filament bobini ve bir salınım başlığından oluşur; bu salınım başlığı, FDM olarak bilinen hızlı prototipleme tekniğinde x, y ve z eksenlerinde hareket ederek erime ısısının üzerindeki reçinenin katman katman bırakılmasını sağlar ve ısıtılmış malzeme ekstrüze edildikten sonra hemen sertleşir. Bu şekilde hata oranı en aza indirilmeye çalışılır. Isı bozulmasını en aza indirmek için eşit olmayan soğutma durumunda ısıtmalı inşa odaları kullanılabilir. Tek katmanın bitirilmesi ardından, yapı platformu z ekseni kalınlığı kadar indirilir ve sıradaki katmanın üretimine başlanır (22,29,35).

Üretilen materyalin tabaka kalınlığı çoğunlukla salınım başlığının enine kesiti aracılığıyla ayarlanır. Bu teknik diğer tekniklere kıyasla daha fazla kademe içerir çünkü işlemden işleme değişerek çoğunlukla 0,1 ile 0,25 mm arasında olan bir tabaka kalınlığı mevcuttur (36).

Farklı renklerdeki ve çeşitli malzemelerle eş zamanlı üretim mümkündür. Ancak, işlem sırasında kartuş değiştirilemediği için çok renkli bileşenler şu anda üretilememektedir. Gelecekte, bu sorunun birden fazla baskı başlığının aynı anda kullanılmasıyla giderilebileceği düşünülmektedir. Üretimden ardından, yüzey özelliklerinin kalitesi genellikle yetersiz olmaktadır ve sonradan işlem uygulamak gerektirir. Ancak, bu son işlemler üretilen nesnenin doğruluğunu olumsuz yönde etkileyebilir. Nihai ürünlerin daha düşük mekanik özellikleri, anizotropik materyal yapısından kaynaklanmaktadır (36). Mevcut materyal yelpazesi ise oldukça geniştir. FDM tekniğinde tercih edilen en popüler üç boyutlu üretim malzemeleri polilaktik asit (PLA) ve akrilonitril bütadien stiren (ABS) veya polikarbonatlardır (35).

2.1.2.4. Polijet Fotopolimer Baskı: Normal şartlarda kullanılan 2 boyutlu baskı yapan mürekkep püskürtmeli ofis yazıcısıyla aynı temel çalışma prensibini kullanan bir yöntemdir (34,35).

Bu yöntem üretilen nesne üzerinde tabaka izleri bırakır ancak 16-20 µm kadar ince katmanlara sahip nesnelerin üretimini sağlayarak üretimin yüksek hassas ve yüzey kalitesinin mükemmel olmasına neden olur. Böylece kaliteli yüzeyin işlem görmesine gerek kalmaz (28). PPJ sistemi, birden fazla baskı kafasının aynı anda çalışmasına imkan sağlar böylece çok renkli modeller üretebilen tek teknoloji olarak kendini göstermektedir. Destek malzemelerinin eriyebilir veya çözünebilir olması, desteklerin üretilen nesneden kolayca çıkarılmasını sağlar böylece nesneye zarar verilmemiş olur. Püskürtme işleminde viskozitenin düşük olması gerektiğinden, kullanılan reçinenin viskozitesi işlemde çok önemlidir (33). PPJ yazıcıları diğer yazıcılarla karşılaştırdığımızda daha fazla atık oluşur çünkü her katman sertleştirilmeden önce atık materyalin uzaklaştırılması ve boyutsal doğruluk sağlanması için amacıyla silme bıçağıyla temizlenir ve geri dönüştürülemeyen malzeme, atık tankında biriktirilir. Püskürtme başlıklarının ara sıra temizlenmesi ve periyodik olarak değiştirilmesi gerekmektedir aksi takdirde bu başlıklar zamanla tıkanmaya başlamaktadır. Ayrıca PPJ yazıcılar, SLA daha maliyetlidir (29,35). Üretilen nesneler mekanik ve boyutsal özellikler açısından güvenilirdir, gerilme mukavemeti baskı yönüne nispeten duyarsızdır fakat yapı oryantasyonu elastik modül ve kırılma gerilimini büyük miktarda etkileyebilir (28).

2.1.2.5. Toz Yatağı Üretim Tekniği: Bu sistem, temelde toz yatağındaki tozun lazer ışını veya başka bir bağlayıcı ile katmanların oluşturulmasını içeren bir teknolojidir (37). Yapı platformu üretim sırasında en üst konumda yer alır ve üzerine üretilecek nesnenin materyali serpilir. Üretilecek nesnin z eksenini materyalin serpilme kalınlığı belirler. X ve y düzlemlerini oluşturmak için lazer ışını platforma düşürülür ve z ekseni kalınlığı kadar tanecikler kaynaştırılır ardından platform aşağıya bir miktar iner ve bir silindirle tanecikler yüzeye yayılır. Sonrasında istenilen nesne tamamlanana kadar ışınlama işlemi tekrar edilir (22).

Bu sistem içerisinde güç kaynağına bağlı olarak farklı üretim tekniklerine sahiptir. Bunlar aşağıdaki şekildedir:

- Seçici lazer sinterleme (SLS)
- Seçici lazer ergitme (SLM)
- Elektron demeti ergitme (EBM) (38)

2.1.2.5.1. Seçici Lazer Sinterleme: Bu sistem, Carl Deckard tarafından 1980'lerde geliştirilmiştir. Seramik, plastik, metal (doğrudan metal lazer sinterleme) veya cam parçacıklarını toz halinde kullanan bu sistem yüksek güçlü bir lazer ile katmanlı üretim yaparak üç boyutlu üretim yapan bir yöntemdir (39).

Diş hekimliğinde SLS yönteminde, toz halindeki materyal bir silindirle yapı platformunun üzerine dağıtılarak CO2 lazerin ışınlamasıyla tabaka tabaka birleştirilir. Toz, bir önceki kürlenmiş tabakanın üzerine katman katman yayılır ve sinterleme işlemiyle bu süreç tekrarlayarak devam eder. SLS işleminin amacı, küçük parçacıkları bi araya getirerek katı bir nesne oluşturmaktır ve bunu kullandığı materyal olan tozu erime noktasının hemen altında ısıtıp birleştirerek yapar (39,40). SLS yönteminin en kritik adımlarından biri kullanılacak olan toz materyalin hazırlanmasıdır. Bu yöntemde elde edilecek seramik yoğunluğunun yüksek olması için toz yatağındaki materyal yoğunluğunun yüksek olması önem arz etmektedir (41).

2.1.2.5.2. Seçici Lazer Ergitme ve Elektron Demeti Ergitme: Bu teknik ile materyaller tamamen eriterek tek aşamalı bir toz yatağı füzyonu oluşturulur. Aynı zamanda bir nesne üretiminde SLS ile neredeyse aynı şekilde çalışan bir teknolojidir. SLM teknolojisi, yüksek enerjili lazer kullanır. Bu sayede bağlayıcı uzaklaştırma ve

sinterizasyon prosedürlerinden kurtulunmuş olunur (38). SLM'de SLS'den farklı olarak kullanılan lazerin gücü tanecik şeklindeki materyali tamamen eritirek pörözite oluşumunu engelleyecek şekilde birleştirir böylece yüksek yoğunluklu ve karmaşık nesneler hızlı bir şekilde üretilir. SLS terimi, seramik veya polimerlerden model üretemek anlamına gelirken SLM terimi, metalden model üretimi anlamına gelir (18).

Elektron Demeti Ergitme tekniğinde ise doğrudan lazer ışını kullanmak yerine yüksek vakumlu bir ortamda tanecikler üzerine elektron enerjisi gönderilir. Bu yöntem çok iyi mekanik özelliklere sahiptir. Fakat her iki yöntemde de erimemiş tanecikler gözlemlenebilmektedir (38).

2.1.3. Üç Boyutlu Yazıcılarda Kullanılan Materyaller

Diş hekimliğinde eklemeli üretim teknolojsinde üç tür materyal kullanılmaktadır: bunlar metaller, seramikler ve polimerlerdir (42). Eklemeli üretimde kullanılan polimerler, kimyasal reaksiyonlarına göre aşağıdaki gibi sınıflandırılmaktadır (34).

2.1.3.1. Vinil Polimerler: Vinil polimerler, örneğin polivinil alkol (PVAL), çoğunlıkla taşıyıcı yapılar olarak kullanılırlar, suda çözünür ve yüksek nemde mekanik özellikleri bozulur. Biyolojik olarak parçalanabilen bu materyallerin ve üretimleri de maliyetlidir (34).

2.1.3.2. Stiren Polimerler: Polistiren ve akrilonitril-bütadien-stiren bu tip polimerler arasında yer alır (34). Polistiren, bir çok uygulamada kullanılır ve neredeyse var olan tüm üretim tekniklerine uygun şekilde tasarlanmıştır. Polistirenin özellikleri içine ilave materyaller koyarak değiştirilebilir ve elde edilen özellikler üretim tipine de büyük oranda bağımlıdır.

Polistiren stres çatlamsına eğimlidir çünkü amorf (kristal olmayan) yapıda olup sertlik ve kırılganlık gösterir. Boyutsal stabilites, yüksektir, iyi işlenebilir ve su emilimi özelliği düşük olmakla birlikte organik maddelere karşı kimyasal direnci sınırlıdır. Yüzeyi parlak olan bu material ayrıca şeffaftır. Çok iyi elektriksel ve dielektrik özelliklerle karakterizedir (34). Akrilonitril-bütadien-stiren, termoplastiklerde de görüldüğü gibi kolayca işlenebilir ve yüksek erime noktasına (220°C) sahip olur biyolojik olarak parçalanabilme özelliğine sahiptir. Polistirene kıyasla daha yüksek darbe direncine ve deformasyona karşı daha yüksek bir absorpsiyon gösterebilen bu materyal artan

kırılma direnci, yüksek mekanik direnç, yüksek sertlik, çizilme direnci ve ısı altında iyi boyutsal stabiliteye sahiptir. Nispeten daha az su emilimi gösteren bu materyal sarımsı opak olup farklı renklerde üretilebilir. Ayrıca yüksek termal şok ve kimyasal direnç gösterir (34).

2.1.3.3. Akrilatlar: Akrilik asit veya metakrilik asit ve bunların esterlerinden oluşan polimerler akrilatlar olarak adlandırılır (34). Diş hekimliğinde dolgu ve geçici malzeme olarak oldukça yaygın kullanılan PMMA (Polimetil metakrilat) aslında 1933 yılından beri endüstriyel olarak kullanılan bir materyaldir. Yapısına modifiye edilmiş poliakrilik esterler veya elastomerler ilave edilerek kırılganlığı azaltılabilir ve içerisine kopolimerler eklenerek darbe direnci yükseltilebilen PMMA içerisine akrilonitril ilave edilerek kimyasal direnci artırılabilir. %2-6 arasında değişen artık monomer içeriğiyle birlikte PMMA, yüksek sertlik, dayanıklılık, düşük nem ve su emme oranı ile karakterizedir. PMMA, su kadar parlak bir şeffaflık gösterir yüzeyi cilalanabilir ve çizilmeye karşı dayanıklı bir yapıya sahiptir. Yüksek parlaklığa sahip olan PMMA renklendirilebilir bir materyaldir. Isıya maruz kaldığında yüksek boyutsal stabilite gösterir. Kimyasal etkenlere dirençli ve sterilize edilebilir. Bunlara ek olarak tamir edilebilir bir materyaldir (34).

2.1.3.4. Polyesterler: Polyesterler, doymuş, lineer veya termoplastiktirler (34). Polikarbonat, bisfenol A ve fosgenden sentez edilir ve alifatik veya aromatik di-hidroksi bileşikleri ile karbonik asidin lineer, termoplastik polyesterleridir. Polikarbonat, geçici temasta tıbbi olarak kullanılabilir. Polyesterler içerisine ilave materyaller eklenerek özellikleri modifiye edilebilir (34).

Polikarbonat translusent ve yarı translusent bir malzeme olmakla birlikte dayanıklı ve serttir. Polikarbonatlar biyouyumluluk, kolay işlenebilirlik ve düşük su emilimi gösterirken yüksek sıcaklığa karşı dirençli olması için renk ve pigmentlerin sayısı sınırlandırılmıştır. Materyalin sararması için fosfit, fosfin, 2-idroksibenzofenonlar gibi ilave materyaller eklenerek önlenebilir. Polikarbonatlar, büzülme genleşmesini düşük mikatrda göstererek ile iyi boyutsal stabilite ile karakterize bir materyaldir (34).

2.1.3.5. Poliamidler: Poliamidler, yüksek aşınma direnci gösteren sert dayanıklı bir materyaldir ayrıca boyutsal olarak kararlı ve çok iyi elektriksel yalıtıma sahiptiler. Poliamidler biyouyumludurlar ve nemden mekanik özellikleri etkilenmektedir. Aromatik veya poliamid olmalarına göre renkleri değişir.

2.1.3.6. Polieter-ketonlar: Polieter-eterketon (PEEK), yüksek verimli bir polimerdir ve termoplastiklere dahildir. Katkı unsuru olmadan oldukça basit uygulanır. Yapısal düzenlemelerle biyomekanik ve biyolojik nitelikleri geliştirilebilir. Doldurulmamış PEEK materyalleri veya PEEK-kompozitleri, nanopartiküllerin (örneğin, SiO2, Al2O3) birleşimi ile değiştirilebilen çeşitli erime göstergesine ve moleküler ağırlığa sahiptir. Modifiye biyoaktif alanlara sahip PEEK materyalleri, implantoloji, yüz ve kafatası rekonstrüksiyonları veya dental protezlerin yapımında kullanılabilir. PEEK, düşük cam ve erime noktası ile yüksek çekme ve eğilme direnci gösterir. Isıya maruz kaldığında boyutsal stabildir ve aşınmaya karşı dirençlidir. Ayrıca, kimyasallara, radyasyona, sülfirik asit hariç hidrolize dirençli olmakla beraber doğal radyolüsens olması nedeniyle MRI değerlendirmeleri için uygundur. Karbonla güçlendirilmiş PEEK (CFR-PEEK), iyileştirilmiş kırılma direnci sunarken cam elyafla güçlendirilmiş PEEK (GFR-PEEK), kortikal kemiğe benzer bir elastik-modülüse sahiptir (34).

Silika, alümina, zirkonyum ve zirkonyum silikat gibi seramikler de üç boyutlu yazıcılarda kullanılacak materyallerdir.

2.1.4. Üç Boyutlu Yazıcı Yöntemi ile Restorasyon Üretiminde Kullanılan Materyaller

Üç boyutlu yazıcılarla imalatta, plastik, metal, seramik veya kompozit materyallerin tabaka tabaka bir araya getirilmesiyle bireye özel sentetik gözlerdeni kranyumlara kadar farklı objeler üretilebilir (43–45). Hayat standartlarının artması, sistemik bozukluklar, kalıtsal sakatlıklar, travma, tümör eksize edilmesi ve başka kemik yapısı kaybolmasına sebep olan unsurların çoğalmasıyla kraniyofasiyal, diş ve ortopedi branşlarında kemik dokusu tamirine olan talep çoğalmıştır (46–48). Üç boyutlu yazıcılar, protezlerde reçine veya metal kuronların, metal iskeletlerin veya protez alt yapılarının ve metal implantların imalatında uygulanmıştır (49–52). Fakat, seramik restorasyonların üç boyutlu yazıcılarla imalatı henüz standart bir uygulama değildir (53).

2.1.4.1. Seramikler: Hidroksiapatit, biyoseramiklerin başlıca misallerinden olmakla beraber, insan kemik yapısının temel unsurudur. Biyouyumluluk ve kemiğe entegre olması özellikleri sebebiyle hidroksiapatit, dental implantlar ve kemik doku mühendisliği işlemlerinde tercih edilmektedir (54).

Zirkonya, estetik ve direnci yüksek seramik restorasyonlarda aranan bir materyaldir. Üç boyutlu yazıcılarla imalat edilen zirkonya, kuronlar, köprüler ve implant destekli restorasyonlar gibi farklı işlemlerde tercih edilebilir (53,55). En yaygın uygulanan dental seramiklerden biri olan Yttria ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristal (Y-TZP), halihazırda seramik stereolitografi piyasada kombinasyonlar halinde bulunmaktadır. Seramik stereolitografinin bulunması, seramik öğelerin üç boyutlu yazıcılar ile imalatına ve başta tam seramik protezlerin elde edilmesinde çok yardımı olmuştur. Buna ilaveten üç boyutlu yazıcılarla tam seramik protezlerin klinikte kullanılabilmesi için, yazılı ve sonuç sinterlenmiş öğelerinin mikro yapısının, standart olarak tercih edilen malzemelerin estetik ve mekanik verimlilik düzeyine getirilmesi gerekmektedir. Bu, türlü teknik sorunların giderilmesi gerektirmektedir (53).

2.1.4.2. Polimerler: Termoplastik Polimerler; üç boyutlu yazıcılarla üretimde uygulanan termoplastik polimerlerden (PMMA), diş protezleri ve geçici restorasyonlar için tercih edilirken, polietereterketon (PEEK) biyouyumluluk ve direnç gibi nitelikleri sebebiyle dental implantlar ve kalıcı restorasyonlar için seçilirler (54,55). PEEK yüksek verimli bir termoplastik polimerdir ve ortopedi ve travmatoloji dalllarında metalik implant komponentlerinin alternatifi olabilmektedir (58,59). Ayrıca, PEEK implantları ile kafatası rekonstrüksiyonları da yapılmıştır, bu veriler doğrultusunda PEEK'in dental endosseöz implantlar için titanyumun alternatifi bir materyal olduğu görülmektedir (57).

2.1.4.3. Rezinler: Rezinler, üç boyutlu yazıcılarla üretimde sık kullanılan bir üründür ve SLA ve DLP gibi ışığa duyarlı üç boyutlu üretim yöntemlerinde uygulanırlar.

Rezinler, protetik tedavi, ortodontik araçlar ve cerrahi rehberlerin üretiminde elverişlidirler (60). Dental uygulamaya spesifik olarak, daimi kuronlar, inleyler, onleyler ve takma dişler üretilebilir. Bunun için biyoloji olarak uyumlu daimi restorasyonların üç boyutlu yazıcılarıyla üretilmesinde uygulanabilen kompozit rezinler ileri mekanik niteliklere sahiptir. İnorganik dolgu materyalleri ile rezin arasındaki uyum, materyalin dayanıklılığını yükseltir. Buna ek olarak rezinlerin bitirilmesi ve parlatılması oldukça basittir. Ayrıca farklı kompozit renklendirme setleriyle renklendirilebilirler. Opaklık ve translusensi arasındaki mükemmel uyum yardımıyla yazdırılan restorasyon ağızdaki diğer dişlerle üstün bir estetik uyum gösterir ve farklı renk alternatiflerine sahiptir (60–62).

Üç boyutlu yazıcılarda üretilen BEGO VarseoSmile Crownplus, Permanent Resin Crown (Formlabs, Somerville, MA, USA), Permanent Bridge Saremco, Nexdent C&B MFH ve Şenertek P-Crown dental tedavilerde daimi olarak uygulanabileceği ifade edilen reçineler bulunmaktadır. Bu reçinelerle ilgili yapılan araştırmalar sınırlıdır. BEGO firması, VarseoSmile Crownplus'ın, daimi tek kuronlar, inleyler ve onleylerin üç boyutlu yazdırılması için dünyanın ilk hibrit materyali olduğunu iddia etmiştir. Grzebieluch ve ark. (60) VarseoSmile Crownplus'ın bükülme direncinin, tek üye kalıcı restorative tedavi için tatmin edici olduğunu bildiren bir araştırma gerçekleştirmişlerdir.

Atria ve ark. (62) tarafından yürütülen bir araştırmada, sürümde satılmakta olan reçinelerden Crowntec (CT, Saremco), Temporary C&B (FL, Formlabs), C&B MFH (ND, Nextdent) ve daimi olduğu ileri sürülen Permanent Bridge (PB, Saremco) reçinelerin mekanik nitelikleri kıyaslanmıştır. Araştırmada, kullanılan bütün materyaller arasında PB'nin daha fazla mekanik verimlilik gösterdiği sonucuna ulaşılmıştır. Rosentritt ve ark. (61), geçici veya daimi kullanıma yönelik materyallerin in-vitro verimini incelemişlerdir. Hem geçici hem de daimi molar kuronların, orta ila uzun vadeli klinik tedavi için yeterli olan iyi in-vitro verimi ve onaylanabilir kırılma kuvvetlerini neticesine ulaşmışlardır. Rezin içerikli materyallerin aşınma stabilitesinin Kabul edilebilir olduğunu ancak klinik şartlarda tekrardan incelenmesi gerektiğini dile getirmişlerdir.

2.1.5. Üç Boyutlu Yazıcıların Doğruluğunu Etkileyen Faktörler

Üç boyutlu yazıcılarla objeler üretilirken boyutsal doğruluk, mekanik ve fiziksel özellikler, zaman ve maliyet gibi etmenler göz önünde bulundurulmalıdır (32). Lazer ışınının hızı, yoğunluğu ve açısı; objenin yapı oryantasyonu, katman kalınlığı ve sayısı; polimerizasyon derinliği ve derecesi; katmanlar arası büzülme genleşmesi; destekleyici materyal miktarı ve işlem sonrası prosedürler, basılı materyalin doğruluğunu, mekanik ve fiziksel niteliklerini etkileyen kritik etmenlerdir (63).

2.1.5.1. Yapı Oryantasyonu: Üç boyutlu yazıcılarla üretilen objeler çeşitli yönlerde ve açılarda imal edilebilir. Yapı oryantasyonu belirlenirken doğruluk, baskı süresi ve kullanılacak destek unsurların sayısı gibi parametreler göz önünde bulundurulmalıdır (32). Belirlenen yapım yönü, daha iyi yüzey kalitesi için en az miktarda destek alanına müsaade etmelidir. Böylece, bitirme ve cilalama uygulamaları için ihtiyaç duyulan zaman azaltılır. Yapı oryantasyonu, katman sayısını ve anizotropik objenin mekanik niteliklerini etkiler. Birbiri ardına gelen katmanlar arasındaki birleşme, aynı katmandaki birleşmeden daha güçsüzdür. Bu yüzden, yük yönüne vertikal olarak yönlendirilmiş ve vertikal olarak yazdırılmış örnekler daha iyi mekanik özellikler gösterirken horizontal olarak yazdırılmış örnekler ise katmanlar arasında ayrılmalar ve kaymalar görülebilmektedir (64).

Üç boyutlu yazıcıyla üretimin tabakalı doğasından ötürü merdiven çıkma etkisi, tabaka miktarı ve yapı yönü değiştirilerek düşürülebilir ancak, yapım süresi ve maliyeti böylece artırabilir (32). Doğru yapı oryantasyonunu kullanmak, hacimsel doğruluğu arttmasına sebep olurken objenin orataya çıkarılması için gereken süreyi ve maliyeti düşürür. Ayrıca üretilen obje için gereken destek yapılarını miktarı azaltılır (65).

2.1.5.2. Katman Kalınlığı: Katman kalınlığı, katman kürlendikten sonra Üç boyutlu yazıcının yapı platformunun ne kadar yükseldiğini tespit eder ve objeler imal edilirken göz önünde bulundurulması gereken en önemli noktalardan biridir. Bu kalınlık, imal edilecek objenin morfolojik özelliklerineve kullanım hedefi doğrultusunda belirlenmelidir. Katman kalınlığı azaldıkça çözünürlük iyileşir fakat daha ince katmanlar daha fazla yinelemeye sebep olduğu için artefakt ve üretim hatası şansı çoğalır (66).

2.1.5.3. Üç Boyutlu Yazıcı Çözünürlüğü: Çözünürlük, üç boyutlu yazıcının üretebileceği en ufak ayrıntıyı gösterir ve x, y ve z eksenlerinde mikrometre veya nokta/inç (dpi) olarak ifade edilir tanımlanır (63). Z eksenindeki çözünürlük çoğunlukla yazıcının genel çözünürlüğü olarak görülür ve katman kalınlığı miktarı düştükçe, yazıcının çözünürlüğü artar, böylece detaylı ve pürüzsüz bir obje elde edilir (67).

Genelde daha yüksek çözünürlüğün daha doğru objeler ürettiği kabul edilir fakat katman kalınlığının azalması, daha fazla ayrıntı ve yüzey kalitesiyle sonuçlansa da ince katmanlar daha fazla tekrarlandığı artefakt ve hata olasılığını artırır. Bu nedenle düşük çözünürlüğe karşın katman kalınlığının daha fazla olması üretilen objelerin daha doğru

üretilmesiyle sonuçlanabilir. Katman kalınlığı kararlaştırılırken maliyet, verimlilik, yüzey kalitesi ve doğruluk göz önüne alınarak doğru karar verilmelidir (66).

2.1.5.4. Üç Boyutlu Yazıcıda Kullanılan Materyaller: Üç boyutlu yazıcılarda üretilen objelerin doğruluğunda kullanılan materyaller çok önemlidir. Yazıcının üretim prensibine göre çeşitli materyaller kullanılabilir. Materyal seçerken seçimi yazıcının çalışma sistemi ve ışık kaynağının dalga boyu önem arz etmektedir (34).

Diş hekimliğinde SLA yazıcılarda, katyonik ve hibrit fotopolimerizasyon prensiplerine uyan reçine materyallerle üretim yapılır. Katyonik fotopolimerizasyon, SLA yazıcılardaki lazerin dalga boyuyla uyumlu olarak çalışır. Ancak, ışıkla polimerize olan reçinelerde, polimerizasyon büzülmesi görülebilir, bu da iç streslere neden olarak malzemede gerilmelere ve kırılmalara yol açabilir. Katyonik fotopolimerizasyonda polimerizasyon büzülmesi daha düşük olduğunundan, bu nedenle bu yöntem daha çok tercih edilir. Bununla birlikte, katyonik polimerize olan reçineler daha yüksek maliyetlidir ve indüksiyon süreleri daha uzundur. Bu nedenlerden dolayı, radikal ve katyonik polimerizasyonun avantajlarını birleştiren hibrit polimerizasyon reçineleri üretilmiştir (68).

Diş hekimliğinde DLP yazıcılarda ise serbest radikal fotopolimerizasyon prensibiyle çalışan reçineler kullanılır çünkü kullanılan ışık projeksiyonu, katyonik fotopolimerizasyonu indükleyecek dalga boyuna uyumlu çalışmaz. Bazı DLP yazıcılarda katyonik fotopolimerize olan reçineler tercih edilebilir ancak bu materyaller oldukça pahalıdır. Esnek reçinelerin boyutsal stabilitesi standart sert reçineleden daha azdır. Kullanılan reçinenin akışkanlığı düzgün kıvamda değilse, obje pürüzlü ve düzensiz olacaktır. Reçine ne kadar translüsens olursa, lazer ışını reçineyi o kadar kolay ve başarılı polimerize eder (69).

2.1.5.5. Baskı Sonrası İşlemler: Üç boyutlu yazıcılarda üretilen objelere, bir çok baskı sonrası işlem uygulanır ve bunlar yazıcının çalışma prensibine kullanılan materyalin özelliklerine göre değişir. Bu süreçlerden bazıları, destek yapıların modelden ayrılması, modelin alkol banyosuna sokulması ve modelin polimerizasyonunun bitirilmesi için ek olarak ışınlanmasıdır.

Üreticilerin büyük kısmı, obje üzerindeki kalan monomeri ortadan kaldırmak için ultrasonik olarak aktive edilen etanol banyolarında objeyi yıkamayı tavsiye etmektedir ve

buna ek olarak, santrifüj kuvvetiyle bu işlemi gerçekleştiren sistemler de bulunmaktadır (70).

2.1.6. Eklemeli İmalat Yöntemlerinin Diş Hekimliğinde Kullanım Alanları

Fiziksel tanı modelleri, cerrahi kılavuzlar, ekstraoral maksillofasiyal protezler, diş implantolojisi, ortodonti, okluzal splintler, uzun süreli geçici protezler ve sabit ile hareketli protezlerin yapımı gibi birçok alanda eklemeli imalat tercih edilmektedir (8) ve anatomik tanı modeli, bu yöntemin eski işlemlerindendir. CT ve CBCT'nin diş hekimliğinde uygulamalarının çoğalmasıyla implantoloji ve endodonti dallarında teşhis ve tedavi süreçlerini kolaylaştırmıştır (71).

Diş hekimliğinde CBCT görüntüleri ile desteklenen cerrahi rehberlerle implant pozisyonlandırılmasıyla en doğru açılanma, lokalizasyonu ve derinlik elde edilir. Böylece daha az hata payıyla daha kolay ve kısa sürede cerrahi operesyonlar yapılabilmektedir (72). SLA ve DLP yazıcılar, tanı modellerini ve cerrahi rehberlerin imalatında yüksek hassasiyet ve verimlilik sebebiyle uzun zamandır tercih edilmektedir (73).

Ortodontide, dijital bir iş akışına dayalı olarak tedavi planı oluşturulabilir ve apareyler yapılabilir. Bu süreç, hasta verilerini oluşturmak için ağız içi veya laboratuvar optik tarama ile hatta CBCT kullanılarak gerçekleştirilebilir. Ayrıca, teller robotik olarak bükülebilir (66).

Sabit ve hareketli protezlerde CAD yazılımı kullanılarak CAD tasarımı, kron veya köprü kopingleri, implant abutmentleri ve köprü yapıları üretilebilir, tedaviler planlanlanabilir. Uygulamada, kron ve köprü kopingleri ile hareketli protez metal altyapılarının üretilmesi için en çok SLS teknolojisi tercih edilmektedir. Geçici kronlar, daimi tek kronlar, inleyler, onleyler ve kısa köprüler de eklemeli imalat yöntemiyle imal edilebilir (73).

Eklemeli üretim hareketli protezler ve maksillofasiyal protezlerde de tercih edilmeye başlanmıştır (18). Maksillofasiyal çene yüz protezlerinde, hastalardan ölçü alınırken, ölçü maddesi hastalara rahatsızlık verebilir. Dijital tekniklerle bu yöntemden vazgeçilerek, elde edilen üç boyutlu model sayesinde hem cerrahi hem de protez planlaması yapılabilir ve böylece sonuç protez imal edilebilir (74).

2.2. YÜZEY BİTİRME İŞLEMLERİ VE POLİSAJ

Yüzey bitirme, marjinal düzensizliklerin elimine edilmesi, anatomik diş konturlarının elde edilmesi ve restorasyonun yüzey pürüzlülüğünü hafifletilmesi prosedürlerini kapsar (75). Polisaj ise, küçük partikül büyüklüğüne sahip aşındırıcılarla yüzeydeki mikro çizikleri hafifleterek parlak, kaygan ve pürüzsüz alan elde etme prosedürüdür (76).

Yüzey bitirme işlemleri, elde edilen restorasyonun renk stabilitesi ve estetiğinde oldukça önemlidir. CAD/CAM sistemiyle imal edilen restorasyonlardaki bloklar, frezleme prosedüründen ötürü pürüzlüdür ve hastaya uygulanmadan önce mekanik parlatma ve glaze işlemlerine tutulmalıdır. Böylece, parlak ve pürüzsüz bir yüzey elde edilerek plak oluşumu, karşıt dişte aşınma düşürülür ve renklenmeye karşı bir direnç oluşturulur (77–79).

Dental materyallerin polisaj aşamaları, kaba düzeltme ve konturlama, ara bitirme ve final parlatma olmak üzere üç ana aşamadan oluşur: Kaba düzeltme ve konturlama, yüzeyi bitirme uygulmasına hazırlamak için 100 μm ve üzeri büyüklükte partikülleri içeren elmas frez, yivli bitim frezi ve aşındırıcı bitim diskleriyle yapılır. Ara bitirmede, kaba düzeltme ve konturlamadan sonra meydana gelen çizik ve yüzey kusurları düzeltilir. Pürüzsüz yüzeye geçiş sağlanarak 100 μm'den küçük, 15-20 μm'den daha büyük partikül içeren diskler, bağlı aşındırıcı unsurlar, ince elmas frezler veya çok yivli bitim frezleri uygulanır. Final parlatma aşamasında ise mineye benzer parlak yüzeyler oluşturularak çizikler görülemez duruma getirilir. Kullanılan aşındırıcılar 0,3-20 μm boyutlarındadır (77–79).

2.2.1. Bitirme ve Polisaj İşleminde Kullanılan Materyaller

2.2.1.1. Dental Frezler: Elmas ve tungsten karbit frezler, dental materyallerin yüzey bitirme işlemlerinde yaygın olarak kullanılır. Elmas bitirme frezleri, farklı şekil ve boyutlarda imal edilir ve 7 ile 50 μm arasında çeşitli partikül boyutlarına sahiptir. Bu frezler, yüksek ısı oluşumununun önüne geçmek için su ile birlikte uygulanmalıdır. Ayrıca yüksek aşındırma gücüne sahip olan elmas frezler, uygulama sonrasında pürüzlü bir yüzey bırakır ve polisaj gerektirirler (80).

Karbit frezler şekillendirme ve bitirme işleminde yaygın kullanılırlar ve düz, burgu şekillerinde olabilirler. Bu frezler ve 8 ila 40 μm arasında olan çeşitli bıçak

sayılarına sahiptirler. Elmas ve diğer aşındırıcı frezlere nazaran aşındırıcıları daha az olduğundan yumuşak dokulara daha az zarar verirler (75).

2.2.1.2. Dental Taşlar: Dental taşlar, çeşitli boyutlardaki aşındırıcı partiküllerin sinterlenmesi veya organik reçine ile birleştirilmesiyle farklı renklerde üretilen taşlardır. Yeşil taşlar silikon karbit içerip metal veya porselen tesviyesinde kullanılırken beyaz taşlar, mine porselen ile kompozit bitim ve polisajında kullanılır (75).

2.2.1.3. Dental Disk ve Şeritler: Aşındırıcı partiküllerin birleştirilmesi ile disk ve şeritler üretilir. Esnek yapıya sahip bu diskler, düz veya konveks yüzeylerde çok elverişlidirler. Anterior restorasyonlarda ve interproksimal bölgelerde başarılıdırlar. Fakat posterior alanda kullanımı limitlidir (75).

2.2.1.4. Dental Lastikler: Yumuşak ve elastik bir yapı üzerine ince ya da çok ince grenli aşındırıcıların eklenmesiyle farklı türlerde (tekerlek, bardak ve sivri uçlu) polisaj lastikleri üretilir. Disklerin erişemediği anterior dişlerin lingual ve posterior dişlerin oklüzal yüzeylerinde de uygulanabilirler. Çoğunlukla düşük devirli cihazlarla Alüminyum Oksitli (Al_2O_3) patlarla kullanılırlar ancak yumuşak olduklarından hızlı aşınırlar. Elmas bitirme frezleri uygulandıktan sonra uygulanması önerilir (75).

2.2.1.5. Polisaj Patları: Polisaj patları çoğunlukla ultra ince Al_2O_3 veya elmas partiküllerinden oluşur. Al_2O_3 pastaları genelde 1 μm veya daha küçük ebatlarda olup gliserin esaslı olmakla beraber elmas partikül içerikli pastalar da gliserin esaslıdır fakat 1-10 μm arasında farklılık gösterir. Su spreyi altında bu patların kullanımı, düşük aşındırıcı tesiriyle ve yüksek parlaklık sağlaması nedeniyle tercih edilir (75).

2.2.2. Glaze Uygulaması

Glaze işlemi, cilalı bir yüzey elde etmek amacıyla iki ana yöntemle uygulanır. İlk yöntem, glaze tozu ve likitinin karıştırılarak porselen yüzeyine sürülmesi ve fırınlanması şeklinde yapılmaktadır (over glaze). İkinci yöntem ise porselenin ısıtılarak yüzeyinde doğal bir glaze tabakası oluşturulmasıyla uygulanan bir işlemdir (natural glaze veya otoglaze) (81).

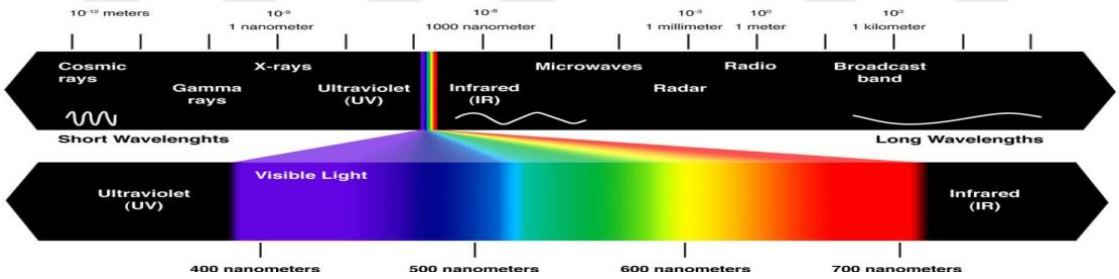
Hibrit ve kompozit malzemelerde ışıkla sertleşen glaze ürünleri kullanılmaktadır. Böylece homejen bir yüzey edilde edilir. Fırınlama gerektirmeden hem intraoral hem de

ekstraoral olarak uygulanabilen ve ışıkla polimerize edilen bu ajanlar, mikro çatlaklara ve pörözitelere sızarak bu hataların giderilmesini sağlar (82).

2.3. IŞIK VE RENK

Işık, nanometre (nm) cinsinden tanımlanan dalga boylarının oluşturduğu görülebilir elektromanyetik radyasyondur ve kırıldığında bir spektrum oluşturur. Bu spektrumun bir tarafında gama ışınları, diğer tarafında ise radyo dalgaları yer alır. İnsan gözü, mor ötesi ve kızıl ötesi arasındaki 360-780 nm dalga boyundaki görünür ışığı (Şekil 2.1) algılayabilir (83).

Görünür spektrum, kırmızı, yeşil ve mavi olarak üzere üç temel banda ayrılmaktadır ve bir ışık kaynağının renk kalitesi, ışığın içerdiği kırmızı, yeşil ve mavi ışınların yüzdesiyle açıklanır (81).



Şekil 2.1: Görünür ışık spektrumu (83)

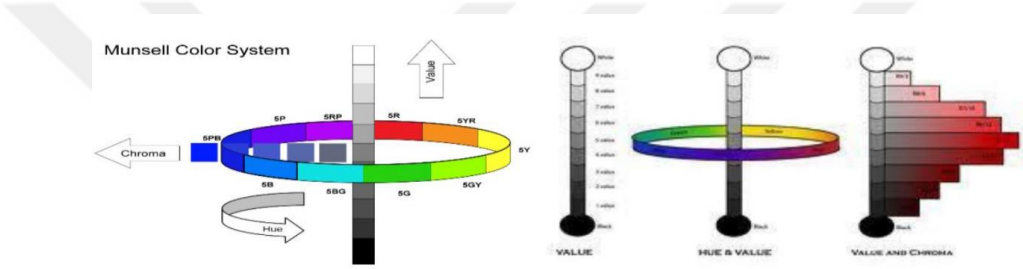
Işık, materyale çarptığında yansıyabilir, emilebilir, kırılabilir ve dağılabilir (84). Renk, görme mekanizmasında materyalden yansıyan ışınlara karşılık şeklinde meydana gelir ve rengin görülebilmesi materyalden yansıyan ışığın nöral sensörleri uyarması ve kortekste yorumlanmasıyla gerçekleşir (85). Gözlemci rengin algılanmasını etkiler çünkü renk algısı ışık kaynağı, nesne ve gözlemci olmak üzere üç ana etkenden etkilenir (84).

2.3.1. Renk Sistemleri

Rengin sayısal olarak tanımlanabilmesi ve iletişimde yaşanabilecek sorunların çözülmesi için çeşitli renk belirleme yöntemleri geliştirilmiştir. Güvenilirlik, uygulama kolaylığı ve uluslararası kabul edilebilirlik bakımından en yaygın kullanılan sistemler Munsell renk sistemi ve Commission Internationale De l'Eclairage (CIE L*a*b) renk

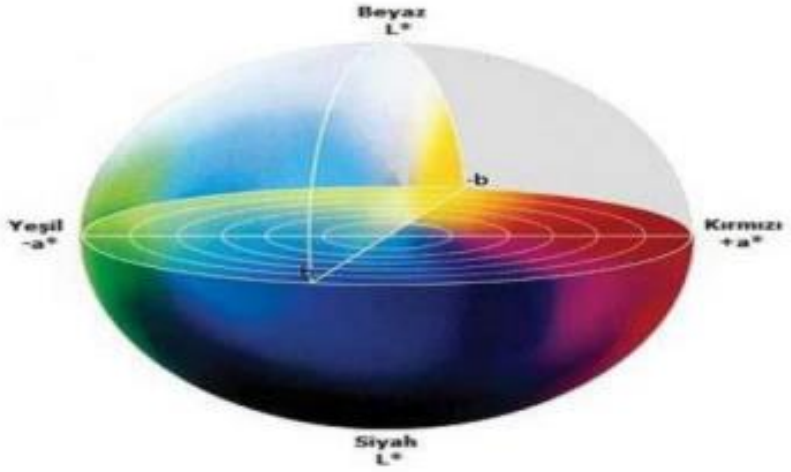
sistemidir (86). Ayrıca, CIE, 2001 yılında bir güncelleme yaparak CIEDE2000 (ΔE00) formülasyonunu geliştirmiştir (87).

2.3.1.1. Munsell Renk Sistemi: Albert H. Munsell, 1905 yılında Munsell renk sistemini (Şekil 2.2) ortaya çıkarmıştır ve bilinen en eski renk sistemi olan bu sitemde 3 parametre mevcuttur. Bunlar value, hue ve chromadır. Value, silindirin dikey ekseninde bulunur ve beyazdan siyaha kadar olan gri tonlarını tanımlar. Hue, silindirin etrafında bulunan halka üzerindedir ve bir rengi diğerinden ayırır. Chroma, küresel koordinat sisteminde horizontal olarak dururarak merkezden dışa doğru artar ve rengin doygunluğunu gösterir (88). Renkleri sayısal olarak tanımlayan bu sisteme "Munsell Notasyonu" denir (89).



Şekil 2.2: Munsell renk sistemi (89)

2.3.1.2. Commission Internationale De l'Eclairage L*a*b* Renk Sistemi: Rengi ifade etmek için L*, a* ve b* koordinatlarına dayanan (CIE) L*a*b* renk sistemi, renk değişikliklerini ölçmek ve renk kararlılığını değerlendirmek için diş hekimliği, ortodonti, malzeme bilimi ve gıda bilimi gibi çeşitli alanlarda yaygın olarak kullanılmaktadır (90). Uluslararası Aydınlatma Komisyonu (CIE) tarafından 1976 yılında önerilen bu sistem, üç bileşenden oluşur: açıklığı temsil eden L*, kırmızı-yeşili temsil eden a* ve sarı-maviyi temsil eden b*. CIE L*a*b* sistemi, kromatik farklılıkları matematiksel verilere dönüştürerek hassas renk ölçümü ve analizine olanak sağladığı için tercih edilmektedir (91). CIE L*a*b* sistemindeki (Şekil 2.3) üç boyutlu renk uzayındaki eksenler; L*, a* ve b* eksenleridir (92).



Şekil 2.3: Commission Internationale De l'Eclairage renk sistemi (92)

Çalışmada CIE L*ab** sistemindeki L*, Munsell'deki value anlamına karşılık gelir açıklık, koyuluk ya da siyah-beyazı tanımlar. L* değeri vertikal eksendedir ve saf siyahın L* değeri 0, saf beyazın L* değeri 100 olarak tanımlanır. Açık renkler daha yüksek L* değerine gösterirken koyu renkler bunun tersine daha düşük L* değeri gösterir.

a* ve b* değerleri, Munsell sistemindeki hue ve chroma değerlerini temsil eder. a* yatay ekseni kırmızı (+) ile yeşil (-) arasındaki chroma değerlerini gösterirken değer arttıkça renk kırmızıya, azaldıkça yeşil renge doğru gider. b* yatay ekseni sarı (+) ile mavi (-) arasındaki chroma değerlerini gösterir ve değeri arttıkça renk sarıya doğru giderken azaldıkça mavi renge doğru gider (85,93,94).

Renk değişiklikleri **(**Şekil 2.4), örneğin çeşitli bölgelerinin L*, a*, b* değerleri arasındaki farkıyla (ΔE) tanımlanır. Renk değişim değeri ΔE ile gösterilir (95).

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

Şekil 2.4: Renk Değişim Formülü (95)

Formüldeki L1*, a1* ve b1* değerleri, örneklerin ilk ölçümlerini tanımlar. L2*, a2* ve b2* değerleri ise ölçümlerini tanımlar. ΔE* değeri, L*, a*, b* koordinatlarındaki

değişimi gösterir. Literatürde birçok çalışmada ΔE aralıkları sınıflandırılmıştır. ΔE renk değişimlerinin yorumlanması Tablo 2.1'de gösterilmiştir (96).

Tablo 2.1: Klinik renk eşleşmesi tolerans değerleri (96)

Renk Değişimi (ΔE)	**Klinik Renk Eşleşmesi**
= 0-0,5	Kusursuz
= 0,5-1	Mükemmel
= 1-2	İyi
= 2-3,5	Klinik olarak kabul edilebilir
> 3,5	Uyumsuz eşleşme

Translusensi, bir malzemenin ışığı geçirebilme özelliğini olarak adlandırılır (97). Translusensi Parametresi (TP) siyah ve beyaz arka fonlarla temas halindeyken materyalin CIELAB renk farkı (ΔEab) olarak gösterilir (102,103). TP, siyah ve beyaz zeminlerdeki L, a*, b* değerleri kullanılarak CIELab TP (Şekil 2.5) formülü ile belirlenir (99).

$$TP= [(L^*_B - L^*_S)^2 + (a^*_B - a^*_S)^2 + (b^*_B - b^*_S)^2]^{½}.$$

Şekil 2.5: Commission Internationale De l'Eclairage Translusensi Parametresi formülü (99)

2.3.1.2. CIEDE2000 Renk Sistemi: CIELab renk sisteminin sınırlarını ele alarak algılanma derecesini ve kabul edilebilirliği daha sağlam göstermeyi amaçlayan CIEDE2000 renk sistemi geliştirilmiştir. Bu sistem insan gözünün algısını daha iyi yansıtmak için üretilmiştir (100).

Renk farklarının daha detaylı değerlendirilmesine olanak tanıyan bu sistem, renklerin açıklık-koyuluğu (lightness), tonu (hue) ve doygunluğu (chroma) için özel fonksiyonlar tanımlar. Ayrıca, doygunluk ve ton farkları arasındaki etkileşimi dikkate

alan ΔR'yi ve gri tonların analizinde doğruluğu artırmak üzere CIELab'ın a* koordinatındaki değişiklikleri içerir.

Bu geliştirmeler sayesinde, CIEDE2000 renk sistemi, renk farklarını daha hassas ve insan algısına daha yakın bir şekilde değerlendirme imkanı sunar (95,100).

CIEDE2000'de (Şekil 2.6) ΔE00 için algılanabilirlik sınırı 0,8 ve kabul edilebilirlik sınırı ise 1,8 olarak belirtilmiştir. Bu sınırlar renk farklarının konusunda rehber olarak görev alırlar (95).

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

Şekil 2.6: CIEDE2000 renk formülü (95)

2.3.2. Renk Ölçüm Yöntemleri

Görsel renk seçimi ve dijital sistemler olmak üzere iki ayrı senk seçim sistemi vardır (101).

2.3.2.1. Görsel Renk Seçimi: Diş renginin görsel olarak seçilmesi, hastanın diş rengi ile skala üzerindeki renklerin karşılaştırılmasıyla yapılır. Gözlemci yorumu ve çevresel faktörlerden etkilendiğinden dolayı, tutarlılık açısından sorun olabilir. Ayrıca, renk skalaları tüm doğal diş renklerini tam şekilde gösteremez. Görsel renk seçimi ışığın yoğunluğu, yaş, tecrübe, psikolojik durum, mevcut renk skalası ve hekimin pozisyondan etkilenir (102).

2.3.2.2. Dijital Renk Ölçümü: Dijital renk ölçümü kolorimetre, spektroradyometre, spektrofotometre ve dijital fotoğraf makinesi gibi cihazlar kullanılmaktadır (103).

2.3.2.2.1. Kolorimetreler: Kolorimetreler, insan gözünü taklit eden filtreler bulundurur ve cisimden yansıyan ışınları filtrelerden geçirerek rengi ölçer Yalnızca rengin üç boyutlu sistemlerinde X, Y ve Z ya da L, a, b koordinatlarındaki rengi algılayabildiklerinden, hassasiyetleri diğer cihazlara göre düşük kalır. Spektroradyometre ve spektrofotometrelere göre daha küçük boyutlarda olup, kullanımı kolay ve maliyeti

düşüktür. Ancak, diş yüzeyi ölçümlerinde sorunlar ortaya çıkması, metamerism amaçlı uygulanmamaları ve filtrelerin eskimesi gibi dezavantajları vardır (94,103).

2.3.2.2.2. Spektroradyometreler: Spektroradyometreler radyometrik ölçüm yaparlar ve ölçüm sonuçları parlaklık ve aydınlatma şeklinde tanımlanır (104). Ölçüm yapan uçlar ile örnekler arasında açıklık olmadığından, renk ölçümünü etkileyen bir faktör olan kenar kaybı görülmez (105).

2.3.2.2.3. Spektrofotometreler: Spektrofotometreler, bir cisimden yansıtılan veya iletilen görünür radyan enerji miktarını ölçer. Spektrofotometreler insan gözüyle tespit edilemeyen renkleri tespit edebilir. Oluşturulan veriler, dental renk skalalarındaki eşdeğer tonlarına çevrilir. Ayrıca, metamerizmi belirlemek için uygulanabilir (106).

Spektrofotometreler, özellikle diş hekimliğindeki renk değerlerinin ölçümünde en iyi sonuçları veren sistemlerdir. İnsan gözü ve geleneksel tekniklerle kıyaslandığında, spektrofotometrelerin %33 oranında daha doğru sonuçları bulduğu gösterilmiştir (107).

VITA Easyshade spektrofotometre, bir fiber optik kabloyla ana üniteye bağlanan el cihazıdır. Cihazın ölçüm yapılacak yüzeyle temas eden probu 5 mm çapına yakındır. Probun etrafında bulunan halojen lamba sayesinde ölçüm gerçekleştirilirken, materyal dairesel 0º'lik açıyla aydınlatılır. Aparat, renk ölçüm değerlerini Toothguide 3DMaster ve Vitapan Classical skalalarına göre gösterir (108).

2.3.2.2.4. Dijital kameralar: Dijital kameraların kullanımı son yıllarda git gide artmıştır ve bu sistem cismin tek bir noktasından olmamak üzere, tüm renk görünümünü imaj olarak halinde elde eder. Dişlerin görüntüleri dijital kameralar sayesinde elde edildikten sonra bilgisayara gönderilerel CIE L*a*b* cinsindenbir değerlendirmeye tabi tutulur (109).

2.4. TERMAL YAŞLANDIRMA

Ağızda bulunan restorasyonlar, yemek yemek, içmek ve nefes almak gibi fizyolojik gereklilikler dahilinde ortaya çıkan ısı ve pH farklılılarıyla karşı karşıya kalır (110) Termal yaşlandırma, bu farklılıkları in vitro olarak simüle eder ve restorasyomnların in vivo kullanıma uygunluğunu gösterir (111).

Termal yaşlandırmada örneklerin bir kez soğuk ve bir kez sıcak suya sokulması işlemine "devir", ve bu işlem aralarında geçen toplam zamana da devir süresi" denir.

Devir miktarı 500 ile 50.000 arasında değişir (112). Materyallerin banyo tanklarında tutulma süresi 15–60 saniye, bir banyodan diğerine geçiş süresieyse 5–10 saniye şeklinde ayarlanmıştır(113). 10.000 termal döngünün hemen hemen bir yıllık ağız içi kullanıma karşılık geldiği gösterilmiştir ve araştırmaların genelinde, ISO standartlarına göre termal yaşlandırma sıvılarının sıcaklık değerleri 5°-55°C olarak belirlenlenmiştir (114).

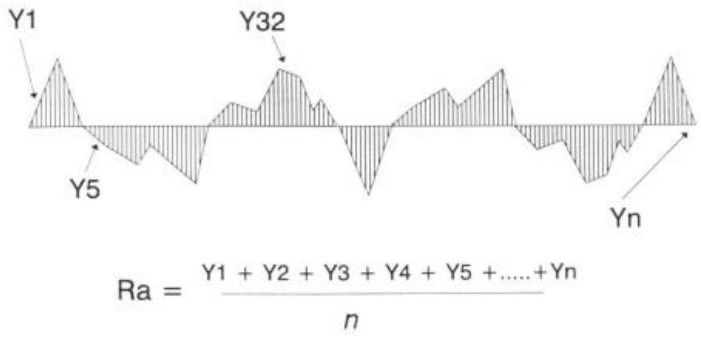
2.5. YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ

Yüzey pürüzlülüğü, objenin yüzeyindeki çok ince düzensizlikler şeklinde ifade edilir (81). Yüzeydeki düzensizlikler, yüzeyin taranmasıyla çeşitli parametrelerle gösterilir (115).

2.5.1. Yüzey Pürüzlülüğü Parametreleri

Yüzey pürüzlülüğünün ölçülürken Ra, Rz, Rt, Rq ve Rmax gibi değerler bulunur. Bu değerler, mikroskopik düzeydeki düzensizliklerini belirleyip yüzeyin çeşitli özelliklerini ve pürüzlülük düzeyini ölçer (116).

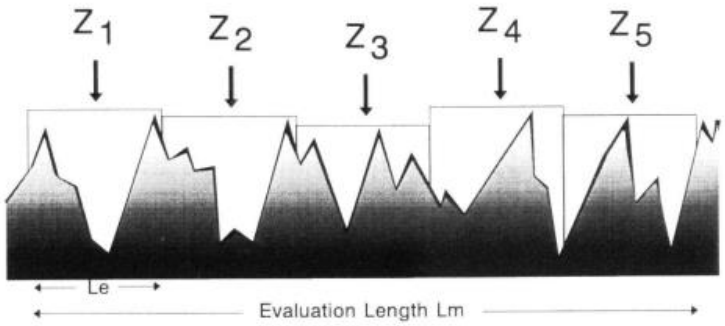
Ra (Aritmetik Ortalama Yükseklik, Roughness Average), en yaygın kullanılan pürüzlülük parametresidir ve bir örneklem uzunluğu boyunca obje yüzeyindeki düzensiz alanların yükseklik ve derinliklerinin mutlak aritmetik ortalamasını (Şekil 2.7) ifade eder. Ra, obje yüzeyinin genel pürüzlülüğünü ifade eder (116).



Şekil 2.7: Aritmetik Ortalama Yükseklik parametresi diagramı ve Aritmetik Ortalama Yükseklik değerinin hesaplanması (117)

Roughness Depth (RZ), Ra'ya ile karşılaştırıldığında obje yüzeyiniin en yüksek ve en derin noktalarına daha fazla duyarlıdır (Şekil 2.8) ve Uluslararası ISO sistemi Rz'yi,

profilin değerlendirme uzunluğu boyunca en yüksek beş nokta ile en düşük beş noktanın ortalaması şeklinde açıklar (116).



$$Rz = \frac{Z_1 + Z_2 + Z_3 + Z_4 + Z_5}{5}$$

Şekil 2.8: Roughness Depth parametresi diagramı ve Roughness Depth değerinin hesaplanması (117)

Rmax (Profilin Maksimum Yüksekliği), obje yüzeyinin en yüksek veya en derin noktalarına çok hassas bir parametredir ve profilin değerlendirme uzunluğu boyunca en yüksek tepe ile en düşük yer arasındaki dikey mesafedir. Obje yüzeyindeki en uç düzensizliklerini ölçmede kritik bir görev üstlenir ve yüzey pürüzlülüğünün en yüksek düzeylerini gösterir (116).

2.5.2. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Yöntemleri

Yüzey pürüzlülüğünün ölçümü Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) gibi kalitatif teknikler ve yüzey profil analizi yapan profilometre gibi kantitatif tekniklerle yapılır. Son dönemde atomik kuvvet mikroskobu (AFM) denilen yöntem yüzeyin mikroskopik detaylarını yüksek hassasiyetle belirlememize yarar (118).

2.5.2.1. Taramalı Elektron Mikroskobu: Bir görüntülüme yöntemi olan SEM nanometre düzeyinden mikrometre düzeyine (μm) kadar hem organik hem de inorganik mateyallerin incelenmesinde kullanılır. SEM, yüzeydeki çizikler ve bozulmalar incelenmesinde detaylı bir sonuç veren analiz yöntemidir fakat yüzey yapısını üç boyutlu görselleştiremez vakum ortamı gerektirir ayrıca örneklere özel işlemler uygulanması gerekmektedir (119,120).

2.5.2.2. Profilometreler: Profilometre cihazları, mekanik, optik ve lazer teknolojileri kullanılarak üretilmiştir ve yüzey pürüzlülüğü ölçümlerinde bu üç farklı profilometre türü kantitatif analizler yapar (120).

Optik profilometreler, yüzey topografyasını üç boyutlu ve ayrıntılı gösterir. Bu cihazlar, yüzey ile mekanik bir temas olmadan optik ışınlar kullanılarak uygulanır ve yüzeyde belirlenen referans noktaları arasındaki uzaklığı tespit eder. Optik profilometreler, birkaç nanometre çözünürlük sağlayabilen optik işaretlerle yüksek hassasiyet sunarlar (118).

Mekanik (kontak uçlu) profilometreler, elmas bir ucun yüzeye temas etmesiyle iki boyutlu ölçümler yaparlar ve bu aracılığıyla yüzeyin inişli çıkışlı bölümlerini ölçerek yüzey profilini gösterirler. Bu cihazlarla ile Ra, Rz, Rmax gibi pürüzlülük değerleri elde edilebilmektedir (118,121).

Lazer profilometreler, taranan objenin yüzeyini temassız olarak optik profilometrik ölçümle ölçerek üç boyutlu bir model oluşturur. Bu sistem, elektromanyetik radyasyonun optik kaynağı tarafından gönderilen bir lazer ışını ve bir görüntü okuyucudan oluşur. Lazer profilometresi, Ra ve Rz Rp, Rq ve Rv gibi parametreleri ölçer ve bu parametreler, yüzeyin doğası üzerine detaylı bilgiler sağlar (122).

Yeni nesil üç boyutlu yazıcılarla üretilen seramik doldurucu rezin materyallerin (Permanent Crown Resin, Formlabs ve VarseoSmile Crown Plus, Bego), CAD/CAM rezin infiltre seramik materyallerden (Vita Enamic, Vita ve Lava Ultimate, 3M) kahve yaşlandırma sonrası yüzey pürüzlülüğü, ışık geçirgenliği ve renk değişiminin in vitro değerlendirildiği tez çalışmasında, elde edilen bulgular doğrultusunda boş hipotezlerimiz; üç boyutlu yazıcılarla üretilen seramik doldurucu rezin materyallerin (Üç boyutlu yazıcı grubu) mekanik polisaj ve yaşlandırma sonrası renk değişiminin CAD/CAM rezin infiltre seramik materyallerinden (CAD/CAM grubu) farklı olmayacağı (h0), yaşlandırma sonrası üç boyutlu yazıcı grubunun yüzey pürüzlülüğünün CAD/CAM grubundan anlamlı olarak farklı olmayacağı (h1) ve yaşlandırma sonrasında tüm grupların ışık geçirgenliğinde azalma olacağı (h2) şeklindedir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada amaç üç boyutlu yazıcılar ve CAD/CAM ile üretilen daimi restorasyon materyali olan yeni nesil rezin dolduruculu seramiklerin termal yaşlandırma sonrası yüzey pürüzlülüğünü, renk değişimini ve tranlusensisini değerlendirmektir. 24/35 kayıt numaralı "3 Boyutlu Yazıcılarla Üretilen Rezin Materyallerin Fiziksel ve Optik Özelliklerinin Monolitik CAD/CAM Bloklarla Karşılaştırılması" başlıklı proje önerisi Sağlik Bilimleri Üniversitesi Hamidiye Bilimsel Araştirmalar Etik Kurulu tarafından 14.03.2024 tarihli toplantısında değerlendirilmiş ve etik açıdan uygun bulunmuştur.

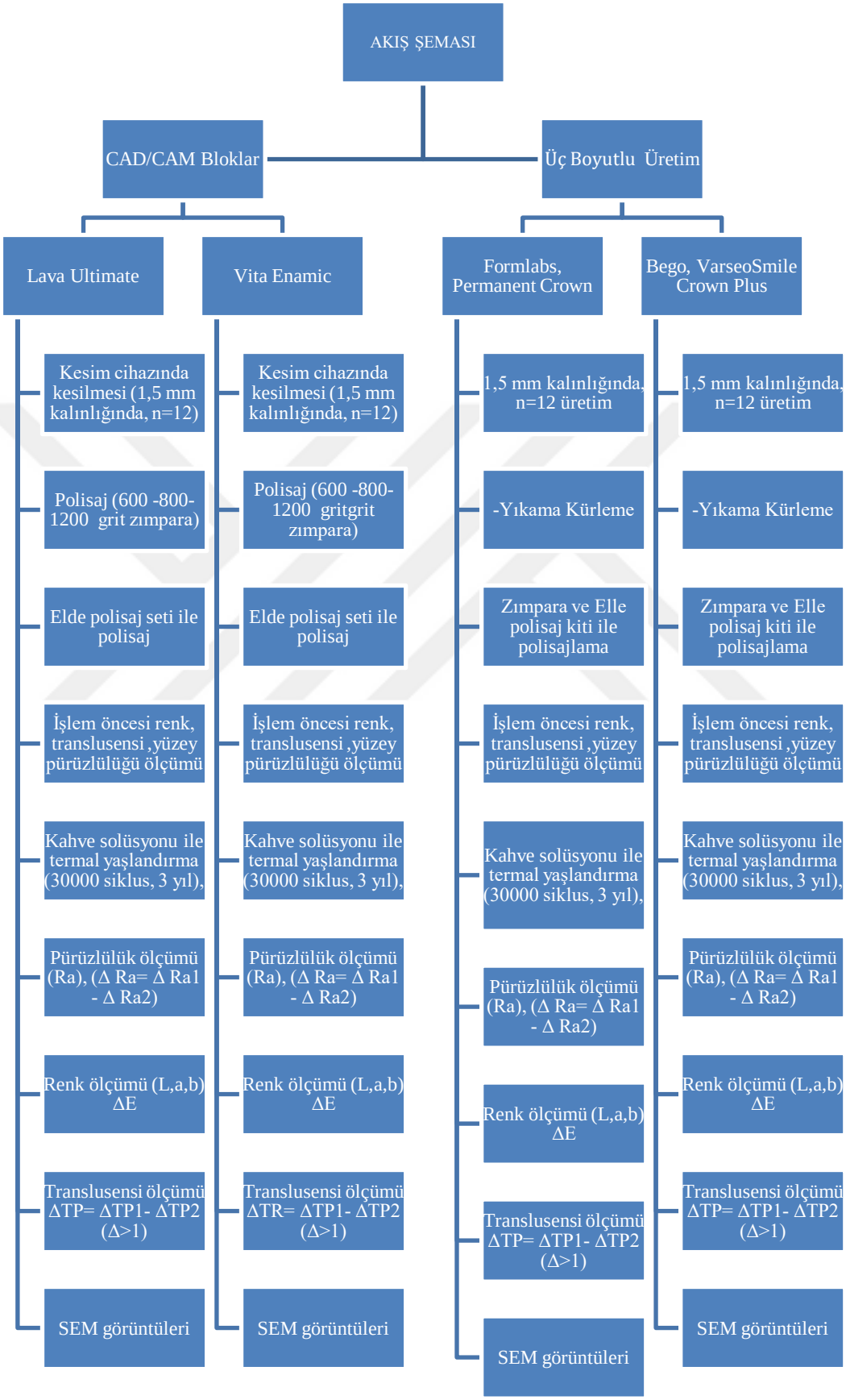
Çalışmada üç boyutlu yazıcılardan üretilen materyaller aşağıdaki şekildedir:

- Seramik Dolduruculu Rezin (Permanent Crown Resin, Formlabs, Somerville, USA) n=12
- Seramik Dolduruculu Rezin (VarseoSmile Crown Plus, Bego, Bremen, Germany) n=12

Çalışmada CAD/CAM kullanılarak üretilen materyaller aşağıdaki şekildedir:

- Rezin İnfiltre Seramik (Vita Enamic, Vita Zahnfabrik, Bad Säkingen, Germany) n=12
- Rezin Nano Seramik (3M Lava Ultimate, 3M Deutschland GMBh, Neuss,Germany) n=12 şeklindedir.

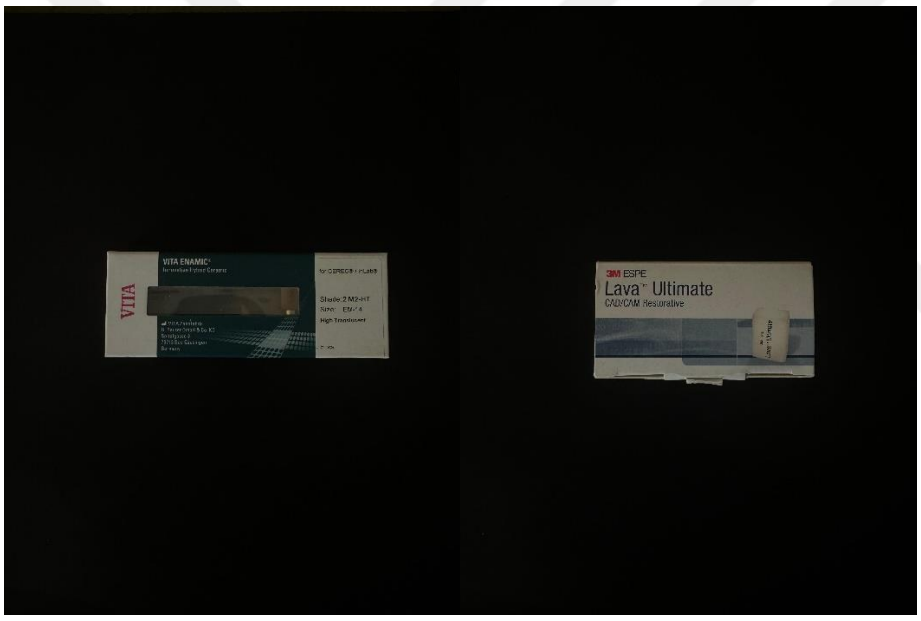
Tablo 3.1: Çalışmanın iş akış şeması



3.1. ÖRNEKLERİN HAZIRLANMASI

Çalışma, Formlabs, Bego, Vita Enamic Vita Zahnfabrik, Lava Ultimate 3M örnekleriyle ile laboratuvar ortamında yürütülmüştür.

Çalışmada üç boyutlu yazıcılardan üretilmiş, seramik dolduruculu rezin Permanent Crown Resin (Formlabs, Somerville, USA), seramik dolduruculu rezin VarseoSmile Crown Plus (Bego, Bremen, Germany) ve CAD/CAM için üretilmiş rezin infiltre seramik Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Bad Säkingen, Germany) (Şekil 3.1), rezin nano seramik Lava Ultimate (3M Deutschland GMBh, Neuss, Germany) (Şekil 3.2) bloklar kullanılmıştır.



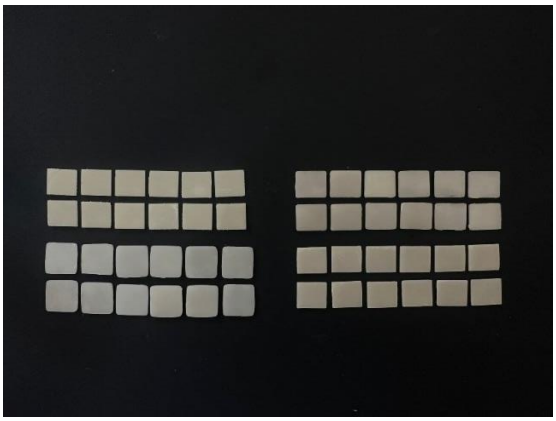
Şekil 3.1: Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Bad Säkingen, Germany)(Solda), Lava Ultimate (3M Deutschland GMBh, Neuss,Germany) (Sağda)



Şekil 3.2: Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Bad Säkingen, Germany)(Solda), Lava Ultimate (3M Deutschland GMBh, Neuss,Germany) (Sağda)

3 boyutlu yazıcıda üretilen 1,5 mm kalınlığındaki (n=12) 12x14x1,5 mm kesitler, CAD/CAM kazıyıcı sistemlerde kullanılan CAD/CAM bloklarla karşılaştırılmıştır. Bunun için CAD/CAM bloklar, düşük hızlı hassas kesme cihazında Isomet 1000 (Buehler Almanya) 1,5 mm kalınlığında kare kesitler halinde kesilmiştir.

Her bir örnek 12x14x1,5 mm kalınlığında olarak 4 grup (her grup n=12 olmak üzere) kare kesitler halinde hazırlanmıştır (Şekil 3.3).



Şekil 3.3: Sol üst Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Bad Säkingen, Germany), Sol alt Lava Ultimate (3M Deutschland GMBh, Neuss,Germany), Sağ üst VarseoSmile Crown Plus (Bego, Bremen, Germany) , Sağ alt Permanent Crown Resin (Formlabs, Somerville, USA)

Çalışmada kullanılan materyaller, kimyasal içerikleri, bitirme teknikleri ve üretici firmaları Tablo 3.2'de gösterilmiştir.

Tablo 3.2: Çalışmada kullanılan materyaller, kimyasal içerikleri, bitirme teknikleri ve üretici firmaları

Materyal	Alt Grup	Materyal tipi	Kimyasal içerik	Uygulanan Bitirme Tekniği	Bitirme Tekniğinde Kullanılan Materyaller	Üretici Firma
Permanent Crown Resin	A2	Ekleme yöntemiyle üretilen Seramik Dolduruculu Rezin	4,4'-isopropylidiphenol, ethoxylated and 2-methylprop-2enoic acid, silanized dental glass, methyl benzoylformate, Diphenyl (2,4,6-trimethyl benzoyl) phosphine oxide	Polisaj	EVE Diapol Twist Polisaj Lastik Seti	Permanent Crown Resin, Formlabs, Somerville, USA
VarseoSmile Crown Plus	A2	Ekleme yöntemiyle üretilen Seramik Dolduruculu Rezin	Esterification products of 4,4′-isopropylidiphenol, ethoxylated and 2-methylprop-2enoic acid, silanized dental glass, methyl benzoylformate, diphenyl (2,4,6-trimethylbenzoyl) phosphine oxide, 30–50 wt%—inorganic fillers (particle size 0.7 μm)	Polisaj	EVE Diapol Twist Polisaj Lastik Seti	VarseoSmile Crown Plus, Bego, Bremen, Germany
Vita Enamic	HT/2M1	Rezin İnfiltre Seramik CAD/CAM Blok	Polymer-infiltrated feldspathic ceramic (86% ceramic network and 14% acrylate polymer)	Polisaj	EVE Diapol Twist Polisaj Lastik Seti	Vita Enamic, Vita Zahnfabrik, Bad Säkingen, Germany
Lava Ultimate	HT/2M1	Rezin Nano Seramik CAD/CAM Blok	20% of polymer matrix (Bis-GMA,UDMA(Üretan Dimetakrilat), Bis-EMA, and TEGDMA) - 80% of nanoceramic fillers (silica 20 nm, zirconia 4- 11 nm, and nanoclusters of both infiltrated).	Polisaj	EVE Diapol Twist Polisaj Lastik Seti	3M Lava Ultimate ,3M Deutschland GMBh, Neuss, Germany

Üç boyutlu yazıcıda üretilen 1,5 mm kalınlığındaki (n=12) 12x14x1,5 mm kesitler, CAD/CAM kazıyıcı sistemlerde kullanılan CAD/CAM bloklarla karşılaştırıldı. Bunun için CAD/CAM bloklar, düşük hızlı hassas kesme cihazında Isomet 1000 (Buehler Almanya) (Şekil 3.4) 1,5 mm kalınlığında kare kesitler halinde kesildi. Her bir örnek 12x14x1,5 mm kalınlığında olarak 4 grup (her grup n=12 olmak üzere) kare kesitler halinde hazırlandı. Örneklerin tümü yüzey standardizasyonu için 600 - 800 - 1200 grit silicon carbit paper zımpara (Su Zımparası) (Englısh Abrasıves England) kullanılarak 90 derecelik açılarla döndürülerek her yüzeyi eşit şekilde (Buhehler Phoenıx Beta Grinder/Polisher Almanya) (Şekil 3.5) zımpara cihazında 600 Revolutions Per Minute (Rpm) hızında zımparalandı. Örnekler 24 saat distile suda etüvde (MEMMERT Germany) (Şekil 3.6) bekletildi.





Şekil 3.4: Düşük hızlı hassas kesme cihazında Isomet 1000 (Buehler Almanya)



Şekil 3.5: Zımpara cihazı (Buhehler Phoenıx Beta Grinder/Polisher Almanya)



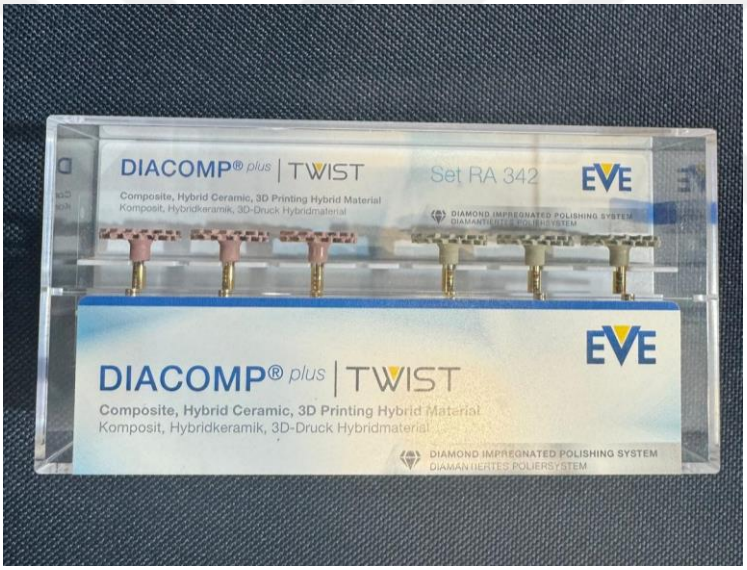
Şekil 3.6: Etüv (MEMMERT Germany)

3.2. ÖRNEKLERE YÜZEY BİTİRME İŞLEMLERİNİN UYGULANMASI

Çalışmada kullanılan dört rezin içerikli gruba mekanik polisaj işlemi uygulanmıştır.

3.2.1. Mekanik Polisaj İşleminin Uygulanması

Bu işlem için, üretici firma önerisi doğrultusunda Diacomp Plus Twist (EVE Ernst Vetter GmbH; Pforzheim, Germany) polisaj lastik seti tercih edilip polisaj işlemi, laboratuvarda, klinik piyasemen ve mikromotor kullanılarak 8000 rpm sabit hızda uygulanmıştır (Şekil 3.7). Mekanik polisaj işlemi, örneklerin aşındırma yapılmış tek yüzeyine tabi tutulmuştur.



Şekil 3.7: Mekanik polisaj seti Diacomp Plus Twist (EVE Ernst Vetter GmbH; Pforzheim, Germany)

Set içinde yer alan mavi ve gri lastik sırasıyla, her bir lastik 60 saniye uygulanmıştır. Uygulamadan sonra dijital kumpas ile kalınlıklar kontrol edilmiştir.

3.3. TERMAL SİKLUS UYGULAMASI

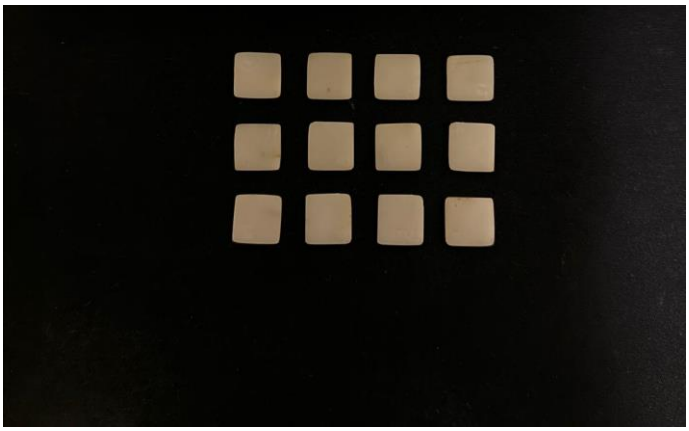
Termal yaşlandırma uygulaması, Termal Yaşlandırma Cihazı (Salubrus Tecnica Türkiye) (Şekil 3.8) aracılığıyla uygulanmıştır. Çalışmada renklendirme ajanı olarak Nestlé tarafından üretilen Kahve Dünyası (Kahve Dünyası Gıda ve Ticaret A.Ş., İstanbul,

Türkiye) kahve kullanılmıştır. Kahve solüsyonu, üreticinin önerdiği şekilde 1 gr/100 ml oranında hazırlanmış ve termal yaşlandırma cihazının soğuk ve sıcak su tanklarına ayrı ayrı eklenmiştir. Termal yaşlandırma cihazına koyulan numuneler, 5-55 ºC arasındaki sıvı banyolarda, her bir örnek banyoda 10 saniye kalacak ve banyolar arası 5 saniyelik bir süre olması kaydıyla, toplamda 30.000 döngüye tabi tutulmuştur (Şekil 3.8).

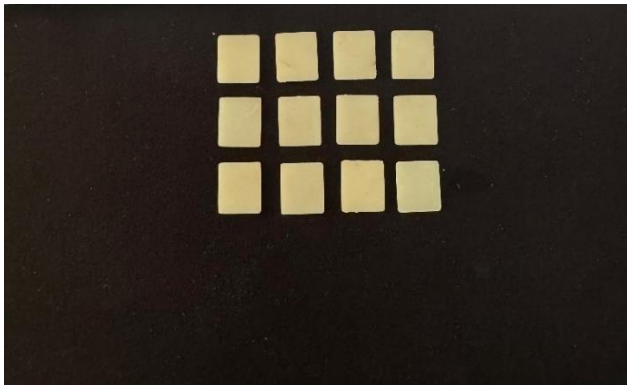
Termal yaşlandırma sonrası çıkan örneklerin renk ve translusensi ve yüzey pürüzlülüğü tekrar ölçüldü (Şekil 3.9, Şekil 3.10, Şekil 3.11, Şekil 3.12).



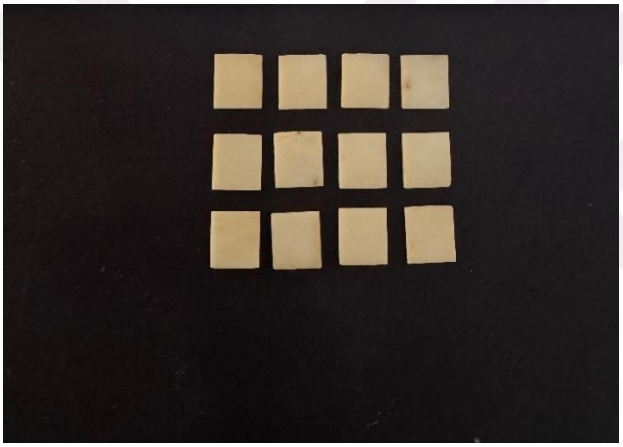
Şekil 3.8: Termal yaşlandırma cihazı (Salubrus Tecnica Türkiye)



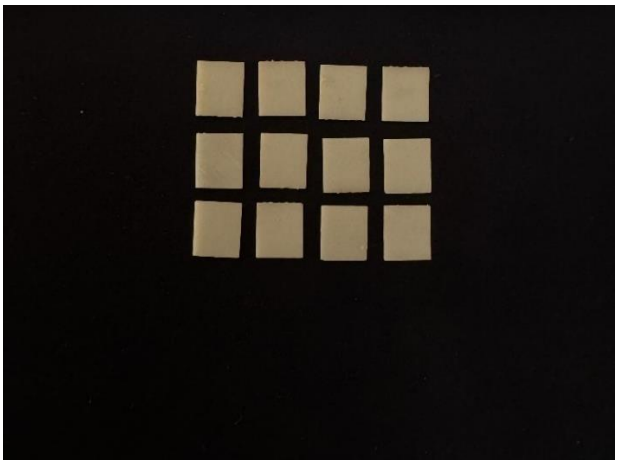
Şekil 3.9: Lava Ultimate kahve termal yaşlandırması sonrası (3M Deutschland GMBh, Neuss, Germany)



Şekil 3.10: Vita Enamic kahve termal yaşlandırması sonrası (Vita Zahnfabrik, Bad Säkingen, Germany)



Şekil 3.11: VarseoSmile Crown Plus kahve termal yaşlandırma sonrası (BEGO, Bremen, Germany)



Şekil 3.12: Permanent Resin Crown kahve termal yaşlandırma sonrası (Formlabs, Somerville, MA, USA)

3.4. ÖRNEKLERİN RENK ve YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ DEĞERLERİNİN ÖLÇÜMÜ

Örneklere mekanik cila, polisaj sonrası 24 saat sonunda (t0) ve termal yaşlandırma ile yaşlandırma sonrasında (t1) bütün numunelerin tüm örneklerin renk değerleri (L*, a*, b*), renk değişimi (ΔE), ışık geçirgenliği (TP) ve yüzey pürüzlülüğü değerleri (Ra, Rz) kaydedilmiştir.

3.4.1. Renk Ölçümünün Yapılması

Çalışmada renk tespit yöntemi için VITA Easyshade V (VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Säckingen, Germany) spektrofotometre cihazı (Şekil 3.19) kullanılmıştır. Cihaz kullanılarak 'tek diş ölçüm' (single tooth) modunda ölçümler gerçekleştirilmiştir. Her bir ölçüm öncesinde hata olmaması için cihazın kalibrasyonu yapılmıştır.



Şekil 3.13: Renk sprektrofotometresi VITA Easyshade V (VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Säckingen, Germany)

Hazırlananan numuneleri başlangıç yüzey işleminden sonra beyaz ve siyah zeminde ayrı ayrı renk ölçümleri yapılıp L*, a*, b* verileri kayda alınmıştır. Translusensi ölçütü siyah ve beyaz zemindeki L*, a*, b* verileri ve aşağıdaki formül aracılığıyla hesaplanmıştır.

$$TP= [(L^*_B - L^*_S)^2 + (a^*_B - a^*_S)^2 + (b^*_B - b^*_S)^2]^{½}$$

Şekil 3.14: Translusensi formülü

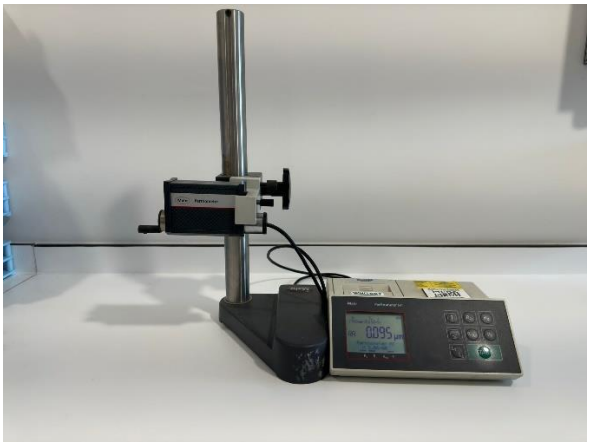
Numunelerin t_0-t_1 arası renk değişimleri CIEDE2000 formülü (Şekil 3.20) kullanılarak hesaplanmıştır.

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

Şekil 3.15: CIEDE2000 renk değişim formülü

3.4.2. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümünün Yapılması

Numunelerin başlangıç yüzey işleminden sonra ve yaşlandırma sonrası yüzey pürüzlülükleri profilometre cihazıyla yapılmıştır. Ölçümler için yüzey pürüzlülük cihazı Pertometer MI (MAHR ALMANYA) (Şekil 3.21) kullanılmıştır. Numunelerin her birinin 3 ayrı noktasından Ra ve Rz değerleri ölçülmüş ve oratlama değerleri kaydedilmiştir. Hata olmaması adına her bir numenenin ölçümü öncesinde cihazın kalibrasyonu (kalibrasyon plağında) yapılmıştır. Profilometre cihazının çözünürlüğü 0,01 mm şeklinde tanımlanmıştır. Cihazın yüzey tarama uzunluğu 5 mm, okuyucu uç hızı 1 mm/sn ve n:5 cut off değeri ise 0,25 olarak alınmıştır.



Şekil 3.16: Yüzey pürüzlülük cihazı Pertometer MI (MAHR ALMANYA)

3.5. TARAMALI ELEKTRON MIKROSKOBU ANALİZİ

Termal yaşlandırma sonrası örneklerin yüzeyleri SEM analizi içinQuorum SC7620 (Quorum Technologies Ltd., UK) kaplama cihazıyla altın-palladyum ile kaplandı. İşlem ardından alan emisyonlu Taramalı Elektron Mikroskobu FESEM GEMINI 500 (Gaithersburg, United States.) (Şekil 3.22) kullanılarak x100 ve x1000 büyütme altında örneklerin görüntüleri alınıp incelenmiştir.



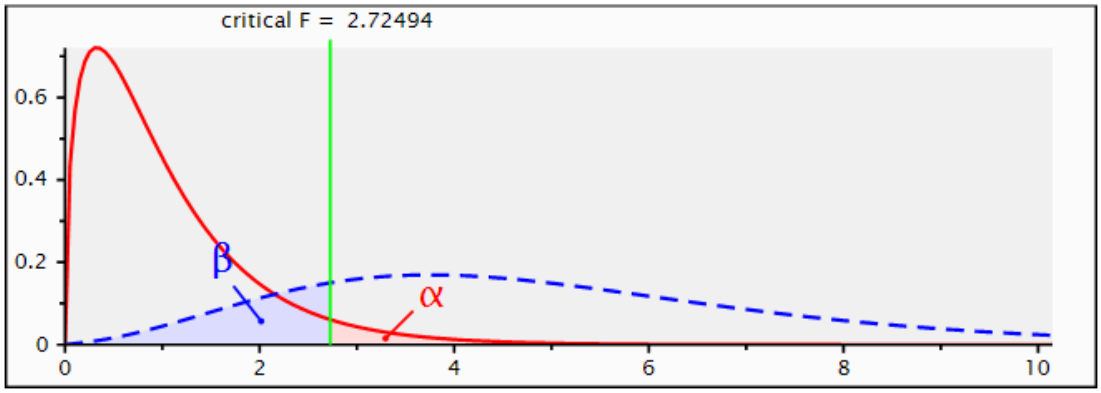
Şekil 3.17: Fesem Gemini 500 (Gaithersburg, United States)

3.6. İSTATİSTİKSEL ANALİZ

Çalışma için yapılan sonucu gerekli örnek genişliği en az 80 birim olarak belirlenmiştir. Her bir gruptaki ölçüm zamanlarına göre n=10 olarak belirlenmiştir. Güç analizine ilişkin simülasyon sonuçları aşağıda yer almaktadır. İlgili satır renklendirilerek vurgulanmıştır. Çalışmadan elde edilen veri seti İki Yönlü Varyans Analizi (Two Way ANOVA) ile değerlendirildi.

F tests – ANOVA: Repeated measures, between factors

Analysis:	A priori: Compute required sample size	
Input:	Effect size f	= 0.33
	α err prob	= 0.05
	Power (1−β err prob)	= 0.80
	Number of groups	= 4
	Number of measurements	= 2
	Corr among rep measures	= 0.5
Output:	Noncentrality parameter λ	= 11.6160000
	Critical F	= 2.7249439
	Numerator df	= 3.0000000
	Denominator df	= 76.0000000
	Total sample size	= 80
	Actual power	= 0.8051



Şekil 3.18: İki yönlü varyans analizi (Two Way Anova)

Veriler IBM SPSS Statistics Standard Concurrent User V 26 (IBM Corp., Armonk, New York, ABD) istatistik paket programında uygulanmıştır. Tanıtıcı istatistik olarak ortalama ve standart sapma ($\bar{x}$ ve ss) verildi. Çalışmada veriler tekrarlı ölçümlere sahip ve bu ölçümler birbirleri ile bağımlı idi. Bu nedenle faktöriyel düzende faktörlerden biri için "Tekrarlanan Varyans Analizi" uygulandı. Fakat çoklu karşılaştırmaları

yapılırken birinci tip hatanın 0,05 olasılığında sabit tutulması için programın menüleri yeterli olmadığı için “Syntax” fonksiyonu kullanıldı. Çoklu karşılaştırmaları tespit etmek amacıyla “Bonferroni Testi” kullanıldı. Üç ve daha fazla grup arasındaki farklılıklar değerlendirilmek istendiğinde “İki Yönlü Varyans Analizi” kullanıldı. Üç grup ve daha fazla grup arasında anlamlı çıkan sonuçları değerlendirmek amacıyla çoklu karşılaştırma testlerinden “Bonferroni testi” kullanıldı. Tip 1 hata 0,05’de sabit tutuldu.

4. BULGULAR

4.1. YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ VERİLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Yüzey pürüzlülüğü ölçüm değeri olarak Ra ve Rz parametreleri kullanılmış olup, örneklere mekanik cila, polisaj sonrası 24 saat sonunda termal kahve yaşlandırma öncesi ve kahve termal yaşlandırması sonrası ölçümleri yapılmıştır.

4.1.1. Aritmetik Ortalama Yükseklik Ölçümleri İçin Yapılan Hesaplamalar

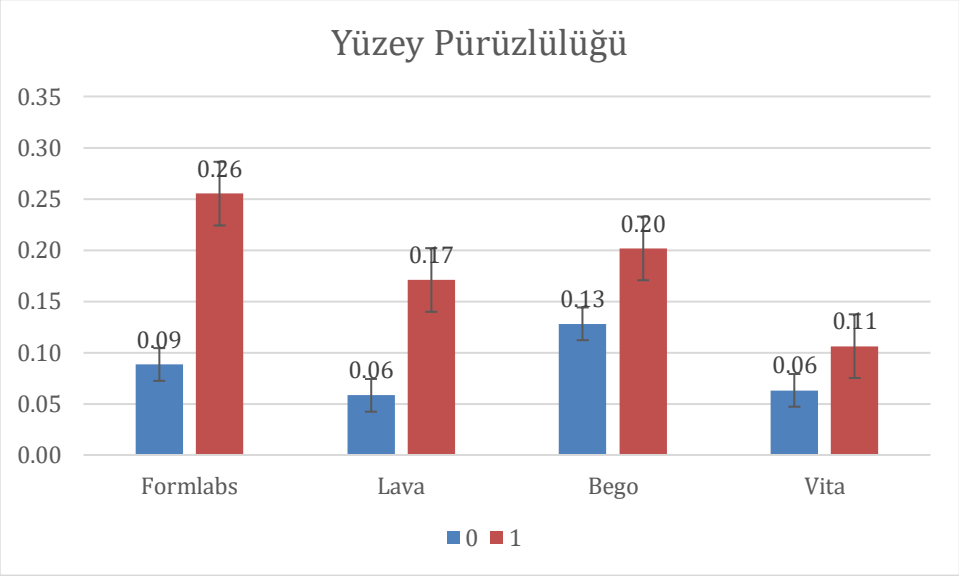
Tablo 4.1'de gruplar arası karşılaştırmalara göre 0. ve 1. ölçümlerde grupların değerleri istatistiksel olarak anlamlıdır (p<0,001). 0.ölçümde 3M Lava Ultimate ve Vita Enamic arasında fark yoktur ancak diğer tüm gruplar arasında farklılık vardır. En yüksek ortalamaya Bego parametresi sahiptir. 1.ölçümde tüm gruplar arasında farklılık vardır. En yüksek ortalamaya Form Labs sahipken en düşük ortalamaya Vita Enamic sahiptir. Tüm gruplarda 0. ve 1. Ölçümler sonuçları arasında fark vardır ve bu istatistiksel olarak anlamlıdır (p<0,001). Tüm gruplarda 1. Ölçüm sonuçlarının ortalamaları daha yüksektir. Değerlerinin ölçümlere ve gruplara göre değişimine grafiklerde yer verilmiştir.

Tablo 4.1: Ölçüm zamanlarına göre Bego, Form Labs, 3M Lava Ultimate ve Vita Enamic parametrelerinin karşılaştırılması (Yüzey pürüzlülüğü- Aritmetik Ortalama Yükseklik)

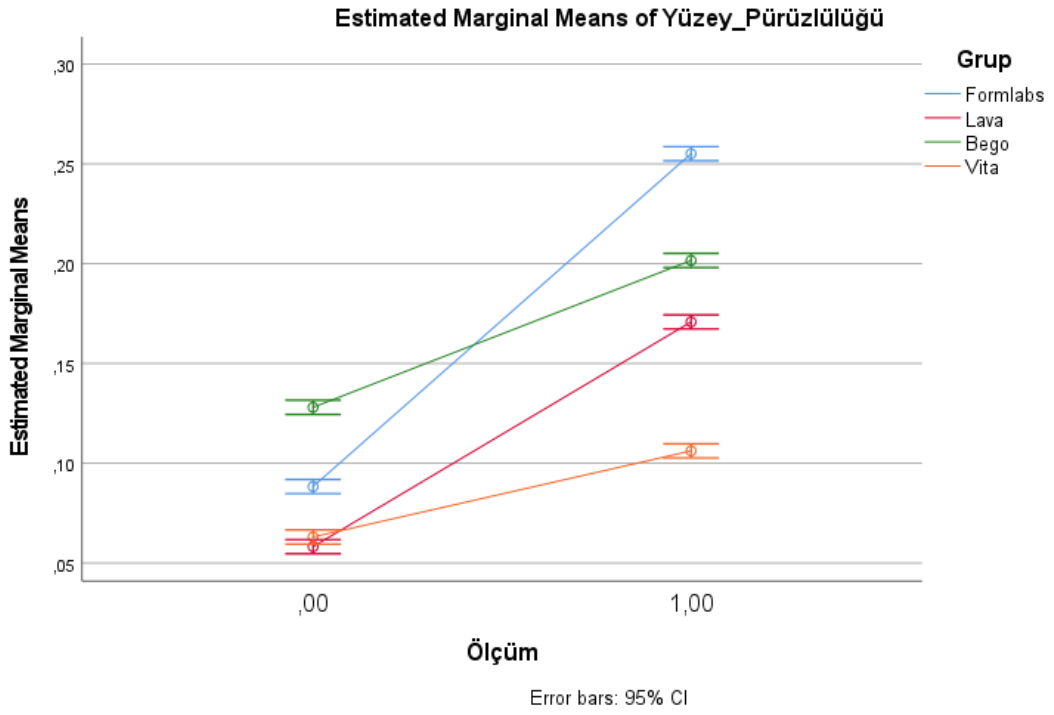
	GRUPLAR								**Test İstatistikleri**‡	
	Form Labs		**3M Lava Ultimate**		**Bego**		**Vita Enamic**		*F*	*p*
	$\bar{x}$	*ss*	$\bar{x}$	*ss*	$\bar{x}$	*ss*	$\bar{x}$	*ss*		
0	0,09[a]	0,01	0,06[b]	0,00	0,13[c]	0,01	0,06[b]	0,00	320,082	**0,001**
1	0,26[a]	0,01	0,17[b]	0,01	0,20[c]	0,00	0,11[d]	0,00	1212,352	**0,001**
Test İstatistikleri‡	4363,251		1990,263		849,49		291,925			
p	**0,001**		**0,001**		**0,001**		**0,001**			

$\bar{x}$: ortalama, *ss*: Standart sapma. *Tekrarlı ölçümlerde iki yönlü varyans analizi, †: Her bir ölçüm zamanında gruplar arası karşılaştırmalar, ‡: Her bir grupta grup içi ölçümler arası karşılaştırmalar. a ve b üst simgeleri her bir ölçümde istatistiksel olarak önemli fark çıkan grupları göstermektedir. Aynı üst simgelerin yer aldığı gruplar istatistiksel olarak benzerdir.

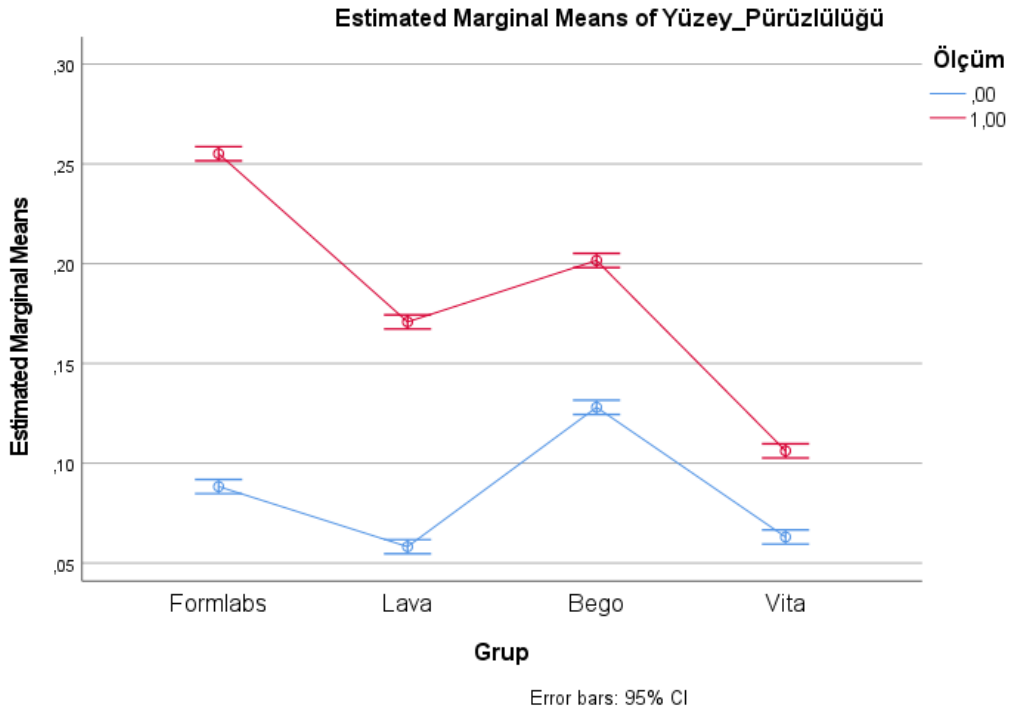
Tablo 4.2: Ölçüm zamanlarına göre Bego, Form Labs, 3M Lava Ultimate ve Vita Enamic parametrelerinin karşılaştırılması (Yüzey pürüzlülüğü- Aritmetik Ortalama Yükseklik)



Tablo 4.3: Ölçüm zamanlarına göre Bego, Form Labs, 3M Lava Ultimate ve Vita Enamic parametrelerinin karşılaştırılması (Yüzey pürüzlülüğü- Aritmetik Ortalama Yükseklik)



Tablo 4.4: Ölçüm zamanlarına göre Bego, Form Labs, 3M Lava Ultimate ve Vita Enamic parametrelerinin karşılaştırılması (Yüzey pürüzlülüğü-Aritmetik Ortalama Yükseklik)



4.1.2. Roughness Depth Ölçümleri İçin Yapılan Hesaplamalar

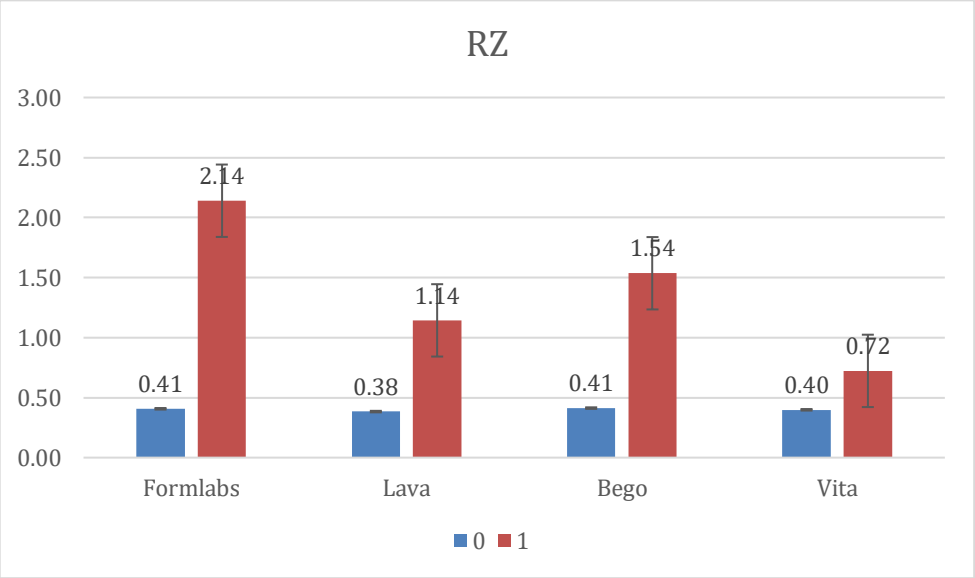
Tablo 4.5'te gruplar arası karşılaştırmalara göre 1. ölçümlerde grupların değerleri istatistiksel olarak anlamlıdır (p<0,001). 1.ölçümde tüm gruplar arasında farklılık vardır. En yüksek ortalamaya Form Labs sahipken en düşük ortalamaya Vita Enamic sahiptir. Tüm gruplarda 0. ve 1. Ölçümler sonuçları arasında fark vardır ve bu istatistiksel olarak anlamlıdır (p<0,001). Tüm gruplarda 1. Ölçüm sonuçlarının ortalamaları daha yüksektir. Değerlerinin ölçümlere ve gruplara göre değişimine grafiklerde yer verilmiştir.

Tablo 4.5: Ölçüm zamanlarına göre Bego, Form Labs, 3M Lava Ultimate ve Vita Enamic parametrelerinin karşılaştırılması (Yüzey pürüzlülüğü-Roughness Depth)

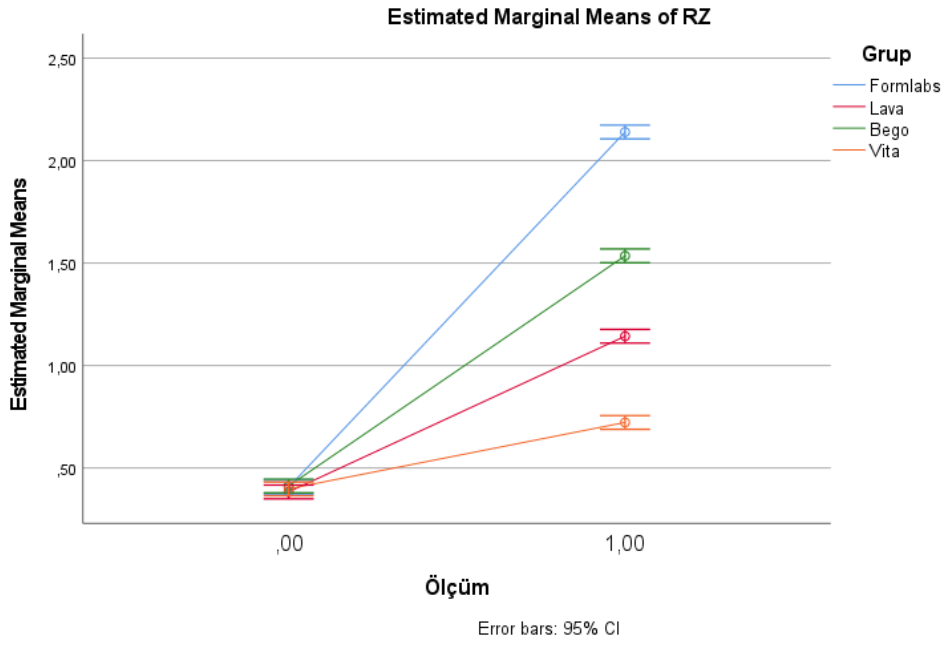
	GRUPLAR								Test İstatistikleri‡	
	Form Labs		**3M Lava Ultimate**		**Bego**		**Vita Enamic**		*F*	*p*
	$\bar{x}$	*ss*	$\bar{x}$	*ss*	$\bar{x}$	*ss*	$\bar{x}$	*ss*		
0	0,41	0,02	0,38	0,03	0,41	0,03	0,40	0,04	0,564	0,641
1	2,14[a]	0,06	1,14[b]	0,05	1,54[c]	0,13	0,72[d]	0,04	1276,868	**0,001**
Test İstatistikleri‡	5278,87		1014,85		2217,14		184,63			
p	**0,001**		**0,001**		**0,001**		**0,001**			

$\bar{x}$: ortalama, *ss*: Standart sapma. *Tekrarlı ölçümlerde iki yönlü varyans analizi, †: Her bir ölçüm zamanında gruplar arası karşılaştırmalar, ‡: Her bir grupta grup içi ölçümler arası karşılaştırmalar. a ve b üst simgeleri her bir ölçümde istatistiksel olarak önemli fark çıkan grupları göstermektedir. Aynı üst simgelerin yer aldığı gruplar istatistiksel olarak benzerdir.

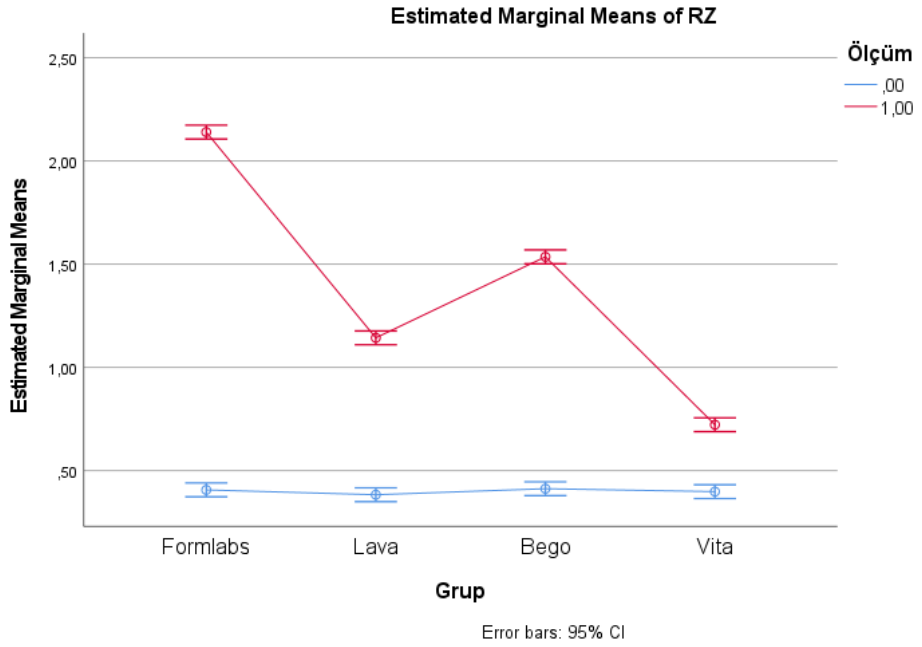
Tablo 4.6: Ölçüm zamanlarına göre Bego, Form Labs, 3M Lava Ultimate ve Vita Enamic parametrelerinin karşılaştırılması (Yüzey pürüzlülüğü-Roughness Depth)



Tablo 4.7: Ölçüm zamanlarına göre Bego, Form Labs, 3M Lava Ultimate ve Vita Enamic parametrelerinin karşılaştırılması (Yüzey pürüzlülüğü-Roughness Depth)



Tablo 4.8: Ölçüm zamanlarına göre Bego, Form Labs, 3M Lava Ultimate ve Vita Enamic parametrelerinin karşılaştırılması (Yüzey pürüzlülüğü-Roughness Depth)



4.2. RENK VERİLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

4.2.4. Renk Değişim Değeri Ölçümleri İçin Yapılan Hesaplamalar

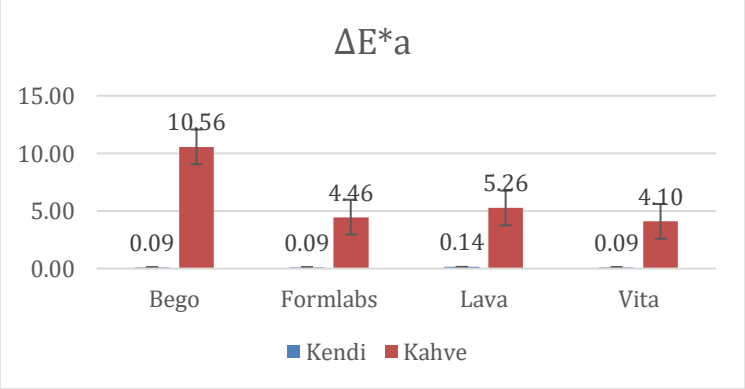
Tablo 4.9'da Bego, Form Labs, 3M Lava Ultimate ve Vita Enamic Parametrelerinin hepsinde kendi rengi ile kahve rengi ortalamaları arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,001$). Tümünde kahve rengi ortalamaları daha yüksek iken kendi rengi grubundakilerin ortalamaları daha düşüktür. Kahve grubundaki değerler ile parametrelere göre ortalamaları arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,001$). Bego, 3M Lava Ultimate ve Vita Enamic parametreleri birbirinden farklı iken Form Labs sadece Bego parametresinden farklıdır. En yüksek ortalamaya Bego sahip iken en düşük ortalamaya ise Vita Enamic sahiptir.

Tablo 4.9: Renk Değişim Değerine göre Bego, Form Labs, 3M Lava Ultimate ve Vita Enamic parametrelerinin ölçüm renklerine göre karşılaştırılması

	Kendi	**Kahve**	**Test İstatistiği**	**p**
Bego	0,09±0,03	10,56±1,19^{a}	**-4,157**	**0,001**†
Form Labs	0,09±0,04	4,46±0,48^{bc}	**-4,158**	**0,001**†
3M Lava Ultimate	0,14±0,06	5,26±1,12^{b}	**-15,771**	**0,001**‡
Vita Enamic	0,09±0,04	4,1±0,45^{c}	**-4,157**	**0,001**†
Test İstatistiği	6,720	139,842		
p	0,081$^{£}$	**0,001**$^{€}$		

Sayısal değişkenler ortalama±standart sapma olarak verilmiştir. ‡: Bağımsız örneklerde t testi, †Mann-Whitney U testi; $^{£}$: One-way ANOVA, $^{€}$ Kruskal-Wallis testi; Sütun bazlı harflendirme yapılmıştır. Aynı harfler arasında farklılık yoktur.

Tablo 4.10: Renk Değişim Değerine göre Bego, Form Labs, 3M Lava Ultimate ve Vita Enamic parametrelerinin ölçüm renklerine göre karşılaştırılması



4.3.5. Translusensi Parametresi Ölçümleri İçin Yapılan Hesaplamalar

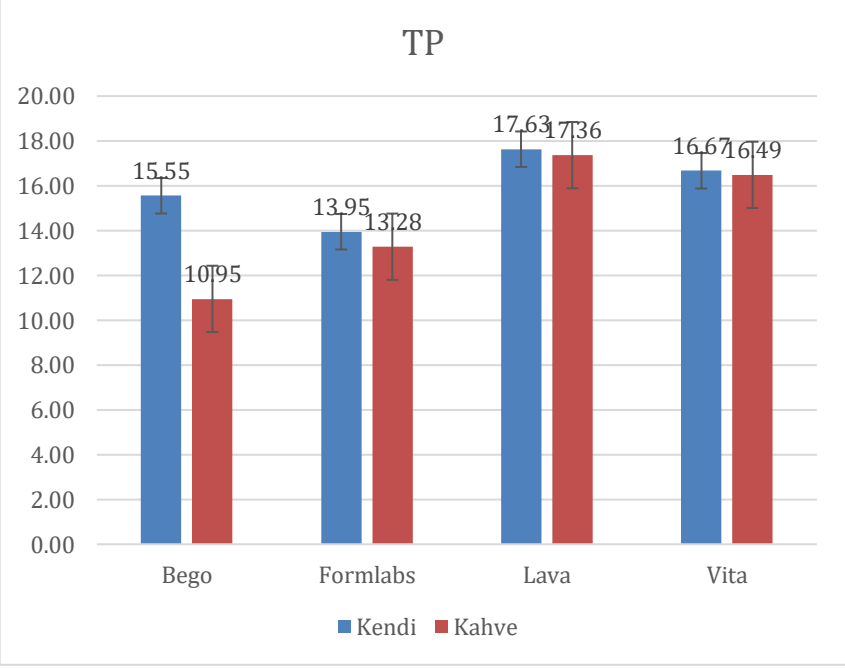
Tablo 4.11'de Bego, Form Labs Parametrelerinin hepsinde kendi rengi ile kahve rengi ortalamaları arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlıdır (p<0,001). Tümünde kahve rengi ortalamaları daha düşük iken kendi rengi grubundakilerin ortalamaları daha yüksektir. Kendi renk grubunda tüm parametreler arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlıdır (p<0,001). En yüksek ortalamaya 3M Lava Ultimate parametresi sahipken en düşük ortalamaya Form Labs parametresi sahiptir.

Tablo 4.11: Translusensi Parametresine göre Bego, Form Labs, 3M Lava Ultimate ve Vita Enamic parametrelerinin ölçüm renklerine göre karşılaştırılması

	Kendi	**Kahve**	**Test İstatistiği**	**p**
Bego	15,55±0,69[a]	10,95±1,99[a]	**7,557**	**0,001**[†]
Form Labs	13,95±0,28[b]	13,28±0,34[b]	**5,289**	**0,001**[†]
3M Lava Ultimate	17,63±0,54[c]	17,36±0,8[c]	0,955	0,350[†]
Vita Enamic	16,67±1,28[d]	16,49±1,42[c]	0,331	0,744[†]
Test İstatistiği	**48,581**	**62,376**		
p	**0,001**[€]	**0,001**[€]		

Sayısal değişkenler ortalama±standart sapma olarak verilmiştir. [‡]: Bağımsız örneklerde t testi, [†]Mann-Whitney U testi; [£]: One-way ANOVA, [€] Kruskal-Wallis testi; Sütun bazlı harflendirme yapılmıştır. Aynı harfler arasında farklılık yoktur.

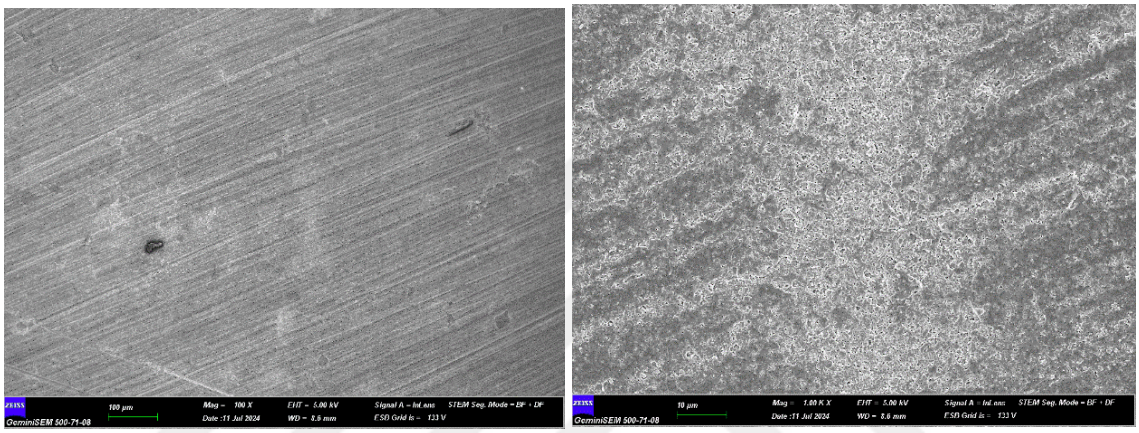
Tablo 4.12: Translusensi Parametresine göre Bego, Form Labs, 3M Lava Ultimate ve Vita Enamic parametrelerinin ölçüm renklerine göre karşılaştırılması



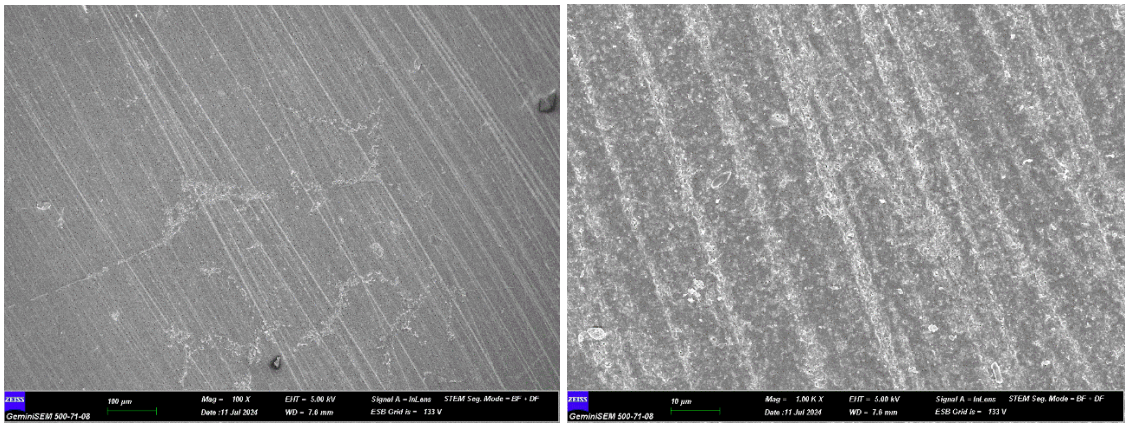
4.4. TARAMALI ELEKTRON MIKROSKOBU ANALİZİ

İşlem ardından alan emisyonlu Taramalı Elektron Mikroskobu FESEM GEMINI 500 (Gaithersburg, United States.) kullanılarak x100 ve x1000 büyütme altında örneklerin görüntüleri alınıp incelenmiştir.

Deneyler sonucunda SEM görüntüleri incelendiğinde; mekanik polisajda oluşan çizilmeler örneklerin çoğunda gözlenmektedir.



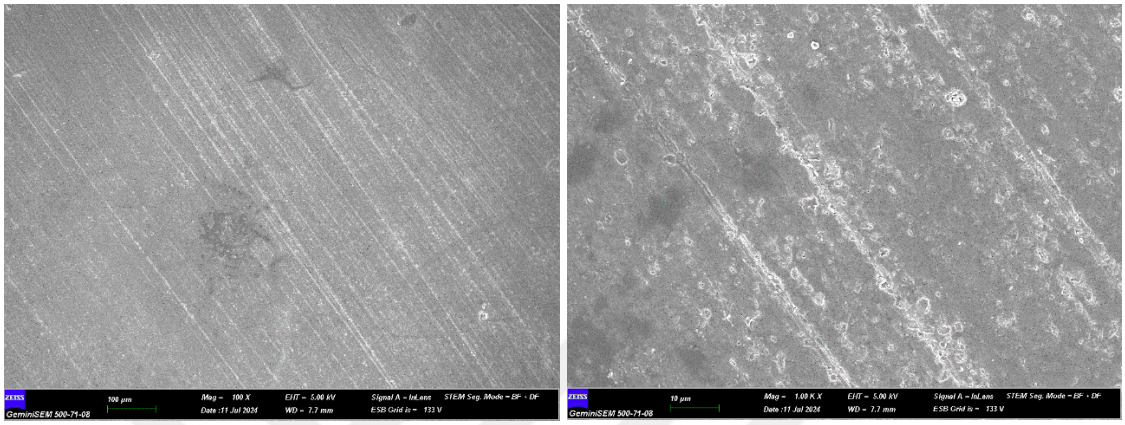
Şekil 4.1: Permanent Crown Resin (Formlabs, Somerville, USA) 100x ve 1000x SEM görüntüleri



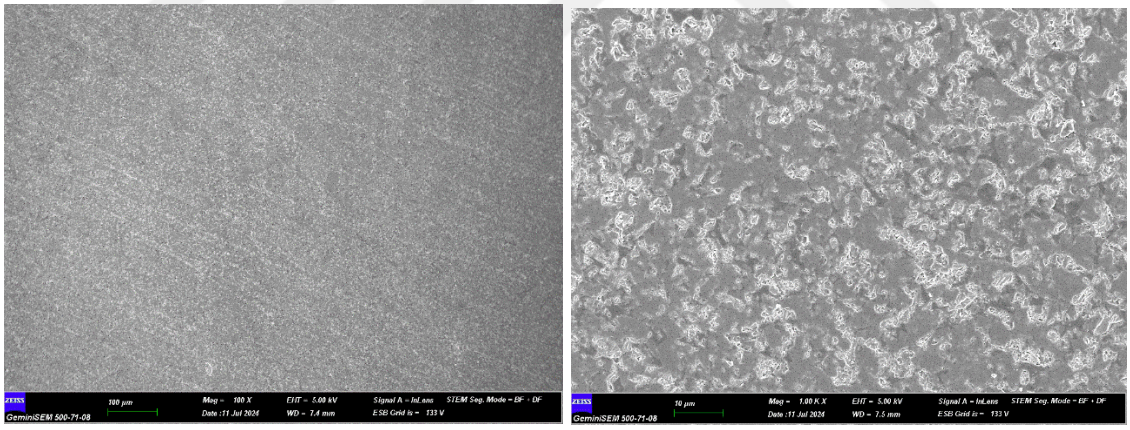
Şekil 4.2: VarseoSmile Crown Plus (Bego, Bremen, Germany) 100x ve 1000x SEM görüntüleri

Permanent Crown Resin (Formlabs), VarseoSmile Crown Plus (Bego) örneklerinde termal yaşlandırma sonrasında mekanik polisajdan kaynaklı çizilmeler ve

çukurluklar 100x SEM görüntülerinde fark edilmektedir. Bu çizilmelere Formlabs örneklerinde Bego örneklerine göre daha fazla görülmektedir. Bununla birlikte 1000x SEM görüntülerinde de Formlabs örneklerinin yüzeyi Bego örneklerine göre daha az homojen düzensiz gözlenmektedir.



Şekil 4.3: Lava Ultimate (3M Deutschland GMBh, Neuss,Germany) 100x ve 1000x SEM görüntüleri



Şekil 4.4: Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Bad Säkingen, Germany) 100x ve 1000x SEM görüntüleri

Lava Ultimate (3M) örneklerinde termal yaşlandırma sonrasında mekanik polisajdan kaynaklı çizilmeler ve çukurluklar 100x Sem görüntülerinde fark edilmektedir. Buna karşın Vita Enamic (Vita) örneklerinde bu çizilmeler çok daha az gözlenme birlikte çukurluk gözlenmemektedir. Bununla birlikte 1000x SEM görüntülerinde de Lava

Ultimate örneklerinin yüzeyinde çizlmeler ve siyah çukurluklar gözlenebilirken Vita Enamic örneklerinde daha homojen bir görüntü görmekteyiz.

Üç boyutlu yazıcılar üretilen (Formlabs, Bego) örneklerle CAD/CAM blok örnekleri karşılaştırdığımızda (Lava Ultimate, Vita Enamic) hem 100x SEM hem 1000x SEM görüntülerinde Formlabs ve Bego numunelerinin yüzeyinin Lava Ultimate ve Vita Enamic numunelerinden daha pürüzlü ve çizilmelerin daha belirgin olduğu gözlenmektedir.

5. TARTIŞMA

Yeni nesil üç boyutlu yazıcılarla üretilen seramik doldurucu rezin materyallerin (Permanent Crown Resin, Formlabs ve VarseoSmile Crown Plus, Bego), CAD/CAM rezin infiltre seramik materyallerden (Vita Enamic, Vita ve Lava Ultimate, 3M) kahve yaşlandırma sonrası yüzey pürüzlülüğü, ışık geçirgenliği ve renk değişiminin in vitro değerlendirildiği tez çalışmasında, elde edilen bulgular doğrultusunda; üç boyutlu yazıcılarla üretilen seramik doldurucu rezin materyallerin (Üç boyutlu yazıcı grubu) mekanik polisaj ve yaşlandırma sonrası renk değişiminin CAD/CAM rezin infiltre seramik materyallerinden (CAD/CAM grubu) farklı olmayacağı (h0) ve üç boyutlu yazıcı grubunun yüzey pürüzlülüğünün CAD/CAM grubundan anlamlı olarak farklı olmayacağı (h1) boş hipotezleri reddedilmiş ve yaşlandırma sonrasında tüm grupların ışık geçirgenliğinde azalma olacağı yönünde kurulan başlangıç hipotezimiz (h2) kabul edilmiştir.

Dental restoratif materyallerin estetik ve mekanik özelliklerini geliştirmek için bir çok araştırma yapılmıştır ve estetik bir görüntü için kullanılan materyalin doğal dişin renk ve yüzeyi dokusunu başarıyla simüle etmesi ve nitelikleri uzun bir zaman sürdürebilmesi gerekmektedir (123–125). Restorasyonun pürüzsüz olması plak birikimini, bakteriyel adhezyonu ve yüzey lekelenmelerini düşürür, estetik görüntüyü iyileştir (126). Jones ve ark. (127) restoratif materyallerin, yüzey bitirme uygulamalarından direkt etkilendiğini vurgulayıp dişin sert dokularına benzer pürüzsüzlük bir bitim yapılması gerektiğini çalışmalarında ifade etmişlerdir.

Yüzey bitirme ve parlatma uygulamaları pürüzsüz bir yüzey oluşturmak için çok önemlidir. Dental frezler ve taşlar, polisaj lastikleri, Al_2O_3 içeren diskler, pastalar ve yüzey koruyucu vernikler bu amaçla geliştirilmiştir (128). Bitirme ve polisaj materyallerinin etkisi uygulanan aşındırıcıların parçacık sertlikleri, destek materyalinin esnekliği ve uygulanan aletin şekliyle ilgilidir (129). Çalışmada mekanik polisaj seti Diacomp Plus Twist (EVE Ernst Vetter GmbH; Pforzheim, Germany) kullanılmıştır. Set içinde yer alan mavi ve gri lastik sırasıyla, her bir lastik 60 saniye uygulanmıştır. Uygulamadan sonra dijital kumpas ile kalınlıklar kontrol edilmiştir. Bu in vitro araştırmamızda kullanılan Diacomp Plus Twist polisaj sistemi kompozit içerik rezin seramikler CAD/CAM bloklarda kullanıldığına dair çalışmalara sahip olmasına rağmen,

üç boyutlu yazıcı ile imal edilen daimi kron materyallerinin yüzeyini nasıl etkilediğine dair veri bulunmamaktadır (130).

Dental restorasyonların renk stabilitesi, restorasyonların başarısı ve uzun ömürlülüğü yönünden kritik bir öneme sahiptir. Kötü renk stabilitesi dental restorasyonun estetik yönden yetersiz olduğuna işaret eder ve hasta memnuniyetini etkiler. Bu da dental tedavinin yenilenmesine neden olabilir (131). Dental restorasyonların renk stabilitesinin, polimerizasyon, su emilimi, plak birikimi, yiyecek ve içeceklerdeki boyayıcı ürünlerin restorasyona penetre olması gibi çeşitli etkene bağlı olduğu, ayrıca yüzey pürüzlülüğünün dış etkenlere bağlı renklenmede direkt etkisi olduğu ifade edilmiştir (132). Araştırmalar, kahve, çay, kola ve kırmızı şarap gibi çeşitli meşrubatların dental restorasyonlarda renklenmelere neden olduğu ifade edilmiştir (133,134).

Dental restorasyonların, rengi değerlendirilirken görsel analiz tercih edilen bir tekniktir ve bu yöntemde görsel eşik değerleri kullanılarak renk farkları ortaya koyulur. Görsel eşikler algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik olarak iki temel grupta incelenir (96,135).

Görsel renk değerlendirme teknikleri çok kullanılsa da objektif olmamaları duyarlılık ve tekrarlanabilirlik yönünden enstrümental yöntemlere göre daha düşük sonuçlar vermeleri dezavantajlarıdır (136). Renk ölçüm cihazları klinikte renk saptamayı kolaylaştırarak niceliksel, tekrarlanabilir ölçümlerin elde edilmesini sağlamıştır (137). Diş hekimliğinde renk stabilitesini değerlendirmek için spektrofotometreler ve kolorimetreler sıkça kullanılır. Bu cihazlar, yüksek doğruluk, tekrarlanabilirlik, hassasiyet ve subjektif hataları en aza indirme avantajları sunar (138). Igiel ve ark. (139) spektrofotometrelerin görsel renk seçimine kıyasla çok daha iyi güvenilirlik sunduğunu vurgulamışlardır. Gehrke ve ark (138), spektrofotometrenin iki ölçümü arasında %81,7 oranında uyumlu olduğunu, kolorimetrenin ise %70 oranında eşleşme gösterdiğini bildirmişlerdir. Tabatabaian ve ark. (137) 2021'de yaptıkları derlemede spektrofotometrelerin, diğer yöntemlerle karşılatırıldığında renk seçiminde en yüksek doğruluk ve hassasiyeti verdiğini tespit etmişlerdir. Kim-Pusateri ve ark. (140) renk ölçüm cihazlarının güvenilirliğini test ettikleri bir araştırmada ve dört farklı renk ölçüm aletini (SpectroShade, ShadeVision, VITA Easyshade ve ShadeScan) değerlendirmişlerdir. Araştırmanın sonucunda,

VITA Easyshade cihazı %92,6 ile doğruluk göstererek en yüksek oranı vermiştir (138). Bu araştırmaların doğrultusunda, tez çalışmasında renk ve translusensi değerlerini hesaplamak için VITA EasyShade V spektrofotometre cihazı tercih edilmiştir.

1976'da, Uluslararası Aydınlatma Komisyonu (CIE), CIELab* renk sistemini bulmuştur. Bu sistemde içerisinde renkler üç boyutlu olarak L*, a*, ve b* koordinatları ile ifade edilir (96). CIELab* renk farkı hesaplaması (ΔEab), 1976'dan beri çok tercih edilen bir yöntemdir. CIEDE2000 renk değişimi formülü (ΔE00) ise, görsel tanımlamalar ile cihaz ölçümleri arasındaki tutarlılığı artırmak hedefiyle oluşturulmuştur (141). Polo ve ark. (142) yaptıkları bir araştırmada, CIELab* ve CIEDE2000 formülleri kıyaslanmış ve CIEDE2000 renk farklarını daha doğru yansıttığı ortaya konmuştur. Ayrıca, Salas ve ark. (97) 2018'deki araştırmalarında, dental materyallerin ışık geçirgenliğini değerlendirirken CIEDE2000 formülünün CIELab* formülünden daha yüksek veri tutarlılığı sağladığını bildirmişlerdir. Bu çalışmada da renk değişimi tespiti için CIEDE2000 formülü seçilmiştir.

Renk, algılanması çeşitlilik gösterebilen ve direkt yoldan nesne, aydınlatma kaynağı ve gözlemciyle ilişkilidir (143). Doğal bir diş ile dental bir restorasyonun aralarındaki renk farkının kabul edilebilir düzeyde olup olmadığını analiz edebilmek gerekir ve bu fark tedavide hasta memnuniyetini etkiler (144). Dental tedavilerde algılama eşiği (PT) ve kabul edilebilirlik eşiği (AT) dental materyallerin belirlenmesinde, klinik performansın yorumlanmasında ve diş hekimliği çalışmalarında görsel ve enstrümantal verilerin değerlendirilmesinde denetim mekanizması olarak görev alır (145). Renk değişimi ölçümleri araştırmalarada çoğunlukla siyah, beyaz ve gri arka fonlar tercih edilerek uygulanmaktadır (146). Medeiros ve ark. (147) çeşitli arka plan renklerinin, algılanabilir eşik değerlerinde (PT) herhangi bir etki oluşturmadığını bildirmişlerdir. Dudea ve ark. (146) siyah, beyaz, gri, kırmızı ve açık mavi arka planların en iyi bulguların beyaz ve siyah arka planlarda olduğunu ifade etmişlerdir. Tez çalışmasında ise, renk değişimi ölçümlerinde en çok tercih olan beyaz arka plan uygulanmıştır (146).

CIE Lab* formülü ile renk farklılıklarının algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik sınırları ΔE değerleri ile tanımlanmıştır ve algılanabilirlik için ΔE sınırları 1,0 ile 3,7 arasında, kabul edilebilirlik için ise 2,72 ile 6,8 arasında ifade edilmiştir. Son

araştırmalar, CIEDE2000 olarak adalandırılan insan algısını daha hassas yansıtan renk farkı formülünü sunmuştur; ancak algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik değerleri yeni bir formül olan CIEDE2000 için henüz tam olarak belirlenmemiştir (148).

Revilla-León ve ark (148) eklemeli üretim ve geleneksel tekniklerle imal edilen geçici kronların renk değişimini hem CIE Lab* hem de CIEDE2000 formüllerini uygulayarak analiz etmiş ve kıyaslamıştır. Çalışmada, CIEDE2000 hesaplanan ΔE ölçümlerinin, CIE Lab* hesaplamasına göre daha düşük olduğu tespit edilmiştir. CIE Lab* formülünde kabul edilebilir ΔE değeri 6,8 olarak belirtilirken, bu değer CIEDE2000 formülünde 4,6'ya denk olarak saptanmıştır. İn vitro çalışmada, Revilla-León ve ark. (148) araştırması referans alınarak, kabul edilebilirlik sınırı ΔE00 > 4,6 olarak belirlenmiştir.

Atria ve ark. (149) dört farklı geçici restoratif materyalin yüzey pürüzlülüğünü, renk stabilitesini ve renk maskelenme özelliklerini incelemiştir. Çalışmada otopolimerize PMMA akrilik rezin, bis-akril rezin, PMMA CAD/CAM blok ve üç boyutlu yazıcılarla imal edilen rezin materyalleri değerlendirilmiştir. Otopolimerize PMMA akrilik rezin ve bis-akril rezin, iyi yüzey özellikleri gösterse de PMMA CAD/CAM bloğun renk stabilitesi ve renk maskelenmesi bu iki materyale kıyasla daha üstün bulunmuştur. Araştırmadaki tüm kriterlerde, üç boyutlu yazıcılarla üretilen rezin materyalleri en düşük güvenilirlikte sonuç verniştir. Scotti ve ark. (6) üç boyutlu yazıcılarla üretilen rezin (NextDent C&B MFH) ile bis-akril geçici kompozit rezin (Protemp 4; 3M ESPE) ve konvansiyonel kompozit rezin (Filtek Z350XT; 3M ESPE) karşılaştırmış ve üç boyutlu yazıcılarla üretilen rezinlerin bis-akrilik rezine göre daha iyi mekanik ve yüzey özelliklerine sahip olduğunu fakat, bu materyalin renk kararlılığındaki düşüşün uzun süreli uygulama için endişe verici olduğunu bildirmişlerdir. Shin ve ark. (150) geçici restorasyonlar için CAD/CAM blokları üç boyutlu yazıcılarla üretilen rezin malzemelerini, çeşitli solüsyonlarda bekletip, üç boyutlu yazıcılarla üretilen rezinlerin renk değişimlerinin (ΔE), CAD/CAM bloklarına göre daha yüksek olduğu bildirmişlerdir. 30 günlük bir kıyaslama yapılan çalışmada üç boyutlu yazıcılarla üretilen rezin malzemelerin ΔE ölçümleri 4,74 ile 22,85 arasındayken, CAD/CAM bloklarının ΔE ölçümleri 0,64 ile 4,12 arasında bulunmuştur. Buna ek olarak, distile suya nazaran renklendirici solüsyonlar daha çok renk değişimi olduğunu vurgulamışlardır ve çalışmalarında en çok köri solüsyonunda renk değişimi gözlenmiştir

(150). Üç boyutlu yazıcı ile üretilen rezin restorasyonların uzun süreli renk değişiklikleri, yaşlandırılma ortamlarına bağımlı olarak farklı sonuçlar verebilir. Yapılan çalışmalar, kahvenin üç boyutlu yazıcılarla üretilen rezin restorasyonların rengini bariz olarak etkilediğini ve başka boyama solüsyonlarıyla karşılaştırıldığında sarı renklendirici içeriğinin daha çok olduğu vurgulanmıştır (151,152). Kahve çözücü maddeler ve tannik asit içerdiğinden, solüsyonun pH'ını düşürür. Solüsyonun pH'ının düşük olması ise yüzey çözünürlüğünün artmasına sebep olur. Bundan ötürü material üzerinde kahverengimsi renk deformasyonları ortaya çıkar (151). Farklı oral ortamların, üç boyutlu yazıcılarla üretilen materyallerin yüzey pürüzlülüğü ve renk stabilitesi üzerindeki etkisinin incelendiği bir çalışmada, en fazla renk değişimi kahve solüsyonunda gerçekleşmiştir. (153). Buna ek olarak pürüzlü yüzeylerin daha fazla renk değişimine uğradığını belirtmiştir (153). Biz de bu araştırmadan yola çıkarak kahve solüsyonunu tercih ederek kahvenin numuneler üzerindeki pürüzlülük ve renkleşme etkisini inceledik.

Benzer çalışmalar ile (6,149,150) mevcut çalışma renk değişimi açısından karşılaştırıldığında, bu çalışmada karşılaştırılan üç boyutlu yazıcılarla üretilen rezinlerin genel olarak klinik kabul edilebilir sınırlar içinde kalmasının nedeni, seçtiğimiz materyalin geçici restoratif materyal olmayıp, seramik dolgulu rezin olan daimi kron materyali olması ya da farklı bir polisaj sistemi tercih etmemizden kaynaklı olduğu düşünülmektedir. Söz konusu üç çalışmada polisaj uygulması karbon kağıtlarla gerçekleştirilmiştir. Bir çok çalışmada 3 boyutlu yazıcılarla üretilen rezin seramikler materyallerde ve rezin kompozitlerde mekanik polisaj seti Diacomp Plus Twist (EVE Ernst Vetter GmbH; Pforzheim, Germany) kullanılmıştır (154,155). Biz de bu çalışmalardan ötürü Diacomp Plus Twist (EVE Ernst Vetter GmbH; Pforzheim, Germany) mekanik polisaj setini tercih ettik.

Ağız boşluğundaki renklendirici içeceklere uzun süreli maruz kalmayı simüle edebilmek için numunelerimizi günlük olarak durulanmadan sürekli olarak kahveye maruz bıraktık. Backer ve ark. yaptığı bir çalışmada (156), asitli içeceğe daldırma 7 gün (T1) ve 28 gün (T2) boyunca test edilmiştir; Çalışmada ise kahve termal yaşlandırması 30000 döngü ile uygulanarak 3 yıla denk gelen bir aside maruz kalma durumu canlandırılmıştır. Kahve termal yaşlandırma işleminde renklendirme ajanı olarak Kahve Dünyası Klasik (Kahve Dünyası Gıda ve Ticaret A.Ş., İstanbul, Türkiye) kahvesini kullanıldık. Kahve solüsyonu, üreticinin önerdiği şekilde 1 gr/100 ml oranında

hazırlanmış ve termal yaşlandırma cihazının soğuk ve sıcak su tanklarına ayrı ayrı ekledik. Termal yaşlandırma cihazına koyulan numuneler, 5-55 ºC arasındaki sıvı banyolarda, her bir örnek banyoda 10 saniye kalacak ve banyolar arası 5 saniyelik bir süre olması kaydıyla, toplamda 30.000 döngü gibi uzun bir süreye tabi tutularak benzer çalışmalardan ayrılmaktadır (124,157).

Lee ve ark. (151), iki farklı katman kalınlığı ve üç yazım açısıyla imal edilen üç boyutlu yazıcı ile üretilen rezin restorasyon materyalini (C&B 5.0 Hybrid; ARUM) kullandıkları bir çalışma yapmışlardır. Distile su, şarap ve kahveden oluşan solüsyonlarla yapay yaşlandırma yapılarak bu materyallerde ortaya çıkan renk farklılığını inclemişlerdir. Araştırma sonuçları, katman kalınlığı, baskı açısı ve depolama süresinin ΔE00 değerlerinde anlamlı bir değişime sebep olmuştur. Tüm solüsyonlarda, ΔE00 değerlerinde ilk 15 gün süresinde artış bildirilmiş; 15. günden 30. güne kadar ise distile suda tutulan örneklerde hem artış hem azalma, kahve örneklerinde azalma eğilimi, şarapta bekletilen örneklerde ise sürekli bir artış tespit edilmiştir (151). Çalışmada ise kahve solüsyonunda bekletilen tüm örneklerin ΔE değerlerinde artış görülmüştür.

Song ve ark. (158), üç boyutlu yazıcı, kazıma ve geleneksel tekniklerle imal edilen geçici restoratif materyalleri kahve ve siyah çay solüsyonlarında farklı zaman dilimlerinde tutarak materyallerde zamanla renk değişiminin arttığını bildirmişlerdir. Bilhassa üç boyutlu yazıcılarla ve kazıma tekniğiyle imal edilen numunelerde, 8 haftadan renk değişiminin artışının hızlandığı bildirilmiştir. Bu husus, bu materyallerin uzun süreli klinik uygulamalarında düşük renk stabilitesinden kaynaklı hasta memnuniyetsizliğine neden olabileceğine işaret etmektedir. Bundan ötürü, üç boyutlu yazıcılar ile üretilen dental restorasyonlarda renk stabilitesinin itina ile ele alınması ve bu durum hakkında daha çok araştırma yapılması gerektiği bildirilmektedir (158). Çalışmada ise üç boyutlu yazıcılarla üretilen Formlabs numuneleri Bego numunelerinden çok daha az renkleşerek CAD/CAM grubuna benzer düzeyde düşük renkleşme göstermiştir.

Dental restorasyonların estetik ve klinik başarısı, önemli derecede yüzey bitirme ve polisaj uygulamalarının başarısıyla doğrudan ilgilidir. Pek çok araştırma, pürüzlü yüzeylerin materyallerdeki renkleşmeyi artırdığını ortaya koymuştur. Radwan ve ark. (153) SLA teknolojisiyle üretilen üretilen geçici restoratif materyalleri yapay

tükürük, kahve ve karbonatlı portakal suyunda tutmuştur. Çalışma, farklı oral ortamların, üç boyutlu yazıcılarla üretilen geçici restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğüne ve renk stabilitesine etkisi olduğunu göstermiş ve renk değişimi (ΔE) en çok kahve solüsyonunda gerçekleşmiştir. Buna ek olarak, geçici restoratif materyallerin pürüzlü yüzeyleri daha fazla renk değişimine uğrayarak bu iki parametre arasında pozitif bir korelasyon olduğu belirtilmiştir (153). Çalışmada ise Formlabs hariç tüm numunelerde yüzey pürüzlülüğü arttığında renkleşmenin korele bir şekilde arttığı görülmüştür. Permanent Resin Crown Formlabs'te ise yüzey pürüzlülüğü diğer numunelerle karşılaştırıldığında en yüksek olmasına karşın renk değişimi kabul edilebilir sınırlar içerisinde (ΔE00 > 4,6) ΔE= 4,46 bulunup CAD/CAM bloklarla benzer bir renkleşme görülmüştür. Bunun nedeninin Bego VarseoSmile Crown Plus'ın DLP yöntemiyle üretilirken Formlabs'in SLA yöntemiyle üretilmiş olmasından kaynaklı olması olarak değerlendirmekteyiz. Bu sebeple Formlabs örneklerinin yüzeyi daha az renklendirici ajan tutuyor olabilir.

Çalışmada kullandığımız materyaller olan Bego, Form Labs, 3M Lava Ultimate ve Vita Enamic tüm parametrelerde kahve termal yaşlandırması öncesi ve sonrası ortalama renk değerleri arasında farklılık istatistiksel olarak anlamlı çıkmıştır (p<0,001). Kahve termal yaşlandırması sonrası renk ortalama değerleri tüm materyallerde daha yüksek iken kahve termal yaşlandırması öncesi grubundakilerin ortalama değerleri daha düşüktür. Kahve grubundaki değerler ile parametrelere göre ortalama değerleri arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlıdır (p<0,001). Bego, 3M Lava Ultimate ve Vita Enamic parametreleri birbirinden farklı iken Form Labs sadece Bego parametresinden farklıdır. En yüksek ortalama değere Bego sahip iken en düşük ortalama değere ise Vita Enamic sahiptir.

Çalışmanın bulguları, farklı içeceklerin Vita Enamic, Bego ve Formlabs üzerindeki boyanma hassasiyetini karşılaştıran eski çalışmalarla benzerdir (124,125). Yao Q. ve ark. (159) yaptığı çalışmada üç boyutlu yazıcılarla üretilen rezin materyallerle CAD/CAM blokları karşılaştırmıştır. Kontrol gruplarında CAD/CAM grubunun ΔE değerleri (2,38±0,44), üç boyutlu yazıcı grubundan (3,83±0,71) anlamlı derecede daha düşük çıkarak renkleşme daha az görülmüştür.

Taşın S. ve ark. yaptığı çalışmada özellikle kahve solüsyonunda Bego ve Formlabs materyalerinin daha çok renk değiştirdiği ifade edilmiştir (125). Çalışmanın

sonuçları ise bu bulgular ile benzerdir, fakat üç boyutlu yazıcılarla üretilen Permanent Crown Formlabs'teki renk değişimi CAD/CAM bloklardaki gibi düşük sonuçlanmıştır. Bulgulardaki farklılıklar, materyallerin boyanmaya karşı duyarlılığını etkileyebilecek yüzey işlemleri ve yaşlandırma prosedürlerindeki farklılıklara bağlı olabilir (125).

Translusens materyallerde renk ölçümü yapılırken kenar kaybı gözlenebilir (160). Bu durumda oluşan ışık gözle farkına varılabilir ancak cihazlar tarafından ölçülemez. Bu durumdan kaçınmak için renk ölçümü yapılacak dikdörtgen numunelerin polisajlı düz yüzeylerinden renk ölçümleri gerçekleştirilmiştir (160). Numunelerin boyutları, renk değişimi değerlerinin ölçümünde standardizasyon sağlamak için önemli olduğundan, dijital kumpas cihazı ile numunelerin kalınlıkları tekrar ölçülerek kontrol edilmiştir.

Translusensi, genellikle iki temel ölçüm yöntemi ile değerlendirilir: Kontrast Oranı (CR) ve TP'dir (161). CR, bir örneğin beyaz bir zemin üzerindeki yansıtıcılığının, aynı örneğin siyah bir zemin üzerindeki yansıtıcılığına oranı olarak tanımlanır. TP ise, beyaz ve siyah zeminler üzerinde ölçülen bir materyalin renk farkını temsil eder (162). TP, CIELab renk sistemindeki renk farkı formülü (ΔE^*ab) kullanılarak hesaplanır ve dental numunelerin translusensi verilerini analiz etmek için faydalanılır (98,161,163). Translüsensi, estetik materyallerin renk tonunu, ışık yansıtma yeteneğini ve yoğunluğunu şekillendiren temel bir özelliktir (164). Mevcut çalışmanın translusensi değişim aralığı, Salas ve ark. (165) çalışmasındaki eşik değerler referans alınarak, %50:%50 algılanabilirlik eşiği ($\Delta TP \leq 0,62$) ve %50:%50 kabul edilebilirlik eşiği ($\Delta TP \leq 2,62$) olarak kabul edilmiştir. Kim ve ark. üç boyutlu yazıcılarla üretilen materyalleri birbirleriyle karşılaştırmışlardır. Çalışmalarında tüm numuneleri 1 saat 1 hafta 1 ay ve 6 ay sonraki renk ve translusensilerini incelemişler ve bu süre zarfında renk değişimlerinin önemli ancak translusensi değişimlerinin çok az ve klinik olarak algılanamaz olduğunu bildirmişlerdir (152). Çalışmada rezin seramik içerikli CAD/CAM bloklardan Lava ultimate ve Vita Enamic'in ΔTP değerleri algılanabilir eşiğin ($\Delta TP \leq 0,62$) altında çıkmıştır. Üç boyutlu yazıcılarla üretilen rezin seramik materyallerden Formlabs'in translusensi değerleri algılanabilir eşiğin çok az üzerinde çıkmıştır. Sadece üç boyutlu yazıcılar üretilen rezin seramik materyallerden Bego'nun translusensi değeri kabul edilebilir eşik değer olan ($\Delta TP \leq 2,62$)'den büyük çıkmıştır. Çalışmada ilk sonuçlarda en düşük TP00 değerleri Formlabs'te (TP00=13,95) görülmüş ve bunu Bego (TP00=15,55), Vita (TP00=16,67) ve Lava (TP00=17,63) izlemiştir. Bu sonuçlarla Vita Enamic'in 3M

Lava Ultimate'e kıyasla daha düşük translusensi değerlerine sahip olduğunu bildiren önceki araştırmaların sonuçları mevcut çalışmayı destekler niteliktedir (166,167). Termal değişikliklerin neden olduğu stresler, dental materyallerde fiziksel-kimyasal modifikasyonlar oluşumu nedeniyle optik farklılıklara sebebiyet verebilir (125). Ayrıca, renklendirici ajanlar, yüzey emilimi ve materyallerin organik yapısına adsorpsiyonuyla renklerde farkılıklara yol açabilir (125). Sıcak veya soğuk kromojenik içecekler tüketildiğinde, dental materyaller dinamik sıcaklık dalgalanmalarının etkisi altında kalır. Bu yüzden çalışmada, önceki araştırmalarda kullanılanlara benzeyen biçimde kromojenik özellikleri yüksek olan kahve tercih edilerek hazırlanan solüsyonlarda örneklerimiz termal döngüler etkisinde tutularak, optik değişiklikleri incelenmiştir (125,168,169). Çalışmada değerlendirilen materyallerin TP00 verileri kahve termal döngüsünden sonra değişkenlik göstererek azalmıştır. Bego, Form Labs Parametrelerinin hepsinde ilk ölçümler ile kahve termal yaşlandırması sonrası translusensi ortalamaları arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı olarak sonuçlanmıştır (p<0,001). Kahve termal yaşlandırma sonrası tüm ortalama değerler daha düşük iken ilk ölçüm grubundakilerin ortalama değerleri daha yüksek sonuçlanmıştır. İlk ölçüm grubunda tüm parametreler arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı çıkmıştır (p<0,001). Kahve ternal yaşlandırması sonrası en yüksek translusensi değerlerine 3M Lava Ultimate (TP=17,36) parametresi sahip çıkmışken en düşük değerlere ise Bego (TP=10,95) parametresi sahiptir. Çalışmada, Bego (VarseoSmile Crownplus) (TP=10,95), Formlabs'ten (Permanent Crown Resin) (TP=13,28) kahve termal yaşlandırmasından sonra önemli ölçüde daha düşük TP değerleri göstermiştir (p<0,001).

Kim ve ark. (152) yaptığı çalışmaya göre beş adet 3 boyutlu yazıcılarla üretilen dental materyalin farklı saklanma sürelerindeki TP değerlerine bakılıp (1 mm kalınlığındaki numuneler için), 6 aylık saklama süresi sonrasında TP değerlerinde anlamlı bir fark gözlemlenip düştüğü görülmüştür ($p < 0,05$). Taşın S. ve Ismatullaev A. (125) yaptığı çalışmaya göre 3 frezelenmiş IPS e.max CAD, Vita Enamic, Cerasmart ve iki Üç boyutlu baskılı Bego VarseoSmile Crown Plus, Formlabs Permanent Crown kesit şeklindeki örnekler (12×12×1 mm) üretilmiştir (n=12). Kahve termal yaşlandırması tüm malzemelerin RTP00 değerlerinde önemli bir düşüşe yol açmıştır (P= 0,001). Vita Enamic ΔRTP00 değeri (0,24), VarseoSmile Crown plus ΔRTP00 değeri 0,65, Permanent Crown ΔRTP00 değeri 0,43 çıkmıştır. Çalışmada ise bu çalışmayla uyumlu olarak 3M Lava Ultimate ΔRTP00 0,27, Vita Enamic ΔRTP00 değeri 0,18, Permanent Crown

ΔRTP00 değeri 0,67 çıkarak klinik olarak kabul edilebilir değerlerde çıkmıştır. Değerlendirilen materyallerin TP00 değerleri kahve termal döngüsünden sonra değişkenlik göstererek azalmıştır. Özellikle Bego, Form Labs ilk ölçümler ile kahve termal yaşlandırması sonrası translusensi ortalama değerleri (ΔRTP00) arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı olarak sonuçlanmıştır (p<0,001). Yine aynı şekilde bu çalışmayla uyumlu olarak VarseoSmile Crown plus ΔRTP00 değeri 4,6 çıkarak Formlabs Permanent Crown'dan yüksek ΔRTP00 0,67 değeri göstermiştir (125), bu durum üreticiler tarafından önerilen yazım, temizleme ve kürleme sonrası prosedürlerdeki değişikliklere atfedilebilir (170,171). Buna ek olarak, monomer ya da foto başlatıcı çeşiti ve dolgu maddesi partikül boyutu açısından 2 materyal arasında değişkenliklere sebebiyet vermiş olabilir. Kimyasal içeriğe ilişkin detaylar materyal üreticileri tarafından açıklanmadığından, kimyasal oryantasyon ile optik etkileşim arasında net bir ilişki belirlenememiştir. Mevcut çalışmada, Lava Ultimate'teki en yüksek TP00 değerleri, görünür ışık dalga boyu aralığından (400 ila 700 nm) daha küçük çaplara sahip nanometre ebatlara sahip dolgu partiküllerinin mevcudiyeti ile bağlantılı olabilir. Bu tip partiküllere sahip materyallerde ışık saçılımını düşmüş olabilir ve materyal içindeki ışık geçişini yükseltmiş olabilir (172). Taşın S. ve Ismatullaev A. (125) yaptığı çalışmaya göre translusensi değişikliklerinin kahve termal döngüsünden sonra materyaller için klinik olarak kabul edilebilir eşikler dahilinde kaldığı görülmüştür. Çalışmada da sadece Bego VarseoSmile Crown Plus hariç (ΔRTP00 4,6) bütün materyaller klinik olarak kabul edilebilir olan değerde çıkmıştır kabul edilebilirlik eşiği (ΔTP ≤ 2,62) (165). Bu farkın sebebi, üretim yöntemleri, materyal içeriği ya da foto başlatıcı sistemdeki farklılıklardan bağımsız şekilde, daimi Permanent Crown materyalindeki katmanların miktarının farklı olmasına bağlı olabilir (151). 3 boyutlu yazıcılarla üretilen materyallerdeki katmanlar arasındaki bağın, katman içi bağa nazaran düşük güçte olması, su emilimi ve sıcaklık farklarıyla ilişkili olarak artık stres oluşumuna yol açmış olabilir böylece katman arasında delaminasyona olmuş olabilir. Bu sebeplerden ötürü optik özellikler değişerek materyal translusensisi düşmüş olabilir (125). Vita Enamic'in 3M Lava Ultimate'e kıyasla daha düşük translusensi değerlerine sahip olduğunu bildiren önceki çalışmalardan elde edilen verilerle tutarlıdır (166,167). Vita Enamic'nin daha düşük TP00 değerleri, içeriğindeki kısmen yüksek ve opak inorganik doldurucu material içeriğine bağlanabilir, bu da translusensisinin azalmasına sebep olmuş olabilir (173,174).

Mekanik polisaj ve glaze işlemlerinin etkinliği, yüzey pürüzlülüğü verileriyle değerlendirilebilir (118). Bu çalışmada, yüzey pürüzlülüğünü ölçmek için mekanik profilometre ile polisaj işleminden sonra termal yaşlandırmaya soktuğumuz materyaller incelenmiştir. Mekanik profilometre, doğru ve verimli Ra veriler verir ve istatistiksel olarak kullanmak kolay ve uygundur fakat Ra değeri materyallerin yüzeyinin gerçek topografyasını tam olarak yansıtmayabilir (175). Materyal yüzeyinin tam olarak yansıtılamamasının sebebi profilometre cihazının yalnızca belirli alanları ölçmesi ve materyal yüzeyini tamamen kapsamamasıdır. Bu yüzden daha kapsamlı değerlendirmeler için, nicel analizlerin SEM kullanılarak yapılan nitel incelemelerle güçlendirilmesi tavsiye edilmektedir(176). Araştırmamızda, yüzey pürüzlülüğünü matematiksel olarak ölçmemize ek olarak yüzey topografyasını kapsamlı değerlendirmek için SEM analizi uygulanmıştır. SEM görüntüleri, başka çalışmalar göze alınarak x100 ve x1000 büyütmelerle kaydedilmiştir (177,178). Bu çalışmada, daimi restorasyonların üç boyutlu yazıcılar üretiminde kullanılan rezin dolduruculu seramikler ile kazıcıyıcı sistemlerle üretilen CAD/CAM bloklar olan rezin infiltre seramiklerin 3 yıl termal yaşlandırmadan sonra yüzey düzensizliklerini inceledik. Çalışmada yüzey düzensizliklerinin mutlak aritmetik ortalaması olan Ra ile, değerlendirme uzunluğunca en yüksek ve en düşük beş noktanın ortalaması olarak ifade edilip bulunan Rz parametrelerini tercih ettik (116). Bu parametreler en çok tercih edilen analiz yöntemleri olmaları sebebiyle kullanılmıştır (179).

Literatürde yüzey pürüzlülüğüne dair kesin bir eşik değeri konusunda uzlaşma sağlanmamıştır. Bollen ve ark. (180), Ra değerinin 0,2 μm olduğu durumunun bakteri retansiyonu için ideal değer olarak bildirmiştir ve güncel çalışmalarda da Ra parametresinin 0,2 μm'yi geçtiği durumlarda plak birikimi, diş eti enflamasyonu ve çürük oluşumu görüldüğü rapor edilmiştir (181,182). Jones ve ark. (127) 2004 yılında kompozit rezin restorasyonlarına farklı polisaj tiplerini uygulamış ve çalışmalarında 0,5 μm Ra değerindeki yüzey pürüzlülüğünü hastaların algılayabileceğini ifade etmiştir. Çalışmada mekanik polisaj uygulaması yapılan; Permanent Crown Resin (Formlabs, Somerville, USA), VarseoSmile Crown Plus (Bego, Bremen, Germany), Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Bad Säkingen, Germany), Lava Ultimate , (3M Deutschland GMBh, Neuss, Germany) rezin dolduruculu seramik örneklerin kahve termal yaşlandırma öncesi ve sonrası Ra değerleri benzer çalışmaların sonuçlarını destekler niteliktedir ve minimum bakteri retansiyonu için belirtilen 0,2 μm Ra değerinin altında ya da bu değere yakın

sonuçlar bulunmuştur (181,182). Çalışmada test ettiğimiz numunelerin hiçbirinde mekanik polisaj sonrasındaki Ra değeri klinik olarak kabul edilebilir eşik değer olan 0,2 µm'den büyük çıkmamıştır (124). Fakat çalışamada karşılaştırılan materyaller arasında Ra değerlerinde farklılıklar gözlenmiştir. Çalışmanın sonucunda kahve termal yaşlandırması sonrasında yüzey pürüzlülüğü (Ra) için en yüksek ortalama değerler üç boyutlu yazıcılarla üretilen numunelerde Formlabs Permanent Crown Resin 0,26 µm (Bego VarseoSmile Crown Plus 0,17 µm) olarak belirlenirken, en düşük ortalama değerler CAD-CAM örneklerinde Vita 0,11 µm, (Lava 0,17 µm) gözlenmiştir. Birçok araştırmada (124,183) bu çalışmaya benzer şekilde CAD/CAM ile üretilen materyallerin üç boyutlu yazıcılar ile üretilen materyallere göre termal yaşlandırma sonrasında istatistiksel olarak daha düşük yüzey pürüzlülük değerleri gösterdiği bildirilmiştir. Al-Qahtani ve ark. (184) çalışmalarında en yüksek Ra değeri üç boyutlu yazıcılarla üretilen numunelerde (5,77 ± 0,60 µm) en düşük Ra değerleri CAD/CAM grubunda gözlemlemişlerdir (3,68 ± 0,42 µm). Çakmak, G ve ark. (124) CAD/CAM sistemlerinde üretilen CeraSmart ve üç boyutlu yazıcılarda üretilen Crowntec ve Bego VarseoSmile Crown Plus adlı materyalleri karşılaştırmıştır. CAD/CAM ile üretilen prepolimerize GC CeraSmart'nin Ra değerleri (0,1 ± 0,01* µm), üç boyutlu yazıcılarla üretilen kompozit rezinlere benzer (Saremco Crowntec 0,19 ± 0,11 µm, Bego VarseoSmile Crown Plus 0,16 ± 0,01* µm) veya onlardan daha küçük değerler verdiğini bildirmişlerdir. Karaoğlanoğlu S ve ark. (183) CAD/CAM ve üç boyutlu yazıcılar ile üretilmiş rezin seramikleri karşılaştırdıkları çalışmalarında benzer şekilde CAD/CAM gruplarının yüzey pürüzlülüğü (Cerasmart 270 GC 0,154±0,01 µm) üç boyutlu yazıcı grubuna göre Formlabs Permanent Crown Resin 0,195±0,02 µm) düşük değerler göstesterdiğini bildirmişlerdir.

Üç boyutlu yazıcılar ile üretilen rezin dolduruculu seramikler yüzey pürüzlülüğü açısından kendi aralarında karşılaştırıldığında; Permanent Crown Resin Formlabs kahve termal döngüsünden sonra klinik olarak kabul edilebilir eşiğe (Ra değeri 0,26 µm) (185) yakın veya daha yüksek ortalama Ra değerlerine sahipken diğer malzemeler (VarseoSmile Crown Plus Bego 0,20 µm, Vita Enamic Vita 0,11 µm, Lava Ultimate 3M, 0,17 µm) kabul edilebilir Ra değerlerine sahip çıkmıştır. Bununla birlikte, Permanent Crown Resin Formlabs'in ortalama Ra değerindeki (0,26 µm), 0,06 µm'lik bir farkın klinik olarak ihmal edilebilir (124) olduğu göz önüne alındığında bu değer kabul edilebilir. Bego VarseoSmile Crown Plus ve Formlabs Permanent Crown Resin benzer

bileşimlere sahip katkılı olarak üretilmiş kompozit reçineler olsa da (183), Permanent Crown karşılaştırılan diğer üç boyutlu yazılarla üretilen seramiklerden yüksek Ra değeri vermesi üretim tekniğinin farklı olması ile açıklanabilir. Permanent Crown farklı olarak SLA yöntemiyle üretilirken, VarseoSmile Crown DLP yöntemiyle üretilmiştir.

Bu çalışmanın limitasyonları;

1. Çalışmada üç boyutlu yazıcılar ve CAD/CAM ile üretilen rezin dolduruculu seramik numuneler düz yüzeyli dikdörtgen ve 1,5 mm kalınlığında üretilmiştir. Fakat ağız içerisinde bulunan dental restorasyonların bütün yüzeyleri eşit kalınlıkta olmayıp farklı şekilde yüzeylere sahiptir.
2. Çalışmada in vitro çalışmaların doğası gereği ağız ortamının belirsiz koşulları, yüksek eksenel olmayan çiğneme kuvvetleri, sık sıcaklık değişiklikleri, tükürük akışı, plak birikimi ve asidik maruziyet, göz ardı edilmiştir.
3. Alttaki destek yapıların ve yapıştırma ajanının renginin estetik ve optik sonuçları değiştirebileceği göz önünde bulundurmamıştır.
4. Farklı içecekler, ve materyallerin renk tonları değişken sonuçlar doğurabilir. Klinik uygulamalarda, restorasyon yüzeyleri çeşitli dış faktörlere maruz kalırken, restorasyonun iç yüzeyi altta yatan yapıya yapıştırılır.
5. Optik özellikleri etkileyen diğer faktörler arasında UV ışınlarına maruz kalma, materyalin yüzey özellikleri ve fırçalama prosedürleri bulunmaktadır. Bu faktörlerin, ağız içindeki materyalin renk ve translüsensi değerleri üzerindeki etkisinin daha iyi değerlendirilebilmesi için farklı koşullarda ve farklı materyallerle daha fazla çalışma yapılması önerilmektedir.
6. Bulgular, in vitro çalışmanın sonuçlarının yalnızca test edilen malzemelerle sınırlı olduğu dikkate alınarak yorumlanmalıdır.

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Üç boyutlu yazıcılar ve CAD/CAM ile üretilen daimi restorasyon materyali olan yeni nesil rezin dolduruculu seramiklerin termal yaşlandırma sonrası yüzey pürüzlülüğünü (Ra, Rz) ve renk (ΔE) ve translusensi (TP) değişimini değerlendirdiğimiz çalışmada;

1. Termal yaşlandırma hem üç boyutlu yazıcılarla üretilen rezin dolduruculu seramik daimi restorasyonların hem de CAD/CAM ile üretilen rezin dolduruculu seramik daimi restorasyon bloklarının yüzey pürüzlülüğünde artışa neden olmaktadır.
2. Termal yaşlandırma sonrasında yüzey pürüzlülük değerleri üç boyutlu yazıcılarla üretilen örneklerde, CAD/CAM ile üretilen örneklerden daha yüksek değerler göstermiştir.
3. Termal yaşlandırma hem üç boyutlu yazıcılarla üretilen örneklerde ve CAD/CAM ile üretilen örneklerde ışık geçirgenliğinde azalmaya sebep olmaktadır ancak bu azalma CAD/CAM ile üretilen bloklarda istatiksel olarak anlamlı değildir.
4. Termal yaşlandırma hem üç boyutlu yazıcılarla üretilen örneklerde hem de CAD/CAM ile üretilen örneklerde renk değişimine sebep olmuştur.
5. Termal yaşlandırma sonrasında üç boyutlu yazıcılarla üretilen Permanent Crown Resin Formlabs'teki renk değişimi CAD/CAM ile üretilen materyalere benzer sonuçlar vermiştir.
6. Üç boyutlu yazıcılarla üretilen materyallerin seçiminde; materyalin kimyasal içeriği ve üretim tekniği olarak SLA ya da DLP olması önem taşımaktadır. Çalışmamızda özellikle SLA yöntemiyle üretilen örneklerin renk ve translusensi değişimleri, DLP yöntemiyle üretilen örneklere göre daha düşük çıkmıştır.

KAYNAKLAR

1. Tahayeri A, Morgan MC, Fugolin AP, Bompolaki D, Athirasala A, Pfeifer CS, et al. 3D printed versus conventionally cured provisional crown and bridge dental materials. Dental Materials. 2018 Feb 1;34(2):192–200.
2. Lee WS, Lee DH, Lee KB. Evaluation of internal fit of interim crown fabricated with CAD/CAM milling and 3D printing system. Journal of Advanced Prosthodontics. 2017;9(4):265–70.
3. Mai HN, Lee KB, Lee DH. Fit of interim crowns fabricated using photopolymer-jetting 3D printing. Journal of Prosthetic Dentistry. 2017 Aug 1;118(2):208–15.
4. Park GS, Kim SK, Heo SJ, Koak JY, Seo DG. Effects of printing parameters on the fit of implant-supported 3D printing resin prosthetics. Materials. 2019 Aug 1;12(16).
5. Lin WS, Harris BT, Pellerito J, Morton D. Fabrication of an interim complete removable dental prosthesis with an in-office digital light processing three-dimensional printer: A proof-of-concept technique. Journal of Prosthetic Dentistry. 2018 Sep 1;120(3):331–4.
6. Koch Scotti C, Mattar M, Campos Velo A, Antonio F, Rizzante P, Rita De Lima Nascimento T, et al. Physical and surface properties of a 3D-printed composite resin for a digital workflow.
7. Revilla-León M, Özcan M. Additive Manufacturing Technologies Used for Processing Polymers: Current Status and Potential Application in Prosthetic Dentistry. Vol. 28, Journal of Prosthodontics. Blackwell Publishing Inc.; 2019. p. 146–58.
8. Digholkar S, Madhav VNV, Palaskar J. Evaluation of the flexural strength and microhardness of provisional crown and bridge materials fabricated by different methods. Journal of Indian Prosthodontist Society. 2016 Oct 1;16(4):328–34.
9. Giti R, Dabiri S, Motamedifar M, Derafshi R. Surface roughness, plaque accumulation, and cytotoxicity of provisional restorative materials fabricated by different methods. PLoS One. 2021 Apr 1;16(4 April 2021).
10. Rawlings RD, Wu JP, Boccaccini AR. Glass-ceramics: Their production from wastes-A Review. Vol. 41, Journal of Materials Science. 2006. p. 733–61.
11. Duret F, Blouin JL, Duret B. CAD-CAM in dentistry. J Am Dent Assoc. 1988;117(6):715–20.
12. Tokgöz-Çetindağ M MA. Diş hekimliğinde kullanılan CAD/CAM (Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim) sistemleri ve materyaller. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg. 2016;26(3):524-533.
13. Palin W, & BFJ (2005). Trends in indirect dentistry: 8. CAD/CAM technology. Dental update, 32(10), 566–572. [cited 2024 Mar 25]; Available from: https://doi.org/10.12968/denu.2005.32.10.566".
14. Feuerstein P. Can technology help dentists deliver better patient care? J Am Dent Assoc. 2004;135 Suppl:11S-16S.
15. Alghazzawi TF. Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. Vol. 60, Journal of Prosthodontic Research. Elsevier Ltd; 2016. p. 72–84.
16. Bakiç H, Kocacikli M, Korkmaz T. Diş Hekimliğinde Güncel İntraoral Tarayicilar. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2021 Jan 13;1–1.
17. Christensen GJ. Computerized restorative dentistry: State of the art. Journal of the American Dental Association. 2001;132(9):1301–3.
18. Abduo J, Lyons K, Bennamoun M. Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics: A review of the available streams. Int J Dent. 2014;2014.
19. Joerg R. Strub DPEDRDPSWMC. Computer-aided design and fabrication of dental restorations.
20. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: An overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. Br Dent J. 2008 May 10;204(9):505–11.
21. Sun J, Zhang FQ. The Application of Rapid Prototyping in Prosthodontics. Journal of Prosthodontics. 2012 Dec;21(8):641–4.
22. Kessler A, Hickel R, Reymus M. 3D printing in dentistry-state of the art. Oper Dent. 2020 Jan 1;45(1):30–40.
23. Dawood A, Marti BM, Sauret-Jackson V, Darwood A. 3D printing in dentistry. Br Dent J. 2015 Dec 11;219(11):521–9.
24. Hazeveld A, Huddleston Slater JJR, Ren Y. Accuracy and reproducibility of dental replica models reconstructed by different rapid prototyping techniques. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2014 Jan;145(1):108–15.
25. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. Vol. 28, Dental Materials Journal. 2009.

26. Liu Q, Leu MC, Schmitt SM. Rapid prototyping in dentistry: Technology and application. International Journal of Advanced Manufacturing Technology. 2006 Jun;29(3–4):317–35.
27. Yin L, Song XF, Song YL, Huang T, Li J. An overview of in vitro abrasive finishing & CAD/CAM of bioceramics in restorative dentistry. Int J Mach Tools Manuf. 2006 Jul;46(9):1013–26.
28. Stansbury JW, Idacavage MJ. 3D printing with polymers: Challenges among expanding options and opportunities. In: Dental Materials. Elsevier Inc.; 2016. p. 54–64.
29. Azari A, Nikzad S. The evolution of rapid prototyping in dentistry: A review. Rapid Prototyp J. 2009 Jun 29;15(3):216–25.
30. Liska R, Schuster M, Inführ R, Turecek C, Fritscher C, Seidl B, et al. Photopolymers for rapid prototyping. J Coat Technol Res. 2007;4(4):505–10.
31. Van Noort R. The future of dental devices is digital. Vol. 28, Dental Materials. Elsevier Inc.; 2012. p. 3–12.
32. Alharbi N, Wismeijer D, Osman R. Additive Manufacturing Techniques in Prosthodontics: Where Do We Currently Stand? A Critical Review. Int J Prosthodont. 2017 Sep;30(5):474–84.
33. Quan H, Zhang T, Xu H, Luo S, Nie J, Zhu X. Photo-curing 3D printing technique and its challenges. Vol. 5, Bioactive Materials. KeAi Communications Co.; 2020. p. 110–5.
34. Jockusch J, Özcan M. Additive manufacturing of dental polymers: An overview on processes, materials and applications. Dent Mater J. 2020;39(3):345–54.
35. Groth C, Kravitz ND, Jones PE, Graham JW, Redmond WR. Three-dimensional printing technology. J Clin Orthod. 2014 Aug;48(8):475–85.
36. Wendel B, Rietzel D, Kühnlein F, Feulner R, Hülder G, Schmachtenberg E. Additive processing of polymers. Vol. 293, Macromolecular Materials and Engineering. 2008. p. 799–809.
37. Yang L, Miyanaji H. Ceramic Additive Manufacturing: A Review Of Current Status And Challenges.
38. Guo N, Leu MC. Additive manufacturing: Technology, applications and research needs. Vol. 8, Frontiers of Mechanical Engineering. 2013. p. 215–43.
39. Zocca A, Colombo P, Gomes CM, Günster J. Additive Manufacturing of Ceramics: Issues, Potentialities, and Opportunities. Journal of the American Ceramic Society. 2015 Jul 1;98(7):1983–2001.
40. Hu Y, Cong W. A review on laser deposition-additive manufacturing of ceramics and ceramic reinforced metal matrix composites. Vol. 44, Ceramics International. Elsevier Ltd; 2018. p. 20599–612.
41. Ligon SC, Liska R, Stampfl J, Gurr M, Mülhaupt R. Polymers for 3D Printing and Customized Additive Manufacturing. Vol. 117, Chemical Reviews. American Chemical Society; 2017. p. 10212–90.
42. Bhargav A, Sanjairaj V, Rosa V, Feng LW, Fuh YH J. Applications of additive manufacturing in dentistry: A review. Vol. 106, Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials. John Wiley and Sons Inc.; 2018. p. 2058–64.
43. Alsahafi RA, Mitwalli HA, Balhaddad AA, Weir MD, Xu HHK, Melo MAS. Regenerating Craniofacial Dental Defects With Calcium Phosphate Cement Scaffolds: Current Status and Innovative Scope Review. Vol. 2, Frontiers in Dental Medicine. Frontiers Media S.A.; 2021.
44. Schubert C, Van Langeveld MC, Donoso LA. Innovations in 3D printing: a 3D overview from optics to organs. Available from: http://www.
45. Bosch G, Ender A, Mehl A. A 3-dimensional accuracy analysis of chairside CAD/CAM milling processes. Journal of Prosthetic Dentistry. 2014 Dec 1;112(6):1425–31.
46. Bohner M. Design of ceramic-based cements and putties for bone graft substitution. Eur Cell Mater. 2010;20:1–12.
47. Mikos AG, Herring SW, Ochareon P, Elisseeff J, Lu HH, Kandel R, et al. Engineering Complex Tissues.
48. Lavik E, Langer R. Tissue engineering: Current state and perspectives. Vol. 65, Applied Microbiology and Biotechnology. Springer Verlag; 2004. p. 1–8.
49. Mangano F, Pozzi-Taubert S, Zecca PA, Luongo G, Sammons RL, Mangano C. Immediate restoration of fixed partial prostheses supported by one-piece narrow-diameter selective laser sintering implants: A 2-year prospective study in the posterior jaws of 16 patients. Implant Dent. 2013 Aug;22(4):388–93.
50. Kim KB, Kim JH, Kim WC, Kim JH. Three-dimensional evaluation of gaps associated with fixed dental prostheses fabricated with new technologies. Journal of Prosthetic Dentistry. 2014 Dec 1;112(6):1432–6.

51. Xu D, Xiang N, Wei B. The marginal fit of selective laser melting-fabricated metal crowns: An in vitro study. Journal of Prosthetic Dentistry. 2014 Dec 1;112(6):1437–40.
52. Chen G, Zeng X, Wang Z, Guan K, Peng C. Fabrication of removable partial denture framework by selective laser melting. In: Advanced Materials Research. 2011. p. 174–8.
53. Li H, Song L, Sun J, Ma J, Shen Z. Dental ceramic prostheses by stereolithography-based additive manufacturing: potentials and challenges. Advances in Applied Ceramics. 2019 Feb 17;118(1–2):30–6.
54. Wang MO, Vorwald CE, Dreher ML, Mott EJ, Cheng MH, Cinar A, et al. Evaluating 3D-printed biomaterials as scaffolds for vascularized bone tissue engineering. Advanced Materials. 2014 Nov 11;27(1):138–44.
55. Wang W, Yu H, Liu Y, Jiang X, Gao B. Trueness analysis of zirconia crowns fabricated with 3-dimensional printing. Journal of Prosthetic Dentistry. 2019 Feb 1;121(2):285–91.
56. Kattadiyil MT, Goodacre CJ, Baba NZ. CAD/CAM complete dentures: a review of two commercial fabrication systems. J Calif Dent Assoc. 2013;41(6):407–16.
57. Schwitalla A, Müller WD. PEEK dental implants: A review of the literature. Vol. 39, Journal of Oral Implantology. 2013. p. 743–9.
58. Kelsey DJ SGGSBJJocm. Composite implant for bone replacement. . 1997;1593–632.
59. Liao K. Performance Characterization And Modeling Of A Composite Hip Prosthesis.
60. Grzebieluch W, Kowalewski P, Grygier D, Rutkowska-Gorczyca M, Kozakiewicz M, Jurczyszyn K. Printable and machinable dental restorative composites for cad/cam application—comparison of mechanical properties, fractographic, texture and fractal dimension analysis. Materials. 2021 Sep 1;14(17).
61. Rosentritt M, Rauch A, Hahnel S, Schmidt M. In-vitro performance of subtractively and additively manufactured resin-based molar crowns. J Mech Behav Biomed Mater. 2023 May 1;141.
62. Atria PJ, Bordin D, Marti F, Nayak VV, Conejo J, Benalcázar Jalkh E, et al. 3D-printed resins for provisional dental restorations: Comparison of mechanical and biological properties. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry. 2022 Jul 1;34(5):804–15.
63. Revilla-León M, Meyers MJ, Zandinejad A, Özcan M. A review on chemical composition, mechanical properties, and manufacturing work flow of additively manufactured current polymers for interim dental restorations. Vol. 31, Journal of Esthetic and Restorative Dentistry. Blackwell Publishing Ltd; 2019. p. 51–7.
64. Alharbi N, Osman R, Wismeijer D. Effects of build direction on the mechanical properties of 3D-printed complete coverage interim dental restorations. Journal of Prosthetic Dentistry. 2016 Jun 1;115(6):760–7.
65. Ryu JE, Kim YL, Kong HJ, Chang HS, Jung JH. Marginal and internal fit of 3D printed provisional crowns according to build directions. Journal of Advanced Prosthodontics. 2020 Aug 1;12(4):225–32.
66. Favero CS, English JD, Cozad BE, Wirthlin JO, Short MM, Kasper FK. Effect of print layer height and printer type on the accuracy of 3-dimensional printed orthodontic models. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2017 Oct 1;152(4):557–65.
67. Kluska E, Gruda P, Majca-Nowak N. The Accuracy and the Printing Resolution Comparison of Different 3D Printing Technologies. Transactions on Aerospace Research. 2018 Sep 1;2018(3):69–86.
68. Crivello J V. UV and electron beam-induced cationic polymerization. Nucl Instruments Methods Phys Res Sect B Beam Interact with Mater Atoms. 1999;151(1–4):8–21.
69. Borrello J, Nasser P, Iatridis JC, Costa KD. 3D printing a mechanically-tunable acrylate resin on a commercial DLP-SLA printer. Addit Manuf. 2018 Oct 1;23:374–80.
70. Reymus M, Fabritius R, Keßler A, Hickel R, Edelhoff D, Stawarczyk B. Fracture load of 3D-printed fixed dental prostheses compared with milled and conventionally fabricated ones: the impact of resin material, build direction, post-curing, and artificial aging—an in vitro study. Clin Oral Investig. 2020 Feb 1;24(2):701–10.
71. Durack C PS. Cone beam computed tomography in endodontics. 2012;179–91.
72. Türker H, Aksoy B, Özsoy K. Fabrication of Customized dental guide by stereolithography method and evaluation of dimensional accuracy with artificial neural networks. J Mech Behav Biomed Mater. 2022 Feb 1;126.
73. Schweiger J, Edelhoff D, Güth JF. 3d printing in digital prosthetic dentistry: An overview of recent developments in additive manufacturing. Vol. 10, Journal of Clinical Medicine. MDPI; 2021.
74. Barazanchi A, Li KC, Al-Amleh B, Lyons K, Waddell JN. Additive Technology: Update on Current Materials and Applications in Dentistry. Journal of Prosthodontics. 2017 Feb 1;26(2):156–63.
75. Jefferies SR. Abrasive Finishing and Polishing in Restorative Dentistry: A State-of-the-Art Review. Vol. 51, Dental Clinics of North America. 2007. p. 379–97.

76. Antonson SA, Yazici AR, Kilinc E, Antonson DE, Hardigan PC. Comparison of different finishing/polishing systems on surface roughness and gloss of resin composites. J Dent. 2011 Sep;39(SUPPL. 1).
77. Acar O, Yilmaz B, Altintas SH, Chandrasekaran I, Johnston WM. Color stainability of CAD/CAM and nanocomposite resin materials. Journal of Prosthetic Dentistry. 2016 Jan 1;115(1):71–5.
78. Preis V, Grumser K, Schneider-Feyrer S, Behr M, Rosentritt M. Cycle-dependent in vitro wear performance of dental ceramics after clinical surface treatments. J Mech Behav Biomed Mater. 2016 Jan 1;53:49–58.
79. Fasbinder DJ, Neiva GF. Surface Evaluation of Polishing Techniques for New Resilient CAD/CAM Restorative Materials. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry. 2016 Jan 1;28(1):56–66.
80. Jung M VSKJ. Surface geometry of three packable and one hybrid composite after finishing. Oper Dent. 2003;53-59.
81. Anusavice K PR. Phillip's Science of Dental Materials. St Louis: Elsevier. 2003;145–6.
82. Bertrand M Lemmllbm. Effect of surface penetrating sealant on surface texture and microhardness of composite resins. s J Biomed Mater Res An Off J Soc Biomater Japanese Soc Biomater Aust Soc Biomater Korean Soc Biomater. 2000;658–63.
83. Review of the CIE System of Colorimetry and Its Use in Dentistry.
84. Villarroel M, Fahl N, De Sousa AM, De Oliveira OB. Direct esthetic restorations based on translucency and opacity of composite resins. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry. 2011 Apr;23(2):73–87.
85. Rosenstiel SF LMFJ. Contemporary Fixed Prosthodontics. 4th ed., St. Louis. 2006;226-243.
86. Brewer JD, Wee A, Seghi R. Advances in color matching. Vol. 48, Dental Clinics of North America. 2004. p. 341–58.
87. Sharma G, Wu W, Dalal EN. The CIEDE2000 Color-Difference Formula: Implementation Notes, Supplementary Test Data, and Mathematical Observations. Col Res Appl [Internet]. 2005;30:21–30. Available from: www.interscience.wiley.com
88. Ikeda T, Sidhu SK, Omata Y, Fujita M, Sano H. Colour and translucency of opaque-shades and body-shades of resin composites. Vol. 113, Eur J Oral Sci. 2005.
89. Cho BH, Lee YK. A shade guide model based on the color distribution of natural teeth. Color Res Appl. 2007 Aug;32(4):278–83.
90. Kaya Y, Tunca M, Alkan Ö. Sabit ortodontik tedavi sonrasında mine yüzeyinde gözlenen renk değişimlerinin SpectroShade MicroTM ile değerlendirilmesi. Acta Odontologica Turcica. 2021 May 1;38(2):42–8.
91. S. Yilmaz Oosr. Protez Temizleyicilerinin Yumuşak Astar Maddelerinin Renk Stabiliteleri Üzerine Etkisinin Değerlendirilmesi. 2014.
92. Joiner A. Tooth colour: A review of the literature. J Dent. 2004;32(SUPPL.):3–12.
93. O'Brien WJ (William J. Dental materials and their selection. Quintessence Pub. Co; 2002. 418 p.
94. Paravina RD PJM. Esthetic color training in dentistry. St Louis, Missouri Mosby Inc. 2004;p165-174.
95. Pecho OE, Ghinea R, Alessandretti R, Pérez MM, Della Bona A. Visual and instrumental shade matching using CIELAB and CIEDE2000 color difference formulas. Dental Materials. 2016 Jan 1;32(1):82–92.
96. Kurt M, Turhan Bal B, Bal C. Actual Methods of Color Measurement: A Systematic Review. Turkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences. 2016;22(2):130–46.
97. Salas M, Lucena C, Herrera LJ, Yebra A, Della Bona A, Pérez MM. Translucency thresholds for dental materials. Dental Materials. 2018 Aug 1;34(8):1168–74.
98. Pérez MM, Ghinea R, Ugarte-Alván LI, Pulgar R, Paravina RD. Color and translucency in silorane-based resin composite compared to universal and nanofilled composites. In: Journal of Dentistry. 2010.
99. Paravina RD, Ontiveros JC, Powers JM. Curing-D ep en dent Changes in Color and Translucency Parameter of Composite Bleach Shades.
100. Luo MR, Cui G, Rigg B. The development of the CIE 2000 colour-difference formula: CIEDE2000. Color Res Appl. 2001 Oct;26(5):340–50.
101. Lee YK, Lim BS, Kim CW, Powers JM. Comparison of color of resin composites of white and translucent shades with two shade guides. J Esthet Restor Dent. 2001;13(3):179–86.
102. Igiel C, Weyhrauch M, Wentaschek S, Scheller H, Lehmann KM. Dental color matching: A comparison between visual and instrumental methods. Dent Mater J. 2016 Jan 31;35(1):63–9.
103. Scott R. Okubo DAKBMWRDMe and SC. Evaluation of visual and instrument shade matching. 1988;642–8.

104. Lehmann KM, Igiel C, Schmidtmann I, Scheller H. Four color-measuring devices compared with a spectrophotometric reference system. In: Journal of Dentistry. 2010.
105. Perez MDM, Ghinea R, Herrera LJ, Ionescu AM, Pomares H, Pulgar R, et al. Dental ceramics: A CIEDE2000 acceptability thresholds for lightness, chroma and hue differences. J Dent. 2011 Dec;39(SUPPL. 3).
106. Chu SJ, Trushkowsky RD, Paravina RD. Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. In: Journal of Dentistry. 2010.
107. Paul S, Peter A, Pietrobon N, Hämmerle CHF. Visual and spectrophotometric shade analysis of human teeth. J Dent Res. 2002 Aug 1;81(8):578–82.
108. Lagouvardos PE, Fougia AG, Diamantopoulou SA, Polyzois GL. Repeatability and interdevice reliability of two portable color selection devices in matching and measuring tooth color. Journal of Prosthetic Dentistry. 2009 Jan;101(1):40–5.
109. Wee AG, Lindsey DT, Kuo S, Johnston WM. Color accuracy of commercial digital cameras for use in dentistry. Dental Materials. 2006 Jun;22(6):553–9.
110. Geis-Gerstorfer J. In vitro corrosion measurements of dental alloys*. Vol. 22, J. Dent. 1994.
111. Versluisl A, Douglasl WH, Sakaguchi2 RL. Thermal expansion coefficient of dental composites measured with strain gauges. Vol. 12, Dent Mater. 1996.
112. Tanaka T, Kamada K, Matsumura H, Atsuta M. A comparison of water temperatures for thermocycling of metal-bonded resin specimens. 1995.
113. Papacchini F, Toledano M, Monticelli F, Osorio R, Radovic I, Polimeni A, et al. Hydrolytic stability of composite repair bond.
114. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations.
115. Hüseyin Kocaağaoğlu H, Önder Gümüş H, Albayrak H. Tam Seramik Restorasyonlarda Yüzey Pürüzlendirme ve Polisaj: Derleme Surface Roughening and Polishing in All-Ceramic Restorations: A Review. ADO Klinik Bilimler Dergisi Journal of Clinical Sciences.
116. Gadelmawla ES, Koura MM, Maksoud TMA, Elewa IM, Soliman HH. Roughness parameters.
117. Whitehead SA, Shearer AC, Watts DC. Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. Journal of Oral Rehabilitation. 1995.
118. Yanikoglu ND, Sakarya RE. Test methods used in the evaluation of the structure features of the restorative materials: A literature review. Vol. 9, Journal of Materials Research and Technology. Elsevier Editora Ltda; 2020. p. 9720–34.
119. Kakaboura A, Fragouli M, Rahiotis C, Silikas N. Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. In: Journal of Materials Science: Materials in Medicine. 2007. p. 155–63.
120. Hande Filiz Ateaecy. Diş Hekimliğinde Yüzey Pürüzlülüğü Araştırma Yöntemleri: Derleme Makalesi.
121. Joniot S, Salomon JP, Dejou J, Grégoire G. Use of two surface analyzers to evaluate the surface roughness of four esthetic restorative materials after polishing. Oper Dent. 2006 Jan;31(1):39–46.
122. Ružbarský J. Roughness Control of Surfaces Using a Laser Profilometer with the Selected Material Cutting Technology. Materials. 2023 Jun 1;16(11).
123. Pala K, Tekçe N, Tuncer S, Serim ME, Demirci M. Evaluation of the surface hardness, roughness, gloss and color of composites after different finishing/polishing treatments and thermocycling using a multitechnique approach. Dent Mater J. 2016 Mar 31;35(2):278–89.
124. Çakmak G, Oosterveen-Rüegsegger AL, Akay C, Schimmel M, Yilmaz B, Donmez MB. Influence of polishing technique and coffee thermal cycling on the surface roughness and color stability of additively and subtractively manufactured resins used for definitive restorations. Journal of Prosthodontics. 2024 Jun 1;33(5):467–74.
125. Taşın S, Ismatullaev A. Effect of coffee thermocycling on the color and translucency of milled and 3D printed definitive restoration materials.
126. Lu H, Roeder LB, Lei L, Powers JM. Effect of Surface Roughness on Stain Resistance of Dental Resin Composites.
127. Jones CS, Billington RW, Pearson GJ. The in vivo perception of roughness of restorations. Br Dent J. 2004 Jan 10;196(1):42–5.
128. Mondelli RFL, Garrido L de MA, Soares AF, Allison-Danitza, Rodriguez-Medina, Mondelli J, et al. Effect of simulated brushing on surface roughness and wear of bis-acryl-based materials submitted to different polishing protocols. J Clin Exp Dent. 2022;14(2):168–76.
129. Soliman Han, Elkholany Nr, Hamama Hh, El-Sharkawy FM, Mahmoud SH, Comisi JC. Effect of Different Polishing Systems on the Surface Roughness and Gloss of Novel Nanohybrid Resin Composites. Eur J Dent. 2021 May 1;15(2):259–65.

130. Papathanasiou I, Zinelis S, Papavasiliou G, Kamposiora P. Effect of aging on color, gloss and surface roughness of CAD/CAM composite materials. J Dent. 2023 Mar 1;130.
131. Aydin N, Karaoğlanoğlu S, Oktay Ea, Ersöz B. Effect of Additional Polishing Application on the Surface Roughness and Color Change of Composite Resins. Turkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences. 2021;27(3):462–9.
132. Deljoo Z, Sadeghi M, Azar MR, Bagheri R. The Effect of Different Polishing Methods and Storage Media on Discoloration of Resin Composites. Vol. 3, Deljoo Z et al. 227 jdb.sums.ac.ir J Dent Biomater. 2016.
133. Fontes ST, Fernández MR, Modena De Moura C, Meireles SS. Color Stability Of A Nanofill Composite: Effect Of Different Immersion Media [Internet]. Vol. 17, J Appl Oral Sci. 2009. Available from: www.fob.usp.br/jaos
134. Karaokutan I, Sayin Ozel G. Farklı Tekniklerle Üretilmiş Geçici Materyallerine Uygulanan Yüzey Polisaj İşlemlerinin Renk Değişimi Üzerine Etkisi. Selcuk Dental Journal. 2022 Aug 24;9(2):364–71.
135. Karaokutan I, Sayin Ozel G. Farklı Tekniklerle Üretilmiş Geçici Materyallerine Uygulanan Yüzey Polisaj İşlemlerinin Renk Değişimi Üzerine Etkisi. Selcuk Dental Journal. 2022 Aug 24;9(2):364–71.
136. Abu-Hossin S, Onbasi Y, Berger L, Troll F, Adler W, Wichmann M, et al. Comparison of digital and visual tooth shade selection. Clin Exp Dent Res. 2023 Apr 1;9(2):368–74.
137. Tabatabaian F, Beyabanaki E, Alirezaei P, Epakchi S. Visual and digital tooth shade selection methods, related effective factors and conditions, and their accuracy and precision: A literature review. Vol. 33, Journal of Esthetic and Restorative Dentistry. John Wiley and Sons Inc; 2021. p. 1084–104.
138. Gehrke P, Riekeberg U, Fackler O, Dhom Niedergelassener Zahnarzt in Ludwigshafen Niedergelassener Zahnarzt in Moers Zahntechniker G, in Viernheim D. Comparison of In Vivo Visual, Spectrophoto-metric and Colorimetric Shade Determina-tion of Teeth and Implant-supported Crowns Vergleichsstudie zur visuellen, spektrofotometri-schen und kolorimetrischen Farbbestimmung an natürlichen Zähnen und Implantatkronen. Vol. 12, International Journal of Computerized Dentistry. 2009.
139. Igiel C, Lehmann KM, Ghinea R, Weyhrauch M, Hangx Y, Scheller H, et al. Reliability of visual and instrumental color matching. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry. 2017 Sep 1;29(5):303–8.
140. Kim-Pusateri S, Brewer JD, Davis EL, Wee AG. Reliability and accuracy of four dental shade-matching devices. Journal of Prosthetic Dentistry. 2009 Mar;101(3):193–9.
141. Lee YK. Comparison of CIELAB DE * and CIEDE2000 color-differences after polymerization and thermocycling of resin composites [Internet]. Available from: www.intl.elsevierhealth.com/journals/dema
142. Gómez-Polo C, Muñoz MP, Lorenzo Luengo MC, Vicente P, Galindo P, Martín Casado AM. Comparison of the CIELab and CIEDE2000 color difference formulas. Journal of Prosthetic Dentistry. 2016 Jan 1;115(1):65–70.
143. Richard Van Noort. Introduction-to-Dental-Materials-4th-Edition-[konkur.in].
144. Della Bona A. Color and appearance in dentistry. Color and Appearance in Dentistry. Springer International Publishing; 2020. 1–142 p.
145. Paravina RD, Ghinea R, Herrera LJ, Bona AD, Igiel C, Linninger M, et al. Color difference thresholds in dentistry. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry. 2015 Mar 1;27(S1):S1–9.
146. Dudea D, Gasparik C, Botos A, Alb F, Irimie A, Paravina RD. Influence of background/surrounding area on accuracy of visual color matching. Clin Oral Investig. 2016 Jul 1;20(6):1167–73.
147. Pecho OE, Ghinea R, Ionescu AM, De La Cruz Cardona J, Paravina RD, Del Mar Pérez M. Color and translucency of zirconia ceramics, human dentine and bovine dentine. J Dent. 2012 Dec;40(SUPPL.2).
148. Revilla-León M, Umorin M, Özcan M, Piedra-Cascón W. Color dimensions of additive manufactured interim restorative dental material.
149. Atria PJ LISC. In Vitro Evaluation of Surface Roughness, Color Stability, and Color Masking of Provisional Restoration Materials for Veneers and Crowns. Int J Comput Dent. 2020;343–50.
150. Shin JW, Kim JE, Choi YJ, Shin SH, Nam NE, Shim JS, et al. Evaluation of the color stability of 3d-printed crown and bridge materials against various sources of discoloration: An in vitro study. Materials. 2020 Dec 1;13(23):1–13.
151. Lee EH, Ahn JS, Lim YJ, Kwon HB, Kim MJ. Effect of layer thickness and printing orientation on the color stability and stainability of a 3D-printed resin material. Journal of Prosthetic Dentistry. 2022 May 1;127(5):784.e1-784.e7.

152. Kim JE, Choi WH, Lee D, Shin Y, Park SH, Roh BD, et al. Color and translucency stability of three-dimensional printable dental materials for crown and bridge restorations. Materials. 2021 Feb 1;14(3):1–15.
153. Radwan H, Elnaggar G, deen IS El. Surface roughness and color stability of 3D printed temporary crown material in different oral media (In vitro study). International Journal of Applied Dental Sciences. 2021 Jan 1;7(1):327–34.
154. Gao Y, Li J, Dong B, Zhang M. Direct composite resin restoration of a class IV fracture by using 3D printing technology: A clinical report.
155. Alharbi G, Al Nahedh HNA, Al-Saud LM, Shono N, Maawadh A. Effect of different finishing and polishing systems on surface properties of universal single shade resin-based composites. BMC Oral Health. 2024 Dec 1;24(1).
156. Backer AD, Münchow EA, Eckert GJ, Hara AT, Platt JA, Bottino MC. Effects of Simulated Gastric Juice on CAD/CAM Resin Composites—Morphological and Mechanical Evaluations. Journal of Prosthodontics. 2017 Jul 1;26(5):424–31.
157. Çakmak G, Donmez MB, de Paula MS, Akay C, Fonseca M, Kahveci Ç, et al. Surface roughness, optical properties, and microhardness of additively and subtractively manufactured CAD-CAM materials after brushing and coffee thermal cycling. Journal of Prosthodontics. 2023;
158. Song SY, Shin YH, Lee JY, Shin SW. Color stability of provisional restorative materials with different fabrication methods. Journal of Advanced Prosthodontics. 2020 Oct 1;12(5):259–64.
159. Yao Q, Morton D, Eckert GJ, Lin WS. The effect of surface treatments on the color stability of CAD-CAM interim fixed dental prostheses.
160. Rosenstiel SF LMF. Contemporary fixed prosthodontics-e-book. 2015.
161. Basegio MM, Pecho OE, Ghinea R, Perez MM, Della Bona A. Masking ability of indirect restorative systems on tooth-colored resin substrates. Dental Materials. 2019 Jun 1;35(6):e122–30.
162. Johnston WM. Translucency parameter of colorants for maxillofacial prostheses [Internet]. Article in The International Journal of Prosthodontics. 1995. Available from: https://www.researchgate.net/publication/15487816
163. Bagis B, Turgut S. Optical properties of current ceramics systems for laminate veneers. J Dent. 2013 Aug;41(SUPPL. 3).
164. Turgut S, Kilinç H, Aydoğan Ayaz E, Bağiş B. Monolitik Zirkonya Restorasyonlarin Sonuç Renk Ve Translusensi Özelliklerine Farkli Tip Yapiştirma Simanlarinin Etkisi. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2021 Jul 15;1–1.
165. Salas M, Lucena C, Herrera LJ, Yebra A, Della Bona A, Pérez MM. Translucency thresholds for dental materials. Dental Materials. 2018 Aug 1;34(8):1168–74.
166. Awad D, Stawarczyk B, Liebermann A, Ilie N. Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. Journal of Prosthetic Dentistry. 2015 Jun 1;113(6):534–40.
167. Egilmez F, Ergun G, Cekic-Nagas I, Vallittu PK, Lassila LVJ. Comparative color and surface parameters of current esthetic restorative CAD/CAM materials. Journal of Advanced Prosthodontics. 2018 Feb 1;10(1):32–42.
168. Bagheri R, Burrow MF, Tyas M. Influence of food-simulating solutions and surface finish on susceptibility to staining of aesthetic restorative materials. J Dent. 2005;33(5):389–98.
169. Aydın N, Karaoğlanoğlu S, Oktay EA, Kılıçarslan MA. Investigating the color changes on resin-based CAD/CAM Blocks. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry. 2020 Mar 1;32(2):251–6.
170. Soto-Montero J, de Castro EF, Romano B de C, Nima G, Shimokawa CAK, Giannini M. Color alterations, flexural strength, and microhardness of 3D printed resins for fixed provisional restoration using different post-curing times. Dental Materials. 2022 Aug 1;38(8):1271–82.
171. Lee EH, Ahn JS, Lim YJ, Kwon HB, Kim MJ. Effect of post-curing time on the color stability and related properties of a tooth-colored 3D-printed resin material. J Mech Behav Biomed Mater. 2022 Feb 1;126.
172. Van Noort R. Introduction to Dental Materials. 4th ed. Elsevier Mosby,. 2013;231–46.
173. Koizumi H, Saiki O, Nogawa H, Hiraba H, Okazaki T, Matsumura H. Surface roughness and gloss of current CAD/CAM resin composites before and after toothbrush abrasion. Dent Mater J. 2015 Dec 1;34(6):881–7.
174. Choi YS, Kang KH, Att W. Evaluation of the response of esthetic restorative materials to ultraviolet aging.
175. Batista O, Junior O, Buso L, Campos F, Sarmento HR. Influence of polishing procedures on the surface roughness of dental ceramics made by different techniques [Internet]. Available from: www.agd.org

176. Valian A, Moravej-Salehi E. Surface treatment of feldspathic porcelain: Scanning electron microscopy analysis. Journal of Advanced Prosthodontics. 2014;6(5):387–94.
177. Albani R, Habib SR, AlQahtani A, AlHelal AA, Alrabiah M, Anwar S. The Surface Roughness of Contemporary Indirect CAD/CAM Restorative Materials That Are Glazed and Chair-Side-Finished/Polished. Materials. 2024 Mar 1;17(5).
178. Berli C, Thieringer FM, Sharma N, Müller JA, Dedem P, Fischer J, et al. Comparing the mechanical properties of pressed, milled, and 3D-printed resins for occlusal devices.
179. Amaya-Pajares SP, Ritter A V., Vera Resendiz C, Henson BR, Culp L, Donovan TE. Effect of Finishing and Polishing on the Surface Roughness of Four Ceramic Materials after Occlusal Adjustment. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry. 2016 Nov 1;28(6):382–96.
180. Bollenl CML, Lambrechts P, Quirynen M. Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: A review of the literature. Vol. 13, Dent Mater. 1997.
181. Matalon S, Safadi D, Meirowitz A, Ormianer Z. The Effect of Aging on the Roughness and Bacterial Adhesion of Lithium Disilicate and Zirconia Ceramics. Journal of Prosthodontics. 2021 Jun 1;30(5):440–6.
182. Lee DH, Mai HN, Thant PP, Hong SH, Kim J, Jeong SM, et al. Effects of different surface finishing protocols for zirconia on surface roughness and bacterial biofilm formation. Journal of Advanced Prosthodontics. 2019;11(1):41–7.
183. Karaoğlanoğlu S, Aydın N, Oktay EA, Ersöz B. Comparison of the Surface Properties of 3D-printed Permanent Restorative Resins and Resin-based CAD/CAM Blocks. Oper Dent. 2023 Sep 1;48(5):588–98.
184. Al-Qahtani AS, Tulbah HI, Binhasan M, Abbasi MS, Ahmed N, Shabib S, et al. Surface properties of polymer resins fabricated with subtractive and additive manufacturing techniques. Polymers (Basel). 2021 Dec 1;13(23).
185. Çakmak G, Donmez MB, de Paula MS, Akay C, Chavan A, Schimmel M, et al. Surface roughness and stainability of new-generation denture base materials after brushing and coffee thermocycling. J Mater Res. 2024 Jul 15;39(13):1862–72.

EKLER

EK-1.Etik Kurul Onayı

Evrak Tarih ve Sayısı: 23.05.2024-26659

T.C.
SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ
HAMİDİYE BİLİMSEL ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

Toplantı Tarihi : 14.03.2024
Toplantı Sayısı : 2024/3
Karar Sayısı : 3/23

Kurulumuza değerlendirilmek üzere sunulan Dr. Öğr. Üyesi Elifnur Güzelce Sultanoğlu'nun sorumlu, Dt. Berk Yüzbaşıoğlu'nun yardımcı araştırmacı olduğu 24/35 kayıt numaralı ***"3 Boyutlu Yazıcılarla Üretilen Rezin Materyallerin Fiziksel ve Optik Özelliklerinin Monolitik CAD/CAM Bloklarla Karşılaştırılması"*** başlıklı proje önerisi kurulumuzun 14.03.2024 tarihli toplantısında değerlendirilmiş ve etik açıdan uygun bulunmuştur.

Doç. Dr. Yasemin AYDIN KARTAL
Başkan

Doç. Dr. Muzaffer AKDOĞAN
Başkan Yardımcısı

Prof. Dr. Derya BÜYÜKKAYHAN
Etik Kurul Üyesi

Prof. Dr. Abubekir ELTAS
Etik Kurul Üyesi

Doç. Dr. Papatya KELEŞ
Etik Kurul Üyesi

Doç. Dr. Selda RIZALAR
Etik Kurul Üyesi

Doç. Dr. Eray Metin GÜLER
Etik Kurul Üyesi

Doç. Dr. Erhan ALABAY
Etik Kurul Üyesi

Doç. Dr. Bahar Başak KIZILTAN ELİAÇIK
Etik Kurul Üyesi

Doç. Dr. Gamze TEMİZ
Etik Kurul Üyesi

Dr. Öğr. Üyesi Tuğçe ÖZYAZICI
Etik Kurul Üyesi

Dr. Öğr. Üyesi Esra ÇİKLER
Öğretim Üyesi

Dr. Öğr. Üyesi Hasan DEMİRCİ
Öğretim Üyesi

14.03.2024 Memur

Feyzanur SEZGİN

Evrakı Doğrulamak İçin : https://www.turkiye.gov.tr/sbu-ebys?eD=BSDLKH8NRK&eS=26659

Bu belge 5070 sayılı Elektronik İmza Kanununun 5. Maddesi gereğince güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.