

**T.C.
RECEP TAYYİP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**KATMAN KALINLIĞI, KÜRLEME SÜRESİ VE TERMAL
YAŞLANDIRMANIN 3B BASKILI DAİMÎ KURON REZİNİNİN
FİZİKSEL VE MEKANİK ÖZELLİKLERİNE ETKİSİ**

Dt. Aylin ER

**Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Uzmanlık Tezi**

**Tez Danışmanı
Prof. Dr. İpek ÇAĞLAR**

RİZE-2025

**T.C.
RECEP TAYYİP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**KATMAN KALINLIĞI, KÜRLEME SÜRESİ VE TERMAL
YAŞLANDIRMANIN 3B BASKILI DAİMÎ KURON REZİNİNİN
FİZİKSEL VE MEKANİK ÖZELLİKLERİNE ETKİSİ**

Dt. Aylin ER

**Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Uzmanlık Tezi**

**Tez Danışmanı
Prof. Dr. İpek ÇAĞLAR**

RİZE-2025

KABUL ve ONAY

Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında, Prof. Dr. İpek ÇAĞLAR danışmanlığında, Aylin ER tarafından hazırlanan Katman Kalınlığı, Kürleme Süresi ve Termal Yaşlandırmanın 3B Baskılı Daimî Kuron Rezininin Fiziksel ve Mekanik Özelliklerine Etkisi adlı bu tez çalışması, 30/12/2025 tarihinde yapılan savunma sınavı sonucunda oy birliğiyle başarılı bulunarak jürimiz tarafından Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Üyeleri

Unvanı, Adı Soyadı

Başkan	:	Prof. Dr. Zeynep YEŞİL
Üye	:	Prof. Dr. İpek ÇAĞLAR
Üye	:	Doç. Dr. Murat ALKURT

ETİK BEYAN

Protetik Diş Tedavisi Uzmanlık Programından mezun olmak üzere teslim ettiğim “Katman Kalınlığı, Kürleme Süresi ve Termal Yaşlandırmanın 3B Baskılı Daimî Kuron Rezininin Fiziksel ve Mekanik  zelliklerine Etkisi” adlı tezim, bilim ve araştırma etiği prensiplerine riayet edilerek tarafımdan yazılmıştır.

Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmasında:

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanla akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmasında yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfla bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değeriklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu, bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Aylin ER

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam süresince bilgi ve deneyimiyle yol gösteren, sabrı ve desteğiyle her zaman yanımda olan değerli hocam ve tez danışmanım Sayın Prof. Dr. İpek ÇAĞLAR'a,

Uzmanlık eğitimim süresince akademik ve mesleki gelişimime katkıda bulunan, bilgi ve tecrübeleriyle yol gösteren saygıdeğer hocalarım Prof. Dr. Zeynep YEŞİL' e, Doç. Dr. Murat ALKURT' a, Dr.Öğr. Üyesi Gülşah AKYILDIZ'a, Öğr.Gör. Hilal OK BOSTAN'a, Öğr.Gör. Gizem YILMAZ'a,

Bugünlere gelmemde en büyük desteği, sevgiyi ve motivasyonu sağlayan, her zaman yanımda olduklarını bildiğim ve hissettiğim canım annem, babam ve ablama

Sevgisi ve desteğiyle her daim yanımda olan, özellikle bu sürecin en zor anlarında sabrını, anlayışını ve desteğini esirgemeyen sevgili nişanlıma,

Bu zorlu ve yoğun süreçte iyi ve kötü günlerimde yanımda olarak manevi destekleri, samimi arkadaşlıkları ve paylaşımcı yaklaşımlarıyla motivasyonumu artıran ve varlıklarıyla bu yolculuğu daha anlamlı ve değerli kılan yakın arkadaşlarıma,

Çalışma sürecim boyunca katkı ve desteklerini esirgemeyen, iş birliği ve özverili çalışmalarıyla her zaman yanımda olan bölümümüzün değerli araştırma görevlilerine ve bölümümüzün düzenli işleyişine emek veren tüm personel arkadaşlarıma teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

ETİK BEYAN.....	I
TEŞEKKÜR	II
İÇİNDEKİLER	III
ÖZET	V
ABSTRACT.....	VI
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	VII
TABLolar DİZİNİ	IX
ŞEKİLLER DİZİNİ	X
1.GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Bilgisayar Destekli Tasarım ve Bilgisayar Destekli Üretim (CAD/CAM) Sistemleri	3
2.2. 3B Baskı Teknolojileri	6
2.2.1. Stereolitografi (SLA)	8
2.2.2. Dijital Işık İşleme (DLP)	10
2.2.3. Sıvı Kristal Ekran (LCD)	11
2.2.4. Kaynaştırılmış Birikim Modelleme (FDM)	11
2.2.5. Toz Yatağı Üretim Tekniğı	12
2.2.6. Polimer Püskürtme (Material Jetting, MJ).....	14
2.3. 3B Baskı Teknolojilerinde Kullanılan Materyaller.....	15
2.3.1. Polimerler.....	15
2.3.2. Metaller	17
2.3.3. Seramikler	18
2.3.4. Kompozitler	18
2.4. 3B Baskıda Üretim Sürecini Etkileyen Faktörler	19
2.4.1. Baskı Açısı	19
2.4.2. Katman Kalınlığı.....	20
2.4.3. Çözünürlük.....	20
2.4.4. 3B Baskı Sonrası İşlem: Post Kurlleme	21
2.5. 3B Baskı Teknolojilerinin Diş Hekimliğı Uygulamalarındaki Kullanım Alanları ..	21

2.6. Materyallerin Mekanik ve Fiziksel Özelliklerinin Değerlendirilmesi	23
2.6.1. Su Emilimi ve Çözünürlük	23
2.6.2. Yüzey Özellikleri ve Yüzey Pürüzlülüğü	24
2.6.3. Dayanıklılık Testleri.....	25
2.7. <i>İn -vitro</i> Yaşlandırma Yöntemleri	26
2.7.1 Suda Bekletme	26
2.7.2. Termal Döngü Yöntemi ile Yaşlandırma.....	26
2.7.3. Mekanik Yükleme ile Yaşlandırma	27
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	28
3.1. Örneklerin hazırlanması.....	28
3.2. Su Emilimi ve Çözünürlük Ölçümü.....	33
3.3. Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçümü.....	36
3.4. Eğilme Dayanımının Ölçümü	38
3.5. İstatistiksel Analiz.....	40
4. BULGULAR.....	42
4.1. Su emilimi ve çözünürlük	42
4.2. Yüzey Pürüzlülüğü	43
4.3. Eğilme Dayanımı	48
5. TARTIŞMA	50
SONUÇLAR.....	65
KAYNAKLAR.....	67
EKLER	82
EK-1. Özgeçmiş	82
EK-2. İntihal Raporu	83

ÖZET

Katman Kalınlığı, Kırleme Süresi ve Termal Yaşlandırmanın 3B Baskılı Daimî Kuron Rezininin Fiziksel ve Mekanik Özelliklerine Etkisi

Amaç: Üç boyutlu baskı teknolojileri, dental materyallerin üretiminde hız, hassasiyet ve kişiselleştirme açısından önemli avantajlar sunmaktadır. Bu tez çalışması, katman kalınlığı, kırleme süresi ve termal yaşlandırmanın üç boyutlu baskı ile üretilmiş daimî kuron rezininin su emilimi/çözünürlük, yüzey pürüzlülüğü ve eğilme dayanımı üzerindeki etkilerini incelemeyi amaçlamaktadır.

Gereç ve yöntem: Daimî kuron rezini VarseoSmile TriniQ (BEGO GmbH & Co. KG, Bremen, Almanya) kullanılarak 90° baskı açısıyla, 50 ve 100 µm katman kalınlıklarında, her katman kalınlığında 60 adet olacak şekilde toplam 120 adet disk örnek (15 mm çap, 1.5 mm yükseklik) Asiga MAX 2 UV (Asiga, Sydney, Avustralya) cihazı ile üretildi. Üretim sonrası yıkama işlemleri %99 izopropil alkol (IPA) kullanılarak Pro-Sonic 600® (Sultan Healthcare, Salt Lake City, UT, ABD) cihazında gerçekleştirildi. Örnekler rastgele üç gruba ayrıldı (n=20) ve Otofash G171 (NK-Optik GmbH, Baierbrunn, Almanya) cihazı ile 2000, 4000 ve 8000 atım kırleme uygulandı. Kırleme sonrası her grubun yarısı 24 saat distile suda bekletildi (Grup 1), diğer yarısı 5–55 °C’de 5.000 döngü termal yaşlandırmaya tabi tutuldu (Grup 2; n=10). Yüzey pürüzlülüğü ölçümleri mekanik profilometre (Taylor Hobson, Leicester, Birleşik Krallık) ile yapıldı, yüzey topografileri taramalı elektron mikroskopu (JSM-6610; JEOL Ltd., Tokyo, Japan) ile incelendi. Eğilme dayanımı, universal test cihazında (Instron 3344, Metalinspec, Canton, ABD) çift eksenli eğilme testi kullanılarak değerlendirildi. Veriler SPSS (SPSS Inc., Chicago, IL, ABD) yazılımı ile analiz edildi. Normal dağılım gösteren iki grubun karşılaştırılmasında bağımsız örneklem t testi, normal dağılmayanlarda Mann–Whitney U testi; üç ve daha fazla grup için normal dağılımda ANOVA, normal dağılmayanlarda Kruskal–Wallis testi uygulandı. Anlamlılık düzeyi $\alpha = 0.05$ olarak belirlendi.

Bulgular: Katman kalınlığı ve kırleme süresinin su emilimi ve çözünürlük üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi bulunmadığı görüldü ($p>0.05$). Yüzey pürüzlülüğü açısından, her iki katman kalınlığında da 4000 atım kırleme yapılan örneklerin en düşük değerleri gösterdiği belirlendi ($p<0.05$). Eğilme dayanımının genel olarak 100 µm katman kalınlığında daha yüksek olduğu saptandı, ancak bu etkinin yalnızca 8000 atım kırleme koşulunda istatistiksel olarak anlamlı olduğu belirlendi ($p<0.05$). En düşük eğilme dayanımının 2000 atım kırleme grubunda gözlemlendiği saptandı ($p<0.05$). Termal yaşlandırmanın eğilme dayanımı ile su emilimi/çözünürlük üzerinde anlamlı bir etkisinin olmadığı görüldü, yalnızca 100 µm–2000 atım koşulunda yüzey pürüzlülüğünde anlamlı bir azalma oluşturduğu belirlendi ($p<0.05$).

Sonuç: 4000 atım kırleme süresinde daimî kuron rezininin daha yüksek fiziksel ve mekanik özellikler gösterdiği saptanmıştır. 2000 atım kırleme süresinde materyalin fiziksel ve mekanik özelliklerinin düşük olduğu belirlenmiştir. 8000 atım kırleme süresinde ise belirgin ve tutarlı bir iyileşme ya da bozulma eğilimi gözlenmemiştir.

Anahtar Kelimeler: 3B Baskı; 3B Daimî Resin; Baskı Sonrası Kırleme; CAD/CAM; Eklemeli Üretim

ABSTRACT

The Effect Of Layer Thickness, Curing Time, and Thermal Aging On The Physical and Mechanical Properties Of a 3D-Printed Permanent Crown Resin

Aim: Three-dimensional printing technologies provide significant advantages in the fabrication of dental materials in terms of speed, precision, and customization. This study aimed to investigate the effects of layer thickness, post-printing curing time, and thermal aging on the water sorption/solubility, surface roughness, and flexural strength of a 3D-printed permanent crown resin.

Material and Method: A permanent crown resin (VarseoSmile TriniQ; BEGO GmbH & Co. KG, Bremen, Germany) was printed at a 90° build orientation using 50 and 100 µm layer thicknesses. A total of 120 disc-shaped specimens (15 mm diameter, 1.5 mm thickness; n = 60 per layer thickness) were fabricated using an Asiga MAX 2 UV printer (Asiga, Sydney, Australia). Post-processing cleaning was performed in 99% isopropyl alcohol (IPA) using a Pro-Sonic 600® ultrasonic cleaner (Sultan Healthcare, Salt Lake City, UT, USA). The specimens were randomly divided into three curing groups (n = 20) and post-cured using an Otofash G171 unit (NK-Optik GmbH, Baierbrunn, Germany) at 2000, 4000, and 8000 flashes. Following curing, half of the specimens from each group were stored in distilled water for 24 h (Group 1), while the remaining specimens were subjected to thermal aging for 5,000 cycles between 5–55 °C (Group 2; n = 10). Surface roughness was measured using a mechanical profilometer (Taylor Hobson, Leicester, UK), and surface topography was examined by scanning electron microscopy (JSM-6610; JEOL Ltd., Tokyo, Japan). Biaxial flexural strength was evaluated using a universal testing machine (Instron 3344, Metalinspec, Canton, USA). Statistical analyses were performed using SPSS software (SPSS Inc., Chicago, IL, USA). Independent sample t-tests or Mann–Whitney U tests were applied for two-group comparisons, while ANOVA or Kruskal–Wallis tests were used for multiple-group comparisons. The level of significance was set at $\alpha = 0.05$.

Results: No statistically significant effects of layer thickness or curing time were observed on water sorption and solubility ($p > 0.05$). Regarding surface roughness, specimens cured with 4000 flashes exhibited the lowest values for both layer thicknesses ($p < 0.05$). Flexural strength was generally higher in specimens fabricated with 100 µm layer thickness; however, this effect was statistically significant only at the 8000-flash curing condition ($p < 0.05$). The lowest flexural strength values were recorded in the 2000-flash curing group ($p < 0.05$). Thermal aging did not significantly affect flexural strength or water sorption/solubility; however, a significant reduction in surface roughness was observed only under the 100 µm–2000-flash condition ($p < 0.05$).

Conclusion: Specimens cured with 4000 flashes demonstrated superior physical and mechanical properties. Insufficient curing (2000 flashes) resulted in inferior material performance, whereas no consistent trend of improvement or deterioration was observed with excessive curing (8000 flashes).

Keywords: Additive Manufacturing; CAD/CAM; 3D Permanent Resin; 3D Printing; Post-Printing Curing

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

ABS: Akrilonitril Bütadien Stiren

ASTM: Amerikan Test ve Malzemeler Komitesi (American Society for Testing and Materials)

2B: 2 Boyutlu

3B: 3 Boyutlu

CAD: Bilgisayar Destekli Tasarım (Computer Aided Drafting)

CAM: Bilgisayar Destekli Üretim (Computer Aided Manufacturing)

CLIP: Sürekli Sıvı Arayüz Üretimi

DMLS: Direkt Metal Lazer Sinterleme

FDM: Eriyik Yığılma Modelleme (Fused Deposition Modelling)

IPA: İzopropanol Alkol

ISO: International Organization for Standardization

LCD: Sıvı Kristal Ekran (Liquid Crystal Display)

LED: Işık Yayan Diyot (Light Emitting Diode)

Mpa: Mega Pascal

MJ: Çoklu Jet Baskı (Multijet Printing)

mm: Milimetre

Mpa: Mega Pascal

nm: Nanometre

Ort.: Ortalama

PE: Polietilen

PEEK: Polieter Eter Keton

PLA: Polilaktik asit

PMMA: Polimetilmetakrilat

PP: Polipropilen

RMC: Rezin Matriks Seramik

SLA: Sıvı Kristal Ekran (Stereolitografi)

SLM: Seçici Lazer Eritme

SLS: Seçici Lazer Sinterleme

SPSS: Sosyal Bilimler İstatistik Programı

SS.: Standart Sapma

STL: Standard Tessellation Language

UV: Ultraviyole

°C: Santigrat Derece

µg: Mikrogram

µm: Mikrometre

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 4. 1. Örneklerin ortalama su emilimi değerleri ve standart sapmaları	42
Tablo 4. 2. Örneklerin ortalama çözünürlük değerleri ve standart sapmaları	42
Tablo 4. 3. Örneklerin ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri ve standart sapmalar	43
Tablo 4. 4. Örneklerin ortalama eğilme dayanım değerleri ve standart sapmaları.....	48



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2. 1. 3B baskıda 3 eksenli üretim süreci.....	7
Şekil 2. 2. SLA yönteminin çalışma prensibi.	9
Şekil 2. 3. DLP baskı teknolojisi	10
Şekil 2. 4. Kaynaştırılmış Birikim Modelleme.....	12
Şekil 2. 5. 3B baskı yönünün değişmesiyle üretim görüntü örnekleri	20
Şekil 3. 1. Asiga composer yerleştirme programı ekran görüntüsü	28
Şekil 3. 2. Asiga Slicer programında dilimleme görüntüsü.....	29
Şekil 3. 3. Asiga 3B yazıcı	29
Şekil 3. 4. VarseoSmile TriniQ rezin	30
Şekil 3. 5. Üretim sonrasında örneklerin tabla üzerindeki görünümü	30
Şekil 3. 6. Pro-Sonic 600® ultrasonik temizleme cihazı.....	31
Şekil 3. 7. Otoflash G171	32
Şekil 3. 8. Termal siklus cihazı.....	33
Şekil 3. 9. Silika jel.....	35
Şekil 3. 10. Desikatör	35
Şekil 3. 11. Etüv.....	36
Şekil 3. 12. Profilometre cihazı	37
Şekil 3. 13. Taramalı Elektron Mikroskobu	38
Şekil 3. 14. Altın kaplama uygulaması sonrası örnek yüzeyleri	38

Şekil 3. 15. Universal test cihazı 40

Şekil 4. 1. Grup 1 TEM görüntüleri (1A: 50 μm , 2000 atım; 1B:50 μm ,4000 atım; 1C: 50 μm , 8000 atım; 1D:100 μm , 2000 atım; 1E: 100 μm ,4000 atım; 1F: 100 μm , 8000 atım).....45

Şekil 4. 2. Grup 2 TEM görüntüleri (2A: 50 μm , 2000 atım; 2B:50 μm ,4000 atım; 2C: 50 μm , 8000 atım; 2D:100 μm , 2000 atım; 2E: 100 μm ,4000 atım; 2F: 100 μm , 8000 atım)..... 46



1.GİRİŞ

Dijital diş hekimliğinin gelişimiyle birlikte, bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) ve üç boyutlu (3B) baskı teknolojileri, dental restorasyonların üretiminde devrim niteliğinde değişiklikler sağlamıştır¹. CAD/CAM sistemlerinde dijital iş akışı; veri toplama, üretilecek nesnenin dijital ortamda tasarımı ve nesnenin fiziksel olarak üretilmesi olmak üzere üç temel aşamadan oluşmaktadır.² Üretim aşaması, eksiltmeli ve eklemeli olmak üzere genel olarak iki farklı yöntemle gerçekleştirilir.³ Her iki sistemde de üretim, bilgisayarda oluşturulan dijital tasarımın Standart Mozaikleme Dili (STL) formatına dönüştürülmesiyle başlar. Eksiltmeli üretim, prefabrike bir blok materyalin freze makineleri yardımıyla kazınarak şekillendirilmesi esasına dayanır. Bu yöntem, özellikle zirkonya, lityum disilikat gibi seramik esaslı materyallerin üretilmesinde sıklıkla tercih edilmektedir.⁴ Eklemeli üretimde ise hazırlanan STL formatı, modelin üçgen ağlarla kaplanmış dış yüzey geometrisini tanımlar ve baskı cihazı tarafından yorumlanabilir çok katmanlı bir yapıya dönüştürülmesini sağlar. Ardından sıvı, toz veya katı hâldeki materyal, katmanlar halinde eklenerek fiziksel yapının oluşumu sağlanır.⁵

Literatürde, 3B baskı ile üretilen geçici restorasyonlarda ve protez kaide yapımında kullanılan rezinlere yönelik çalışmaların sayıca fazla olduğu gözlemlenmektedir.^{6,7} Bununla birlikte, daimî restorasyonlarda kullanılmak üzere piyasaya sunulan hibrit kompozit reçinelere ilişkin mevcut bilimsel veriler halen sınırlı düzeydedir.^{8,9} VarseoSmile Crown Plus ve VarseoSmile Temp (BEGO, Bremen, Almanya) üretilen ilk hibrit kompozit rezinler arasındadır.^{10,11} VarseoSmile TriniQ ise yakın dönemde geliştirilen bir rezin olup diğer rezinlerden daha yüksek mekanik özellik gösterebileceği bulunmuştur.¹² Ancak literatürde bu materyali temel alan çalışmalar diğer hibrit kompozit rezinlere kıyasla daha sınırlıdır.^{13,14}

3B baskı teknolojisinde katman kalınlığı ve kürleme süresi, nihai ürün kalitesi üzerinde belirleyici rol oynamaktadır. Katman kalınlığı, baskının çözünürlüğünü ve yüzey kalitesini belirlerken; kürleme işlemi, polimerleşme düzeyini etkileyerek sertlik ve dayanım gibi mekanik özellikleri geliştirmektedir.¹⁵ 3B baskı ile üretilen dental materyallerde kürleme için Otofash G171, Labolight DUO, PCU LED ve LC-3DPrintbox gibi farklı kürleme cihazları kullanılabilir. Labolight DUO ve PCU LED kürleme sırasında LED ışık kaynağı kullanırken, LC-3DPrintbox UV ışık kaynağı kullanır.¹⁶ Otofash G171 cihazı ise bu kürleme cihazlarından farklı olarak ksenon flaş ampuller kullanarak kürleme yapar. Ayrıca azot atmosferi altında çalışması Otofash G171 cihazını diğer cihazlardan ayırmaktadır. Azot kürleme sırasında oksijen inhibisyonunu önleyerek polimerizasyon verimliliğini artırır. Literatürde Otofash G171 cihazı ile ilgili az sayıda çalışma bulunmaktadır.^{16,17}

3B baskı teknolojisi ile yeni geliştirilen daimî kuron rezinlerinin ve farklı kürleme teknolojilerinin kullanıldığı çalışmaların literatürde kısıtlı olduğu görülmektedir. Çalışmanın amacı, yeni geliştirilen daimî kuron rezininin fiziksel ve mekanik özelliklerine, 3B baskı üretim sürecinin önemli parametreleri arasında yer alan katman kalınlığı ve kürleme süresinin yanı sıra, termal yaşlandırmanın etkisini değerlendirmektir.

Çalışmanın sıfır hipotezi: daimî kuron rezininin fiziksel ve mekanik özelliklerinin katman kalınlığı, kürleme süresi ve termal yaşlandırma işleminden etkilenmeyeceği şeklinde belirlenmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Bilgisayar Destekli Tasarım ve Bilgisayar Destekli Üretim (CAD/CAM) Sistemleri

CAD/CAM teknolojisi, ilk kez 1971 yılında Fransız araştırmacı Dr. François Duret tarafından başlatılmıştır ve Duret bu sistemlerin temeli oluşturmuştur.¹⁸ CAD/CAM teknolojisi, optik ağız içi tarayıcılar aracılığıyla elde edilen yüzey verilerinin, dijital modelleme yazılımları kullanılarak üç boyutlu tasarımlara dönüştürülmesi temeline dayanmaktadır.¹⁹

Tüm CAD/CAM sistemleri, üç aşamadan oluşmaktadır:

- Dijital verilerin elde edilmesi veya taranması,
- Bilgisayar destekli tasarım (CAD) aşaması ve
- Bilgisayar destekli üretim (CAM) aşaması.

Bu üç unsurun entegre şekilde kullanıldığı ve manuel müdahalenin en aza indirildiği bu süreç, ‘dijital iş akışı’ olarak tanımlanmaktadır.²⁰

CAD/CAM sistemlerinin avantajları;

- Yüksek kaliteli restoratif materyallerin daha kısa sürede üretimi mümkündür,
- Dijital ortamda alınan ölçü ve tasarımlar arşivlenebilir; gerektiğinde tekrar kullanılabilir veya modifiye edilebilir, bu da veri güvenliğini ve iş akışını optimize eder,
- Çapraz enfeksiyon riski azalır,
- İnsan faktörünün büyük ölçüde devre dışı bırakılması, tekrarlanan restorasyonların boyut, şekil ve uyum açısından daha tutarlı olmasını sağlar,
- Aynı randevuda tarama, tasarım ve üretim işlemleri tamamlanabildiğinden hem hasta hem de hekim açısından zamandan kazanç sağlanır,
- Tasarım ve üretim süreçlerinin dijitalleşmesi, manuel müdahaleyi azaltarak teknisyenlerin zamanını daha verimli kullanmalarını sağlar.²¹⁻²³

CAD CAM sistemlerinin dezavantajları;

- Gingival marjinlerin bölgelerin doğru bir şekilde kaydedilmesi güç olabilmektedir,
- Ölçü alma sırasında tükürük, kan gibi oral sıvılar ile parlak veya yüksek yansıtıcılı yüzeyler, kaydın doğruluğunu olumsuz yönde etkileyebilmektedir,
- Tüm ağız mukozasının ya da tüm diş arkının eksiksiz bir şekilde dijital olarak kaydedilmesi her zaman kolay değildir,
- Monokromatik blokların kullanılması, mevcut renk seçeneklerini sınırlayabilir ve bu durum estetik sonuçların istenen seviyeye ulaşmasını engelleyebilir,
- Sistemin kurulumu ve işletilmesi için ek maliyet gerektirmekte; bu da klinik ve laboratuvar bütçesine ek yük getirebilmektedir,
- CAD/CAM sistemlerinin etkin kullanılabilmesi için kullanıcıların iyi derecede eğitim almış olması ve teknik açıdan yetkin olması gerekmektedir.²¹⁻²³

CAD/CAM teknolojisi kapsamında üretim süreçleri, temel olarak eksiltmeli (kazıma) ve eklemeli (tabakalama) olmak üzere iki ana üretim yaklaşımı altında sınıflandırılmaktadır.²⁴

Eksiltmeli üretim, CAD verilerine dayalı olarak çalışan freze makineleri aracılığıyla blok şeklindeki materyalin kazınarak istenilen ürünün elde edilmesini sağlayan bir üretim yöntemidir. Bu teknoloji, genellikle üç ila beş eksenli sistemlere sahip frezeleme cihazları ile gerçekleştirilmekte olup, diş hekimliğinde yüksek hassasiyet gerektiren restoratif işlemlerde yaygın şekilde kullanılmaktadır. Frezeleme süreçlerinde metal, seramik, zirkonya ve polimer katkılı kompozitler gibi farklı materyaller kullanılarak; krun, köprü, inley, onley ve çeşitli hibrit altyapı restorasyonlarının üretimi mümkün olmaktadır.²⁴⁻²⁶ Materyal seçimi; estetik beklentiler, fonksiyonel gereksinimler

ve hastaya özel biyolojik koşullara göre belirlenmektedir.^{27,28} Ancak, bu teknolojinin bazı sınırlılıkları bulunmaktadır. En önemli dezavantajlarından biri, üretim süreci sırasında ortaya çıkan ciddi düzeyde hammadde israfıdır. Monolitik bloklardan işleme yapılırken kullanılmayan bölümler işlem sonrasında atılmakta ve bu artık materyalin geri dönüşümü mümkün olamamaktadır. Ayrıca, frezeleme sürecinde kullanılan takımlar yüksek aşınmaya maruz kalmakta ve bu nedenle yalnızca sınırlı sayıda üretim döngüsüne dayanabilmektedir. Bunun yanı sıra, zirkonya gibi kırılğan malzemelerin işlenmesi sırasında, seramik yüzeylerde mikroskobik çatlakların oluşma riski de bulunmaktadır. Bu durum, hem restorasyonların uzun ömürlülüğünü etkileyebilmekte hem de üretim sürecinde ek riskler doğurmaktadır.²⁹

Eklemeli üretim sistemleri, geleneksel üretim yöntemlerine kıyasla karmaşık geometrilere sahip tasarımlarda daha hassas üretim yapılabilmesi, tasarımda esneklik ve kişiye özel üretime olanak tanınması gibi çeşitli avantajlara sahiptir. Ayrıca, üretim sırasında yalnızca ihtiyaç duyulan miktarda malzeme kullanılması sayesinde malzeme israfının azaltılması hem ekonomik hem de çevresel açıdan daha sürdürülebilir bir seçenek haline getirmektedir.^{2,24,30} Bununla birlikte, bu yöntemin bazı sınırlılıkları da bulunmaktadır. Eklemeli üretimle mikrodan makroya kadar farklı ölçeklerde parçalar üretilebilse de üretim hassasiyeti kullanılan teknolojiye bağlı olarak değişkenlik gösterebilir. Özellikle mikro yapılı üretimlerde ve sinterleme gibi son işlem basamaklarında çözünürlük, yüzey kalitesi ve katmanlar arası bağlanma gibi problemler meydana gelebilir. Ayrıca, bu teknolojiyle uyumlu malzeme seçeneklerinin sınırlı olması, farklı endüstriyel alanlarda yaygın kullanımını zorlaştırmaktadır. Bu nedenle, eklemeli üretim teknolojilerinde kullanılabilecek uygun malzemelerin geliştirilmesi ve bu malzemelerin mekanik özelliklerinin iyileştirilmesi büyük önem taşımaktadır.³¹ Yüksek donanım maliyetleri ve teknik karmaşıklıkları nedeniyle başlangıç yatırımı açısından

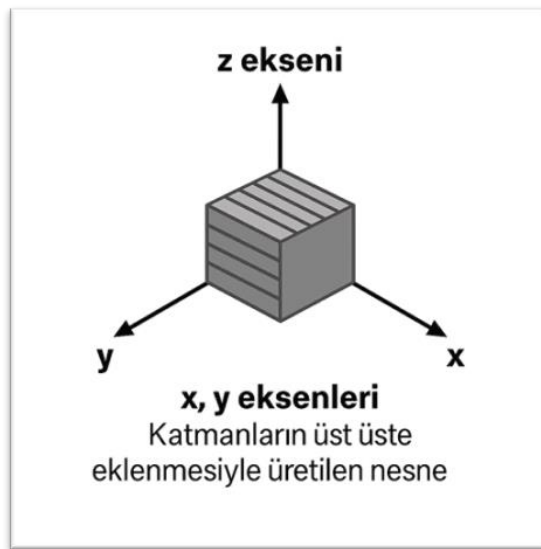
dezavantaj oluşturabilmektedir. Ayrıca, cihazların etkin ve güvenli kullanımı için operatörlerin belirli bir düzeyde eğitim alması gerekmektedir. Katmanlı üretim sürecine özgü olan ve özellikle yeterli çözünürlükte üretim yapılmadığında ortaya çıkan ‘merdiven etkisi’, ürün yüzeyinde istenmeyen pürüzlülüklere yol açabilmektedir. Bu etkinin azaltılması amacıyla katman kalınlığının minimum düzeyde ayarlanması mümkündür; ancak bu durumda da üretim süresi belirgin şekilde uzamaktadır.³² Üretim sürecinde kullanılan yazıcının hızı ve çözünürlük kapasitesi, elde edilen yapıların fiziksel özellikleri üzerinde doğrudan etkili olmaktadır. 3B baskı teknolojisi diş hekimliği alanında hâlen gelişimini sürdürmektedir.^{21,33}

2.2. 3B Baskı Teknolojileri

3B baskı, üretim maliyetlerinin düşmesiyle birlikte özellikle 2010 yılından itibaren pek çok alanda kolayca erişilebilir hâle gelmiştir. Günümüzde mimarlık, sağlık, görsel sanatlar, uzay araştırmaları, havacılık, eğitim, gıda ve otomotiv gibi çok çeşitli sektörlerde aktif olarak kullanılmaktadır.³⁴ Diş hekimliğinde 3B baskı; ortodontik dijital modeller, cerrahi kılavuzlar, kuron ve köprüler, cerrahi splintler, dental modeller, kişiselleştirilmiş ölçü kaşıkları ile tam, parsiyel veya sabit protezlerin yanı sıra geçici kuronlar, döküm altyapı tasarımları gibi birçok farklı yapının hem klinik hem de laboratuvar ortamında yüksek hassasiyetle ve kısa sürede üretilmesine olanak sağlamaktadır.^{1,35}

3B baskının gelişim süreci, ilk olarak Dr. Kodama’nın çalışmalarıyla başlamış³⁶, ardından Charles Hull’un katkılarıyla önemli bir dönüm noktasına ulaşmıştır. 1986 yılında Charles Hull, stereolitografi (SLA) yöntemini başarıyla patentleyerek, 3B baskı teknolojilerinin temelini atmıştır. Aynı yıl içinde, günümüzde hâlâ yaygın biçimde kullanılan STL dosya formatını da geliştirerek bu alandaki standartları belirlemiştir.^{1,37}

3B baskıda üretim süreci, x, y ve z olmak üzere üç eksenli bir sistem üzerinden gerçekleştirilir. Bu eksenlerden x ve y yatay düzlemde iki boyutlu tasarımı tanımlarken; z eksen, dikey doğrultuda katmanların üst üste eklenmesini temsil eder (Şekil 2.1). Bu sistem sayesinde iki boyutlu tasarımlar, üç boyutlu fiziksel bir nesneye dönüştürülebilir hale gelir.³⁸ 3B baskıda, baskı hassasiyetini belirleyen önemli parametrelerden biri olan z eksen çözünürlüğü, katman kalınlığını ifade eder ve üretilecek parçanın gereksinimlerine göre ayarlanabilir. Yüksek çözünürlük gerektiren durumlarda, bu değer çoğunlukla 50 mikrometre (μm) ya da daha alt seviyelerde belirlenirken; daha az detay gerektiren, genel amaçlı baskılar için katman kalınlığı 200 mikrometre (μm) ve üzeri olacak şekilde tercih edilebilir.³⁹ Z eksen çözünürlüğünü etkileyen başlıca etmenler arasında rezinin sertleşme derinliği, formülasyonda yer alan fotobaşlatıcılar, UV ışınına maruz kalma parametreleri (örneğin dalga boyu, ışık gücü ve maruz kalma süresi/hızı) ile birlikte kullanılan boyar maddeler, pigmentler ve rezine eklenen ultraviyole (UV) emici katkı maddeleri yer almaktadır.⁴⁰



Şekil 2. 1. 3B baskıda 3 eksenli üretim süreci

3B baskı teknolojileri, kullanılan malzeme türüne göre farklılık göstermektedir. Bazı sistemlerde üretim; toz veya filament şeklinde önceden hazırlanmış hammaddelerin katmanlar hâlinde birleştirilmesiyle gerçekleştirilirken; bazı teknolojilerde ise ışığa duyarlı sıvı rezinlerin kontrollü polimerizasyonu esas alınmaktadır.⁴¹ Özellikle foto-polimer esaslı üretim sistemleri, yüksek hassasiyet ve detaylı üretim imkânı sunmaları nedeniyle tercih edilmektedir. Yaygın olarak kullanılan 3B baskı teknikleri arasında, lazer kaynağıyla çalışan stereolitografi (SLA) ve dijital ışık işleme (DLP) yöntemleri öne çıkmaktadır. Bu sistemler sıvı foto-polimer rezinin uygun dalga boyundaki ışıkla katı hale dönüştürülmesi prensibine dayanmaktadır.⁴²

American Society for Testing and Materials (ASTM), 3B baskı teknolojilerini kullanılan üretim prensiplerine göre yedi ana kategori altında sınıflandırmıştır.⁴³

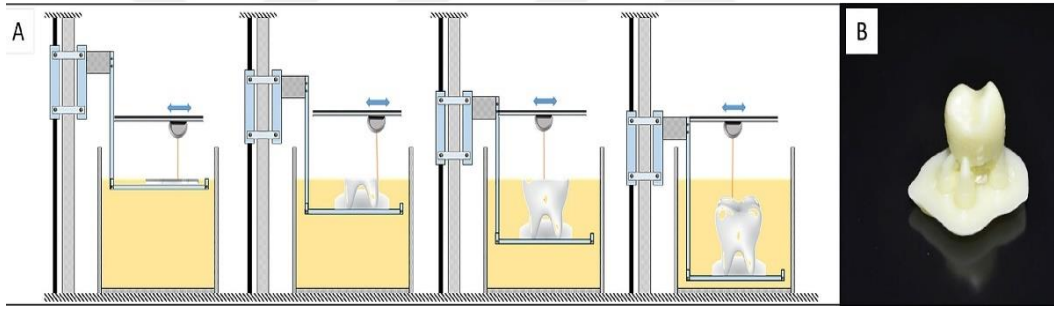
- Vat fotopolimerizasyon (VPP); SLA, DLP, CLIP, LCD
- Malzeme ekstrüzyonu (MEX); FDM, FFF
- Malzeme püskürtme (MJT); MJ
- Bağlayıcı püskürtme (BJT)
- Toz-yatak füzyonu (PBF); SLS, DMLS/ SLM
- Yönlendirilmiş enerji biriktirme (DED)
- Levha laminasyonu (SHL)

Diş hekimliğinde sıklıkla; Stereolitografi (SLA), dijital ışık işleme (DLP), sıvı kristal ekran (LCD), polimer püskürtme (MJ), toz yatağı üretim tekniği (SLS, DMLS/ SLM), kaynaştırılmış birikim modelleme (FDM) teknolojileri kullanılmaktadır.^{39,44}

2.2.1. Stereolitografi (SLA)

Stereolitografi (SLA), diş hekimliği alanında geliştirilen ilk 3B baskı teknolojilerinden biri olup, günümüzde yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu yöntemde;

foto-polimer özellik taşıyan sıvı rezinin bulunduğu bir tank, modelin inşa edildiği hareketli bir yapı platformu ve polimerizasyon işlemi için kullanılan ultraviyole (UV) lazer yer almaktadır. Yapı platformu sıvı rezin yüzeyinin hemen altında konumlanmakta olup, lazer ışını ile polimerize edilen her katmanın ardından platform, katman kalınlığı kadar aşağıya doğru hareket etmektedir. Bu işlem, nesne tamamen oluşuncaya dek tekrarlanır (Şekil 2.2).^{2,45,46} Üretim süreci tamamlandıktan sonra, materyalin yüzeyinde kalan ve polimerize olmamış rezin kalıntıları uygun bir çözücü genellikle izopropil alkol kullanılarak temizlenir. Temizlik işlemini takiben, materyalin tam polimerizasyonunu sağlamak amacıyla, örnekler ultraviyole (UV) ışık kaynağına sahip bir kürleme cihazında belirli bir süreyle kürleme işlemine tabi tutulur.²⁴

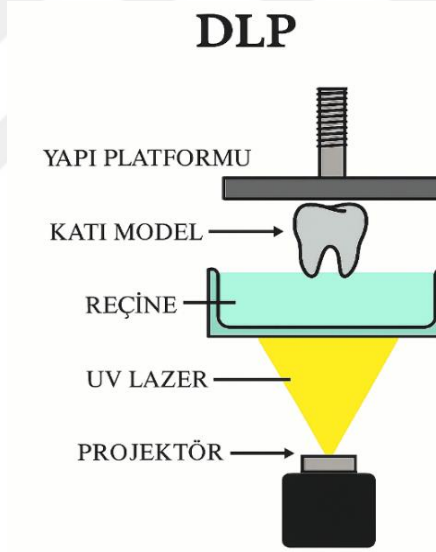


Şekil 2. 2. SLA yönteminin çalışma prensibi.⁴⁷

SLA teknolojisi, lazerin her seferinde yalnızca sınırlı bir alanı polimerize etmesi nedeniyle diğer 3B baskı teknolojilerine göre genellikle daha yavaş çalışmaktadır. Bu sistemin, diğer eklemeli üretim yöntemlerine kıyasla daha yüksek maliyetli olması bir dezavantaj olarak değerlendirilse de yüksek çözünürlük ve boyutsal doğruluk sunması, karmaşık geometrik detayları üretebilme kapasitesi, genellikle ek bitirme işlemi gerektirmeyen pürüzsüz yüzey elde etme özelliği ve katmanlar arasında sağladığı kimyasal bağlanma sayesinde üstün z ekseni dayanımı sağlaması gibi önemli avantajları bulunmaktadır.^{2,33,39}

2.2.2. Dijital Işık İşleme (DLP)

Stereolitografi (SLA) ile birlikte, dijital ışık işleme (DLP) teknolojisi de diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan eklemeli üretim yöntemleri arasında yer almaktadır. DLP teknolojisi, temel prensipleri açısından SLA teknolojisine benzese de ışık kaynağı bakımından farklılık gösterir. Her iki yöntemde de foto-polimer özellikli sıvı rezinler kullanılmakta olup, SLA teknolojisinde ışık kaynağı olarak ultraviyole (UV) lazer ışını tercih edilirken; DLP teknolojisinde genellikle 380 nm ile 405 nm dalga boyuna sahip kısa dalga boyundaki ışıklar kullanılmaktadır. DLP teknolojisinde ayrıca, her biri yaklaşık 16 mikrometre kenar uzunluğuna sahip mikro aynalardan oluşan ve dijital mikro ayna cihazı (DMD) içeren bir projektör yer alır (Şekil 2.3).



Şekil 2. 3. DLP baskı teknolojisi

Bu teknoloji, her katmanı tek seferde ışığa maruz bırakarak polimerize etme özelliği sayesinde SLA teknolojisine kıyasla daha hızlı üretim imkânı sunar. Ayrıca, DLP teknolojisinde kullanılan foto-polimer rezin tankının daha sığ olması, üretim sürecinde daha az malzeme atığı oluşmasını sağlar.^{42,48} Ancak, bu sistemlerde kullanılan foto-

polimer materyalin yüksek maliyetli olması önemli bir dezavantaj olarak değerlendirilmektedir. DLP teknolojileri, yüksek çözünürlük sunmalarına rağmen projeksiyon alanlarının sınırlı olması nedeniyle genellikle yalnızca küçük boyutlu nesnelerin üretimine uygundur. Bu nedenle, başta mücevher dökümcülüğü ve diş hekimliği gibi küçük ve hassas detay gerektiren uygulama alanlarında yaygın olarak tercih edilmektedir.^{1,45}

2.2.3. Sıvı Kristal Ekran (LCD)

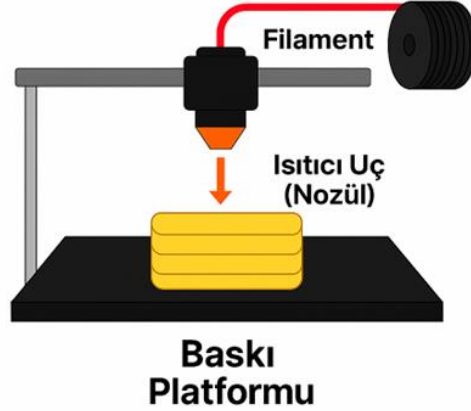
LCD (Masked Stereolithography – MSLA) teknolojisinde, ışık kaynağı olarak sıvı kristal ekran (LCD panel) kullanılır. Bu paneller, ışığın yapı alanına paralel bir şekilde iletilmesini sağlar ve her katman için belirli bölgelerin eş zamanlı olarak ışığa maruz bırakılmasına imkân tanır. DLP teknolojilerinde olduğu gibi ışığın mercek veya dijital mikro ayna sistemleriyle yönlendirilmesine ihtiyaç duyulmaz. Bu durum, optik yol boyunca oluşabilecek piksel bozulmalarını ve odaklama hatalarını en aza indirerek baskı sonucunun daha homojen olmasına katkı sağlar.^{44,45}

LCD teknolojileri; uygun maliyetli oluşları, yüksek baskı hızı ve tatmin edici düzeyde çözünürlük sunmalarıyla ön plana çıkmaktadır. Bununla birlikte, bu teknolojinin sınırlayıcı yönlerinden biri, LED ışık kaynağının sınırlı kullanım ömrüdür; bu da düzenli bakım ve ışık kaynağının periyodik olarak değiştirilmesini zorunlu kılmaktadır.^{45,49}

2.2.4. Kaynaştırılmış Birikim Modelleme (FDM)

FDM, diş hekimliği alanında maliyet açısından en erişilebilir 3B baskı teknolojilerinden biri olarak öne çıkmaktadır.⁵⁰ FDM teknolojisi; bir yapı platformu, baskı malzemesi olarak kullanılan filament bobini ve salınım başlığından (nozül) oluşan temel bileşenlere sahiptir (Şekil 2.4). Filament şeklindeki termoplastik malzeme, erime sıcaklığının üzerine kadar ısıtılarak nozül aracılığıyla x, y ve z eksenlerinde hareket ettirilir ve katmanlar halinde yüzeye biriktirilir.⁵¹ Isıtılan malzeme, nozülden çıktıktan

hemen sonra katılır; bu da üretim sürecinde hata oranını minimize etmeye yardımcı olur.⁵²



Şekil 2. 4. Kaynaştırılmış Birikim Modelleme

2.2.5. Toz Yatağı Üretim Tekniği

Bu yöntem temel olarak, toz yatağı içerisindeki malzemenin lazer ışını ya da bağlayıcı bir ajan aracılığıyla katmanlar halinde birleştirilmesini esas alır.⁵³

Üretim işlemi, yapı platformunun en üst seviyede konumlandırılmasıyla başlar ve bu yüzeye ince bir malzeme tabakası serpilir. Belirli bir kalınlığa sahip toz parçacıkları ısı etkisiyle birbiriyle kaynaşır. Sonrasında platform belirli bir mesafe aşağıya indirilir ve bir silindir yardımıyla yeni bir toz katmanı yüzeye eşit şekilde yayılır. Lazerle ısınlama işlemi bu yeni katmana da uygulanarak katmanlar halinde yapı oluşturulur. Bu işlem, modelin tamamı elde edilene kadar aynı şekilde tekrarlanır.⁵¹

Bu sistem kapsamında, kullanılan enerji kaynağına bağlı olarak farklı üretim yaklaşımları geliştirilmiş olup, bu yaklaşımlar aşağıda sunulmaktadır.

- Seçici lazer sinterleme (SLS)
- Seçici lazer ergitme (SLM)
- Elektron demeti ergitme (EBM)⁵⁴

Seçici Lazer Sinterleme (SLS) yönteminde; güçlü bir lazer ışını, yalnızca belirlenen bölgeleri ısıtarak toz taneciklerini birbirine kaynaştırır.⁵⁵ Lazer ışınının yüzeye temas etmesiyle ortaya çıkan ısı, toz parçacıklarını kontrollü bir şekilde birleştirerek üç boyutlu yapıların oluşmasını sağlar.⁵⁶

Metal malzemelerin üretiminde kullanılan varyantı doğrudan metal lazer sinterleme (DMLS) olarak adlandırılmaktadır.⁵⁵ Seramik malzemelerin üretiminde SLS ise iki farklı yaklaşım ile uygulanabilir: indirekt SLS (iSLS) ve direkt SLS (dSLS)^{55,57,58}

Bu yöntemde, seramik tozları ile ışığa duyarlı bir polimer karışımı eritilerek lazer yardımıyla katılaştırılır. Özellikle yüksek enerji kapasitesine sahip karbondioksit (CO₂) lazerlerinin kullanıldığı SLS sistemleri, çeşitli termoplastik polimerlerle uyumlu çalışabilmektedir. Üretim sürecinde elde edilecek nihai modelin geometrisini etkileyen başlıca parametreler; işlem sıcaklığı, lazerin gücü, katmanların sıklığı ve tarama hızıdır. Bu faktörler, üretilen yapının boyutsal doğruluğu ve mekanik özellikleri üzerinde doğrudan belirleyicidir.⁵⁹

İndirekt Selektif Lazer Sinterleme (iSLS) yönteminde, lazer ışını bağlayıcı malzemeyi hedefleyerek eritir ve bu sayede seramik parçacıkları geçici olarak birbirine tutunur. Son aşamada, yüksek sıcaklıkta sinterleme gerçekleştirilerek seramik yapı yoğunlaştırılır ve nihai ürün elde edilir.⁶⁰ Direkt Selektif Lazer Sinterleme (dSLS) yönteminde ise seramik tozları herhangi bir bağlayıcı malzeme kullanılmaksızın doğrudan lazer ışını ile işlenir. Lazer, seramik taneciklerine yüksek sıcaklıkta odaklanarak parçacıklar arasında fiziksel bir bağ oluşmasını sağlar.⁵⁷

Selektif Lazer Ergitme (SLM) yöntemi, temel olarak Selektif Lazer Sinterleme (SLS) süreciyle benzer bir üretim prensibine sahip olsa da bazı önemli farklılıklar içermektedir. SLM, toz halindeki metal malzemeyi tamamen ergiterek tek adımda birleştiren bir toz yatağı füzyon teknolojisidir. Bu yöntemde yüksek güçlü bir lazer kullanılır ve sinterleme sürecinden farklı olarak, bağlayıcı uzaklaştırma veya ilave sinterleme aşamalarına ihtiyaç duyulmaz.⁵⁴ Terminolojik olarak, 'seçici lazer sinterleme' (SLS) ifadesi daha çok seramik veya polimer esaslı malzemelerin üretimini tanımlamak için kullanılırken, 'seçici lazer eritme' (SLM) terimi özellikle metal tabanlı yapıların üretimi için tercih edilmektedir.⁶¹

2.2.6. Polimer Püskürtme (Material Jetting, MJ)

MJ teknolojisi, çalışma prensibi bakımından geleneksel mürekkep püskürtmeli yazıcılara benzemekte olup, çok renkli polimerler, mumlar ve bazı metal esaslı malzemelerle üç boyutlu nesneler üretebilmektedir. Bu teknolojiye baskı kafası, çok sayıda foto-polimer damlacığını kontrollü şekilde yüzeye püskürtür ve bu damlacıklar, ultraviyole (UV) ışık yardımıyla anında polimerize edilerek katman hâlinde sertleştirilir. Her katman tamamlandığında yapı platformu belirlenen kalınlık kadar aşağıya hareket eder ve bir sonraki katmanın üretimi başlar. Bu işlem, model tamamen oluşana dek tekrarlanır.^{62,63} MJ teknolojisinin en bilinen ve yaygın kullanılan türü PolyJet yöntemidir. Bu sistemler, tek bir baskı süreci içerisinde birden fazla materyal türünü aynı anda kullanabilme yeteneğine sahiptir.⁴² Foto-polimer esaslı bu yöntem, çok renkli ve çok malzemeli model üretimini destekleyen tek 3B baskı teknolojisidir. Bu yönüyle, özellikle karmaşık geometrilere ve görsel olarak zengin prototiplere ihtiyaç duyulan uygulamalarda önemli avantajlar sunar.⁶⁴ Kullanılan destek malzemelerinin suda çözünabilir veya ısı ile eriyebilir özellikte olması, baskı sonrasında bu yapıların model yüzeyine zarar vermeden ve oldukça kolay bir şekilde uzaklaştırılmasına olanak tanır.⁴⁵

Ancak PolyJet teknolojisinin, diğer 3B baskı teknolojilerine kıyasla daha fazla atık üretme gibi bir dezavantajı vardır.^{46,52} Ayrıca, püskürtme mekanizmasının etkin çalışabilmesi için düşük viskoziteli malzeme kullanımı gereklidir. Bu nedenle, fotopolimer rezinlerin viskozite özellikleri, baskı kalitesi ve işlem güvenilirliği açısından kritik bir parametre olarak değerlendirilir.⁴⁵

2.3. 3B Baskı Teknolojilerinde Kullanılan Materyaller

Geleneksel üretim yöntemlerinin aksine, katmanlı üretim teknolojilerinin sahip olduğu geniş yöntem çeşitliliği, çok farklı hammaddelerin yapı üretiminde kullanılabilmesini mümkün kılmaktadır. Günümüzde bu teknolojilerde kullanılan başlıca malzeme grupları; polimerler , metaller, seramikler ve kompozitlerdir.^{31,65}

2.3.1. Polimerler

Katmanlı üretim teknolojilerinde en yaygın tercih edilen hammaddeler polimer esaslı malzemelerdir.^{31,66} Vinil polimerler, özellikle polivinil alkol (PVAL) gibi bileşikler, genellikle taşıyıcı yapı elemanları olarak kullanılmaktadır. Bu materyaller, yüksek nem koşullarında mekanik özelliklerinde gözlemlenen zayıflamalarla karakterizedir. Suda çözünür olmaları ve biyolojik olarak parçalanabilir yapılarıyla dikkat çekerler. Ayrıca üretim süreçlerinin maliyetli olması, kullanım alanlarını sınırlandırmaktadır.⁶⁶

Polistiren (PS) ve akrilonitril-bütadien-stiren (ABS), yaygın olarak kullanılan stiren bazlı polimerlerdir. PS, düşük su Emilimi, yüksek boyutsal stabilite ve iyi işlenebilirlik gibi avantajlar sunmasına rağmen kırılgan yapısı ve sınırlı kimyasal direnci ile dikkat çeker. ABS ise daha yüksek darbe dayanımı ve termal stabiliteye sahip olup, düşük su Emilimi ve yüksek kimyasal direnç gibi özellikleriyle ön plana çıkar. Her iki materyal de farklı üretim koşullarına uyumlu olup, katkı maddeleri ile modifiye edilebilmektedir.⁶⁶

Polimetil metakrilat (PMMA), akrilik veya metakrilik asit türevlerinden elde edilen bir akrilat polimeridir ve 1933 yılından bu yana endüstriyel olarak kullanılmaktadır. Diş hekimliğinde dolgu ve geçici restorasyon materyali olarak yaygın şekilde tercih edilmektedir. Yüksek sertlik, düşük su Emilimi, çizilme direnci ve cilalanabilir parlak yüzey gibi avantajlara sahiptir. Mekanik özellikleri, poliakrilik esterler, elastomerler veya akrilonitril gibi katkı maddeleriyle modifiye edilebilir. Kimyasal ve çevresel etkilere karşı dirençli olan PMMA, ısıya karşı stabilitesini korur ancak buharla sterilizasyona uygun değildir.⁶⁶

Polyesterler, genellikle doymuş, lineer yapıda ve termoplastik özellik gösteren kondensat polimerlerdir. Bu gruba ait polikarbonat (PC); yüksek sertlik, dayanıklılık, biyouyumluluk, düşük su Emilimi ve iyi boyutsal stabilite gibi özellikleri sayesinde tıbbi cihazlarda, özellikle kısa süreli doku ve vücut sıvısı teması gereken uygulamalarda kullanılabilir. Şeffaf veya yarı saydam olarak üretilen bu amorf yapıdaki polimer, yüksek sıcaklıklara ve radyasyona karşı dirençlidir. Elektriksel yalıtım kapasitesi yüksektir; ancak pigment çeşitliliği sınırlıdır.⁶⁶

Poliamidler, 1936'dan bu yana endüstriyel olarak kullanılan, yüksek aşınma direnci, dayanıklılık ve sertlikle karakterize edilen mühendislik polimerleridir. Biyolojik uyumluluk gösteren bu polimerlerin mekanik özellikleri, içerdikleri nem oranına bağlı olarak değişiklik gösterebilir. Nylon 66 (PA 66) gibi örnekler, yüksek sertlik, aşınma direnci, düşük su Emilimi ve termal stabilite gibi nitelikleriyle dikkat çeker.⁶⁶

Polieter-eterketon (PEEK), yüksek sıcaklık, kimyasal ve radyasyon direnci ile öne çıkan, biyouyumlu ve çok yönlü bir yüksek performanslı termoplastiktir. Yüzey modifikasyonları ve partikül katkıları ile mekanik özellikleri geliştirilebilir; özellikle implantoloji ve diş protezlerinde kullanım alanı bulur. Karbon veya cam elyaf takviyeleriyle elastikiyet ve kırılma dayanımı artırılabilir. Epoksi rezinler (EP) ise düşük

büzülme, yüksek çekme dayanımı ve iyi yaşlanma direnci ile karakterize edilir. Havadaki nemle kürlenebilen bu materyal, ısı altında boyutsal stabilitesini korur ve toksik değildir. Polilaktid (PLA) ise laktik asit türevlerinden elde edilen, yarı kristal yapıya sahip bir polimerdir. İşlenmesi kolay, yağ, nem ve alkole karşı dirençli olan PLA, sert ya da esnek formda üretilmekte ve biyomedikal uygulamalarda kullanılabilmektedir.⁶⁶

Balmumu, katkı malzemesi uygulamalarında yaygın şekilde kullanılan bir polimer çeşididir. Çoğunlukla destek yapılarının oluşturulmasında çeşitli katkı teknikleriyle kullanılırken, özellikle karmaşık protezlerin mum modellerinin hazırlanmasında tek başına yapı malzemesi olarak da değerlendirilmektedir.²

Eklemeli üretimde sıkça tercih edilen polimerlerden biri de foto-polimer rezinlerdir. Özellikle stereolitografi (SLA) tabanlı kullanan 3B teknolojilerde, bu rezinler yapı malzemesi olarak kullanılır. Foto-polimer rezinler UV ışık veya lazer aracılığıyla katmanlar halinde kürlenir. Bu tür polimerler; renk, sertlik ve bileşimlerin değiştirilebilmesi açısından yüksek derecede esneklik sağlamaktadır. Ayrıca, biyoaktif cam gibi biyoyumlu ve biyoaktif içeriklerle bir araya getirilebilme özelliğine sahiptir. Yapılan çalışmalar, bu tür katkıların yapıya homojen şekilde dağıldığını ve *in vitro* ortamda biyoaktif özellikler sergilediğini göstermektedir.⁶⁷ Foto-polimer rezinler, hassas ve detaylı yapılar elde edilmesine olanak tanır.⁶⁸

2.3.2. Metaller

Titanyum (Ti) ve Krom-Kobalt (Cr-Co) alaşımları, sahip oldukları üstün mekanik özellikler sayesinde çeşitli diş hekimliği uygulamaları için uygun materyaller arasında yer almaktadır.⁶⁹ 3B baskı yöntemiyle üretilen hareketli bölümlü protezlerin metal kroşelerinde, geleneksel döküm teknikleriyle karşılaştırıldığında uyum doğruluğunda bir artış gözlemlendiği bildirilmektedir.⁷⁰ Eklemeli üretim yöntemlerinden biri olan DMLS

yönteminde, metal tozları lazer ışını kullanılarak seçici olarak ergitilmekte ve bu süreç sonucunda metal altyapılar oluşturulmaktadır.⁷¹

2.3.3. Seramikler

Diş hekimliğinde kullanılan seramik malzemeler, üstün mekanik dayanımları, biyouyumlu yapıları, aşınma ve korozyona karşı dirençleri ile estetik açıdan sağladıkları avantajlar nedeniyle restoratif uygulamalarda sıkça tercih edilmektedir. Literatürde 3B baskı ile üretilen seramik yapıların mekanik özelliklerine ilişkin sonuçlar büyük ölçüde farklılık göstermektedir. Bu durum, konuyla ilgili standartlaştırılmış üretim ve değerlendirme yöntemlerine duyulan gereksinimi ortaya koymaktadır.⁷⁰ Bu farklılıkların başlıca nedenleri arasında, kullanılan seramik malzeme türlerindeki çeşitlilik, protetik uygulamadaki kullanım farklılıkları ve baskı sürecine ait parametrelerdeki değişkenlikler yer almaktadır.⁷²

2.3.4. Kompozitler

Günümüzde 3B baskı teknolojileriyle daimî restorasyonların üretiminde kullanılabilen kompozit materyal seçenekleri sınırlı sayıdadır. Ayrıca, 3B baskıya yönelik geliştirilen dental materyallerin üretici talimatlarında “kompozit” teriminin terminolojik açıdan tutarlı biçimde kullanılmadığı dikkat çekmektedir. Bazı materyaller, Crowntec (Saremco Dental AG) örneğinde olduğu gibi rezin kompozit olarak tanımlanırken, VarseoSmile Crown Plus (BEGO) gibi ürünler hibrit kompozit olarak sınıflandırılmaktadır. Bu durum, 3B baskılı daimî kron materyallerinin sınıflandırılmasında standardizasyona olan gereksinimi ortaya koymaktadır.⁹ Son yıllarda VarseoSmile Crown Plus (VSC) adıyla yeni bir 3B baskı materyali geliştirilmiştir. Bu materyal, tek diş restorasyonlarına yönelik tam kronlar, inleyler, onleyler ve veneerler gibi daimî restorasyonların üretimi için özel olarak formüle edilmiştir. Araştırmacıların bildirdiğine göre VSC, daimî dental restorasyonlar için onay alan ilk 3B baskı

materyallerinden biri olup dental materyaller alanında önemli bir gelişmeyi temsil etmektedir. Materyalin bileşimi, seramik doldurucular ile metakrilat esaslı rezin matrisi içermesi nedeniyle seramik infiltre hibrit kompozit sınıfına dâhil edilmektedir. Üretici firma tarafından bildirilen başlıca avantajlar arasında yüksek üretim hassasiyeti, kullanım kolaylığı, maliyet etkinliği, radyografik olarak net görünürlük ve biyouyumluluk yer almaktadır.⁷³ VarseoSmile TriniQ rezin, literatüre görece yakın zamanda kazandırılmış bir hibrit kompozit materyaldir. Üretici firma talimatları doğrultusunda bu materyalin, geçici restorasyonların yanı sıra tek kuron daimî restorasyonlar ve üç üyeli daimî köprü restorasyonlarının üretiminde kullanımı önerilmektedir. Bununla birlikte, VarseoSmile TriniQ reçinesini konu alan bilimsel çalışmaların literatürde sınırlı sayıda olduğu görülmektedir.^{74,75}

2.4. 3B Baskıda Üretim Sürecini Etkileyen Faktörler

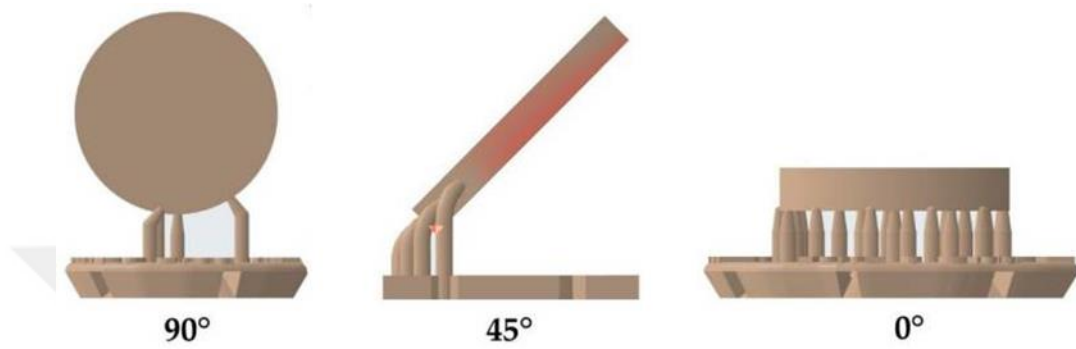
Basılacak materyalin doğruluğu, mekanik dayanımı ve fiziksel özellikleri; baskı açısı, katman kalınlığı, polimerizasyonun derinliği ve derecesi, destek yapılarının miktarı ve işlem sonrası uygulanan protokoller gibi birçok üretim parametresinden etkilenmektedir.⁴³

2.4.1. Baskı Açısı

3B baskı ile üretilen nesnelerde baskı açısı (Şekil 2.5), eklemeli üretim sürecinin kritik adımlarından biridir. Baskı açısı; üretim doğruluğu, baskı süresi ve elde edilen materyalin mekanik özellikleri üzerinde doğrudan etkilidir. Bu açının, mümkün olduğunca az destek yapısı gerektirecek şekilde belirlenmesi, hem üretim sürecini verimli kılmakta hem de son işlem ve yüzey düzeltme aşamalarında harcanan zamanı azaltmaktadır.⁷⁶

Yük yönüne dik olarak konumlandırılarak dikey şekilde üretilen örnekler, genellikle daha üstün mekanik özellikler sergilemektedir. Buna karşılık, yatay yönde

basılan örneklerde katmanlar arasında ayrılma ve kayma gibi yapısal zayıflıklar meydana gelebilmekte; bu durum, mekanik dayanımın azalmasına neden olabilmektedir.¹⁵ Uygun yapı oryantasyonunun seçilmesi, hacimsel doğruluğu artırmakta; üretim süresi ile maliyeti azaltmakta ve baskı sırasında ihtiyaç duyulan destek yapılarını en aza indirmektedir.⁷⁷



Şekil 2. 5. 3B baskı yönünün değişmesiyle üretim görüntü örnekleri ⁷⁸

2.4.2. Katman Kalınlığı

Katman kalınlığı, ilk katmanın ışıkla polimerize edilmesinden sonra, 3B yazıcının yapı platformunun aşağıya hareket ettiği mesafeyi ifade eder. Bu parametre, basılan nesnenin boyutsal doğruluğu ile üretim süresi üzerinde doğrudan etkilidir. Daha düşük katman kalınlığı, daha uzun baskı süresi gerektirirken; yüksek katman kalınlığı, elde edilen yapıların hassasiyetini olumsuz yönde etkileyebilmektedir.⁷⁹ Öte yandan, kalın katmanlarla gerçekleştirilen baskılarda üretim süresi kısalsa da boyutsal doğruluk azalabilir. Özellikle kavisli yüzeylerde, kalın katmanların üst üste eklenmesi sonucunda 'merdiven basamağı efekti' olarak adlandırılan bir yüzey bozukluğu oluşur ve bu durum, baskı netliğini olumsuz yönde etkiler.⁷⁹⁻⁸¹

2.4.3. Çözünürlük

Çözünürlük, kullanılan 3B baskı teknolojisine bağlı olarak değişmekte olup, cihazın oluşturabileceği en küçük ayrıntının boyutunu tanımlar. Yazıcının çözünürlüğü genellikle x, y ve z eksenlerinde mikrometre (μm) cinsinden ifade edilir. XY

düzlemindeki çözünürlük, yatay yönde her bir baskı pikselinin boyutunu temsil ederken; z eksenini çözünürlüğü ise katman kalınlığı ile ilişkilidir.^{43,82}

2.4.4. 3B Baskı Sonrası İşlem: Post Kürleme

3B baskı teknolojileriyle üretilen rezin esaslı materyallerin nihai özelliklerini kazanabilmesi için, baskı işlemi tamamlandıktan sonra bazı işlemler uygulanmaktadır. Bazı polimerlerde, baskı süreci sırasında tam polimerizasyona yakın bir kürlenme gösterebildiklerinden, ek bir post-kürleme işlemine gereksinim duyulmayabilir.⁸³ Bununla birlikte, bazı rezinlerde baskı sonrasında yapıda kalan reaksiyona girmemiş monomerlerin çapraz bağlanarak polimerizasyonun tamamlanabilmesi için post-kürleme işlemlerinin uygulanması önerilmektedir. Bu ilave kürleme adımı, materyalin nihai özelliklerinin önemli ölçüde iyileştirilmesine katkı sağlar.⁸⁴ Post kürleme işlemi cihaza bağlı olarak Ultraviyole (UV) ışık veya ısı kullanılarak yapılabilir.^{3,85} UV ışık veya ısıdan farklı olarak ksenon flaş ampuller kullanarak kısa ışık atımları ile çalışan Otofash G171 cihazı ile gerçekleştirilen post-kürleme işlemi, geniş bir dalga boyu spektrumunda ışık üretmesi sayesinde farklı foto başlatıcı sistemlerinin etkin şekilde aktive edilmesine olanak tanımaktadır. Ayrıca diğer post kürleme cihazlarından farklı olarak azot gazı kullanımı sayesinde, oksijen inhibisyonunu ortadan kaldırarak polimerizasyon sürecinin daha verimli gerçekleşmesini ve materyalin polimerizasyon derecesinin artmasını desteklemektedir.¹⁷

2.5. 3B Baskı Teknolojilerinin Diş Hekimliği Uygulamalarındaki Kullanım

Alanları

Diş hekimliği preklinik eğitiminde kullanılan çekilmiş dişlerin yerine alternatif malzeme olarak Cantín ve arkadaşları⁸⁶ çekilmiş dişleri dijital olarak tarayıp 3B baskıyla çoğaltarak sanal ve fiziksel modeller üretmiş, böylece bu yöntemin geleneksel çekilmiş veya plastik dişlerin yerini alabilecek bir eğitim materyali olduğunu belirtmişlerdir.

Radyoloji alanında, tıbbi görüntülerin daha etkin analiz edilmesi ve klinik uygulamalara aktarılabilmesi amacıyla üç boyutlu baskı teknolojisinin sağlık alanındaki gelişimi hız kazanmıştır. Bilgisayarlı tomografi ve manyetik rezonans görüntüleme verilerinin 3B modellere dönüştürülmesi, hasta anatomisinin ayrıntılı incelenmesini ve cerrahi planlamaya doğrudan katkı sağlanmasını mümkün kılmaktadır.⁸⁷

3B baskı teknolojisi, bireysel anatomik gereksinimlere uyum sağlayabilen, yüksek mekanik direnç ve üstün geometrik doğruluk özelliklerine sahip implantların üretimini olanaklı hâle getiren yenilikçi bir üretim yaklaşımıdır.^{88,89} 3B baskı, aynı zamanda implant yerleşim doğruluğunu artıran cerrahi kılavuzların üretiminde de etkin şekilde kullanılmaktadır.^{90,91} Literatürdeki bir çalışmada, mandibula rekonstrüksiyonunda kullanılan üç boyutlu planlama ve üretim teknolojilerinin operasyon süresini kısalttığı ve rekonstrüksiyon başarısını artırdığı bildirilmiştir.⁹²

3B baskının diş hekimliğine entegre edilmesiyle kişiye özel ölçü kaşıkları ve modellerin doğrudan üretimi mümkün hale gelmiştir.⁹³ 3B baskıyla üretilen dental modeller üzerinde yapılan bir çalışmada, bu modellerin boyutsal doğruluk açısından yüksek güvenilirlik sunduğu ortaya konmuştur.⁹⁴

Diş hekimliği uygulamalarında üç boyutlu baskı teknolojisinin etkin biçimde kullanıldığını gösteren önemli alanlardan biri, geçici kuron ve köprü protezlerinin üretim süreçleridir. Bu dijital üretim yöntemi, konvansiyonel tekniklere kıyasla önemli ölçüde zaman tasarrufu sağlamaktadır. Nitekim literatürde, 3B baskıyla geçici restorasyonların yalnızca birkaç dakika içerisinde üretilebildiği ve bu sürecin klinik iş akışını hızlandırarak hasta konforunu artırdığı bildirilmektedir.⁹⁵

3B baskı teknolojileri, sabit ve hareketli bölümlü protezlerin metal altyapılarının doğrudan üretimine olanak tanıyarak bu süreci daha hızlı ve verimli hale getirmiştir.⁹⁶ 3B

baskı teknolojisinin bir diğer dikkat çekici uygulama alanı ise, bruksizm tedavisinde kullanılan okluzal splintlerin üretimidir.⁹⁷

Ortodontik tedavilerde kullanılan hareketli apareyler ile braket yerleşimini yönlendiren şeffaf plaklar da 3B baskı teknolojisi kullanılarak hassas bir şekilde üretilmektedir.⁹⁸

2.6. Materyallerin Mekanik ve Fiziksel Özelliklerinin Değerlendirilmesi

2.6.1. Su Emilimi ve Çözünürlük

Su emilimi ve suda çözünürlük, tam anlamıyla kontrol altına alınamayan; dolayısıyla restoratif materyallerin klinik başarısını olumsuz yönde etkileyebilen başlıca faktörler arasında yer almaktadır.⁹⁹ Su, bir materyalin iç yapısına; moleküler düzeni ve mikroyapısal özelliklerine bağlı olarak farklı oranlarda difüze olmaktadır. Polimer yapısının polaritesi, su ile hidrojen bağları kurabilen fonksiyonel grupların varlığı, çapraz bağ yoğunluğu, rezidüel monomer miktarı ve polimerin kristallliği gibi faktörler, suyun materyal içerisine geçiş miktarını belirleyen başlıca etkenlerdir. Ancak düzenli kristal yapılar, su difüzyonuna karşı direnç göstererek su geçişini sınırlandırmaktadır.¹⁰⁰ Dental materyallerin çözünürlüğü; yapıda kalan reaksiyona girmemiş monomer miktarı, çözücünün kimyasal özellikleri, ortam sıcaklığı, materyalin çözücüde bekletilme süresi, örnek boyutu ve materyalden ayrılan bileşenlerin yapısal özellikleri gibi pek çok değişkenden etkilenmektedir.¹⁰¹ Dolayısıyla, su emilimi ve suda çözünürlük; restorasyonların yüzey özelliklerinde bozulmalara, marjinal adaptasyonun zayıflamasına ve estetik görünümün kaybına yol açarak, materyalin klinik performansını önemli ölçüde olumsuz etkilemektedir.¹⁰² ISO 4049:2000 standardına göre, restoratif dental materyallerin su emiliminin $40 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ 'e eşit ya da daha düşük olması; çözünürlük değerlerinin ise $7.5 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ 'ü geçmemesi gerektiği belirtilmiştir.¹⁰³

2.6.2.Yüzey Özellikleri ve Yüzey Pürüzlülüğü

Yüzey pürüzlülüğü, bitirme ve polisaj işlemleri tamamlanmış yüzeylerdeki mikroskobik düzensizliklerin nicel bir göstergesi olup, genellikle mikrometre (μm) cinsinden ifade edilmektedir.¹⁰⁴ Yüzey pürüzlülüğünün ölçümünde taramalı elektron mikroskobu (SEM), mekanik veya optik profilometreler kullanılmaktadır.¹⁰⁵

Profilometre Analizi

Yüzey pürüzlülüğünün ölçümünde kullanılan profilometreler, mekanik ve optik olmak üzere iki gruba ayrılmaktadır. *In-vitro* çalışmalarda genellikle elmas uçlu mekanik profilometreler tercih edilmekte olup, bu cihazlar yüzeyi sabit doğrusal bir hat boyunca tarayarak pürüzlülük verilerini dijital olarak kaydetmektedir. Yüzey analizinde en sık kullanılan parametreler Ra, Rz ve Rpm'dir. Ra, ortalama yüzey pürüzlülüğünü; Rz, ardışık beş ölçümdeki en yüksek pik ile en derin çukur arasındaki ortalamanın değerini; Rpm ise en yüksek piklerin ortalamasını ifade etmektedir.^{106,107}

Taramalı Elektron Mikroskobu (TEM) incelemeleri

Taramalı elektron mikroskobu (TEM) analizi, katı materyallerin mikroyapısal özelliklerini değerlendirmek amacıyla, yüzeyin odaklanmış bir elektron demetiyle taranmasına dayanan yüksek çözünürlüklü bir görüntüleme yöntemidir.^{108, 109} Elektronlar belirli bir yüzeye yönlendirildiğinde, yüzey atomları sekonder elektronlar olarak adlandırılan düşük enerjili elektronlar yayar ve bu elektronlar özel dedektörler aracılığıyla algılanır. Yüksek çözünürlükte ve büyük büyütme oranlarında görüntü elde etmeyi mümkün kılan bu teknik, geniş yüzey alanlarının detaylı incelenmesinde önemli avantajlar sunar. Bununla birlikte, yalnızca yüzey morfolojisini değerlendirebilmesi, iç yapıyı görüntüleyememesi, yüksek maliyetli olması, vakum ortamı gerektirmesi ve hassas

örneklere potansiyel zarar verebilme riski, yöntemin başlıca dezavantajları arasında yer almaktadır.^{110, 111}

2.6.3. Dayanıklılık Testleri

Dayanıklılık, bir dental restorasyonun klinik performansını ve olası sınırlılıklarını değerlendirmede dikkate alınması gereken temel parametrelerden biridir.¹¹² Eğilme dayanımı, dental materyallerin mekanik dayanıklılığını değerlendirmede güvenilir ve anlamlı bir yöntem olarak kabul edilmektedir. Yüksek eğilme dayanımı gösteren materyaller, kırılma olasılığı düşük ve daha dirençli restorasyonların elde edilmesine olanak sağlar.¹¹³ Dental materyallerin eğilme dayanımını belirlemede, tek eksenli ve iki eksenli bükülme testleri yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu amaçla uygulanan test yöntemleri genel olarak aşağıdaki şekilde sınıflandırılmaktadır.¹¹⁴

Tek eksenli eğilme dayanımı testleri

- Üç nokta eğilme dayanımı testi
- Dört nokta eğilme dayanımı testi

İki eksenli eğilme dayanımı testleri

- Halka üzerinde halka
- Halka üzerinde top
- Üç top üzerinde piston

Klinik uygulamalarda kullanılan materyaller, fonksiyon sırasında çok yönlü aksiyal kuvvetlere maruz kaldıklarından, iki eksenli eğilme dayanımı testleri materyal dayanıklılığını daha gerçekçi ve etkili bir şekilde değerlendirmek için tercih edilmektedir.¹¹⁵

Üç top üzerinde piston testi, disk formundaki numunelerin mekanik direncini değerlendirmek amacıyla uygulanan bir çift eksenli eğilme testidir ve ASTM F394-78 ile

ISO 6872 standartlarına uygun olarak gerçekleştirilmektedir. ISO 6872 standardına göre test örnekleri genellikle 12–16 mm çapında ve $1,2 \pm 0,2$ mm kalınlığında hazırlanır. Numuneler, eşit aralıklarla konumlandırılmış $3,2 \pm 0,2$ mm çapındaki üç küre üzerine yerleştirilir ve 1,2–1,6 mm çapında düz uçlu bir piston aracılığıyla $1 \pm 0,5$ mm/dk hızla yük uygulanır. Test sırasında kuvvetin üç destek noktası arasında homojen şekilde dağıtılması, ölçüm güvenilirliği açısından kritik öneme sahiptir.^{116,117}

2.7. *In -vitro* Yaşlandırma Yöntemleri

2.7.1 Suda Bekletme

Su içerisinde bekletme yöntemi, dental materyallerin yapay yaşlandırılmasında en yaygın kullanılan tekniklerden biridir. Bu yöntemde, bağlayıcı ajan uygulanmış örnekler belirli bir süre boyunca 37 °C sıcaklıktaki sıvı içerisinde tutulur. Yaşlandırma süresi kullanılan materyale ve çalışmanın amacına bağlı olarak birkaç aydan 4–5 yıla kadar değişebilmekte, hatta bazı durumlarda daha uzun süreleri de kapsayabilmektedir.¹¹⁸

2.7.2. Termal Döngü Yöntemi ile Yaşlandırma

Diş hekimliği alanında yaygın olarak başvuru alan yapay yaşlandırma yöntemlerinden biri de termal yaşlandırma uygulamasıdır. Bu yöntemde örnekler, sıcaklık değişimlerine maruz bırakılarak uzun dönem klinik koşulları taklit edilmeye çalışılır.¹¹⁹

Termal yaşlandırma işlemi sırasında, örnekler sırasıyla bir kez soğuk suya ve bir kez de sıcak suya daldırılmakta olup, bu işlem bir “devir” olarak tanımlanmaktadır. Her bir devirde geçen toplam süre ise “devir süresi” olarak adlandırılmaktadır. Termal döngü sayısı çalışmanın amacına bağlı olarak değişkenlik gösterebilmekte olup, genellikle 500 ile 50.000 arasında tercih edilmektedir. Örneklerin her bir banyoda bekletilme süresi ortalama 15 ila 60 saniye arasında değişmektedir. Termal yaşlandırma protokolü, ağız içi ortamda karşılaşılan sıcaklık değişimlerini taklit etmek amacıyla geliştirilmiştir. Bu

nedenle, kullanılan su banyolarının sıcaklık aralığı da klinik koşulları yansıtacak şekilde ayarlanmaktadır. Literatürde en düşük sıcaklık genellikle 6,6 °C (0–36 °C aralığında), en yüksek sıcaklık ise yaklaşık 55,5 °C (40–100 °C aralığında) olarak bildirilmektedir. Diş hekimliği ile ilgili birçok çalışmada ise standartlaştırılmış olarak 5 °C ile 55 °C arasındaki sıcaklık değerleri tercih edilmektedir.¹²⁰⁻¹²²

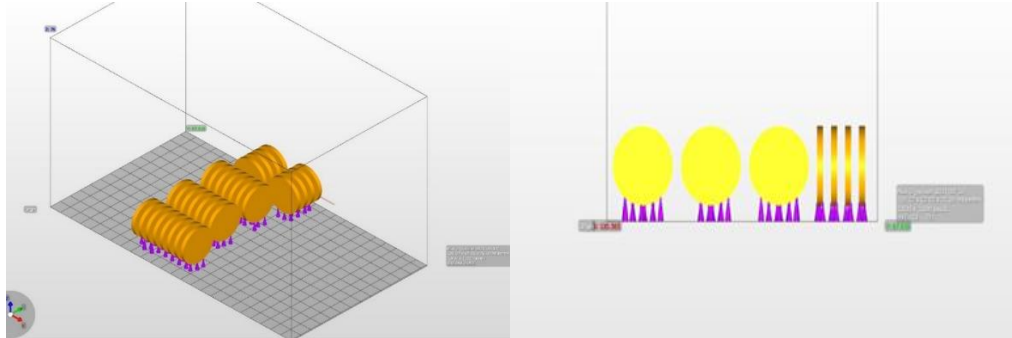
2.7.3. Mekanik Yükleme ile Yaşlandırma

Mekanik stresin simülasyonu için, *in-vivo* koşullara benzer yükler uygulanmalıdır. Bu amaçla, örnekler çığneme simülatöründe yaşlandırılarak bağlanma etkinliği değerlendirilir.¹²³

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1 Örneklerin hazırlanması

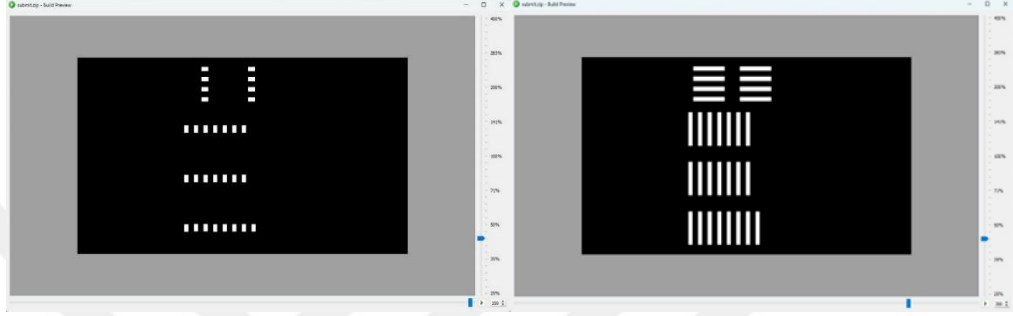
15 mm çapında ve 1,5 mm kalınlığında disk örnekler bilgisayar destekli tasarım yazılımı ile (Exocad DentalCAD; exocad GmbH, Darmstadt, Almanya) tasarlanarak STL formatında dışa aktarıldı. Elde edilen bu dijital dosyalar, baskı parametrelerinin tanımlanması ve katmanlama sürecinin gerçekleştirilmesi amacıyla Asiga Composer (Asiga, Sydney, Avustralya) yazılımı kullanılarak yerleştirme (Şekil 3.1) işlemine tabi tutuldu. Örneklem büyüklüğü G*Power yazılımı (Universitat, Düsseldorf. G*Power.2019 Almanya) kullanılarak, %95 güven düzeyinde, $\alpha=0.05$ anlamlılık düzeyi ve 0.80 teorik güç ile hesaplandı. Literatürden alınan etki büyüklüğü değerlerine göre etki büyüklüğü $f=0,62$ olarak belirlendi.⁷ Yapılan analiz sonucunda bu tez çalışmasında, her katman kalınlığı için 60 adet örnek hazırlanması planlandı.



Şekil 3. 1. Asiga composer yerleştirme programı ekran görüntüsü

Dilimleme işlemi Asiga Slicer yazılımı (Asiga, Sydney, Avustralya) (Şekil 3.2) aracılığıyla gerçekleştirildi. Bu aşamada, katman kalınlıkları 50 ve 100 μm olacak şekilde her kalınlık için 60 adet örnek uygun çözünürlükte tasarlandı. Tüm örneklerde baskı yönü,

90° (dikey yönde) olarak ayarlandı. Dilimleme sürecinde üretici firmanın belirttiği baskı hızı, ışık şiddeti ve diğer teknik parametreler esas alınarak yazdırma dosyaları oluşturuldu. Her katman için planlanan 60 örnek Asiga MAX 2 UV (Asiga, Sydney, Avusturalya) 3B yazıcı (Şekil 3.3) ve VarseoSmile TriniQ (BEGO GmbH & Co. KG, Bremen, Almanya) rezin (Şekil 3.4) kullanılarak üretildi (Şekil 3.5).



Şekil 3. 2. Asiga Slicer programında dilimleme görüntüsü



Şekil 3. 3. Asiga 3B yazıcı



Şekil 3. 4. VarseoSmile TriniQ rezin



Şekil 3. 5. Üretim sonrasında örneklerin tabla üzerindeki görünümü

Baskı işleminin ardından örnekler, yüzeyde kalan polimerize olmamış rezin kalıntılarını uzaklaştırmak amacıyla iki aşamalı bir temizlik protokolüne tabi tutuldu.

Temizlik işlemleri, yaklaşık 47 kHz frekansla çalışan bir ultrasonik temizleme cihazı olan Pro-Sonic 600® (Sultan Healthcare, Salt Lake City, UT, ABD) (Şekil 3.6) kullanılarak gerçekleştirildi. Üretilen örnekler, baskı sonrası yüzeyde kalan rezidüel rezinin uzaklaştırılması amacıyla, ilk kaptaki %99 saflıkta izopropil alkol (IPA) içerisinde 3 dakika süreyle yıkandı, ardından ikinci bir kaba aktarıldı ve aynı çözücü içinde ilave 2 dakika boyunca yıkama işlemine tabi tutuldu. Son olarak, tüm örnekler basınçlı hava ile kurutularak kütleme işlemine hazır hale getirildi.



Şekil 3. 6. Pro-Sonic 600® ultrasonik temizleme cihazı

50 μm (n=60) ve 100 μm (n=60) katman kalınlığında hazırlanan örnekler, yüzeylerinde bulunan artık monomerlerin uzaklaştırılması amacıyla temizlendikten sonra uygulanacak kütleme süresine göre kendi içinde 3 alt gruba ayrıldı (n=20). Otofash G171 cihazı (NK-Optik GmbH, Baierbrunn, Almanya) (Şekil 3.7) kullanılarak, 1.5 bar basınç

altında azot atmosferinde kürleme işlemi 2000, 4000, 8000 atımdan oluşan üç farklı sürede uygulandı.



Şekil 3. 7. Otoplast G171

Otoplast G171(NK-Optik GmbH, Baierbrunn, Almanya) cihazında gerçekleştirilen kürleme işlemi sırasında, örnekler toplam kürleme süresinin yarısı kadar bir yüzeyleri yukarı gelecek şekilde; kalan sürede ise ters çevrilerek çift yönlü olacak şekilde kürleme tamamlandı.

Kürleme sürelerine göre gruplandırılan örnekler test öncesi koşullandırma amacıyla yaşlandırma işlemine tabi tutuldu. Buna göre örneklerin yarısı ($n=10$), 37 ± 1 °C sıcaklıktaki distile suda 24 saat boyunca saklanarak Grup 1 olarak belirlendi. Kalan örnekler ($n = 10$) ise ağız içi ortamın termal değişimlerini simüle etmek amacıyla, 5 °C ile 55 °C arasında değişen sıcaklıklarda 5000 siklus boyunca termal yaşlandırma cihazında (Gökçeler Medikal, Sivas, Türkiye) (Şekil 3.8) işleme tabi tutularak Grup 2

olarak tanımlandı. Her döngüde, örnekler her bir banyoda 20 saniye süreyle bekletildi ve banyolar arasındaki geçiş süresi 10 saniye olarak ayarlandı.



Şekil 3. 8. Termal siklus cihazı

3.2. Su Emilimi ve Çözünürlük Ölçümü

Su emilimi ve çözünürlük ölçümleri ISO 4049:2019 standardına uygun olarak gerçekleştirildi. Örnekler yaşlandırma işlemlerine tabi tutulmadan, taze kurutulmuş silika jel (Şekil 3.9) içeren desikatör (Isotherm Lab., Türkiye) (Şekil 3.10) içerisine yerleştirildi. Desikatör daha sonra bir kuru ısı etüvünde (Dry Heat Oven FN 055; Nüve, Ankara, Türkiye) (Şekil 3.11) 37 °C sıcaklıkta 22 ± 1 saat kurutuldu. Desikatör içindeki örnekler bekleme süresinin sonunda etüvden çıkarıldı. Desikatör içindeki silika jel tazelandikten sonra örnekler, 23 ± 1 °C sıcaklıkta iki saat daha kurutuldu. Bu aşamanın ardından, örnekler 0.0001 g hassasiyetli hassas terazi (Analitik Terazi, KERN ABJ 220-4M; KERN & Sohn GmbH, Balingen, Almanya) ile tartıldı. 24 saat kurutma sonrası yapılan tartım işlemleri ile elde edilen değerler m_1 olarak kaydedildi. m_1 değeri elde edildikten sonra, örneğin çapı üç farklı noktadan, her biri birbirine dik olacak şekilde, 0,01 mm hassasiyetli dijital kumpas (Dijital Kumpas, Horex 150 mm; Hoffmann Group, Münih, Almanya) ile

ölçüldü ve ortalama çap hesaplandı. Aynı cihaz kullanılarak kalınlık ölçümü, örneklerin merkezinden ve çevresinde eşit aralıklarla belirlenen dört noktadan alındı. Ölçümlerden çıkan değerler ile ortalama kalınlık (h) hesaplandı. Örneklerin hacmi (V, mm³), $V = \pi r^2 h$ formülü kullanılarak belirlendi (r=yarıçap).

m₁ ölçümleri kaydedildikten sonra örnekler, uygulanacak yaşlandırma işlemlerine göre ayrıldı (n:10). Grup 1'deki örnekler, kürlenme sürelerine göre 50 mL distile su bulunan ayrı cam kaplarda 37 ± 1 °C sıcaklıktaki etüvde (Dry Heat Oven FN 055; Nüve, Ankara, Türkiye) 24 saat süreyle muhafaza edildi. 24 saatlik bekleme süresinin sonunda, örnekler sudan çıkarılarak durulandıktan sonra fazla nem kurutma kâğıdıyla dikkatlice alındı ve 15 saniye boyunca havada sallanarak yüzey kuruluğu sağlandı. Termal yaşlandırmadan (5–55 °C, 5000 döngü, 20 saniye bekleme, 10 saniye geçiş) sonra da aynı işlemler yapıldı. Her örneğin ikinci kütlesi (m₂) 0.0001 g hassasiyetli hassas terazi tartılarak kaydedildi. Örneklerin çözünürlüğünü belirlemek için, m₁ kütlesinin elde edilmesinde kullanılan aynı kurutma protokolü tekrarlandı ve sabit kütle elde edilince üçüncü kütle (m₃) kaydedildi. Daha sonra su emilimi (W_{sp}) ve suda çözünürlük (W_{sl}) ISO 4049¹²⁴ standartlarına uygun olarak hesaplandı.

$$W_{sp} = \frac{m_2 - m_3}{V} \mu g / mm^3$$

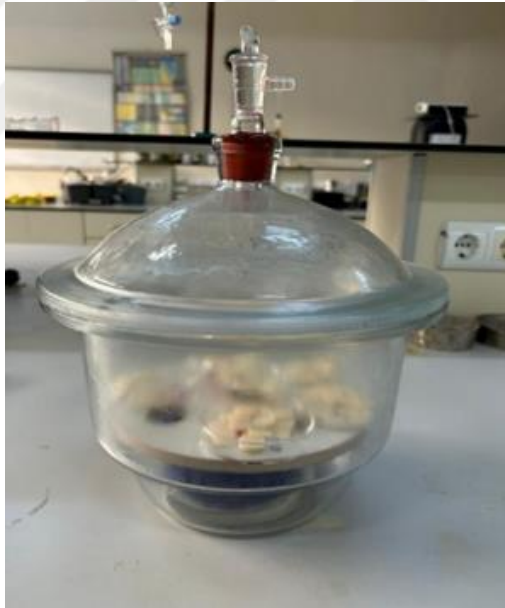
$$W_{sl} = \frac{m_1 - m_3}{V} \mu g / mm^3$$

m₁: İlk kurutma sonrası kütle (µg) **m₂:** Suda bekletme sonrası kütle (µg)

m₃: Yeniden kurutma sonrası kütle (µg) **V:** Numune hacmi (mm³) **Birim:** µg/mm³



Şekil 3. 9. Silika jel



Şekil 3. 10. Desikatör



Şekil 3. 11. Etüv

3.3. Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçümü

Yüzey pürüzlülüğü ölçümleri, yüksek hassasiyetli bir yüzey analiz cihazı olan profilometre (Taylor Hobson, Leicester, Birleşik Krallık) kullanılarak gerçekleştirildi (Şekil 3.12). Örneklerin yüzey pürüzlülüğü değerlendirilirken, cihazın ölçüm uzunluğu 0,8 mm, tarama hızı 0,1 mm/s, katlama (cut-off) değeri ise 1,6 mm olarak ayarlandı. Profilometrenin ölçüm ucu ile örneğin temas açısı 90° olacak şekilde ayarlandı ve her örnek, cihazın standart ölçüm tablasına dikkatlice yerleştirildi. Her örnek için üç farklı bölgeden yüzey pürüzlülüğü ölçümleri alınarak elde edilen aritmetik ortalama değer ortalama yüzey pürüzlülüğü değeri (Ra) olarak kaydedildi. Ölçüm doğruluğunu sağlamak amacıyla, her 10 ölçümden sonra cihazın kalibrasyonu üretici firmanın talimatlarına uygun olarak gerçekleştirildi.



Şekil 3. 12. Profilometre cihazı

Taramalı Elektron Mikroskop Analizi

Örneklerin yüzey morfolojilerinin değerlendirilmesi amacıyla her gruptan rastgele 1 örnek seçilerek taramalı elektron mikroskobu kullanılarak (JSM-6610; JEOL Ltd., Tokyo, Japonya) incelendi (Şekil 3.13). Örnekler kurutulduktan sonra iletkenliği artırmak için ince bir altın tabakası (Şekil 3.14) ile kaplandı. Görüntüleme işlemleri, x1000 büyütme seviyesinde gerçekleştirilerek yüzey topografisi elde edildi.



Şekil 3. 13. Taramalı Elektron Mikroskobu



Şekil 3. 14. Altın kaplama uygulaması sonrası örnek yüzeyleri

3.4. Eğilme Dayanımının Ölçümü

Örneklerin eğilme dayanımı, evrensel test cihazı (Instron 3344, Metalinspec, Canton, ABD) kullanılarak üç top üzerinde piston yöntemiyle değerlendirildi (Şekil

3.16). Test sırasında, 15 mm çapında ve 1,5 mm kalınlığındaki disk şeklindeki örnekler her biri 3,2 mm çapında  paslanmaz elik bilyeden oluşan halka şeklindeki bir yatak üzerine yerleştirildi. Bu bilyeler, 10 mm çapında bir daire üzerinde 120° açıyla eşkenar üçgen biçiminde konumlandırıldı. Temas kuvvetinin homojen dağılımını sağlamak amacıyla, örnek ile piston arasına ve örnek ile yatak arasına 0,05 mm kalınlığında polietilen film (1-7090; neoLab Migge, Heidelberg, Almanya) yerleştirildi. Yükleme öncesinde her örneğe 0,5 N n yk uygulandı. Yük, apı 1,6 mm olan bir piston aracılığıyla 1 mm/dk sabit çapraz kafa hızıyla uygulandı. Kırılma anında kaydedilen maksimum yük (P) değerinden eğilme dayanımı (σ) değeri, ISO 6872¹²⁵ standardında belirtilen eşitlik kullanılarak hesaplandı. Poisson oranı (ν) 0,30 olarak kabul edildi.

$$\sigma = \frac{-0,2387P(X - Y)}{d^2}$$

σ: Eğilme dayanımı (MPa)

P: Kırılma anındaki maksimum yük (N)

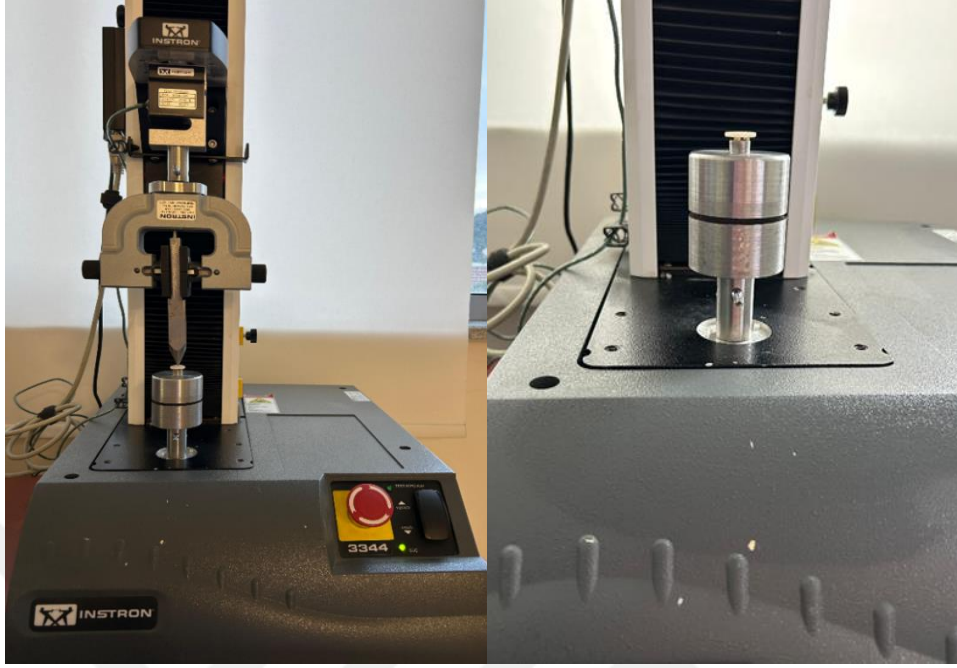
d: Numune kalınlığı (mm)

$$X = (1 + \nu) \ln \left(\frac{r_2}{r_3} \right)^2 + \frac{(1 - \nu)}{2} \left(\frac{r_2}{r_3} \right)^2$$

$$Y = (1 + \nu) \left[1 + \ln \left(\frac{r_1}{r_3} \right)^2 \right] + (1 - \nu) \left(\frac{r_1}{r_3} \right)^2$$

ν: Poisson oranı r_1 : Destek topların oluşturduğu dairenin yarıçapı (mm)

r_2 : Pistonun temas yarıçapı (mm) r_3 : rnek yarıçapı (mm)



Şekil 3. 15. Universal test cihazı

3.5. İstatistiksel Analiz

Verilerinin değerlendirilmesinde Statistical Package for Social Sciences (SPSS) Windows version 27 (SPSS Inc. Chicago, IL, ABD) yazılım programı kullanıldı. Elde edilen veriler normal dağılım varsayımı Shapiro Wilk testi ile, varyans homojenliği Levene testi ile kontrol edildi. Normallik varsayımının karşılandığı durumlarda bağımsız iki grubun karşılaştırılmasında bağımsız örneklem T testi, varsayımın karşılanmadığı durumlarda ise Mann Whitney U testi uygulandı. Normal dağılıma sahip olan bağımsız üç ve daha fazla grubun karşılaştırılması için ANOVA testi ve normal dağılım olmadığında ise Kruskal Wallis testi kullanıldı. Normallik varsayımının karşılandığı bağımsız ve bağımlı grupların aralarındaki farkın etkileşim etkisi ile incelenmesi için iki Yönlü ANOVA testi yapıldı. Farkı yaratan grup ya da grupların belirlenmesi için Post

Hoc Bonferroni analizlerinden yararlanıldı. Tüm analizler için anlamlılık düzeyi $\alpha = 0,05$ olarak tanımlandı.



4. BULGULAR

4.1. Su emilimi ve çözünürlük

Daimî kuron rezin örneklerin ortalama su emilimi ve çözünürlük değerleri ve standart sapmaları Tablo 4.1 ve Tablo 4.2’de gösterildi.

Tablo 4. 1. Örneklerin ortalama su emilimi değerleri ve standart sapmaları

	50 µm			100 µm		
	2000	4000	8000	2000	4000	8000
	Ort.±SS	Ort.±SS	Ort.±SS	Ort.±SS	Ort.±SS	Ort.±SS
G1	11.02±1.08 ^{Aax}	10.45±0.8 ^{Aax}	10.26±1.45 ^{Aax}	11.2±2.36 ^{Aax}	10.6±1.41 ^{Aax}	10.45±1.8 ^{Aax}
G2	11.24±1.51 ^{Aax}	10.64±1.03 ^{Aax}	10.53±2.25 ^{Aax}	11.28±1.46 ^{Aax}	10.68±1.27 ^{Aax}	10.56±1.35 ^{Aax}

* G1: 24 saat suda bekletme, G2: Termal yaşlandırma

** Aynı harflerle gösterilen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamaktadır; farklı harflerle gösterilen gruplar arasında ise istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaktadır. Büyük harfler, 50 µm ve 100 µm grupları aralarındaki karşılaştırmaları; küçük harfler, kürlleme süreleri arasındaki karşılaştırmaları ifade etmektedir. X ve Y harfleri ise sütunlar arasındaki farkı göstermektedir.

Tablo 4. 2. Örneklerin ortalama çözünürlük değerleri ve standart sapmaları

	50 µm			100 µm		
	2000	4000	8000	2000	4000	8000
	Ort.±SS	Ort.±SS	Ort.±SS	Ort.±SS	Ort.±SS	Ort.±SS
G1	2.57±0.58 ^{Aax}	2.53±0.76 ^{Aax}	2.64±0.62 ^{Aax}	2.6±0.76 ^{Aax}	2.57±0.73 ^{Aax}	2.6±1.2 ^{Aax}
G2	2.64±0.92 ^{Aax}	2.6±0.95 ^{Aax}	2.79±1.04 ^{Aax}	2.6±0.7 ^{Aax}	2.6±1.36 ^{Aax}	2.64±1.24 ^{Aax}

* G1: 24 saat suda bekletme, G2: Termal yaşlandırma

** Aynı harflerle gösterilen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamaktadır; farklı harflerle gösterilen gruplar arasında ise istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaktadır. Büyük harfler, kürlleme süreleri aralarındaki karşılaştırmaları; küçük harfler 50 µm ve 100 µm katman kalınlığı arasındaki karşılaştırmaları ifade etmektedir. X ve Y harfleri ise sütunlar arasındaki farkı göstermektedir.

Yaşlandırmadan bağımsız olarak; katman kalınlığının su emilimi ve çözünürlük üzerinde etkisi değerlendirildiğinde 50 ve 100 µm katman kalınlıklarında su emilimi ve çözünürlük değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmedi ($p>0.05$).

Yaşlandırmadan bağımsız olarak; kürleme süresinin su emilimi ve çözünürlük üzerindeki etkisi değerlendirildiğinde, atım kürleme sayısının su emilimi ve çözünürlük açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluşturmadığı tespit edildi. ($p>0.05$).

Katman kalınlığı ve kürleme süresi sabit tutulduğunda, yaşlandırmanın su emilimi ve çözünürlük üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluşturmadığı tespit edildi ($p>0.05$).

4.2.Yüzey Pürüzlülüğü

Daimî kuron rezin örneklerin ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri ve standart sapmaları Tablo 4.3’de gösterildi.

Tablo 4. 3. Örneklerin ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri ve standart sapmaları

	50 μm			100 μm		
	2000	4000	8000	2000	4000	8000
	Ort. $\pm$ SS	Ort. $\pm$ SS	Ort. $\pm$ SS	Ort. $\pm$ SS	Ort. $\pm$ SS	Ort. $\pm$ SS
G1	0.82 $\pm$ 0.09 ^{Bax}	0.67 $\pm$ 0.11 ^{Aax}	0.71 $\pm$ 0.13 ^{ABax}	0.88 $\pm$ 0.12 ^{Bax}	0.62 $\pm$ 0.09 ^{Aax}	0.99 $\pm$ 0.08 ^{Bbx}
G2	0.84 $\pm$ 0.12 ^{Bax}	0.68 $\pm$ 0.11 ^{Aax}	0.73 $\pm$ 0.12 ^{ABax}	0.98 $\pm$ 0.08 ^{Bby}	0.68 $\pm$ 0.05 ^{Aax}	1 $\pm$ 0.04 ^{Bbx}

* G1: 24 saat suda bekletme, G2: Termal yaşlandırma

** Aynı harflerle gösterilen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamaktadır; farklı harflerle gösterilen gruplar arasında ise istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaktadır. Büyük harfler; kürleme süreleri aralarındaki karşılaştırmaları; küçük harfler 50 μm ve 100 μm katman kalınlığı arasındaki karşılaştırmaları ifade etmektedir. X ve Y harfleri ise sütunlar arasındaki farkı göstermektedir.

Katman kalınlığının yüzey pürüzlülüğüne etkisi değerlendirildiğinde; Grup 1’deki örneklerde 2000 ($Z=-0.871$, $p=0.384$) ve 4000 ($t=1.079$, $p=0.295$) atım kürleme için; 50 ve 100 μm katman kalınlıklarında yüzey pürüzlülük değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olmadığı bulundu. 8000 atım kürleme yapılan örneklerde; 50 μm katman

kalınlığındaki örnekler 100 µm katman kalınlığına göre istatistiksel olarak daha düşük yüzey pürüzlülüğü değerleri ortaya koyduğu bulundu. ($t=-5.622$, $p<0.05$).

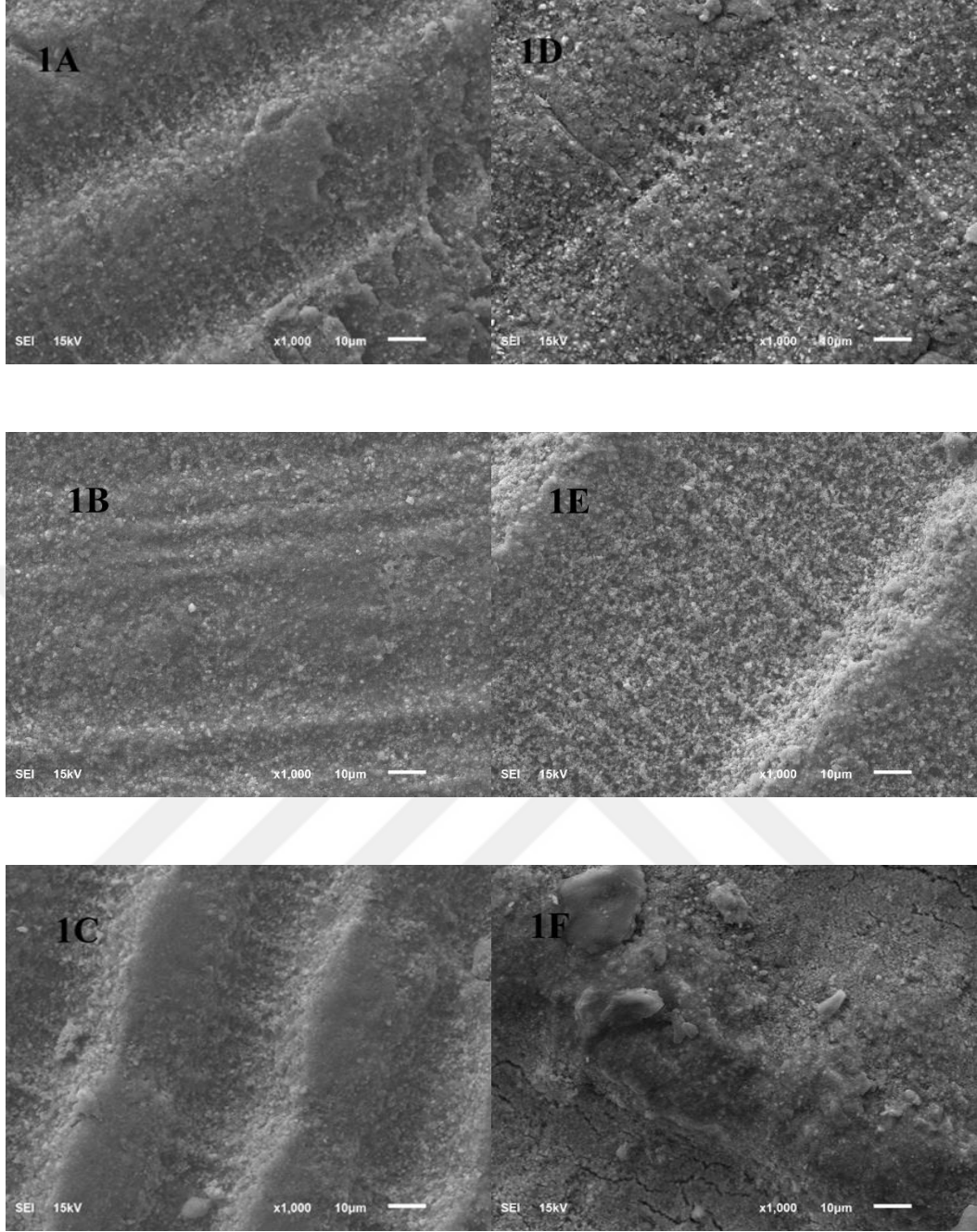
Grup 2’de 50 µm katman kalınlığında 2000 ($t=-3.298$, $p=0.004$) ve 8000 ($t=-6.688$, $p<0.001$) atım kütleme yapılan örneklerin yüzey pürüzlülük değerleri 100 µm katman kalınlığındaki örneklerle göre istatistiksel olarak daha düşük olduğu bulunurken, 4000 atım kütlemede her iki katman kalınlığı arasında yüzey pürüzlülüğü açısından istatistiksel anlamlı bir fark bulunmadı ($t=0.211$, $p=0.835$).

Kütleme süresinin yüzey pürüzlülüğüne etkisi değerlendirildiğinde, termal yaşlanmadan bağımsız olarak kütleme süresi ile yüzey pürüzlülüğü arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulundu ($p<0.05$). Her iki katman kalınlığında, en düşük yüzey pürüzlülük değeri 4000 atım kütlemedeki örneklerde görüldü ($p<0.05$).

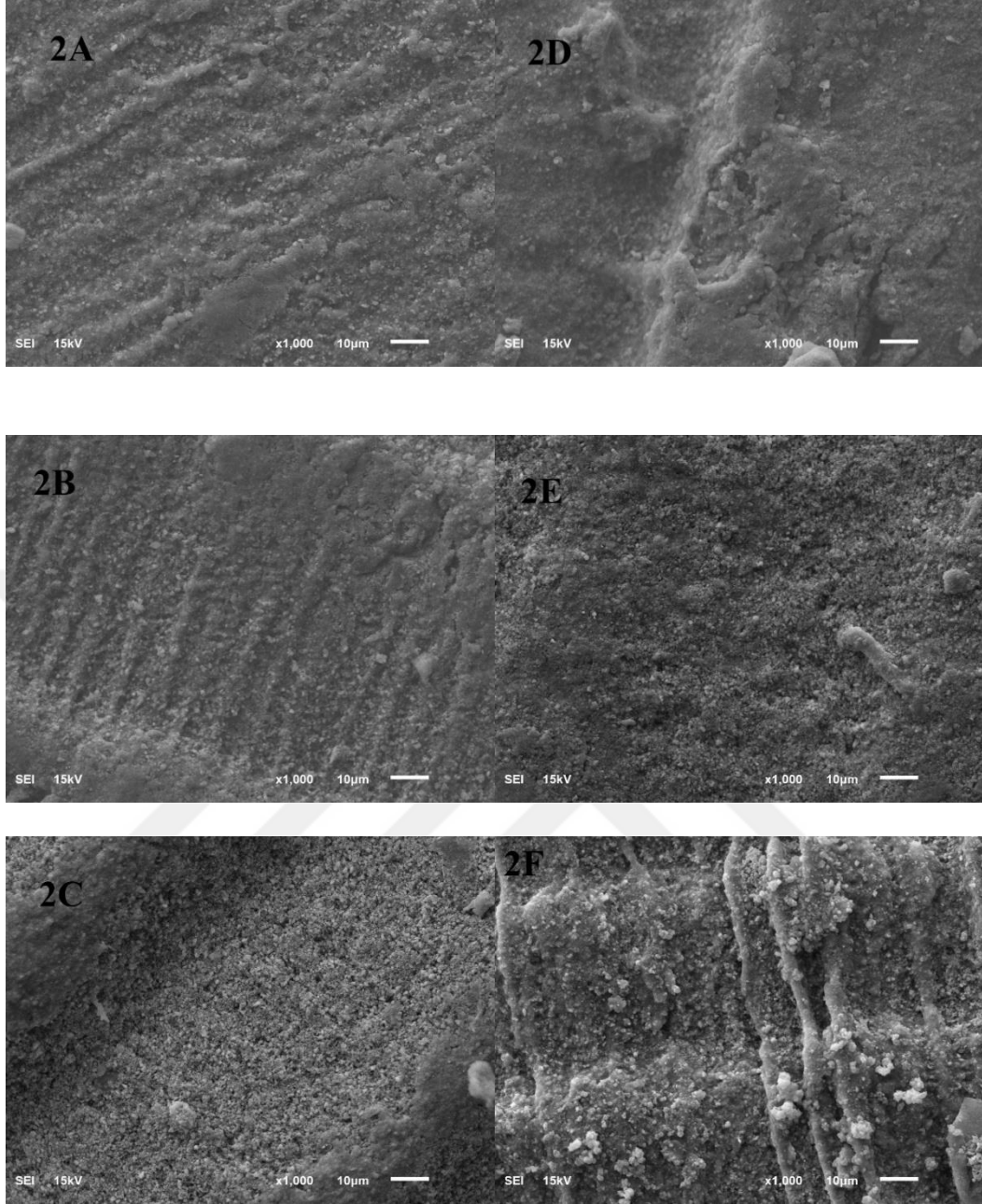
Termal yaşlandırmanın yüzey pürüzlülüğüne etkisi değerlendirildiğinde, 50 µm katman kalınlığındaki örnekler için; tüm kütleme sürelerinde termal yaşlandırmanın istatistiksel olarak anlamlı fark oluşturmadığı bulundu ($p>0.05$). 100 µm katman kalınlığındaki örnekler için; 2000 atım kütleme yapılan örneklerin termal yaşlandırma sonrası yüzey pürüzlülük değerlerinin istatistiksel olarak arttığı görüldü ($t=-2.242$, $p=0.038$).

Taramalı Elektron Mikroskop (TEM) Görüntüleri

Daimî kuron rezin örneklerin Taramalı Elektron Mikroskop (TEM) görüntüleri sapmaları Şekil 4.1 ve Şekil 4.2’de gösterildi.



Şekil 4. 1. Grup 1 TEM görüntüleri (1A: 50 µm, 2000 atım; 1B:50 µm ,4000 atım; 1C: 50 µm, 8000 atım; 1D:100 µm, 2000 atım; 1E: 100 µm ,4000 atım; 1F: 100 µm, 8000 atım)



Şekil 4. 2. Grup 2 TEM görüntüleri (2A: 50 µm, 2000 atım; 2B:50 µm ,4000 atım; 2C: 50 µm, 8000 atım; 2D:100 µm, 2000 atım; 2E: 100 µm ,4000 atım; 2F: 100 µm, 8000 atım)

Katman kalınlığının TEM görüntülerindeki etkisi değerlendirildiğinde; yüksek katman kalınlığında yüzey topografisinin daha heterojen bir dağılım gösterdiği, düşük katman kalınlığında ise daha homojen bir yüzey yapısının izlendiği tespit edildi (Şekil 4.1 1C-1F; Şekil 4.2 2A-2D ve 2C-2F).

Kürleme süresinin TEM görüntülerindeki etkisi değerlendirildiğinde; 2000 ve 8000 atım kürlemedeki örneklerin yüzeyinde mikro boşluklar ve düzensiz polimer matrisi daha sık izlenirken, 4000 atım kürlemedeki örnek yüzeyinde daha yoğun ve kompakt bir yapı gözlemlendi (Şekil 4.1’de 1B ve 1E; Şekil 4.2’de 2B ve 2E)

Termal yaşlandırmanın TEM görüntülerindeki etkisi değerlendirildiğinde; yüzeyde mikro çatlak oluşumu ve topografik bozulmaların arttığı görüldü. (Şekil 4.2’de 2D ve 2F)

4.3. Eğilme Dayanımı

Daimî kuron rezin örneklerin ortalama eğilme dayanımı değerleri ve standart sapmaları Tablo 4.4’de gösterildi.

Tablo 4. 4. Örneklerin ortalama eğilme dayanım değerleri ve standart sapmaları

	50 µm			100 µm		
	2000	4000	8000	2000	4000	8000
	Ort.±SS	Ort.±SS	Ort.±SS	Ort.±SS	Ort.±SS	Ort.±SS
G1	88.42±27.46 ^{Aax}	108.13±26.99 ^{Aax}	111.91±42.51 ^{Aax}	81.65±20.52 ^{Aax}	113.99±24.24 ^{Bax}	122.32±26.47 ^{Bax}
G2	72.93±22.57 ^{Aax}	100.78±33.72 ^{ABax}	102.72±3.24 ^{Bax}	75.34±18.57 ^{Aax}	109.69±26.4 ^{Bax}	107.81±34.59 ^{Bbx}

* G1: 24 saat suda bekletme, G2: Termal yaşlandırma

** Aynı harflerle gösterilen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamaktadır; farklı harflerle gösterilen gruplar arasında ise istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaktadır. Büyük harfler; kürleme süreleri aralarındaki karşılaştırmaları; küçük harfler 50 µm ve 100 µm katman kalınlığı arasındaki karşılaştırmaları ifade etmektedir. X ve Y harfleri ise sütunlar arasındaki farkı göstermektedir.

Katman kalınlığının eğilme dayanımına etkisi değerlendirildiğinde, Grup 1’de kürleme süresi sabit tutularak, katman kalınlıklarının örneklerin eğilme dayanımına istatistiksel olarak anlamlı bir etkisinin olmadığı görüldü ($p > 0.05$). Grup2’de ise 100 µm katman kalınlığındaki örneklerin eğilme dayanımları 50 µm katman kalınlığına göre daha yüksek bulunurken, bu fark sadece 8000 atım örneklerde istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($Z = -1.965$, $p = 0.049$).

Kürleme süresinin eğilme dayanımına etkisi değerlendirildiğinde; Grup 1’de 50 µm kalınlığındaki örnekler için; kürleme süresi ile eğilme dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olmadığı tespit edildi ($F = 1.451$, $p = 0.252$). 100 µm kalınlığındaki örnekler için; kürleme süresi ile eğilme dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğu tespit edildi ($F = 8.097$, $p = 0.002$). Buna göre; 2000 atım kürleme yapılan örneklerin eğilme dayanımları 4000 ve 8000 atım kürlemeye

göre istatistiksel olarak daha düşük bulunurken ($p<0.05$), 4000 ile 8000 atım kürleme arasında istatistiksel bir fark bulunmadı ($p>0.05$).

Grup 2’de 50 μm ($KW=7.938$, $p=0.019$) ve 100 μm ($KW=7.256$, $p=0.027$) kalınlığındaki örnekler için; kürleme süresi ile eğilme dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğu tespit edildi. Buna göre; 50 μm kalınlığında 2000 atım yapılan örneklerin eğilme dayanımları 8000 atıma göre istatistiksel olarak daha düşük bulunurken ($p<0.05$), 4000 ile 8000 atım arasında istatistiksel bir fark bulunmadı ($p>0.05$). 100 μm kalınlığında ise, 2000 atım yapılan örneklerin eğilme dayanımları 4000 ve 8000 atıma göre istatistiksel olarak daha düşük bulunurken, 4000 ile 8000 atım arasında istatistiksel bir fark bulunmadı ($p>0.05$).

Termal yaşılandırma ve eğilme dayanımı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0.05$).

5.TARTIŞMA

Bu tez çalışması, üç boyutlu baskı teknolojisi kullanılarak üretilen daimî kuron rezininin üretim parametresi olan katman kalınlığı ile üretim sonrası parametreler olan kürlleme süresi ve termal yaşlandırma işlemlerinin, materyalin fiziksel ve mekanik özellikleri üzerindeki etkilerini değerlendirmeyi amaçlamıştır. Elde edilen bulgulara göre katman kalınlığı, kürlleme süresi ve termal yaşlandırma; su emilimi ve çözünürlük değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluşturmamış, ancak yüzey pürüzlülüğü üzerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılıklara neden olmuştur. Buna karşılık, termal yaşlandırmanın eğilme dayanımı üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi bulunmamıştır. Bu bulgular doğrultusunda, çalışmanın sıfır hipotezi olan “katman kalınlığı, kürlleme süresi ve termal yaşlandırma işlemlerinin daimî kuron rezininin fiziksel ve mekanik özellikleri üzerine etkisi olmayacaktır” ifadesi kısmen reddedilmiştir.

Eklemeli üretim, geleneksel üretim yöntemlerinin aksine, karmaşık geometrilere sahip nesnelerin herhangi bir fiziksel kalıba ihtiyaç duyulmaksızın üç boyutlu dijital ortamda tasarlanmasına ve üretilmesine olanak tanır.⁴² Diş hekimliği uygulamalarında yaygın olarak kullanılan 3B baskı teknolojileri arasında stereolitografi (SLA), dijital ışık işleme (DLP), FDM, toz yatak füzyonu, lazer tabanlı toz şekillendirme teknikleri yer almaktadır.^{126,127} Bu teknolojiler arasındaki temel ayrım, üretimde kullanılan malzeme türleri, üç boyutlu yapıyı oluşturmak üzere katmanların oluşturulma ve birbiriyle birleştirilme yöntemleridir.¹ Kim ve ark.¹²⁸, SLA, DLP, FDM ve PolyJet teknolojilerini karşılaştırdıkları araştırmalarında, PolyJet sisteminin en yüksek boyutsal doğruluğu sağladığını bildirmişlerdir. Polyjet sistemini sırasıyla DLP, SLA ve FDM sistemlerinin izlediği belirtilmiştir. Bir diğer çalışmada, DLP teknolojisi ile üretilen tanı modellerinin boyutsal doğruluklarının, PolyJet teknolojisi kullanılarak elde edilen modellere kıyasla anlamlı derecede daha yüksek olduğu rapor edilmiştir.¹²⁹ Başka bir araştırmada ise SLA,

DLP ve LCD tabanlı 3B baskı teknolojileri kullanılarak elde edilen modeller arasında doğruluk ve hassasiyet bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptanmamıştır.¹³⁰ Geçici kuron materyali kullanılarak DLP ve SLA teknolojileriyle üretilen örneklerin doğruluğunu inceleyen bir çalışmada, DLP tabanlı üretim yönteminin, SLA tabanlı üretim yöntemine kıyasla daha yüksek boyutsal doğruluk sağladığı rapor edilmiştir.¹³¹ Buna ek olarak, DLP tabanlı baskı teknolojileri SLA tabanlı baskı teknolojilerine göre belirgin biçimde daha kısa üretim süresi sunması, bu yöntemin klinik uygulamalarda tercih edilmesini kolaylaştıran önemli bir avantaj olarak değerlendirilmiştir. Mevcut veriler herhangi bir baskı teknolojisinin diğerlerine belirgin biçimde üstün olduğunu ortaya koyacak kadar tutarlı değildir. Sağladıkları avantajlar ve çalışmanın metodolojik gereklilikleri göz önünde bulundurulduğunda, uygun teknolojinin seçimi önem taşımaktadır. Bu doğrultuda, bu tez çalışmasında diğer yöntemlere göre kuron materyalinin doğruluğunun yüksek bulunduğu çalışmalar^{128,131} göz önüne alınarak DLP tabanlı bir 3B baskı teknolojisi tercih edilmiştir.

3B baskı teknolojisinde hibrit kompozit rezinler katmanlı üretim yöntemiyle üretilmektedir.¹³² Bu materyaller, yüksek mekanik dayanıklılık, üstün boyutsal doğruluk ve form stabilitesi sunması sayesinde geçici ve daimi kuronların üretiminde kullanılmaktadır.¹³³ Bu rezinler, daimi restorasyonların üretiminde kullanılabilmekle birlikte, mekanik dayanım gereksiniminin görece düşük olduğu ve oklüzal yüklerin sınırlı kaldığı bölgelerde daha uygun bir klinik kullanım alanı sunmaktadırlar.^{12,134,135} VarseoSmile TriniQ, literatürde sıklıkla incelenen diğer 3B baskı materyalleriyle karşılaştırıldığında, daha yüksek eğilme dayanımı göstermiştir. Örneğin, VarseoSmile Crown Plus materyalinin ortalama dayanım değeri $83,6 \pm 18,5$ MPa olarak raporlanmışken, VarseoSmile TriniQ için 128 MPa gibi daha yüksek bir değer ölçülmüştür.¹² Yeni nesil bir daimî rezin olan VarseoSmile TriniQ 'e ilişkin literatürde

sınırlı sayıda çalışma bulunması^{74,75} bu materyalin mevcut bilgi boşluğunun giderilmesine katkı sağlayabileceği düşüncesiyle tez çalışmasında tercih edilmesine temel oluşturmuştur.

Yüksek hassasiyet gerektiren tasarımlar ile istenilen fiziksel ve mekanik özelliklerin elde edilebilmesi için, 3B baskı sürecine ait parametrelerin dikkatle optimize edilmesi gerekmektedir. Bu parametreler arasında baskı yönü, katman kalınlığı, kütleme süresi, polimerizasyon derecesi ve kullanılan ışık kaynağının yoğunluğu gibi faktörler yer almaktadır.^{15,134,136,137} Baskı yönü, 3B baskı sürecinde başarılı ve tutarlı sonuçlar elde edilmesinde kritik bir parametredir. Bu kavram, üretilen yapının yatay düzleme göre hangi yönde inşa edileceğini ifade eder ve seçilen yönelim, baskı süresini ve gerekli katman sayısını doğrudan etkiler.¹⁵ Derban ve ark.¹³⁸ baskı yönünün 3B baskı ile üretilen malzemelerin eğilme dayanımı üzerinde belirgin bir etkiye sahip olduğunu ortaya koymuşlardır. Alharbi ve ark.¹⁵ katmanların yük yönüne dik olacak şekilde konumlandırılarak basılması durumunda, üç boyutlu baskı ile üretilen materyallerin eğilme dayanımında anlamlı bir artış gözlemlendiğini rapor etmişlerdir. Tahayeri ve ark.¹³⁹ ise 90° baskı yönünde üretilen örneklerin en düşük ortalama üretim hatası yüzdesini gösterdiğini bildirmişlerdir. Bu tez çalışmasında da örnekler üretim tablasına dik konumda olacak şekilde, 90° baskı açısıyla üretilmiştir. Üretim sürecinde destek yapıların örnek yüzeyi ile temas etmesi, yüzey morfolojisinde düzensizliklere yol açabileceğinden, bu çalışmada dikey konumlandırma tercih edilerek destek temas alanının en aza indirilmesi ve böylece yüzey özelliklerine ilişkin ölçümlerin doğruluğunun artırılması hedeflenmiştir. Nitekim literatürde, düşük yüzey pürüzlülüğü elde edilebilmesi amacıyla minimum destek alanı ve sınırlı sayıda destek yapısının kullanılması önerilmektedir.¹⁴⁰

Kütleme cihazlarının sahip olduğu teknik özellikler, kullanılan modelin tasarımına ve üretici firmanın belirlediği sistem özelliklerine bağlı olarak önemli ölçüde

farklılık gösterebilmektedir.³ Kürleme cihazlarının materyallerin fiziksel ve mekanik özellikleri üzerinde etkilerinin araştırıldığı farklı çalışmalar mevcuttur.^{141,142} Unkovskiy ve ark.¹⁴³ , kullanılan kürleme cihazının materyalin eğilme dayanımı üzerinde herhangi bir anlamlı etkisinin bulunmadığını bildirilmişlerdir. Buna karşılık, farklı çalışmalarda kullanılan kürleme cihazının eğilme dayanımı üzerinde anlamlı bir etkiye sahip olabileceği bildirilmiştir.^{144,145} Farklı kürleme cihazları (Otoflash G171, Labolight DUO, PCU LED ve LC-3D Printbox) kullanılarak yapılan bir çalışmada; cihazın, materyallerin yüzey özellikleri ve eğilme dayanımı üzerindeki etkileri incelenmiştir. Bu doğrultuda, kullanılan kürleme cihazının eğilme dayanımını artırma potansiyeline sahip olduğu, buna karşın yüzey pürüzlülüğü ve yüzey topografisi üzerinde yalnızca sınırlı düzeyde değişiklik oluşturduğu rapor edilmiştir.¹⁶ Bahsedilen çalışmalarda eğilme dayanımı değerlerinde gözlenen farklılıkların, kullanılan kürleme cihazlarının ışık kaynağı türüne (ksenon flaş, UV floresan lamba, LED ışık) bağlı olarak materyal içerisindeki ışık penetrasyon derinliğini değiştirmesi ve bu durumun polimerizasyon sürecini etkilemesi ile ilişkili olabileceği düşünülmektedir. Otoflash G171, diğer kürleme cihazlarından ksenon flaş ampul kullanımı ve azot gazı altında çalışabilmesi ile ayrılmaktadır. Ksenon flaş ampüller hızlı üretim avantajı sunarken azot gazı altında çalışması da polimerizasyon sırasında oluşacak oksijen inhibisyon tabakasını azaltarak daha homojen kürleme avantajı sağlamaktadır. Bu farklar göz önünde bulundurularak bu tez çalışmasında baskı sonrası kürleme cihazı olarak Otoflash G171 kullanılmıştır.

Dental materyaller, ağız ortamında değişken nem düzeyleri ve sıcaklık dalgalanmalarından etkilenmektedir. Zaman içerisinde bu faktörler materyalin su Emilimini arttırabilmektedir.^{132,146,147} 3B baskı teknolojilerinde su Emilimini etkileyen faktörler; baskı açısı ve katman kalınlığı gibi üretim parametreleri; cihazın performansına bağlı olarak ışık şiddeti ve ışığa duyarlılık gibi değişkenler; ayrıca üretim sonrası

gerçekleştirilen yıkama protokolleri ve kütleme yöntemleridir.^{7,132,148,149} Lassila ve Vallittu,¹⁵⁰ polimerlerde su emilimi ile çözünürlük arasında anlamlı bir ilişki bulunduğunu rapor etmişlerdir. Bu tez çalışmasında katman kalınlığının, su emilimi ve çözünürlük üzerindeki etkisi araştırılmıştır. Elde edilen bulgulara göre, katman kalınlığı su emilimi ve çözünürlük üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluşturmamıştır. Literatürde 3B baskıda kullanılan daimî kuron rezin materyalinin katman kalınlığı ile su emilimi ve çözünürlük ilişkisini inceleyen bir çalışmaya rastlanmamıştır. Her iki katman kalınlığında da su emilimi ve çözünürlük ISO 10477:2020¹⁵¹ standardında belirtilen değerlerin altında bulunmuştur. Bu sonuç, materyalin klinik kullanım açısından yapısal bütünlüğünü koruduğunu ve yüksek kimyasal stabilite sergilediğini göstermektedir. Ayrıca kalınlığın rezinin polimer ağındaki difüzyon davranışını ve kimyasal çözünme potansiyelini etkilemediği düşünülebilir.

Ağız içerisinde kullanılan dental materyallerin yüzey pürüzlülüğünün mümkün olan en düşük seviyeye indirilmesi, hem biyolojik uyum hem de uzun dönem klinik başarı açısından kritik bir gerekliliktir.¹⁵² Literatürde, hem doğal diş yüzeylerinde hem de dental materyallerde plak birikiminin azaltılabilmesi için yüzey pürüzlülüğünün 0,2 µm'nin altında olması gerektiği belirtilmektedir.¹⁵³ 3B baskıda katman kalınlığının artmasıyla birlikte ışığın sıvı rezine nüfuz etme kapasitesi azalır ve materyalin her bir katmandaki polimerizasyonunun etkinliği düşer. Sonuç olarak katmanlar arası bağlanma gücü zayıflar ve materyalin yüzey pürüzlülüğü gibi optik özellikleri olumsuz etkilenebilir. Katman kalınlığının yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkisini değerlendiren önceki bir araştırmada, katman kalınlığındaki artışın yüzey pürüzlülüğünde istatistiksel olarak anlamlı bir yükselmeye yol açtığı rapor edilmiştir. 25 µm katman kalınlığında üretilen örneklerin tamamı 0,2 µm eşik değerinin altında kalmış (0,17–0,20 µm), 50 µm katman kalınlığında ise yüzey pürüzlülüğü değerlerinin eşik değerinin hemen üzerinde seyrettiği (0,23–0,33

µm) gösterilmiştir. 100 µm katman kalınlığında elde edilen örneklerde ise yüzey pürüzlülüğü değerleri belirgin biçimde artmış ve 0,65–0,79 µm aralığına ulaşarak önerilen eşik değerin oldukça üzerinde bulunmuştur.¹⁵⁶ Benzer şekilde Liu ve ark.¹⁵⁷ tarafından yapılan çalışmada da 3B baskı kullanılarak üretilen örneklerde baskı katman kalınlığı arttıkça yüzey pürüzlülüğünün de arttığı rapor edilmiştir. Aynı şekilde başka bir çalışmada üç farklı katman kalınlıklarında örnekler üretilmiş ve en düşük katman kalınlığındaki örneklerin yüzey pürüzlülüğü bariz bir şekilde düşük bulunmuştur.¹⁵⁸ İnce katmanlarla yürütülen üretimde, katmanların yüzeye daha düşük yükseklik artımlarıyla eklenmesi, katman sınırlarının neden olduğu topografik düzensizlikleri belirgin ölçüde azaltmakta ve bu durum daha düzgün bir yüzey morfolojisinin oluşmasına katkı sağlamaktadır. Bu tez çalışmasında da katman kalınlığının artmasıyla yüzey pürüzlülüğünde artış olmasına rağmen bu artış her kürleme süresi için istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Benzer şekilde yapılan çalışmalarda katman kalınlığının materyalin yüzey pürüzlülük değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık oluşturmadığını rapor etmişlerdir.^{159,160} Bu bulgular, katman kalınlığının etkisinin kürleme süresiyle bağlantılı olduğunu ve bu nedenle üretim parametrelerinin birlikte değerlendirilmesi gerektiğini göstermektedir.

Taramalı elektron mikroskobu (TEM), yüksek çözünürlüklü görüntüleme yeteneği sayesinde materyallerin yüzey morfolojisini ve mikroyapısal özelliklerini detaylı biçimde inceleme imkânı sunar. Bu sayede, materyalin iç yapısında yer alan kristal yapıların boyutu, dağılımı ve yüzey organizasyonu objektif olarak değerlendirilebilir.¹⁶¹ Katman kalınlığının resin materyalin fiziksel özellikleri üzerindeki etkilerini araştıran bir çalışmada, 50 ve 100 µm olmak üzere iki farklı katman kalınlığı kullanılarak elde edilen örneklerin yüzey özellikleri, taramalı elektron mikroskobu altında ×1000 büyütmede incelenmiştir. Analizler sonucunda, 50 µm katman kalınlığında basılan örneklerin daha

düzgün ve homojen bir yüzey morfolojisine sahip olduğu, buna karşın 100 µm kalınlığında üretilen örneklerde belirgin yüzey düzensizlikleri ve mikroyapısal kusurların bulunduğu rapor edilmiştir.¹⁶² Başka bir çalışmada, 25 ve 50 µm katman kalınlıklarında üretilen örneklerin nispeten daha düzgün bir yüzeye sahip olduğu, yüzeylerinde hafif pürüzlülük ve düzensizlikler gözlemlendiği bildirilmiştir. Buna karşılık, 100 µm katman kalınlığında basılan örnekler, oluklar ve küçük boşluklar içeren daha belirgin yüzey düzensizlikleri sergilemiştir.¹⁶³ Bu tez çalışmasında da profilometre ile elde edilen yüzey pürüzlülüğü bulgularıyla uyumlu şekilde TEM analizinde 100 µm katman kalınlığıyla üretilen örneklerde daha düzensiz ve heterojen yüzey morfolojileri gözlenmiştir. Daha kalın katmanlarda ışığın alt tabakalara penetrasyonunun azalması, polimer ağında yüzeye yakın bölgelerde mikro-çukur, mikro-boşluk ve dalgalanmaların oluşmasına yol açarak yüzeyin daha düzensiz görünmesine neden olduğu düşünülmüştür.

Eğilme dayanımı, dental materyallerin mekanik özelliklerini ve yük altında gösterdikleri davranışları yansıtan temel parametrelerden biridir.¹⁶⁴ Eğilme dayanımı 3B baskının yönü ve katman kalınlığından, polimerizasyon yöntemi, polimerizasyon sonrası uygulanan işlemlerden etkilenmektedir.¹⁶⁵ Tahayeri ve ark¹³⁹, SLA tabanlı 3B baskı teknolojisi ve geçici kuron rezini kullanarak, üç farklı katman kalınlığını değerlendirdikleri çalışmalarında; geçici kuron rezininden üretilen 25 µm ve 100 µm katman kalınlığında örneklerin eğilme dayanımının, 50 µm katman kalınlığında üretilen örneklerden anlamlı derecede daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Geçici kuron rezini ve DLP tabanlı bir 3B baskı teknolojisi kullanılarak yapılan başka bir çalışmada örneklerin eğilme dayanımının katman kalınlığından etkilenmediği belirtilmiştir.⁶ Bahsedilen araştırmaların birinde DLP tabanlı bir 3B baskı teknolojisi kullanılmışken, diğer çalışmada SLA tabanlı baskı teknolojisi tercih edilmiştir. Bulgular arasındaki farklılığın, iki yöntem arasındaki üretim prensiplerindeki ve polimerizasyon

mekanizmalarındaki farklılıklardan kaynaklanabileceği düşünülmektedir. Ancak Alshamrani ve ark.¹⁵⁴ SLA tabanlı baskı ve geçici kuron rezini kullanarak yaptıkları çalışmalarında farklı katman kalınlıklarındaki örneklerin eğilme dayanımını karşılaştırmış ve 100 µm katman kalınlığı ile üretilen örneklerin, daha düşük kalınlık gruplarına kıyasla istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek eğilme dayanımına sahip olduğunu raporlamışlardır. Bu bulgular materyalin eğilme dayanımının katman kalınlığı değişiminden etkilenme derecesinin yalnızca baskı teknolojisine bağlı değil aynı zamanda kullanılan resin materyallerinin kimyasal kompozisyonu, doldurucu partikül oranı, çapraz bağlanma kapasitesi ve viskozite gibi yapısal özelliklerinden de etkilenebileceğini göstermektedir. Bu tez çalışmasında genel olarak katman kalınlığının artmasıyla eğilme dayanımı artmıştır. Daha kalın katmanlar kullanılarak gerçekleştirilen üretimde, toplam katman sayısının azalmasına bağlı olarak katmanlar arası ara yüzeylerin sayısı da düşmekte; bu durum, potansiyel zayıf bağlanma bölgelerinin azalmasına ve dolayısıyla mekanik dayanımın artmasına katkı sağlamış olabilir. Ancak bir koşulda (Grup 1, 2000 atım kürlenme) katman kalınlığının artmasıyla eğilme dayanımında azalma görülmüştür. Bu durumun düşük kürlenme süresinden kaynaklandığı düşünülmüştür. Aynı zamanda katman kalınlığının eğilme dayanımı üzerindeki etkisinin, tek başına değerlendirildiğinde sınırlı kalabildiğini kürlenme süresi gibi etkenlerle birlikte ele alındığında belirgin hâle geldiği düşünülmüştür.

Baskı sonrası kürlenme işlemi resin esaslı materyallerin kimyasal özelliklerini iyileştirmeyi amaçlayan kritik bir aşamadır.¹⁶⁶⁻¹⁶⁸ Kürlenme işlemi, nihai restorasyonun yeterli şekilde polimerize olmasını sağlayarak geometrik stabiliteyi artırmakta ve klinik uyumluluğu desteklemektedir.¹³² Lee ve ark.¹⁶⁹, farklı kürlenme sürelerine göre materyalin su emilimini değerlendirmişlerdir. Üretim sonrası kürlenme uygulanmayan grubun su emilimi değerinin, kürlenme uygulanan gruplara kıyasla istatistiksel olarak anlamlı

düzeyde daha yüksek olduğunu bulmuşlardır. Ancak farklı kürleme sürelerine sahip gruplar arasında su emilimi açısından anlamlı bir farklılık saptanmamıştır. Suda çözünürlük değerleri ise kürleme uygulanmayan grupta istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bulunmuş, farklı kürleme süreleri arasında suda çözünürlük açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmemiştir. Daimî kuron rezini kullanılarak yapılan başka bir çalışmada kürleme süresinin, materyalin su emilimi ve çözünürlüğü üzerinde belirgin bir etkisi olduğu bildirilmiştir. Bu çalışmada kürleme uygulanmayan grubun en yüksek su emilimi sergilediği bulunmuştur. Kürleme süresinin uzatılması su emilimini anlamlı düzeyde azaltmış; 40 dakikalık ve 60 dakikalık grupların istatistiksel olarak daha düşük emilim değerleri gösterdiği rapor edilmiştir. Çözünürlük açısından ise kürleme süresinin artırılmasıyla değerlerde hafif bir artış gözlenmiştir; en yüksek çözünürlük 60 dakikalık grupta, en düşük çözünürlük ise kürlenmemiş grupta kaydedilmiştir.¹⁷⁰ Bu tez çalışmasında, kürleme süresinin artmasıyla birlikte su emilimi değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte bir azalma eğilimi gözlenmiştir. Gruplar içerisinde her iki katman kalınlığında da istatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte en düşük su emilimi 8000 atım kürlemede gözlenmiştir. Aynı şekilde suda çözünürlükte de en yüksek değer 8000 atım kürlemede gözlenmiştir. Mevcut tez çalışmasında kullanılan Otofash G171 cihazının kürleme süresinin daimi kuron rezini üzerinde etkisini inceleyen literatürde yalnızca sınırlı sayıda çalışma^{171,172} mevcuttur. Söz konusu çalışmalar, kürleme süresinin boyutsal doğruluk ve dönüşüm derecesi üzerindeki etkisini değerlendirdiğinden, bu tez çalışmasında elde edilen bulgular ile doğrudan bir karşılaştırma yapmak mümkün olmamıştır.

Bu tez çalışmasında kullanılan DLP tabanlı 3B baskı, polimerizasyon reaksiyonunu başlatan 385 nm dalga boyunda ışık üretmektedir. Ancak baskı süreci boyunca ışığa duyarlı rezinin tam polimerizasyonu 3B yazıcı içerisinde

gerçekleşmemektedir. Bu nedenle, baskı sonrasında yapı içinde kalan foto-başlatıcı kalıntılarının uzaklaştırılması ve polimerizasyonun artırılması için ek bir kürleme işleminin uygulanması önerilmektedir.¹⁷³ Atasoy ve ark.¹⁷⁴, daimi kuron rezini kullanarak yaptıkları araştırmada, üretici firmanın önerisi doğrultusunda her yüzeye 5 dakikalık UV ışık uygulaması ile toplam 2×10 dakika ve bunun yanı sıra 2×20 dakikalık kürleme sürelerinin yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkisini değerlendirmişlerdir. Çalışmanın bulguları, uygulanan bu farklı kürleme sürelerinin materyalin yüzey pürüzlülüğü üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık oluşturmadığını göstermiştir. Başka bir çalışmada, kürleme süresinin artırılmasıyla materyalin yüzey pürüzlülüğündeki değişim değerlendirilmiş ve kürleme süresinin yüzey pürüzlülüğü üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisinin bulunmadığı rapor edilmiştir.¹⁷⁵ Bu tez çalışmasında, tüm gruplarda 4000 atım kürleme uygulanan örneklerin en düşük yüzey pürüzlülüğü değerlerini gösterdiği bulunmuştur. Kürleme süresinin 4000 atımdan 8000 atıma çıkarılmasıyla birlikte yüzey pürüzlülüğünde bir artış eğilimi gözlenmiştir. Ancak bu sonuç istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Bu durumun, yüksek kürleme süresine bağlı olarak materyalin polimerizasyon derecesinin aşırı artması ve buna eşlik eden yüzey sertliğindeki artış ile ilişkili olabileceği düşünülmektedir. 2000 atım kürleme süresi 4000 atımdan daha yüksek yüzey pürüzlülüğü göstermiştir. Yetersiz polimerizasyon, yüzeyde daha fazla rezidüel monomer varlığına ve heterojen bir polimer ağ yapısına yol açarak yüzey topografisinin daha düzensiz hâle gelmesine neden olabileceği düşünülmektedir.

Kürleme süresi ile eğilme dayanımı arasındaki ilişkiyi inceleyen literatürde çok sayıda çalışma bulunmaktadır.^{137,176} Lassila ve ark.⁷³, baskı sonrası kürleme uygulanmayan grupların eğilme dayanımının, farklı kürleme sürelerine tabi tutulan gruplara kıyasla belirgin şekilde daha düşük olduğu rapor etmişlerdir. Başka bir çalışmada örnekler farklı sürelerde (baskı sonrası kürleme yok, 16 dk, 32 dk ve 60 dk) ışıkla

kürlelenmiştir. Eğilme dayanımı 32 ve 60 dk kürleme uygulanan gruplar için daha yüksek bulunmuştur.¹⁷⁷ Bu tez çalışmasının bulguları, 3B baskı rezinlerinde kürleme süresinin eğilme dayanımı üzerindeki etkisini inceleyen ve daha uzun kürleme süresinin mekanik performansı artırdığını bildiren önceki araştırmalarla^{137,178} kısmen uyumludur. Bu tez çalışmasında, 2000 atım kürleme uygulanan örneklerin eğilme dayanımının daha düşük olduğu görülmüştür. 4000 ve 8000 atım kürleme süreleri karşılaştırıldığında, bir koşul dışında 8000 atım kürleme süresinde 4000 atım kürleme süresine göre daha yüksek eğilme dayanımı görülmüştür. Bir koşulda (termal yaşlandırma uygulanmış, 100 µm katman kalınlığı) ise kürleme süresinin 4000'den 8000 atıma artmasıyla eğilme dayanımında azalma olmuş, bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Optimum süreyi aşan yüksek kürleme süresi, özellikle termal yaşlandırmaya bağlı tekrarlayan sıcaklık değişimleriyle birlikte, materyalin mekanik performansını azaltmış olabileceği düşünülmektedir.¹⁷⁹ Literatürde, eklemeli üretimle elde edilen örneklerde yüzey özellikleri ile eğilme dayanımındaki iyileşmelerin, büyük ölçüde monomerlerin polimere dönüşüm derecesiyle ilişkili olduğu bildirilmektedir. Mevcut çalışmalar, kürleme süresinin uzatılmasının dönüşüm derecesini artırdığını ve bunun da materyalin mekanik performansına olumlu katkı sağladığını doğrulamaktadır.^{169,180} Bu bağlamda, materyallerin yüzey ve mekanik özelliklerinin daha da iyileştirilebilmesi için gelecekteki araştırmalarda, kürleme ile birlikte dönüşüm derecesinin de kapsamlı biçimde değerlendirilmesi, önemli bir ilerleme aşaması olarak görülmektedir.

Termal yaşlandırma işlemi, ağız içi ortamda meydana gelen sıcaklık değişimlerini laboratuvar koşullarında taklit etmeye yönelik bir *in-vitro* test yöntemidir.¹¹⁹ Yapılan çalışmalarda, materyallerin ağız içi ortamda maruz kaldığı yaklaşık bir yıllık termal değişimi taklit edebilmek amacıyla, 5 °C ile 55 °C sıcaklıklar arasında toplam 10.000 döngü; yaklaşık 6 aylık termal değişimi taklit edebilmek amacıyla 5000 döngü

uygulandığı bildirilmiştir.^{119,135,181} Termal yaşlanma, 3B basılmış rezin matrisinin su emilimine ve polimer ağında hidrolitik bozulmaya yol açabilir.¹⁸² Literatürde, 3B baskıda kullanılan daimi kuron rezinlerinde termal yaşlandırmanın su emilimi ve çözünürlük üzerindeki etkisini doğrudan inceleyen bir araştırmaya rastlanmamıştır. Ancak kaide materyallerinde kullanılan rezinlerin termal yaşlandırma sonrası su emilimi ve çözünürlüğüne ilişkin çalışmalar bulunmaktadır.^{183,184} Geçici kuron rezini kullanılarak gerçekleştirilen bir çalışmada, termal yaşlandırmanın materyalin su emilimi üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir değişikliğe yol açmadığı rapor edilmiştir. Ancak bu çalışmada suda çözünürlük değerlendirilmemiştir.¹⁸⁵ Başka bir çalışmada, doldurucu içeriği farklı 3B geçici kuron rezini kullanılarak termal yaşlandırma sonrasında materyallerin su emilimi değerlendirilmiştir. Tüm örneklerde su emilimi değerlerinin arttığı rapor edilmiştir. Çözünürlük değerlerinde ise tutarlı bir sonuç elde edilmemiştir. Bahsedilen çalışma, su emilimi ve çözünürlük açısından suda bekletme süresi ile materyalin bileşim özellikleri arasında anlamlı bir etkileşim bulunduğunu ortaya koymuştur.¹⁴⁶ Bu tez çalışmasında elde edilen bulgular doğrultusunda, termal yaşlandırma sonrası su emilimi değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamakla birlikte artış eğilimi gözlenmiştir. Bu artış, materyalin su içerisinde bulunma süresinin artmasıyla birlikte polimer matrise zamanla daha fazla su molekülünün difüze olabildiğini göstermektedir. Çözünürlük açısından değerlendirildiğinde, bir deneysel koşul dışında termal yaşlandırma ile birlikte çözünürlük değerlerinde artış meydana gelmiştir. Çözünürlükte gözlenen bu artışın, artan su emilimi ile ilişkili olabileceği ve suyun polimer ağ yapısına nüfuz etmesiyle birlikte düşük molekül ağırlıklı bileşenlerin veya rezidüel monomerlerin materyalden ayrılmasını kolaylaştırdığı düşünülmektedir. Bu bağlamda, su emilimi ve çözünürlük parametrelerinin birbirinden

bağımsız değil, aksine hidrolitik etkileşimler üzerinden birbiriyle ilişkili süreçler olduğu söylenebilir.

Protetik restorasyonlarda, termal değişimler ve oklüzal kuvvetler nedeniyle fiziksel ve mekanik olarak bozulmalar görülebilmektedir. Özellikle sıcaklık dalgalanmaları, materyal yüzeyinde mikro çatlakların oluşumunu ve mevcut çatlakların ilerlemesini tetikleyerek yapısal bütünlüğü zayıflatmaktadır.^{186,187} 3B baskı ile üretilen örneklerin termal yaşlandırma sonrası yüzey pürüzlülüğüne bakan Büyükpolat ve ark.¹⁷⁵ yaptığı çalışmada termal yaşlandırma ile yüzey pürüzlülüğü değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bozoğulları ve Temzici¹⁸⁸ termal yaşlandırma sonrası yüzey pürüzlülüğü arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını bulmuşlardır. Benzer şekilde, bu tez çalışmasında da bir koşul dışında termal yaşlandırma ile yüzey pürüzlülüğü arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Daimi kuron rezini kullanılarak yapılan bir çalışmada yüzey pürüzlülüğü değerlerinin termal yaşlandırma öncesinde 0,6–1,5 µm, yaşlandırma sonrasında ise 0,6–1,1 µm aralığında seyrettiği bildirilmiştir.^{181,189} Başka bir çalışmada, farklı kürlleme sürelerine tabi tutulan rezinlerin, bu tez çalışmasının bulgularıyla benzer şekilde, eşik değerin üzerinde yüzey pürüzlülüğü değerleri sergilediği rapor edilmiştir.¹⁸⁰ Literatürde kabul edilen eşik değerin üzerinde bulunmasının olası nedeni, kullanılan daimî kuron rezinin üretici talimatları doğrultusunda bitirme ve polisaj işlemlerine tabi tutulmamış olmasından kaynaklanabileceği düşünülmüştür. Buna bağlı olarak 3B baskı ile kullanılacak daimî kuron rezinlerine ilave cila ve polisaj işlemlerinin yapılarak ağız içi kullanımının daha sağlıklı ve uygun hale getirilmesi düşünülebilir.

Termal yaşlanma, 3B basılmış rezinlerin mekanik özelliklerinde bir azalmaya neden olabilir.¹⁸² Yapılan çalışmalar, materyalin eğilme dayanımının yapay yaşlandırma süreçlerinden olumsuz etkilendiğini göstermektedir.^{6,154} Literatürdeki bir çalışmada, üç

farklı 3B geçici kuron rezini kullanarak termal yaşlandırmanın eğilme dayanımı üzerindeki etkisini incelenmiş; değerlendirme sonucunda iki rezinin eğilme dayanımında azalma görülmüş, diğer rezinin eğilme dayanımında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir.¹⁹⁰ Dört farklı geçici kuron rezini ile gerçekleştirilen başka bir çalışmada, kullanılan rezinlerden biri hariç diğer tüm 3B geçici kuron rezinlerinde termal yaşlandırma sonrasında eğilme dayanımında azalma gözlemlendiği bildirilmiştir.¹⁷ Hem 3B geçici kuron rezini hem de daimi kuron rezini kullanılarak yürütülen bir çalışmada, termal yaşlandırmanın materyalin eğilme dayanımı üzerindeki etkisi değerlendirilmiştir. Çalışmanın bulgularına göre, kalıcı kuron rezininden hazırlanan örneklerde termal yaşlandırma sonrasında eğilme dayanımında bir azalma gözlenmiş, ancak bu değişimin istatistiksel olarak anlamlı olmadığı bildirilmiştir.¹⁹¹ Benzer şekilde, bu tez çalışmasında da istatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte, termal yaşlandırma sonrası eğilme dayanımında azalma görülmüştür. Termal yaşlandırma sırasında uygulanan tekrarlayan sıcaklık değişimleri, polimer matriste genleşme–büzülme döngülerine yol açarak mikro gerilimlerin birikmesine neden olabilir. Bu mikro gerilimler zamanla polimer ağ yapısında mikro çatlak oluşumunu, zincirler arası bağların zayıflamasını veya doldurucu–matris ara yüzeyinde bozulmaları tetikleyerek materyalin mekanik özelliklerini zayıflatabilir. Aynı zamanda bu sonuç su emiliminin rezin esaslı materyallerin mekanik özelliklerini zayıflattığını bildiren literatürle uyum göstermektedir.¹⁹²

Bu tez çalışmasında bazı sınırlılıklar mevcuttur. Çalışma yalnızca tek bir daimî kuron rezini ve tek bir 3B baskı teknolojisi kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Bu durum, elde edilen bulguların diğer baskı teknolojileri (örneğin SLA veya LCD) ve farklı rezin formülasyonları için doğrudan genellenmesini sınırlandırmaktadır. İkinci olarak, üretim sonrası kütleme işlemi yalnızca tek bir cihaz (Otoflash G171) ve bu cihaza özgü atım sayısı parametresi üzerinden değerlendirilmiştir. Farklı kütleme cihazları, ışık

spektrumları veya kütleme ortamlarının etkileri bu çalışma kapsamında incelenmemiştir. Ayrıca, termal yaşlandırma protokolü ağız içi koşullarını taklit etmek amacıyla uygulanmış olsa da çiğneme kuvvetleri, pH değişimleri ve biyolojik faktörler gibi diğer klinik stresler değerlendirmeye dahil edilmemiştir. Son olarak, çalışmada materyalin performansı eğilme dayanımı, yüzey pürüzlülüğü, su emilimi ve suda çözünürlük ile sınırlandırılmış; dönüşüm derecesi ve detaylı mikroyapısal analizler değerlendirilmemiştir.



6.SONUÇLAR

Bu tez çalışmasında, katman kalınlığı, kürlenme süresi ve termal yaşlandırmanın daimî kuron rezininin, fiziksel ve mekanik özellikleri üzerindeki etkileri incelenmiş ve elde edilen sonuçlar aşağıda sunulmuştur.

1. 100 µm katman kalınlığında üretilen örneklerin su emilimi değerleri, 50 µm katman kalınlığında üretilen örneklerle kıyasla daha yüksek bulunmuştur. En düşük su emilimi değerleri ve en yüksek çözünürlük değerleri 8000 atım kürlenme süresinde elde edilmiştir.
2. Yüzey pürüzlülüğü açısından en düşük değerler 4000 atım kürlenme süresinde tespit edilmiştir.
3. En düşük eğilme dayanımı değerleri 2000 atım kürlenme süresinde elde edilmiştir. Yaşlandırma yapılan 100 µm katman kalınlığı dışındaki tüm koşullarda en yüksek eğilme dayanımı 8000 atım kürlenme süresinde gözlenmiştir.
4. Termal yaşlandırmanın, materyalin fiziksel ve mekanik özellikleri üzerinde olumsuz etkilere neden olduğu belirlenmiştir.

Sonuç olarak, yetersiz kürlenme süresinde (2000 atım) daimî kuron rezininin fiziksel ve mekanik özelliklerinin düşük olduğu belirlenmiştir. Optimum kürlenme süresi olarak değerlendirilen 4000 atım kürlenme süresinde materyalin daha yüksek fiziksel ve mekanik özellikler gösterdiği saptanmıştır. Buna karşılık, daha yüksek kürlenme süresinde (8000 atım) belirgin ve tutarlı bir iyileşme ya da bozulma eğilimi gözlenmemiştir.

Restoratif ve protetik diş hekimliğinde, daimî restorasyonların üretiminde kullanılabilecek üç boyutlu yazdırılabilir malzemelerle ilgili mevcut bilimsel kanıtlar sınırlı düzeydedir. Alandaki başlıca güçlükler arasında; standartlaşmış test protokollerinin eksikliği, malzemelerin yetersiz mekanik dayanım ve aşınma direnci gibi

performans sorunları ile uzun süreli klinik araştırmaların azlığı yer almaktadır. Gelecek çalışmaların, deneysel prosedürlerin standardizasyonu, malzeme özelliklerinin iyileştirilmesi, geniş kapsamlı klinik verilerin elde edilmesi ve net düzenleyici kuralların belirlenmesine odaklanması gerekmektedir. Bu tür ilerlemeler sağlandığında, 3B baskı teknolojisinin günlük diş hekimliği uygulamalarında yaygın ve vazgeçilmez bir yöntem haline gelmesi öngörülmektedir.⁸



KAYNAKLAR

1. Dawood A, Marti BM, Sauret-Jackson V, ve ark. 3D printing in dentistry. *Br Dent J*, 2015; 219:521-529.
2. Van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dent Mater*, 2012; 28:3-12
3. Revilla-León M, Özcan M. Additive manufacturing technologies used for processing polymers: current status and potential application in prosthetic dentistry. *J Prosthodont*, 2019; 28:146-158.
4. Güth JF, Wallbach J, Stimmelmayer M, ve ark. Computer-aided evaluation of preparations for CAD/CAM-fabricated all-ceramic crowns. *Clin Oral Investig*, 2013; 17:1389-1395.
5. Bibb R, Eggbeer D, Williams R. Rapid manufacture of removable partial denture frameworks. *Rapid Prototyp J*, 2006; 12:95-99.
6. Scherer M, Al-Haj Husain N, Barmak AB, ve ark. Influence of the layer thickness on the flexural strength of aged and nonaged additively manufactured interim dental material. *J Prosthodont*, 2023; 32:68-73.
7. Gad MM, Alshehri SZ, Alhamid SA, ve ark. Water sorption, solubility, and translucency of 3D-printed denture base resins. *Dent J (Basel)*, 2022; 10:42.
8. Balestra D, Lowther M, Goracci C, ve ark. 3D printed materials for permanent restorations in indirect restorative and prosthetic dentistry: A critical review of the literature. *Materials (Basel)*, 2024; 17:1380.
9. Pot GJ, Van Overschelde PA, Keulemans F, ve ark. Mechanical properties of additive-manufactured composite-based resins for permanent indirect restorations: A scoping review. *Materials (Basel)*, 2024; 17:3951.
10. Graf T, Erdelt KJ, Güth JF, ve ark. Influence of pre-treatment and artificial aging on the retention of 3D-printed permanent composite crowns. *Biomedicines*, 2022; 10:2186.
11. Donmez MB, Çakmak G, Yılmaz D, ve ark. Bond strength of additively manufactured composite resins to dentin and titanium when bonded with dual-polymerizing resin cements. *J Prosthet Dent*, 2024; 132:1061-1068.
12. Saini RS, Gurumurthy V, Quadri SA, ve ark. The flexural strength of 3D-printed provisional restorations fabricated with different resins: a systematic review and meta-analysis. *BMC Oral Health*, 2024; 24:66.

13. Tran QK. The evaluation of 3D printing resins for permanent full coverage restorations. Tufts University School of Dental Medicine. Doktora tezi, Boston: Tufts University, 2024.
14. Fahmi MK. The impact of surface treatments and 3D printing machines on the biaxial flexural strength of 3D-printed composite resins. *Open Dent J*, 2025; 19.
15. Alharbi N, Osman R, Wismeijer D. Effects of build direction on the mechanical properties of 3D-printed complete coverage interim dental restorations. *J Prosthet Dent*, 2016; 115:760-767.
16. Li P, Lambart AL, Stawarczyk B, ve ark. Postpolymerization of a 3D-printed denture base polymer: Impact of post-curing methods on surface characteristics, flexural strength, and cytotoxicity. *J Dent*, 2021; 115:103856.
17. Reymus M, Fabritius R, Keßler A, ve ark. Fracture load of 3D-printed fixed dental prostheses compared with milled and conventionally fabricated ones: the impact of resin material, build direction, post-curing, and artificial aging—an in vitro study. *Clin Oral Investig*, 2020; 24:701-710.
18. Duret F, Preston J. CAD/CAM imaging in dentistry. *Curr Opin Dent*, 1991; 1:150-154.
19. Mühlemann S, Hjerpe J, Hämmerle CH, ve ark. Production time, effectiveness and costs of additive and subtractive computer-aided manufacturing (CAM) of implant prostheses: A systematic review. *Clin Oral Implants Res*, 2021; 32:289-302.
20. Bernauer SA, Zitzmann NU, Joda T, ve ark. The complete digital workflow in fixed prosthodontics updated: a systematic review. *Healthcare (Basel)*, 2023; 11(5):679.
21. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, ve ark. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J*, 2009; 28:44-56.
22. Karaalioğlu AGDOF, Duymuş ZY. Diş hekimliğinde uygulanan CAD/CAM sistemleri. *Atatürk Üniv Diş Hekim Fak Derg*, 2008; 25-32.
23. Ting-Shu S, Jian S. Intraoral digital impression technique: a review. *J Prosthodont*, 2015; 24:313-321.
24. Abduo J, Lyons K, Bennamoun M. Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics: a review of the available streams. *Int J Dent*, 2014; 2014:783948.
25. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J*, 2008; 204:505-511.

- 26.Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc*, 2006; 137:1289-1296.
- 27.Silva LH, Lima E, Miranda RBP, ve ark. Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. *Braz Oral Res*, 2017; 31:e58.
- 28.Koçak DA, Türker ŞB. Diş hekimliğinde zirkonyum. *Atatürk Üniv Diş Hekim Fak Derg*, 2006; 41-45.
- 29.Sun J, Zhang FQ. The application of rapid prototyping in prosthodontics. *J Prosthodont*, 2012; 21:641-644.
- 30.Berman B. 3-D printing: The new industrial revolution. *Bus Horiz*, 2012; 55:155-162.
- 31.Ngo TD, Kashani A, Imbalzano G, ve ark. Additive manufacturing (3D printing): A review of materials, methods, applications and challenges. *Compos Part B Eng*, 2018; 143:172-196.
- 32.Masood S, Rattanawong W, Iovenitti P. A generic algorithm for a best part orientation system for complex parts in rapid prototyping. *J Mater Process Technol*, 2003; 139:110-116.
- 33.Liu Q, Leu MC, Schmitt SM. Rapid prototyping in dentistry: technology and application. *Int J Adv Manuf Technol*, 2006; 29:317-335.
- 34.Özer G. Eklemeli üretim teknolojileri üzerine bir derleme. *Niğde Ömer Halisdemir Üniv Müh Bilim Derg*, 2020; 9:606-621.
- 35.Kamran M, Saxena A. A comprehensive study on 3D printing technology. *MIT Int J Mech Eng*, 2016; 6:63-69.
- 36.Kodama H. Automatic method for fabricating a three-dimensional plastic model with photo-hardening polymer. *Rev Sci Instrum*, 1981; 52:1770-1773.
- 37.Hull CW. Apparatus for production of three-dimensional objects by stereolithography, US patent No. 638905, 1984.
- 38.Bakıç H, Kocacıklı M, Korkmaz T. Diş hekimliğinde güncel intraoral tarayıcılar. *Atatürk Üniv Diş Hekim Fak Derg*, 2021; 1:1-1.
- 39.Stansbury JW, Idacavage MJ. 3D printing with polymers: Challenges among expanding options and opportunities. *Dent Mater*, 2016; 32:54-64.
- 40.Liska R, Schuster M, Inführ R, ve ark. Photopolymers for rapid prototyping. *J Coat Technol Res*, 2007; 4:505-510.

41. Gibson I, Rosen D, Stucker B, ve ark. Additive manufacturing technologies, 2nd ed. New York, Springer, 2021.
42. Schweiger J, Edelhoff D, Güth JF. 3D printing in digital prosthetic dentistry: an overview of recent developments in additive manufacturing. *J Clin Med*, 2021; 10:2010.
43. Revilla-León M, Meyers MJ, Zandinejad A, ve ark. A review on chemical composition, mechanical properties, and manufacturing work flow of additively manufactured current polymers for interim dental restorations. *J Esthet Restor Dent*, 2019; 31:51-57.
44. Tsolakis IA, Papaioannou W, Papadopoulou E, ve ark. Comparison in terms of accuracy between DLP and LCD printing technology for dental model printing. *Dent J (Basel)*, 2022; 10:181.
45. Quan H, Zhang T, Xu H, ve ark. Photo-curing 3D printing technique and its challenges. *Bioact Mater*, 2020; 5:110-115.
46. Azari A, Nikzad S. The evolution of rapid prototyping in dentistry: a review. *Rapid Prototyp J*, 2009; 15:216-225.
47. Khorsandi D, Fahimipour A, Abasian P, ve ark. 3D and 4D printing in dentistry and maxillofacial surgery: Printing techniques, materials, and applications. *Acta Biomater*, 2021; 122:26-49.
48. Jun MK, Kim JW, Ku HM. Three-dimensional printing in dentistry: A scoping review of clinical applications, advantages, and current limitations. *Oral*, 2025; 5:24.
49. Sim MY, Park JB, Kim DY, ve ark. Dimensional accuracy and surface characteristics of complete-arch cast manufactured by six 3D printers. *Heliyon*, 2024; 10.
50. Arnesano A, Padmanabhan SK, Notarangelo A, ve ark. Fused deposition modeling shaping of glass infiltrated alumina for dental restoration. *Ceram Int*, 2020; 46:2206-2212.
51. Kessler A, Hickel R, Reymus M. 3D printing in dentistry—State of the art. *Oper Dent*, 2020; 45:30-40.
52. Groth C, Kravitz ND, Jones PE, ve ark. Three-dimensional printing technology. *J Clin Orthod*, 2014; 48:475-485.
53. Yang L, Miyanaji H. Ceramic additive manufacturing: A review of current status and challenges. In: *Proc 28th Annu Int Solid Freeform Fabrication Symp*, Austin, USA, 2017:652-679.

54. Guo N, Leu MC. Additive manufacturing: technology, applications and research needs. *Front Mech Eng*, 2013; 8:215-243.
55. Zocca A, Colombo P, Gomes CM, ve ark. Additive manufacturing of ceramics: issues, potentialities, and opportunities. *J Am Ceram Soc*, 2015; 98:1983-2001.
56. Kruth JP, Mercelis P, Van Vaerenbergh J, ve ark. Binding mechanisms in selective laser sintering and selective laser melting. *Rapid Prototyp J*, 2005; 11:26-36.
57. Rekow ED. Digital dentistry: The new state of the art—Is it disruptive or destructive? *Dent Mater*, 2020; 36:9-24.
58. Hu Y, Cong W. A review on laser deposition-additive manufacturing of ceramics and ceramic reinforced metal matrix composites. *Ceram Int*, 2018; 44:20599-20612.
59. Deckard CR. Selective laser sintering. Department of Mechanical Engineering. Doktora tezi, Austin: The University of Texas at Austin, 1988.
60. Ligon SC, Liska R, Stampfl J, ve ark. Polymers for 3D printing and customized additive manufacturing. *Chem Rev*, 2017; 117:10212-10290.
61. Yadroitsev I, Krakhmalev P, Yadroitsava I. Hierarchical design principles of selective laser melting for high quality metallic objects. *Addit Manuf*, 2015; 7:45-56.
62. Methani MM, Cesar PF, de Paula Miranda RB, ve ark. Additive manufacturing in dentistry: current technologies, clinical applications, and limitations. *Curr Oral Health Rep*, 2020; 7:327-334.
63. Yalçın B, Ergene B. Endüstride yeni eğilim olan 3-D eklemeli imalat yöntemi ve metalurjisi. *Uluslararası Teknolojik Bilimler Derg*, 2017; 9:65-88.
64. Hofmann M. 3D printing gets a boost and opportunities with polymer materials. ACS Publications, 2014.
65. Bhargav A, Sanjairaj V, Rosa V, ve ark. Applications of additive manufacturing in dentistry: A review. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 2018; 106:2058-2064.
66. Jockusch J, Özcan M. Additive manufacturing of dental polymers: An overview on processes, materials and applications. *Dent Mater J*, 2020; 39:345-354.
67. Elomaa L, Kokkari A, Närhi T, ve ark. Porous 3D modeled scaffolds of bioactive glass and photocrosslinkable poly(ϵ -caprolactone) by stereolithography. *Compos Sci Technol*, 2013; 74:99-106.
68. Kim KB, Kim WC, Kim HY, ve ark. An evaluation of marginal fit of three-unit fixed dental prostheses fabricated by direct metal laser sintering system. *Dent Mater*, 2013; 29:e91-e96.

- 69.Revilla-León M, Özcan M. Additive manufacturing technologies used for 3D metal printing in dentistry. *Curr Oral Health Rep*, 2017; 4:201-208.
- 70.Valenti C, Federici MI, Masciotti F, ve ark. Mechanical properties of 3D printed prosthetic materials compared with milled and conventional processing: A systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *J Prosthet Dent*, 2024; 132:381-391.
- 71.Demiralp E, Doğru G, Yılmaz H. Additive manufacturing (3D printing) methods and applications in dentistry. *Clin Exp Health Sci*, 2021; 11:182-190.
- 72.Tsolakis IA, Gizani S, Panayi N, ve ark. Three-dimensional printing technology in orthodontics for dental models: a systematic review. *Children (Basel)*, 2022; 9:1106.
- 73.Lassila L, Mangoush E, He J, ve ark. Effect of post-printing conditions on the mechanical and optical properties of 3D-printed dental resin. *Polymers (Basel)*, 2024; 16:1713.
- 74.Daghrery A, Vinothkumar TS, Majrashi H, ve ark. Dimensional accuracy of additive and subtractive manufactured ceramic-reinforced hybrid composite inlays: a CBCT-based in vitro study. *Sci Rep*, 2025; 15:6048.
- 75.Rojas-Rueda S, Alsahafi TA, Hammamy M, ve ark. Roughness and gloss of 3D-printed crowns following polishing or varnish application. *Materials (Basel)*, 2025; 18:3308.
- 76.Puebla K, Arcaute K, Quintana R, ve ark. Effects of environmental conditions, aging, and build orientations on the mechanical properties of ASTM type I specimens manufactured via stereolithography. *Rapid Prototyp J*, 2012; 18:374-388.
- 77.Ryu JE, Kim YL, Kong HJ, ve ark. Marginal and internal fit of 3D printed provisional crowns according to build directions. *J Adv Prosthodont*, 2020; 12:225.
- 78.Wulff J, Rauch A, Schmidt MB, ve ark. Biaxial flexural strength of printed splint materials. *Materials (Basel)*, 2024; 17:1112.
- 79.You SM, You SG, Kang SY, ve ark. Evaluation of the accuracy (trueness and precision) of a maxillary trial denture according to the layer thickness: An in vitro study. *J Prosthet Dent*, 2021; 125:139-145.
- 80.Wenbin H, Yong Tsui L, Haiqing G. A study of the staircase effect induced by material shrinkage in rapid prototyping. *Rapid Prototyp J*, 2005; 11:82-89.
- 81.Favero CS, English JD, Cozad BE, ve ark. Effect of print layer height and printer type on the accuracy of 3-dimensional printed orthodontic models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2017; 152:557-565.

- 82.Nulty A. A comparison of trueness and precision of 12 3D printers used in dentistry. *BDJ Open*, 2022; 8:14.
- 83.Hossain M, Liao Z. An additively manufactured silicone polymer: Thermo-viscoelastic experimental study and computational modelling. *Addit Manuf*, 2020; 35:101395.
- 84.Cheah C, Fuh J, Nee A, ve ark. Characteristics of photopolymeric material used in rapid prototypes. Part II. Mechanical properties at post-cured state. *J Mater Process Technol*, 1997; 67:46-49.
- 85.Oberoi G, Nitsch S, Edelmayer M, ve ark. 3D printing—encompassing the facets of dentistry. *Front Bioeng Biotechnol*, 2018; 6:172.
- 86.Cantín M, Muñoz M, Olate S. Generation of 3D tooth models based on three-dimensional scanning to study the morphology of permanent teeth. *Int J Morphol*, 2015; 33:782-787.
- 87.Ballard DH, Trace AP, Ali S, ve ark. Clinical applications of 3D printing: primer for radiologists. *Acad Radiol*, 2018; 25:52-65.
- 88.Chen J, Zhang Z, Chen X, ve ark. Design and manufacture of customized dental implants by using reverse engineering and selective laser melting technology. *J Prosthet Dent*, 2014; 112:1088-1095.
- 89.Figliuzzi M, Mangano F, Mangano C. A novel root analogue dental implant using CT scan and CAD/CAM: selective laser melting technology. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 2012; 41:858-862.
- 90.Giacomo GAD, Cury PR, de Araujo NS, ve ark. Clinical application of stereolithographic surgical guides for implant placement: preliminary results. *J Periodontol*, 2005; 76:503-507.
- 91.Javaid M, Haleem A. Current status and applications of additive manufacturing in dentistry: A literature-based review. *J Oral Biol Craniofac Res*, 2019; 9:179-185.
- 92.Liu YF, Xu LW, Zhu HY, ve ark. Technical procedures for template-guided surgery for mandibular reconstruction based on digital design and manufacturing. *Biomed Eng Online*, 2014; 13:63.
- 93.Chen H, Yang X, Chen L, ve ark. Application of FDM three-dimensional printing technology in the digital manufacture of custom edentulous mandible trays. *Sci Rep*, 2016; 6:19207.

- 94.Jeong YG, Lee WS, Lee KB. Accuracy evaluation of dental models manufactured by CAD/CAM milling method and 3D printing method. *J Adv Prosthodont*, 2018; 10:245-251.
- 95.Li X, Xie B, Jin J, ve ark. 3D printing temporary crown and bridge by temperature controlled mask image projection stereolithography. *Procedia Manuf*, 2018; 26:1023-1033.
- 96.Koutsoukis T, Zinelis S, Eliades G, ve ark. Selective laser melting technique of Co-Cr dental alloys: a review of structure and properties and comparative analysis with other available techniques. *J Prosthodont*, 2015; 24:303-312.
- 97.Dovramadjiev T, Pavlova D, Bankova A. Creating a 3D model of dental splint for bruxism. *Industry 4.0*, 2019; 4:167-170.
- 98.Kumar A, Ghafoor H. Rapid prototyping: a future in orthodontics. *J Orthod Res*, 2016; 4:1.
- 99.Malacarne J, Carvalho RM, de Goes MF, ve ark. Water sorption/solubility of dental adhesive resins. *Dent Mater*, 2006; 22:973-980.
- 100.Zankuli M, Devlin H, Silikas N. Water sorption and solubility of core build-up materials. *Dent Mater*, 2014; 30:e324-e329.
- 101.Zhang Y, Xu J. Effect of immersion in various media on the sorption, solubility, elution of unreacted monomers, and flexural properties of two model dental composite compositions. *J Mater Sci Mater Med*, 2008; 19:2477-2483.
- 102.Yap A, Lee C. Water sorption and solubility of resin-modified polyalkenoate cements. *J Oral Rehabil*, 1997; 24:310-314.
- 103.ISO 4049. Dentistry—Polymer-based filling, restorative and luting materials. Geneva, Switzerland: International Organization for Standardization, 1988.
- 104.Powers JM, Wataha JC. *Dental Materials: Foundations and Applications*, 2nd ed. St. Louis, Elsevier Health Sciences, 2015.
- 105.Yanıkoğlu ND, Sakarya RE. Test methods used in the evaluation of the structural features of restorative materials: a literature review. *J Mater Res Technol*, 2020; 9:9720-9734.
- 106.Whitehead S, Shearer A, Watts D, ve ark. Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. *J Oral Rehabil*, 1995; 22:421-427.

- 107.Bourauel C, Fries T, Drescher D, ve ark. Surface roughness of orthodontic wires via atomic force microscope, laser specular reflectance, and profilometry. *Eur J Orthod*, 1998; 20:79-92.
- 108.Della Bona A, Anusavice KJ, Mecholsky JJ. Failure analysis of resin composite bonded to ceramic. *Dent Mater*, 2003; 19:693-699.
- 109.Valandro LF, Della Bona A, Bottino MA, ve ark. The effect of ceramic surface treatment on bonding to densely sintered alumina ceramic. *J Prosthet Dent*, 2005; 93:253-259.
- 110.Van Meerbeek B, De Munck J, Mattar D, ve ark. Microtensile bond strengths of an etch-and-rinse and self-etch adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment. *Oper Dent*, 2003; 28:647-660.
- 111.Lapshin RV. Feature-oriented scanning methodology for probe microscopy and nanotechnology. *Nanotechnology*, 2004; 15:1135.
- 112.Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, ve ark. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater*, 2004; 20:449-456.
- 113.Wang L, D'Alpino PHP, Lopes LG, ve ark. Mechanical properties of dental restorative materials: relative contribution of laboratory tests. *J Appl Oral Sci*, 2003; 11:162-167.
- 114.Zeng K, Odén A, Rowcliffe D. Flexure tests on dental ceramics. *Int J Prosthodont*, 1996; 9.
- 115.Karakoca S, Yılmaz H. Influence of surface treatments on surface roughness, phase transformation, and biaxial flexural strength of Y-TZP ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 2009; 91:930-937.
- 116.Okada R, Asakura M, Ando A, ve ark. Fracture strength testing of crowns made of CAD/CAM composite resins. *J Prosthodont Res*, 2018; 62:287-292.
- 117.Cattell M, Clarke R, Lynch E. The biaxial flexural strength and reliability of four dental ceramics—Part II. *J Dent*, 1997; 25:409-414.
- 118.Fukushima T, Inoue Y, Miyazaki K, ve ark. Effect of primers containing N-methylolacrylamide or N-methylolmethacrylamide on dentin bond durability of a resin composite after 5 years. *J Dent*, 2001; 29:227-234.
- 119.Gale M, Darvell B. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent*, 1999; 27:89-99.

- 120.Li H, Burrow MF, Tyas MJ. The effect of thermocycling regimens on the nanoleakage of dentin bonding systems. *Dent Mater*, 2002; 18:189-196.
- 121.Tanaka T, Kamada I, Matsumura H, ve ark. A comparison of water temperatures for thermocycling of metal-bonded resin specimens. *J Prosthet Dent*, 1995; 74:345-349.
- 122.Papacchini F, Toledano M, Monticelli F, ve ark. Hydrolytic stability of composite repair bond. *Eur J Oral Sci*, 2007; 115:417-424.
- 123.Frankenberger R, Strobel WO, Krämer N, ve ark. Evaluation of the fatigue behavior of the resin–dentin bond with the use of different methods. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 2003; 67:712-721.
- 124.ISO. Dentistry—Polymer-based restorative materials. Geneva, Switzerland: International Organization for Standardization, 2019.
- 125.ISO 6872. Dentistry—Ceramic materials. Geneva, Switzerland: International Organization for Standardization, 2015.
- 126.Liu Q, Leu MC, Schmitt SM. Rapid prototyping in dentistry: technology and application. *Int J Adv Manuf Technol*, 2006; 29:317-335.
- 127.Barazanchi A, Li KC, Al-Amleh B, ve ark. Additive technology: update on current materials and applications in dentistry. *J Prosthodont*, 2017; 26:156-163.
- 128.Kim SY, Shin YS, Jung HD, ve ark. Precision and trueness of dental models manufactured with different three-dimensional printing techniques. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2018; 153:144-153.
- 129.Yousef H, Harris BT, Elathamna EN, ve ark. Effect of additive manufacturing process and storage condition on the dimensional accuracy and stability of 3D-printed dental casts. *J Prosthet Dent*, 2022; 128:1041-1046.
- 130.Kim JH, Pinhata-Baptista OH, Ayres AP, ve ark. Accuracy comparison among 3D-printing technologies to produce dental models. *Appl Sci*, 2022; 12:8425.
- 131.Lee J. A study comparing the accuracy of temporary crowns produced by 3D printers and a milling machine. Graduate School, Department of Prosthodontics. Doktora tezi, Seoul: Seoul National University, 2025.
- 132.Hassanpour M, Narongdej P, Alterman N, ve ark. Effects of post-processing parameters on 3D-printed dental appliances: A review. *Polymers (Basel)*, 2024; 16:2795.
- 133.Kihara H, Sugawara S, Yokota J, ve ark. Applications of three-dimensional printers in prosthetic dentistry. *J Oral Sci*, 2021; 63:212-216.

- 134.Tian Y, Chen C, Xu X, ve ark. A review of 3D printing in dentistry: Technologies, affecting factors, and applications. *Scanning*, 2021; 2021:9950131.
- 135.Gad MM, Fouda SM, Abualsaud R, ve ark. Strength and surface properties of a 3D-printed denture base polymer. *J Prosthodont*, 2022; 31:412-418.
- 136.Shim JS, Kim JE, Jeong SH, ve ark. Printing accuracy, mechanical properties, surface characteristics, and microbial adhesion of 3D-printed resins with various printing orientations. *J Prosthet Dent*, 2020; 124:468-475.
- 137.Kim D, Shim JS, Lee D, ve ark. Effects of post-curing time on the mechanical and color properties of three-dimensional printed crown and bridge materials. *Polymers (Basel)*, 2020; 12:2762.
- 138.Derban P, Negrea R, Rominu M, ve ark. Influence of the printing angle and load direction on flexure strength in 3D printed materials for provisional dental restorations. *Materials (Basel)*, 2021; 14:3376.
- 139.Tahayeri A, Morgan M, Fugolin AP, ve ark. 3D printed versus conventionally cured provisional crown and bridge dental materials. *Dent Mater*, 2018; 34:192-200.
- 140.Alharbi N, Osman R. Does build angle have an influence on surface roughness of anterior 3D-printed restorations? An in vitro study. *Int J Prosthodont*, 2021; 34.
- 141.Kirby S, Pesun I, Nowakowski A, ve ark. Effect of different post-curing methods on the degree of conversion of 3D-printed resin for models in dentistry. *Polymers (Basel)*, 2024; 16:549.
- 142.Sahrir CD, Lin WS, Wang CS, ve ark. Effects of 3D-printers and manufacturer-specified post-curing units on the dimensional accuracy, compressive strength, and degree of conversion of resin for fixed dental prostheses. *J Dent Sci*, 2025.
- 143.Unkovskiy A, Bui PHB, Schille C, ve ark. Objects build orientation, positioning, and curing influence dimensional accuracy and flexural properties of stereolithographically printed resin. *Dent Mater*, 2018; 34:e324-e333.
- 144.Perea-Lowery L, Gibreel M, Vallittu PK, ve ark. Evaluation of the mechanical properties and degree of conversion of 3D printed splint material. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2021; 115:104254.
- 145.Perea-Lowery L, Gibreel M, Vallittu PK, ve ark. 3D-printed vs. heat-polymerizing and autopolymerizing denture base acrylic resins. *Materials (Basel)*, 2021; 14:5781.

- 146.Aati S, Akram Z, Ngo H, ve ark. Development of 3D printed resin reinforced with modified ZrO₂ nanoparticles for long-term provisional dental restorations. *Dent Mater*, 2021; 37:e360-e374.
- 147.Atalayın Ç, Karaçolak G, Kaya A. Farklı posterior kompozit rezinlerde su Emilimi, çözünürlük ve mikrosertlik değişimlerinin incelenmesi. *Selcuk Dent J*, 2018; 5:117-122.
- 148.Altarazi A, Haider J, Alhotan A, ve ark. Assessing the physical and mechanical properties of 3D printed acrylic material for denture base application. *Dent Mater*, 2022; 38:1841-1854.
- 149.Xu Y, Xepapadeas AB, Koos B, ve ark. Effect of post-rinsing time on the mechanical strength and cytotoxicity of a 3D printed orthodontic splint material. *Dent Mater*, 2021; 37:e314-e327.
- 150.Lassila L, Vallittu P. Denture base polymer Alldent Sinomer®: mechanical properties, water sorption and release of residual compounds. *J Oral Rehabil*, 2001; 28:607-613.
- 151.ISO 10477. Dentistry—Polymer-based crown and bridge materials. Geneva, Switzerland: International Organization for Standardization, 1992.
- 152.Hmaidouch R, Müller-WD, Lauer HC, ve ark. Surface roughness of zirconia for full-contour crowns after clinically simulated grinding and polishing. *Int J Oral Sci*, 2014; 6:241-246.
- 153.Bollen CM, Lambrechts P, Quirynen M. Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. *Dent Mater*, 1997; 13:258-269.
- 154.Alshamrani AA, Raju R, Ellakwa A. Effect of printing layer thickness and post-printing conditions on the flexural strength and hardness of a 3D-printed resin. *Biomed Res Int*, 2022; 2022:8353137.
- 155.Shin JW, Kim JE, Choi YJ, ve ark. Evaluation of the color stability of 3D-printed crown and bridge materials against various sources of discoloration: An in vitro study. *Materials (Basel)*, 2020; 13:5359.
- 156.Sasany R, Jamjoon FZ, Kendirci MY, ve ark. Effect of printing layer thickness on optical properties and surface roughness of 3D-printed resins: An in vitro study. *Int J Prosthodont*, 2024; 37:165-173.
- 157.Liu Y, Bai W, Cheng X, ve ark. Effects of printing layer thickness on mechanical properties of 3D-printed custom trays. *J Prosthet Dent*, 2021; 126:671.

- 158.Ezmek B, Altun B, Ekinçi E, ve ark. The effect of layer thickness on surface roughness, color stability, and microbial adherence of temporary restoration materials: An in vitro study. *Meandros Med Dent J*, 2025; 26:326-334.
- 159.Sabbah A, Romanos G, Delgado-Ruiz R. Impact of layer thickness and storage time on the properties of 3D-printed dental dies. *Materials (Basel)*, 2021; 14:509.
- 160.Lee WJ, Jo YH, Yilmaz B, ve ark. Effect of build angle, resin layer thickness and viscosity on the surface properties and microbial adhesion of denture bases manufactured using digital light processing. *J Dent*, 2023; 137:104608.
- 161.Kim MJ, Ahn JS, Kim JH, ve ark. Effects of the sintering conditions of dental zirconia ceramics on the grain size and translucency. *J Adv Prosthodont*, 2013; 5:161.
- 162.Borella PS, Alvares LA, Ribeiro MT, ve ark. Physical and mechanical properties of four 3D-printed resins at two different thick layers: An in vitro comparative study. *Dent Mater*, 2023; 39:686-692.
- 163.de Gois Moreira FG, Bezerra MGPG, de Miranda LM, ve ark. Influence of build angle, printing layer thickness and aging on the flexural strength, precision, roughness and porosity analysis of a printed resin for provisional restorations. *Odontology*, 2025; 1-15.
- 164.Gad MM, Fouda SM. Factors affecting flexural strength of 3D-printed resins: A systematic review. *J Prosthodont*, 2023; 32:96-110.
- 165.Benli M, Eker Gümüş B, Kahraman Y, ve ark. Surface roughness and wear behavior of occlusal splint materials made of contemporary and high-performance polymers. *Odontology*, 2020; 108:240-250.
- 166.Jindal P, Juneja M, Bajaj D, ve ark. Effects of post-curing conditions on mechanical properties of 3D printed clear dental aligners. *Rapid Prototyp J*, 2020; 26:1337-1344.
- 167.Tzeng JJ, Yang TS, Lee WF, ve ark. Mechanical properties and biocompatibility of urethane acrylate-based 3D-printed denture base resin. *Polymers (Basel)*, 2021; 13:822.
- 168.Karakurt I, Lin L. 3D printing technologies: techniques, materials, and post-processing. *Curr Opin Chem Eng*, 2020; 28:134-143.
- 169.Lee EH, Ahn JS, Lim YJ, ve ark. 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; 126:104993.

170. Alharbi S, Alshabib A, Algamaiah H, ve ark. Influence of post-printing polymerization time on the elution of residual monomers and water sorption of 3D-printed resin composite. *Materials (Basel)*, 2025; 18:2905.
171. Özden Y, Altınok Uygun L. Effects of post-curing times on the trueness of 3D-printed dental inlays made with permanent resins. *Clin Oral Investig*, 2025; 29:244.
172. Reymus M, Lümke mann N, Stawarczyk B. 3D-printed material for temporary restorations: Impact of print layer thickness and post-curing method on degree of conversion. *Int J Comput Dent*, 2019; 22:231-237.
173. Lin CH, Lin YM, Lai YL, ve ark. Mechanical properties, accuracy, and cytotoxicity of UV-polymerized 3D printing resins composed of Bis-EMA, UDMA, and TEGDMA. *J Prosthet Dent*, 2020; 123:349-354.
174. Atasoy S, Karademir SA, Akarsu S, ve ark. Effects of post-polymerization on stainability and surface roughness of 3D printed composite resin. *J Prosthet Dent*, 2025.
175. Büyükpolat M, Çal İK, Eryılmaz B, ve ark. Mechanical and optical effects of post-curing time and device type in two 3D-printed resin systems. *BMC Oral Health*, 2025; 25:1401.
176. Aati S, Akram Z, Shrestha B, ve ark. Effect of post-curing light exposure time on the physico-mechanical properties and cytotoxicity of 3D-printed denture base material. *Dent Mater*, 2022; 38:57-67.
177. Siqueira JRCdS, Rodriguez RMM, Campos TMB, ve ark. Characterization of microstructure, optical properties, and mechanical behavior of a temporary 3D printing resin: Impact of post-curing time. *Materials (Basel)*, 2024; 17:1496.
178. Bayarsaikhan E, Lim JH, Shin SH, ve ark. Effects of post-curing temperature on the mechanical properties and biocompatibility of three-dimensional printed dental resin material. *Polymers (Basel)*, 2021; 13:1180.
179. Alharbi S, Alshabib A, Algamaiah H, ve ark. Influence of post-printing polymerization time on flexural strength and microhardness of 3D printed resin composite. *Coatings*, 2025; 15:230.
180. Al-Dulaijan YA, Alsulaimi L, Alotaibi R, ve ark. Comparative evaluation of surface roughness and hardness of 3D printed resins. *Materials (Basel)*, 2022; 15:6822.
181. Baytur S, Diken Turksayar AA. Effects of post-polymerization conditions on color properties, surface roughness, and flexural strength of 3D-printed permanent resin material after thermal aging. *J Prosthodont*, 2025; 34:298-307.

- 182.Väyrynen VO, Tanner J, Vallittu PK. The anisotropy of the flexural properties of an occlusal device material processed by stereolithography. *J Prosthet Dent*, 2016; 116:811-817.
- 183.Dimitrova M, Vlahova A, Hristov I, ve ark. Evaluation of water sorption and solubility of 3D-printed, CAD/CAM milled, and PMMA denture base materials subjected to artificial aging. *J Compos Sci*, 2023; 7:339.
- 184.Izzettinoglu E, Eroglu E. Assessing the impact of surface treatment, aging, and post-curing conditions on the water sorption and solubility of 3D-printed denture base resins compared to conventional and milled alternatives. *BMC Oral Health*, 2025; 25:1698.
- 185.Alageel O, Alsadon O, Almansour H, ve ark. Assessment of effect of accelerated aging on interim fixed dental materials using digital technologies. *J Adv Prosthodont*, 2022; 14:360.
- 186.Ayaz EA, Bağış B, Turgut S. Effects of thermal cycling on surface roughness, hardness and flexural strength of polymethylmethacrylate and polyamide denture base resins. *J Appl Biomater Funct Mater*, 2015; 13:280-286.
- 187.Boehm RF. Thermal environment of teeth during open-mouth respiration. *J Dent Res*, 1972; 51:75-78.
- 188.Bozoğulları HN, Temizci T. Evaluation of the color stability, stainability, and surface roughness of permanent composite-based milled and 3D printed CAD/CAM restorative materials after thermocycling. *Appl Sci*, 2023; 13:11895.
- 189.Batak B, Çakmak G, Johnston WM, ve ark. Surface roughness of high-performance polymers used for fixed implant-supported prostheses. *J Prosthet Dent*, 2021; 126:251-256.
- 190.Alageel O, Alhijji S, Alsadon O, ve ark. Trueness, flexural strength, and surface properties of various three-dimensional (3D) printed interim restorative materials after accelerated aging. *Polymers (Basel)*, 2023; 15:3040.
- 191.Mudhaffer S, Haider J, Satterthwaite J, ve ark. Effects of print orientation and artificial aging on the flexural strength and flexural modulus of 3D printed restorative resin materials. *J Prosthet Dent*, 2025; 133:1345-1357.
- 192.Perea-Lowery L, Gibreel M, Garoushi S, ve ark. Evaluation of flexible three-dimensionally printed occlusal splint materials: An in vitro study. *Dent Mater*, 2023; 39:957-963.

EKLER

EK-1. Özgeçmiş

Kişisel Bilgiler
Adı Soyadı : Aylin ER
Eğitim
Lise : Özel Pendik Uğur Temel Lisesi
Lisans : Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Uzmanlık : Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Yabancı Dil Bilgisi
İngilizce

EK-2. İntihal Raporu

