

T.C.
AFYONKARAHİSAR SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM
DALI

KÜRLEME SÜRESİNİN 3 BOYUTLU YAZICI VE FARKLI
DAİMİ REÇİNELER İLE ÜRETİLEN ENDOKRONLARIN
YÜZEY DOĞRULUĞU ÜZERİNDEKİ ETKİSİNİN
İNCELENMESİ

Zehra KAHRAMAN

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

Danışman
Dr. Öğr. Üyesi Safa ÖZDEN

Tez No: 50

2025-AFYONKARAHİSAR

**T.C.
AFYONKARAHİSAR SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ DİŞ
HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**KÜRLEME SÜRESİNİN 3 BOYUTLU YAZICI VE FARKLI
DAİMİ REÇİNELER İLE ÜRETİLEN ENDOKRONLARIN
YÜZEY DOĞRULUĞU ÜZERİNDEKİ ETKİSİNİN
İNCELENMESİ**

Arş. Gör. Dt. Zehra KAHRAMAN

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

Danışman

Dr. Öğr. Üyesi Safa ÖZDEN

**Bu çalışma; Afyonkarahisar Sağlık Bilimleri Üniversitesi Bilimsel Araştırma
Projeleri Komisyonu tarafından 24.DUS.002 proje numarası ile desteklenmiştir.**

2025-AFYONKARAHİSAR

BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK SAYFASI

Çalışmamızın etik kurul onayı Afyonkarahisar Sağlık Bilimleri Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanlığı'ndan alınmıştır. (01.12.2023 tarihli 2023/528 sayılı karar) (EK-1)



TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim sürecinde akademik bilgi ve klinik tecrübelerini paylaşarak her daim yoluma ışık tutan, tezimin her aşamasında desteğini ve emeğini esirgemeyen, öğrencisi olmaktan gurur ve mutluluk duyduğum kıymetli danışman hocam Dr. Öğr. Üyesi Safa Özden'e

Tez çalışmam sürecinde desteği ve yardımları için değerli hocam Dr. Öğr. Üyesi Farhad Salmanpour' a

Eğitim hayatıma önemli katkıları olan sevgili bölüm hocalarım Doç. Dr. Server Mutluay Ünal, Dr.Öğr. Üyesi Özer İşisag, Dr.Öğr.Üyesi Nergiz Uz, Dr.Öğr. Üyesi Kevser Karakaya'ya

Hayatım boyunca sevgileri, destekleri ve duaları ile yanımda olan, bana her zaman kendimi şanslı hissettiren, öğrenme tutkumum ve okuma azmimim kaynağı olan canım annem Sevgi Kahraman'a, canım babam Murat Kahraman'a, sevgili abim Mustafa Samet Kahraman'a ve sevgili kardeşim Seyithan Kahraman'a

Varlıkları ile hayatıma neşe ve mutluluk katan canım yeğenlerim Mustafa Burak Kahraman'a ve Afra Kahraman'a

Uzmanlık eğitimim sürecinde yanımda olarak bana destek veren, birbirimize aile olduğumuz değerli arkadaşlarım Seval Güneş'e ve Esra Nur Kurt'a

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda birlikte çalıştığımız sevgili asistan arkadaşlarım ve bölüm çalışanlarına

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

KÜRLEME SÜRESİNİN 3 BOYUTLU YAZICI VE FARKLI DAİMİ REÇİNELER İLE ÜRETİLEN ENDOKRONLARIN YÜZEY DOĞRULUĞU ÜZERİNDEKİ ETKİSİNİN İNCELENMESİ

Zehra KAHRAMAN

Afyonkarahisar Sağlık Bilimleri Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Diş Hekimliğinde
Uzmanlık Tezi
Ocak 2025
Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Safa ÖZDEN

ÖZET

Amaç: Bu tez çalışmasının amacı kürleme süresinin üç boyutlu yazıcı ve farklı daimi reçineler ile üretilen endokronların yüzey doğruluğu üzerindeki etkisini incelemektir.

Gereç ve Yöntem: Üç boyutlu modelleme programı ile sağ mandibuler 1. molar dişin endokron preperasyonu ve restorasyon tasarımı oluşturulup referans dosya olarak kaydedildi. Referans endokron tasarımı dilimleme programında daimi restorasyon reçinelerine [VarseoSmile Crown Plus (VS) (Bego, Almanya), Saremco Print Crowntec (CR) (Saremco, İsviçre), P-crown Version 3 (PC) (Senertek,Türkiye)] uygun üretim parametreleri ayarlanarak baskıya hazır hale getirildi. Örneklem sayısı üç farklı kürleme sürelerine ayrılan her reçine alt grubu için $n=20$ olacak şekilde ayarlandı (Power=%80, effect size=0.30, $\alpha=0.05$). Endokronlar sıvı kristal ekran (LCD) teknolojisi ile çalışan yüksek yatay çözünürlüğe sahip üç boyutlu yazıcı ile 50 μm katman kalınlığı ve 0 derece baskı açısında üretildi. Endokronların yüzeyindeki polimerize olmamış reçine artıkları izopropil alkol (%99) ile uzaklaştırıldı. Son polimerizasyonu sağlamak amacıyla azot atmosferi altında, 3 farklı sürede (2000, 4000, 6000 atım) kürleme işlemi yapıldı. Üretimi tamamlanan örnekler ağız içi tarayıcı ile dijitalize edildi. Referans tasarım ile dijitalize edilen örnekler tersine mühendislik yazılımı kullanılarak karşılaştırıldı. Yüzey doğruluğu; Root Mean Square (RMS), Ort-, Ort+, Total (%) değerleri incelenerek Two Way Anova ve Kruskal Wallis testleri, post-hoc Tukey ve Tamhane T2 testleri ile analiz edildi.

Bulgular: RMS ortalamalarına göre, tüm endokronlar için en az sapmayı 6000 atımda CR (0.037 ± 0.006), en çok sapmayı ise 4000 atımda PC (0.084 ± 0.009) gösterdi. Farklı kürleme süreleri için yapılan analizlerde gruplar arasında istatistiksel olarak bir fark bulunamadı ($p>0.05$). En yüksek Total (%) değerleri CR grubunda (99.47 ± 0.71) görüldü. En düşük Ort + (0.032 ± 0.005) ve Ort - (0.010 ± 0.002) sapma değerleri de CR grubunda görüldü.

Sonuç: Kürleme süresinin yüzey doğruluğu üzerinde anlamlı etkisinin olmadığı ancak reçine çeşidinin sonuçları etkilediği görüldü. Tüm grupların klinik kullanım açısından kabul edilebilir yüzey doğruluğuna sahip olduğu tespit edildi.

Anahtar Kelimeler: Üç boyutlu Yazıcılar, Daimi Reçineler, Kürleme Süresi, Doğruluk

**INVESTIGATION OF THE EFFECT OF POST-CURING TIME ON
THE SURFACE TRUENESS OF ENDOCROWNS MANUFACTURED WITH
3D PRINTER AND DIFFERENT PERMANENT RESINS**

Zehra KAHRAMAN

**Afyonkarahisar University of Health Sciences
Faculty of Dentistry, Department of Prosthodontics Specialization Thesis
January 2025**

Advisor: Asist. Prof. Dr. Safa ÖZDEN

ABSTRACT

Objective: The aim of this thesis is to investigate the effect of post-curing time on the surface trueness of endocrowns manufactured using a three-dimensional printer and different permanent resins.

Materials and Methods: The endocrown preparation and restoration design of the right mandibular first molar were created using a three-dimensional modeling program and saved as a reference file. The reference endocrown design was prepared for printing by adjusting the manufactured parameters in the slicing software according to the properties of the permanent restoration resins [VarseoSmile Crown Plus (VS) (Bego, Germany), Saremco Print Crowntec (CR) (Saremco, Switzerland), and P-crown Version 3 (PC) (Senertek, Turkey)]. The sample size for each resin subgroup, divided by three different post-curing durations, was set as $n=20$ (Power=80%, effect size=0.30, $\alpha=0.05$). Endocrowns were fabricated using a high-resolution three-dimensional printer operating with liquid crystal display (LCD) technology at a layer thickness of 50 μm and a build orientation of 0°. Unpolymerized resin residues on the surface of the endocrowns were removed using 99% isopropyl alcohol. Final polymerization was performed under a nitrogen atmosphere at three different post-curing durations (2000, 4000, and 6000 flashes). The completed samples were digitized using an intraoral scanner. The digitized samples were compared with the reference design using reverse engineering software. Surface trueness was evaluated by analyzing the Root Mean Square (RMS), Ort-, Ort+ and Total (%) values. Statistical analysis was conducted using Two-Way ANOVA and Kruskal-Wallis tests, followed by post-hoc Tukey and Tamhane T2 tests.

Results: According to the RMS averages, CR showed the least deviation (0.037 ± 0.006) at 6000 flashes, while PC exhibited the highest deviation (0.084 ± 0.009) at 4000 flashes. Statistical analysis of different post-curing durations revealed no significant differences between groups ($p>0.05$). The highest Total (%) values were observed in the CR group (99.47 ± 0.71). The lowest positive deviation (Ort+; 0.032 ± 0.005) and negative deviation (Ort-; 0.010 ± 0.002) values were also found in the CR group.

Conclusion: Post-Curing time was found to have no significant effect on surface trueness; however, the type of resin was observed to influence the outcomes. All groups were determined to possess surface trueness acceptable for clinical use.

Keywords: Three-Dimensional Printers, Permanent Resins, Post-Curing Time, Trueness

KISALTMALAR VE SİMGELER DİZİNİ

.obj : Object File Format

.ply : Polygon File Format

.stl: Standard Tessellation Language

° : Derece

°C : Santigrat Derece

2B : 2 Boyutlu

3B : 3 Boyutlu

ABS: Akrilonitril Bütadien Stiren

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

CAD : Bilgisayar Destekli Tasarım (Computer Aided Drafting)

CAM: Bilgisayar Destekli Üretim (Computer Aided Manufacturing)

CLIP: Sürekli Sıvı Arayüz Üretimi

CNC : Bilgisayarlı Sayısal Kontrollü Freze Makinesi (Computer Numerical Control)

Co-Cr : Kobalt-Krom

DC: Dönüşüm Derecesi

DMLS: Direkt Metal Lazer Sinterleme

FDM: Eriyik Yığılma Modelleme (Fused Deposition Modelling)

IOS: Ağız İçi Tarayıcı

IPA: İzopropanol Alkol

ISO: International Organization for Standardization

LCD: Sıvı Kristal Ekran (Liquid Crystal Display)

LDC : Lityum Disilikat Seramik

LED : Işık Yayan Diyot (Light Emitting Diode)

MJP: Çoklu Jet Baskı (Multijet Printing)

mm: Milimetre

Mpa: Mega Pascal

nm : Nanometre

Ort. : Ortalama

PE: Polietilen

PEEK: Polieter Eter Keton

PICN : Polimer İnfiltrasyon Seramik Ve Rezin Nanoseramik

PLA : Polilaktik asit

PMMA: Polimetilmetakrilat

PP: Polipropilen

RMS: Karekök Ortalama Değeri (Root Mean Square)

RMC: Rezin Matriks Seramik

SLA: Sıvı Kristal Ekran (Stereolitografi)

SLM:Seęici Lazer Eritme

SLS : Seęici Lazer Sinterleme

SPSS : Sosyal Bilimler İçin İstatistik Programı

SS. : Standart Sapma

Ti: Titanyum

USP : Birleşik Devletleri Farmakopesi

USP-NF: Birleşik Devletleri Farmakopesi ve Ulusal Formüler (United States Pharmacopeia- National Formulary)

UV: Ultraviyole

ZLS : Zirkonya İle Güçlendirilmiş Lityum Silikat Seramik

µg: Mikrogram

µm : Mikrometre

TABLÖLER DİZİNİ

Tablo 2.1. SLA,DLP,LCD Teknolojilerinin Karşılaştırılması.....	8
Tablo 3.1. İş Akışı	23
Tablo 3.2. Reçinelerin Genel Özellikleri.....	26
Tablo 4.1. Reçinelerin RMS Değerlerinin Karşılaştırılmasına Yönelik Bulgular....	31
Tablo 4.2. Reçinelerin +Ort. Değerlerinin Karşılaştırılmasına Yönelik Bulgular....	32
Tablo 4.3. Reçinelerin -Ort. Değerlerinin Karşılaştırılmasına Yönelik Bulgular....	32
Tablo 4.4. Reçinelerin Total (%) Değerlerinin Karşılaştırılmasına Yönelik Bulgular.....	33

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Doğruluk (Trueness)	19
Şekil 2.2. Hassasiyet (Precision)	19
Şekil 3.1. Endokron Restorasyonu “.stl” Görüntüleri.....	24
Şekil 3.2. Chituboxpro V1.4.1 Dilimleme Programı Ekran Görüntüsü.....	24
Şekil 3.3. 3B Yazıcı ile Endokronların Üretim Aşaması	25
Şekil 3.4. Endokronların Üretim Tablasından Metal Spatül ile Ayrılması.....	25
Şekil 3.5. Endokronların Ultrasonik Yıkama İşlemi.....	27
Şekil 3.6. Otoflesh G171 Kürleme İşlemi.....	28
Şekil 3.7. Azot Tüpü.....	28
Şekil 3.8. Üretilen Endokronların Ağız İçi Tarayıcı İle Taranması.....	29
Şekil 3.9. Geomagic Control X Programında Çakıştırma Görüntüsü	29

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
İÇ KAPAK	i
BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK SAYFASI	ii
TEŞEKKÜR.....	iii
ÖZET.....	iv
ABSTRACT	v
KISALTMALAR VE SİMGELER DİZİNİ.....	vi
TABLolar DİZİNİ	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ	ix
İÇİNDEKİLER.....	x
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Diş Hekimliğinde CAD/CAM Sistemleri	3
2.1.1. 3B Yazıcılar.....	4
2.1.1.1. 3B Yazıcı Sistemleri.....	4
2.1.1.2. 3B Yazıcıların Diş Hekimliğinde Kullanım Alanları.....	5
2.1.1.3. 3B Yazıcılarda Kullanılan Dental Materyaller	5
2.1.1.3.1. Metaller	6
2.1.1.3.2. Polimerler ve Kompozitler	6
2.1.1.3.3. Seramikler	7
2.1.4. 3B Yazıcı Sistemlerin Üretim Teknolojileri.....	7
2.1.4.1. Stereolitografi (SLA)	7
2.1.4.2. Dijital Işık İşleme (DLP).....	7
2.1.4.3. Sıvı Kristal Ekran (LCD)	8
2.1.4.4. Polimer Jet (Multijet-Polyjet-MJP)	9
2.1.4.5. Sürekli Sıvı Arayüz Üretimi (CLIP).....	9
2.1.4.6. Selektif Lazer Sinterleme (SLS) ve Selektif Lazer Eritme (SLM)...	9
2.1.5. 3B Yazıcıların Üretim Kalitesini Etkileyen Faktörler.....	10
2.1.5.1. 3B Baskı Açısı.....	10
2.1.5.2. Katman Kalınlığı	10
2.1.5.3. 3B Baskı Çözünürlüğü.....	11
2.1.5.4. Yüzey Temizliği	11

2.1.5. 5. UV Işın ile Kürleme	11
2.1.5.6. Yüzey Bitirme İşlemleri.....	12
2.2. Biyouyumluluk.....	13
2.3. Endokron Restorasyonlar	14
2.3.1. Endokron Preperasyonu Tasarımı	14
2.3.2. Endokronların Endikasyonları ve Kontrendikasyonları	15
2.3.3. Endokronların Avantajları	16
2.3.4. Endokronlarda Materyal Seçimi	16
2.4. Doğruluk ve Hassasiyet Kavramları.....	19
2.4.1. Taramanın Doğruluğu ve Hassasiyeti	20
2.4.2. Üretimin Doğruluğu ve Hassasiyeti	20
3. GEREÇ VE YÖNTEM	23
3.1. Endokron Restorasyon Tasarımı	23
3.2. Endokronların Üretilmesi.....	24
3.3. Baskı Sonrası Yüzey Temizliği.....	27
3.4. UV Işın ile Kürleme	27
3.5. Üretilen Endokronların Direkt Teknikle Taranması.....	29
3.6. Üretilen Endokronların Referans Tasarım Dosyası ile Çakıştırılması	29
3.7. İstatistiksel Yöntem	30
4. BULGULAR.....	31
4.1. Referans Endokron ile Üretilen Endokronların 3B Dijital Yüzey Çakıştırması Sonucu Elde Edilen Bulgular	31
4.1.1 RMS Değerleri	31
4.1.2. +Ort. Değerleri.....	32
4.1.3. -Ort. Değerleri.....	32
4.1.4. Total (%) Değerleri	33
5. TARTIŞMA.....	34
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	46
7. KAYNAKLAR	47
EKLER.....	59

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Dijital diş hekimliği; son yıllarda klinisyenler, araştırmacılar ve eğitim kurumları arasında giderek daha popüler hale gelmiştir. Dijital diş hekimliğinin merkezinde, genellikle CAD/CAM olarak adlandırılan bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim yer almaktadır. Diş hekimliğindeki iş akışında bilgisayar destekli tasarım (CAD), başlangıçta dijital ölçü almak için masaüstü veya ağız içi tarayıcı gibi veri sayısallaştırma yöntemlerini içerir. Dizayn aşamasında ise sayısallaştırılan bu veriler işlenerek çeşitli restorasyonlar tasarlanır (1). Bilgisayar destekli üretim (CAM) ise, eksiltmeli üretim ve eklemeli üretim olmak üzere iki ana kısma ayrılmaktadır (2). Eksiltmeli üretim, tasarım verilerinin bilgisayarlı sayısal kontrollü freze makinesi (CNC) kullanılarak bir malzemeden aşındırıcı frezler yardımıyla fiziksel bir ürüne dönüştürülme işlemidir (3). Yaygın olarak üç boyutlu (3B) baskı olarak bilinen eklemeli üretim ise, son yıllarda diş hekimliği alanında popüler hale gelmiştir (4). Eklemeli üretim metal, polimer ve seramik gibi malzemelerin katman katman birleştirilerek üretildiği bir yöntemdir (5,6). Eklemeli üretim; malzeme israfının az olması, maliyetinin düşük olması, karmaşık geometrik şekillerin üretilmesi, ince detaylara sahip protezlerin üretilmesi, hızlı ve kolay üretime imkân sağlamaları gibi avantajlarıyla öne çıkmaktadır (7–9). 3B baskı diş hekimliğinde dental modellerin, oklüzal splintlerin, implantoloji için cerrahi kılavuzların, geçici restorasyonların, sabit ve hareketli protezlerin üretiminde kullanılmaktadır (10).

Boyutsal doğruluk, restorasyonların internal ve marjinal uyumunu etkileyebileceğinden klinik başarı için önemlidir (11). Çalışmalarda, 3B yazıcılarla reçine esaslı materyaller kullanılarak üretilen geçici ve daimi kron-köprü restorasyonlarının üretim doğruluklarının umut verici olduğu bildirilmektedir. (12,13). Daimi protezlerin uzun süreli stabilitesini sağlamak için gelişmiş mekanik ve optik özelliklere sahip olmalarının yanı sıra yüksek doğruluğa da sahip olmaları gerektiği göz önüne alındığında üretilen daimi kronların klinik uygulanabilirliğini sağlamak amacıyla üretim parametrelerinin doğruluk ve uyum üzerindeki etkileri araştırılmalıdır. Literatürde 3B yazıcılarla üretilen daimi restorasyonların doğruluğunu inceleyen az sayıda çalışma bulunmaktadır.

Bu in vitro çalışmanın amacı, kütleme süresinin 3B yazıcılar ve farklı daimi reçineler ile üretilen endokronların yüzey doğruluğu üzerindeki etkisini incelemektir.

Çalışmanın sıfır hipotezi, kütleme süresinin farklı daimi reçineler ile üretilen endokronların yüzey doğruluğunu etkilemeyeceği yönünde kurulmuştur.



2. GENEL BİLGİLER

Diş hekimliği alanında uygulanan dijital teknolojilerdeki yaşanan son gelişmeler, CAD/CAM sistemleri kullanılarak üretilen protezlerin oranını artırmakta ve geleneksel yöntemlerin yerini giderek dijital sistemlerin almasına neden olmaktadır (1). Ayrıca diş hekimliği alanındaki dijital gelişmeler, üretilen restorasyonlarda daha yüksek doğruluk değerlerinin elde edilmesini sağlamaktadır (14).

2.1. Diş Hekimliğinde CAD/CAM Sistemleri

CAD/CAM sistemleri temel olarak 3 kısımdan oluşur (15)

1. Preparasyonun ve karşıt bölgesinin ölçüsünü alan bir ağız içi tarayıcı veya geleneksel yöntemle ölçü alınarak elde edilmiş bir alçı modelden sanal ölçü elde eden veri toplama ünitesi (Tarayıcı)
2. Restorasyonun bilgisayarda 3B olarak tasarlandığı yazılım programı (CAD)
3. Tasarlanan restorasyonun üretimi (CAM)

CAD/CAM sistemlerin avantajları;

- Ağız içi tarayıcı ile ölçü alındığı için konvansiyonel ölçü yönteminin kullanılmasına gerek kalmaz.
- Restorasyonların kısa sürede üretilmesi mümkündür.
- Tek seansta tüm işlemler bitirilebildiği için hekim ve hastaya zaman tasarrufu sağlamaktadır.
- Verilerin arşivlenebilmesi tekrarlayan üretimlerde kolaylık sağlar.
- Restorasyon üretim aşamaları kısaldığı için çapraz kontaminasyon riskini ve hata yapma ihtimalinide azaltır.
- Restorasyon aynı seans hazırlanabildiği için geçici restorasyon hazırlanması gerekmemektedir (16).

CAD/CAM sistemlerin dezavantajları;

- Ekipmanların ve yazılımın maliyeti oldukça yüksektir , uygulayıcının eğitime zaman ve para harcanması gerekmektedir.

- Subgingival marjinlerin ve andırkatlı bölgelerin taranması sırasında sorun yaşanabilmektedir.
- Ağız içi tarayıcı ile ölçü alınırken oral sıvılar, parlak ya da renkli yüzeyler ölçünün doğruluğunu etkileyebilir.
- Monokromatik blokların kullanılması estetik beklentileri karşılayamayabilir (17,18).

Dental restorasyonların CAD/CAM ile üretimi eksiltici ve eklemeli yöntemle yapılabilmektedir. Eksiltici üretim, dental restorasyonun CNC bir makineyle malzeme bloğunun 3B frezelenerek şekillendirilmesi işlemidir. 3B baskı ve hızlı prototipleme olarak da isimlendirilen eklemeli üretim ise; nesne tamamlanana kadar katman katman eklenerek üretim sağlanmaktadır (19). Eklemeli üretim; karmaşık geometrik parçaların üretilmesine imkân sağlarken eksiltmeli üretim karmaşık geometrilerin üretilmesinde yetersiz kalmaktadır. Eklemeli üretim de malzeme gerektiği kadar kullanılır, atık miktarı azdır ve bu sebeplerle malzeme tasarrufu sağlar. Eksiltmeli üretimde ise kullanılan malzemelerin büyük bir kısmı atık hâline gelmektedir. Bu durum, malzeme israfına yol açar ve çevresel açıdan olumsuz sonuçlara sebep olur. Eklemeli üretim ile aynı anda birden fazla nesne üretebilirken eksiltmeli üretim, yalnızca bir parçanın işlenebilmesine olanak tanımaktadır. Eklemeli üretimin, eksiltmeli üretime göre maliyeti ve üretim süresi daha azdır. Eksiltmeli üretim de frezeleme işlemi sırasında materyalde mikro çatlaklar ortaya çıkabilmektedir. Frez aşınmalarından dolayı uzun süreli kullanımları sınırlıdır (6,19–22).

2.1.1. 3B Yazıcılar

2.1.1.1. 3B Yazıcı Sistemleri

3B baskı olarak adlandırılan eklemeli üretim endüstriyel alanda 1980' lerde piyasaya çıkmıştır. İlk 3B yazıcının patenti Charles W. Hull tarafından 1986'de alınmıştır Bu dönemde 3B yazıcılar çoğunlukla hızlı prototipleme için kullanılmıştır. Eriyik yığma modelleme (Fused Deposition Modeling (FDM)) işleminin 2009 yılında patent süresinin sona ermesinin ardından, 3B yazıcılar dental sektöre giriş yapmaya başlamıştır (23).

Eklemeli üretim yöntemleri Amerikan Test ve Malzemeler Komitesi (ASTM) tarafından yedi kategoriye ayrılmıştır (24):

1. Vat Fotopolimerizasyon : SLA, DLP, LCD, CLIP/CDLP
2. Malzeme Püskürtme: PolyJet, MultiJet, DOD
3. Malzeme Ekstrüzyonu: FDM ve DIW
4. Bağlayıcı Püskürtme
5. Toz Yataklı Füzyon: SLS, DMLS, SLM, EBM ve MJF
6. Yönlendirilmiş Enerji Biriktirme: DMD, LENS, LMD
7. Saç Laminasyon : LOM, SDL ve UAM

2.1.2. 3B Yazıcıların Diş Hekimliğinde Kullanım Alanları

- Dental modeller
- Eğitim modelleri
- Kişisel ölçü kaşıkları
- Geçici ve daimî kron-köprü restorasyonları (25)
- Kron-köprü alt yapıları ve parsiyel protez iskeletleri (26)
- Tam protezler (27)
- Dental implantların yerleştirilmesinde kullanılan cerrahi implant kılavuzları (Cerrahi stençler) (25)
- Okluzal splintler (28)
- Ortodontik tedavilerde kullanılan şeffaf ortodontik plaklar (29)

2.1.3. 3B Yazıcılarda Kullanılan Dental Materyaller

Eklemeli üretimde iş akışı, dijital tasarımdan fiziksel bir restorasyon üretmek için 3 önemli adımdan oluşur. İlk adım olan veri işleme, üretilcek restorasyonun dijital ortamda tasarımını içerir. Veri işleme adımları CAM yazılım programı kullanılarak gerçekleştirilir (30). Öncelikle 3B dosya katman katman basılacak şekilde dilimlenmelidir. Bu işlem; bir 3B dosyayı en yaygın olarak “.stl” (Standard Tessellation Language) formatında 2 Boyutlu (2B) dosyaya dönüştüren “dilimleyici” olarak bilinen bir yazılım aracılığıyla gerçekleştirilir. Bu yazılım katman kalınlığı, reçine türü, yapı plakasına destek yapıların eklenmesi gibi baskı parametrelerinin seçilmesini sağlar (31). İkinci adım olan üretim aşaması; restorasyonun 3B yazıcı ile eklemeli olarak üretilmesidir. Son işlem prosedürleri ise;

restorasyonun yapı platformundan çıkarılması, restorasyonun üzerinde kalan polimerize olmamış sıvı reçinenin temizlenmesi ve kürleme işlemi gibi işlemleri içerir (30).

Diş hekimliği alanında tercih edilen 3B yazıcılarda materyal olarak metaller (Titanyum, paslanmaz çelik, alüminyum, krom kobalt), polimerler (Termoplastik polimerler, polilaktid, polikaprolakton, poliglikolid, akrilik reçine) ve seramikler (alümina, zirkonya) gibi farklı materyaller kullanılmaktadır (5,6).

2.1.3.1. Metaller

Metallerin eklemeli üretimi lazer ışınının enerji kaynağı olarak kullanılıp metalin toz şeklinde eritilip katman katman eklenerek katılaştırılması esasına dayanmaktadır. Diş hekimliğinde 3B yazıcılarda çoğunlukla kullanılan metaller; kobalt-krom (Co–Cr) ve titanyum (Ti) alaşımlarıdır. Metallerin eklemeli üretiminde Selektif Lazer Eritme (SLE) sistemleri kullanılmaktadır. Bu sistemler ile implantlar, kron-köprü alt yapıları ve hareketli bölümlü protezlerin metal kaideleri üretilebilmektedir (32).

2.1.3.2. Polimerler ve Kompozitler

Polimerler çeşitlilikleri ile 3B yazıcılarda en yaygın olarak kullanılan malzemelerdir. Polimerler eklemeli üretim için termoplastik filamentler, reaktif monomerler, reçine veya toz formunda kullanılır. Kompozit malzemelerin 3B yazıcılardaki kullanım avantajları; karmaşık geometrideki nesneleri yüksek doğrulukta üretebilmeleri ve maliyetlerinin düşük olmasıdır (6). Eklemeli üretim teknikleri için reçine baskısı geniş kapsamlı bir terimdir. Reçineler de katı, sıvı ve toz formunda bulunur. Dijital Işık İşleme (DLP) ve Stereolitografi (SLA) teknolojisiyle çalışan cihazlar sıvı reçine formunu kullanır. SLA cihazlar reçineleri polimerize etmek için lazer kaynağını, DLP cihazlar için ise ışık projektörlerini kullanır. Sıvı reçineler, baskıda doğruluk ve pürüzsüz yüzeyin en kritik faktör olduğu alanlarda kullanılır. Dental alan için ideal olan polimer malzemeler arasında polilaktik asit (PLA), polipropilen (PP), polietilen (PE) ve akrilonitril bütadien stiren (ABS) bulunur. PLA; biyoyumlu, toksik olmayan ve yüksek mekanik özelliklerinden dolayı dental alan için ABS yerine tercih edilmektedir. PEEK (polieter eter keton) ve

PMMA (polimetilmetakrilat) gibi termoplastik malzemeler de 3B yazıcılarla kullanılmaktadır (32).

2.1.3.3. Seramikler

Seramikler biyouyumluluk, estetik, iyi mekanik özellikler ve termal iletkenlik gibi özellikleri nedeniyle diş hekimliğinde sıkça kullanılmaktadır. Seramiklerden, toz veya önceden sinterlenmiş formda stereolitografi (SLA) ve seçici lazer sinterleme (SLS) teknolojileri ile üretim yapılmaktadır. Seramiklerin diş hekimliğinde kron ve köprü restorasyonlarında, endodontik postlarda, ortodontik braketlerde, dental implantlarda ve abutmentlerde kullanım alanları mevcuttur (32,33).

2.1.4. 3B Yazıcı Sistemlerin Üretim Teknolojileri

2.1.4.1. Stereolitografi (SLA)

Stereolitografi ilk defa 1986 yılında Charles W. Hull tarafından; ‘Ultraviyole (UV) ışınla sertleşen bir materyalin birbiri üzerine ince katmanlar halinde yığılmasıyla katı nesneler üretme’ şeklinde tanımlamıştır. SLA teknoloijisi, UV lazer ışığı ile reçinenin ince katmanlar halinde polimerize edilmesidir (34). SLA yazıcılar genellikle dalga boyu 355 nm lazer ışını kullanırlar. SLA, bilinen en eski 3B baskı teknolojisidir. SLA teknolojisinde ışığa duyarlı reçineyle dolu olan tankın içerisinde hareket edebilen bir platform vardır. Platform polimerize edilecek olan reçinenin altında bulunur. Lazer ışını ile sıvı reçine polimerize olduktan sonra yeni katmanların oluşturulması için platform katman kalınlığı kadar aşağı doğru iner. Nesne üretilinceye kadar bu işlem katman katman tekrarlanır (35). Bu sistemin; üretilen parçaların yüzey kalitesinin iyi olması, yüksek doğruluk ve çözünürlük sağlaması, karmaşık parçaları üretebilmesi ve platformunun büyük olması gibi avantajları vardır. Dezavantajları ise; yalnızca ışıkla polimerize olan sıvı polimerlerle üretim yapılabilmesi ve işlem süresinin uzun olmasıdır (26,36).

2.1.4.2. Dijital Işık İşleme (DLP)

Stereolitografi ile birlikte, dijital ışık işleme de diş hekimliğindeki popüler eklemeli üretim yöntemlerindendir. DLP yazıcılar SLA’ya benzer eklemeli üretim teknolojisidir. SLA yazıcılardaki gibi DLP yazıcılarda da kullanılan materyal fotopolimer reçinedir. Fakat kullanılan ışık kaynağı farklıdır. SLA yazıcılarda ışık

kaynağı olarak UV lazer ışını bulunur. DLP yazıcılarda 380 nm ve 405 nm kısa dalga boylu ışık kullanır. Sistem de yaklaşık 16 µm kenar uzunluğuna sahip kare mikro aynalar ve dijital mikroayna aygıtı olan bir projektör bulunur. DLP teknolojisinin ışık kaynağı mikro aynalar ile her katmanı tek seferde polimerize etmektedir ve bu nedenle SLA'den daha hızlıdır. SLA yazıcılara göre daha sığ bir fotopolimer reçine tablası bulunduğu için daha az atık oluşur (14,37). DLP yazıcıların hızlı olmaları, üretilen parçaların yüzeyinin pürüzsüz olması, hassasiyetlerinin yüksek olması gibi avantajları bulunur. Kullanılan materyallerin pahalı olması dezavantajıdır. DLP yazıcılar yüksek hassasiyet karakterine sahip olduğundan projeksiyon boyutları sınırlıdır ve yalnızca küçük boyutlu nesneleri basabilirler. Bu nedenle esas olarak mücevher dökümü ve diş hekimliği alanlarında kullanım alanları mevcuttur (26,35).

2.1.4.3.Sıvı Kristal Ekran (LCD)

LCD teknolojisinin DLP'den temel farkı görüntüleme sistemidir. LCD teknolojisinde görüntüleme sistemi olarak projektör yerine sıvı kristal ekran vardır. LCD ekran çok yüksek çözünürlüğe sahiptir ancak zayıf ışık çıkışı mevcuttur (35). Vat Fotopolimerizasyon polimerizasyon teknolojilerinden biri olan LCD yazıcılarda tank ve platform bulunur. LCD yazıcılarda genellikle 395 ile 405 nm dalga boyu aralığına sahip UV LED (Light Emitting Diode)'ler kullanılır (14). Baskı işlemi sırasında ışık paralel olarak LCD panellerden yapı alanına gelir (38). LCD yazıcılar projektör lensi tarafından ışık yayılımı olmaması nedeniyle daha az piksel bozulması özelliklerine sahiptirler (39). LCD yazıcılar SLA yazıcılara göre daha hızlıdır (38). LCD yazıcılar hızlı baskı yapmaları, maliyetlerinin düşük olması, iyi çözünürlüğe sahip olmaları ile öne çıkmaktadır. Ancak LED ömürlerinin kısa olması ve düzenli olarak değiştirilmesi gerekliliği gibi dezavantajları vardır (35,39).

Tablo 2.1: SLA,DLP,LCD Teknolojilerinin Karşılaştırılması

Teknoloji	Stereolitografi (SLA)	Dijital ışık işleme (DLP)	Sıvı kristal ekran (LCD)
Işık Kaynağı	UV Işık	Projeksiyon Lensi	LED Işık
Görüntüleme Teknolojisi	Lazer Işını	Piksel	Piksel
Baskı Hızı	Yavaş	En hızlı	Hızlı
Çözünürlük	Yüksek	Orta	Yüksek
Maliyet	Pahalı	Pahalı	Ucuz

2.1.4.4. Polimer Jet (Multijet-Polyjet-MJP)

Multijet (MJP) tipi 3B yazıcılar klasik mürekkep püskürtmeli yazıcılara benzer ve birden çok renkte polimer, mum ve metal kullanarak çalışan bir teknolojidir. Baskı kafası çok sayıda fotopolimerize damlacığı püskürtür ve bir katman oluşturur. Platforma düşen damlacıklar, Ultraviyole (UV) ışık ile polimerize olarak ilk katmanı oluşturur. Yeni katman oluşturmak için platform katman kalınlığı kadar aşağıya iner. Nesnenin tamamı oluşana kadar bu işlem katman katman tekrarlanır (40,41). Bu teknolojinin en iyi bilineni Polyjet yöntemidir. Tek bir baskı sırasında birden fazla çeşit materyali kullanabilen sistemlerdir (14). MJP tipi 3B yazıcılar hızlı ve 16 µm'ye kadar düşük katman kalınlığı yazdırabilen yüksek çözünürlüğe sahiptirler. Destekleyici malzemeler eriyebilir veya çözülebilir olduğu için desteklerin çıkarılması işlemi hasarsız ve kolaydır. Bu nedenle baskı modellerinin yüzeyi pürüzsüzdür. MJP yazıcıların maliyeti yüksektir (35).

2.1.4.5. Sürekli Sıvı Arayüz Üretimi (CLIP)

Sürekli sıvı arayüz üretim teknolojisi, oksijen geçirgen mercekler ve programlanabilir sıvı reçineler kullanarak yüksek çözünürlüklü nesneler üreten bir yöntemdir. CLIP, DLP'nin gelişmiş bir tekniğidir. CLIP teknolojisinin en önemli avantajı, DLP 3B yazıcılardan 25 ila 100 kat daha hızlı bir şekilde nesneler üretmesidir. CLIP sistemlerde UV projeksiyon fotopolimer reçineyi polimerize ederken, tankın altındaki sıvı reçine oksijene geçirgen pencere aracılığıyla sabit bir sıvı alan (Ölü bölge) oluşturur ve bu şekilde polimerizasyonun devamlılığı sağlanır. Alt kısımdaki özel pencere, ışığın ve oksijenin geçişine izin vermektedir. Üretim sırasında düşük viskoziteli sıvı reçine kullanılmalıdır, çünkü yüksek viskoziteli sıvı reçine kullanıldığında baskı hızının düşmesine ve başarısızlığına neden olur (42). CLIP sistemlerde bulunan oksijen geçirgen merceklerinin maliyeti yüksektir (35).

2.1.4.6. Selektif Lazer Sinterleme (SLS) ve Selektif Lazer Eritme (SLM)

Seçici lazer eritme (SLM) ve seçici lazer sinterleme (SLS) üç boyutlu nesneler üretmek için toz halindeki materyallerin lazer aynalar aracılığıyla katmanlar halinde birleştirilmesini sağlayan eklemeli üretim tekniğidir (34). SLS tekniği karbondioksit lazer ışınının yüzeye çarpmasıyla oluşan ısı sayesinde toz partiküllerinin eritilerek kaynaşmasını sağlar ve CAD verilerinden 3B nesneler

üretir. SLS tekniğinde toz halindeki materyalin altında platform bulunur. Tarayıcı sistem aracılığıyla ilgili bölge taranır ve ilk katman üretilir. Yeni katmanları oluşturmak için platform katman kalınlığı kadar aşağı doğru iner. Üretim tamamlanana kadar işlem devam eder. SLS sistemlerde işlem sonunda kütleme yapılmaz (43). Üretimde materyal polimer veya seramik ise SLS, metal ise SLM veya direkt metal lazer sinterleme (DMLS) sistemleri kullanılır (34). SLM ile üretimde titanyum, titanyum alaşımları, krom kobalt, paslanmaz çelik gibi materyaller kullanılır. SLM sistemleri üretilen nesnelerin dayanıklı olması, ince detaylar sağlaması gibi avantajları bulunur. Bunun yanında üretilen nesnelerin yüzeyinin pürüzlü olması, iç gerilimini azaltmak için ısıtma işlemi gerektirmesi, destekleri çıkarmanın zor olması, maliyetlerinin fazla olması gibi dezavantajları mevcuttur. SLS sistemleri üretilen nesnelerin dayanıklı olması, destek yapıya gerek olmaması ve naylon, elastomer, kompozitler gibi çeşitli materyaller ile kullanılabilmesini sağlayan avantajlara sahiptir. Aynı zamanda alt yapının gerekli olması, maliyetli olmaları ve üretilen nesnelerin yüzeyinin pürüzlü olması gibi dezavantajları vardır (26).

2.1.5. 3B Yazıcıların Üretim Kalitesini Etkileyen Faktörler

2.1.5.1. 3B Baskı Açısı

3B yazıcılarla üretilen objeler için baskı açısı eklemeli tekniklerdeki önemli adımlardan biridir. Baskı açısı; üretimin doğruluğunu, basılacak malzemenin mekanik özelliklerini ve baskı süresini etkiler. Baskı açısı en az destek alanı içerecek şekilde olmalıdır, bu sayede son işlem ve cilalama için daha az zaman harcanmış olur (44).

2.1.5.2. Katman Kalınlığı

Katman kalınlığı; ilk katman ışık ile polimerize olduktan sonra 3B yazıcının üretim platformunun aşağıya inme miktarı kadardır. Katman kalınlığı basılan malzemenin doğruluğunu ve üretim süresini etkiler. Düşük katman kalınlığı daha uzun üretim süresine neden olur. Kalın katman kalınlığı ise 3B basılacak nesnelerin doğruluğunu azaltmaktadır (45).

2.1.5.3. 3B Baskı Çözünürlüğü

Çözünürlük, 3B yazıcının teknolojisine özgüdür ve yazıcının üretebileceği en küçük detayın boyutunu belirler. 3B yazıcının çözünürlüğü her x, y ve z ekseninde mikrometre (μm) cinsinden tanımlanır. XY eksen (yatay çözünürlük) yazıcının yatay düzlemdeki her bir baskı pikselinin boyutuna, z eksen de katman kalınlığına karşılık gelmektedir (46,47). Katman kalınlığını azaltmak, daha yüksek bir çözünürlük sağlamaktadır. Yüksek çözünürlük, üretilen nesnelerin (düşük katman kalınlığı) yüzey kalitesini ve detaylarını daha iyi gösterebilir, ancak düşük çözünürlükte (yüksek katman kalınlığı) basılan nesnelerden daha doğru olmayabilir. Bunun nedeni; daha yüksek bir çözünürlük ayarı (daha düşük katman kalınlığı) seçildiğinde istenen nesnenin baskısını almak için katman sayısını artırmak gerekir. Artan katman miktarı da; baskıda hataya, başarısızlık potansiyellerinin artmasına ve nesnenin doğruluğunun azalmasına neden olabilir. Katman kalınlığının fazla olduğu durumda da bu katmanlar birbirinin üzerine eklendikçe üretilen nesnenin kavisli kısmının yüzeyi ‘Merdiven basamağı efekti’ olarak tanımlanan bir basamak şeklini alır ve netliğin azalmasına sebep olur (45,48,49).

2.1.5.4. Yüzey Temizliği

Yüzey temizliği; fotokürleme ile baskı yapan yazıcılarda üretimden sonra, yüzeyde kalan reçine artıklarının organik bir çözücü içinde uzaklaştırılması işlemidir. Yüzey temizliği ile üretim doğruluğunun, mekanik ve fiziksel özelliklerinin arttığı ve sitotoksitesinin azaldığı gösterilmiştir. İzopropanol alkol (IPA) yüzeyde bulunan polimerize olmamış reçineyi ortadan kaldırma ve yıkama prosedürleri için kullanılan en yaygın çözücüdür ayrıca altın standart olarak kabul edilir (50). IPA çözücüsü yüksek buhar basıncına sahiptir bu nedenle çok uçucudur. Yüksek üretim doğruluğunu sağlamak için yıkama protokolü olarak %99 IPA kullanılarak ilk 3 dakika yıkama ve ardından 2 dakika ikinci ultrasonik yıkama önerilmiştir (50,51).

2.1.5. 5. UV Işın ile Kürleme

Fotokürleme ile üretim yapılan 3B yazıcılarda, baskı sonrası fotopolimerize artık reçinenin izopropanol alkol çözeltisi ile uzaklaştırılmasının ardından mekanik özellikleri arttırmak, boyutsal değişimi azaltmak ve reçinenin tam polimerizasyonu sağlamak için UV ışın ile kürleme işlemi yapılmaktadır (52). Işığa duyarlı reçineler

metakrilatlar, fotobaşlatıcılar ve ilave monomerlerden oluşur. Visköz haldeki reçineler ışık kaynağı ile polimerize olurken rijit duruma dönüştüğü esnada serbest radikal reaksiyonları gerçekleşmektedir. Polimerizasyon işlemi sırasında terminal alifatik C=C bağları kırılır ve metakrilat monomerleri arasında primer C-C kovalent bağlarına dönüşür. Polimerizasyon miktarı dönüşüm derecesi (DC) olarak ölçülür (53). DC; rezin içerikli monomerlerin boyutsal stabilitesinin, renk değişiminin, biyouyumluluğunun, fiziksel ve mekanik özelliklerinin başarısının belirlenmesinde önemli rol alır (54). Işığa maruz kalma süresi monomerin dönüşüm derecesini etkilemektedir. Işıkla kürleme süresinin artması durumunda, sitotoksite derecesinin azaldığı belirtilmiştir (55). Yüksek dönüşüm oranı; daha iyi mekanik özelliklerle birlikte biyouyumluluk sağlar ve artık monomer miktarını azaltır (53). Azot gazı ile kürlemenin fotopolimerize reçinenin dönüşüm derecesini arttırdığı gözlenmiştir (56). Lcd yazıcı ile baskı alındığında azot ile kürlemenin materyalin mekanik özelliklerini geliştirebileceği belirtilmiştir (57). Kürleme işlemi sırasında artık monomerler yüzeylerindeki hava ile etkileşerek oksijen inhibisyon tabakası oluşturur. Oksijen inhibisyon tabakası oksijen radikallerinin yüksek reaktivitesi nedeniyle reçinede yapışkan, kürlenmemiş bir tabaka oluşturur. Oksijen inhibisyon tabakası polimerize olmamış reçineye benzer ve bu tabakanın kalınlığı reçine malzemelerinin yüzey özelliklerini etkilemektedir. Azot atmosferi altında kürleme yapabilen cihazlar, kürleme odasını nitrojenle doldurarak havadaki oksijen konsantrasyonunu azaltır. Nitrojene doymuş ortamda kürleme ile oksijen radikallerinin 3B baskılı reçinelerin yüzeyi ile temasını azaltabileceği ve dolayısıyla mekanik özelliklerini iyileştirebileceği bildirilmiştir. Ayrıca, yapılan çalışmalar azotla kürlenen 3B reçinelerin yüzey özelliklerinde iyileşmeler olduğunu göstermiştir (58). Kürleme işleminin süresi, fotopolimerize reçineler üreten her firma ve her malzeme türü için farklılık göstermektedir. Yapılan çalışmalarda, mekanik mukavemetin yanı sıra doğruluğun da son kürleme işleminden etkilenebileceği ve farklı kürleme ekipmanlarının kullanılmasının farklı sonuçlara yol açtığı ortaya koyulmuştur (52).

2.1.5.6. Yüzey Bitirme İşlemleri

Dental restorasyonlarda yüzey bitirme işlemleri yumuşak dokuların sağlığının korunmasında, marjinal bütünlüğün ve estetiğin sağlanmasında önemli bir etkiye sahiptir. Bitirme işlemi; restorasyonun marjinal düzensizliklerin giderilmesini,

anatomik konturların oluşturulmasını ve yüzey pürüzlülüğünün giderilmesini içeren işlemlerdir. Polisaj ise restorasyonun yüzeyinin bitirme işlemi sırasında oluşan küçük çizikleri gidermek ve pürüzsüz, ışığı yansıtan parlak bir yüzey elde edilmesi işlemidir (59). Yüzey bitirme ve polisaj işlemleri için; karbid ve elmas frezler, beyaz taşlar, polisaj lastikleri, polisaj diskleri, bantlar, alüminyum oksit ve elmas içerikli polisaj patları gibi materyaller kullanılmaktadır (60). Polisaj veya glaze uygulaması ile pürüzsüz bir yüzeye sahip restorasyon hazırlamak, protezin ağız içi sağkalım süresini uzatır ve plak birikimini azaltmaktadır. Cilalı yüzey ve glaze uygulanması restorasyonun renk stabilitesini de etkilemektedir. Işıkla polimerize olan rezin esaslı glaze materyalinin, polisaj işlemine göre renk değişimi açısından daha önemli bir koruma sağladığı bildirilmiştir (61).

2.2. Biyouyumluluk

Biyouyumluk, immünolojik bir yanıtı neden olmadan canlı dokular ile uyumlu materyaller için kullanılan genel bir terimdir. Biyouyumlu materyaller uygun bir konakçı yanıtı ile performans gösterebilme yeteneğini ifade eder. Örneğin; bir materyalin 24 saat boyunca cilt ile temas halinde kullanılması amaçlanıyorsa, materyalin kimyasal olarak stabil kalacağı ve bu süre boyunca immünolojik bir yanıtı neden olmayacağı sertifikalandırılmalıdır. USP (Birleşik Devletler Farmakopesi) Sınıf Testi, malzemelerin biyouyumluluğunu belirlemek için kullanılan en yaygın test yöntemlerinden biridir. En kapsamlısı “Sınıf VI” olmak üzere altı sınıf vardır. Sınıf VI testi, plastik malzemelerden sızan kimyasalların neden olduğu zararlı reaksiyonların veya uzun vadeli bedensel etkilerin olmadığını belgelemeyi amaçlamaktadır. USP Sınıf Testi standartları, tıbbi cihazların ve gıdaların kalite ve güvenliğinden sorumlu kuruluş olan Birleşik Devletler Farmakopesi ve Ulusal Formüller (USP-NF) tarafından belirlenir. USP Sınıf VI Test Yöntemleri üç reaktivite testi içerir; akut sistemik toksisite testi, intrakutanöz test ve implantasyon testidir. Reçine üreticilerinin, malzemenin piyasaya sürülen kullanımına ilişkin bilgileri ve bu kullanım amacına yönelik ilgili sertifikasyon uyumluluğunun ayrıntılarını sunması gerekmektedir. Sertifikalı reçinelerin, üretici tarafından sağlanan protokollere uygun olarak basıldıkları ve işlendikleri sürece test edildiği gibi performans göstermesi beklenmektedir. Materyallerin sertifikasyona göre biyouyumlu özelliklerini koruması için, üretici kullanıcının uyması gereken

baskı ve son işlem prosedürleri konusunda net bir rehberlik sağlamalıdır (62,63). Dental restorasyon materyallerinin biyouyumluluğu, işlevlerini yerine getirmek ve istenmeyen yan etkilerin olmaması için göz önünde bulundurulması gereken kritik bir özelliktir (64). Literatürde 3B baskı sonrası prosedürlerinden biri olan kütleme işleminin; yapılmadığında veya yetersiz bir süre yapıldığında sitotoksitenin yüksek olduğu tespit edilmiştir. Böylece, biyolojik olarak güvenli bir protez üretmek için yeterli kütleme süresinin gerekli olduğu bildirilmiştir (52).

2.3. Endokron Restorasyonlar

Endokronlar aşırı madde kaybına sahip kanal tedavili dişlerde, pulpa odasından retansiyon alan ve diş dokularına adeziv bağlanabilen restorasyonlardır (65). Endokron tekniğini ilk olarak 1995 yılında Pissis tarafından ‘Kor ve kronu içeren monoblok yapı’olarak tanımlanmıştır (66). Bindl ve Mörmann tarafından 1999’da ‘Endokron’ tanımı yapılmıştır (67). Endokron restorasyonlarında makromekanik retansiyon pulpa duvarlarından, mikromekanik retansiyonu ise adeziv simantasyon ile sağlanmaktadır (68). Minimal invaziv preparasyon ile maksimum miktarda diş dokusunu koruyarak hazırlanan restorasyonlar diş hekimliği alanında altın standart olarak kabul edilmektedir (69). Endokron restorasyonlar da madde kaybı fazla olan kanal tedavili dişlerde minimal invaziv preparasyon yaklaşımı ile diş dokusunu korurlar (70).

2.3.1. Endokron Preperasyonu Tasarımı

Endokron preparasyonu, 1-1.2 mm genişliğinde butt joint marjin dizaynı ve pulpa odasına uzanan santral retansiyon kavitesi ile kron ve kor materyalini içeren monoblok tasarımlardır. Pissis ve ark.’ları merkezi silindirik retansiyon kavitesini; premolarlar için 3 mm çapında ve 5 mm derinlikte, molarlar için 5 mm çapında ve 5 mm derinlikte önermişlerdir, ancak merkezi retansiyon kavitesi için preparasyon sınırları kesin olarak net tanımlanmamıştır (66,67). Endokronların okluzal kalınlığının genellikle 3-7 mm arasında olması önerilmiştir. Literatürde okluzal kalınlık arttıkça kırılma direncinin de arttığı belirtilmiştir (71). Mörmann ve ark.’ları çalışmalarında okluzal kalınlığı 5.5 mm sahip olan endokronların kırılma dayanımının, okluzal kalınlığı 1.5 mm olan tam kronların iki katı olduğunu ifade etmişlerdir (72). Bindl ve ark.’ları, premolar ve molar dişlerde endokron

restorasyonların sağkalım oranlarını değerlendirmişlerdir. Premolar dişlerdeki endokron restorasyonların başarısızlık oranının molar dişlere oranla daha fazla olduğu rapor edilmiştir. Bunun sebebi olarak da; premolar dişlerin adezyon yüzeyinin daha küçük ve prepare edilen diş yapısının tüm kron boyutlarına göre daha fazla olmasından dolayı premolar dişlerde daha fazla kaldırma kuvveti oluştuğunu belirtmişlerdir (73) .

Endokron preperasyonu hazırlarken aşağıdaki parametreleri içermesi önerilmektedir; (74,75)

- 2-3 mm okluzal redüksiyon sağlanmalı,
- Kavite iç kenar açıları 90° marjin tabanıyla hazırlanmalı,
- Pürüzsüz iç geçişler olmalı,
- Mümkün olduğunca supragingival mine marjinleri içermeli,
- Pulpa odası 8-10° iç eğimine sahip olmalı,
- Düz bir şekilde hazırlanmış pulpal taban olmalı,
- Pulpa odası tabanı kavite taban materyali ile düz bir biçimde hazırlanmalı,
- Güçlü bir adezyon için mine dokusu olabildiğince korunmalı.

2.3.2. Endokronların Endikasyonları ve Kontrendikasyonları

Endokronların endikasyonları;

- Aşırı madde kaybı olan dişler,
- İnterproksimal ve interoklüzal mesafenin yetersiz olduğu durumlar,
- Yeterli ferrule etkisinin sağlanamayacağı vakalar,
- Kron restorasyonları ile yeterli materyal kalınlığının sağlanamayacağı durumlar,
- Kısa, kalsifiye, dilasere, kök kanallarına sahip dişlere post uygulanamadığı durumlar (74,76).

Endokronların kontrendikasyonları;

- Pulpa odasının derinliğinin 3 mm'den az olduğu durumlar,
- Servikalde kalan diş dokusu kalınlığının 2 mm'den az olduğu dişler,
- Diş dokusu ile restorasyon arasında yeterli adezyonun sağlanamadığı vakalar (77).

2.3.3. Endokronların Avantajları

- Biomimetik açıdan sağlam diş dokusunu korur.
- Retansiyon elde etmek için kök dentinin uzaklaştırılması gerekmez.
- Maliyeti düşüktür.
- Estetiktir.
- Uygulaması kolaydır.
- Seans sayısı azdır.
- Kısa, kalsifiye, dilasere, kök kanallarına sahip dişlerde uygulanabilir.
- İnteroklüzal mesafenin yetersiz olduğu hastalarda uygulanabilir.
- Supragingival restorasyonlar yapıldığı için periodontal sağlığın idamesine katkı sağlayan bir tedavidir (74,78,79).

2.3.4. Endokronlarda Materyal Seçimi

CAD/CAM sistemleri endokron restorasyonların üretimi için sıklıkla kullanılmaktadır. CAD/CAM teknolojileri ile iyi marjinal uyumlu, dirençli ve estetik restorasyonlar üretilmektedir. Son zamanlarda klinik performansı geliştiren, iyi mekanik özellikler sergileyen, hastanın estetik talebini karşılayan çok çeşitli seramik materyaller geliştirilmiştir. Lityum disilikat seramik (LDC), zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik (ZLS), polimer infiltre seramikler (PICNs) ve rezin bazlı nanoseramik, rezin matriks seramikler (RMCs) gibi hibrit materyaller de endokron restorasyonlarının CAD/CAM sistemleri ile üretiminde kullanılmaktadır (80). Lityum disilikat cam seramik IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) yüksek mekanik ve estetik özellikler gösteren CAD/CAM materyaldir. Celtra Duo (Dentsply Sirona, ABD), 2012 yılında ZLS olarak tanıtılan yüksek mukavemetli CAD/CAM seramiğidir. Zirkonyum dioksit (%10) içerir ve bu da materyalin mukavemetini artırırken aynı zamanda işlenebilmesini sağlar. Anterior ve posterior tek üniteli kron restorasyonlarının yanı sıra inleyler, onleyler ve veneerler için önerilmektedir (81). Cam seramik, zirkonya kristalleri ve reçine matriksi gibi farklı bileşenlerin bir araya getirilmesiyle çeşitli CAD/CAM malzemeleri üretilmiştir. 2013 yılında polimer infiltre seramik ağ (PICN) olarak tanıtılan Vita Enamic'in (VITA Zahnfabrik, Almanya) ağırlığının %86'sı seramikten %14'ü polimerden meydana gelmektedir. Vita Enamic hassas ve hızlı frezeleme imkanı sunan CAD/CAM seramiğidir (82). Vita Enamic, inley, onley, veneer ve kron gibi

tek diş restorasyonlar, minimal invaziv restorasyonlar, yüksek çiğneme kuvvetlerine maruz kalan kron restorasyonlarını (molar bölge) için önerilmektedir (81,83). Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik Vita Suprinity (Vita Zahnfabrik, Almanya) cam seramiğe zirkonya kristalleri (ağırlıkça %10) eklenerek üretilen CAD/CAM materyalidir. Vita Suprinity yüksek mekanik ve estetik özelliklere sahip olmaları yanı sıra lityum disilikat cam seramiklere göre daha iyi frezeleme ve cilalama prosedürleri sağlamaktadır. Rezin matriks seramik (RMCs) Lava Ultimate (3M ESPE, ABD) rezin matriks ve ağırlıkça %80 oranında silika ile zirkonya nanopartikülleri içeren rezin-matriks seramiktir. Lava Ultimate yüksek mukavemetli ve cilaya sahip restorasyonların üretilmesini sağlar (83).

Dental reçineler; frezelenmiş ve geleneksel kompozit ile seramik malzemelere kıyasla daha düşük eğilme mukavemetine, modülüne ve sertliğine sahip olmasına rağmen kırılğan olmayan, plastik davranış sergilemektedir (84). Hibrit kompozit materyaller, iyi optik ve mekanik özelliklere sahip olmalarının yanı sıra üretim, simantasyon ve onarım süreçlerinin daha kolay olması nedeniyle seramiklere göre cazip bir alternatiftir (85). Baskı reçineleri Bis-GMA, TEGDMA ve UDMA gibi iyi bilinen monomerler içermelerine rağmen, kimya endüstrisinden elde edilen daha az bilinen monomerler de içerirler (31). Polimerdeki bileşenler; dolgu oranı, başlatıcılar ve hızlandırıcılar gibi kimyasal bileşikler son ürün üzerinde doğrudan bir etkiye sahiptir. Bu nedenle, bugüne kadar diş hekimliğinde 3B baskı için çeşitli reçine sistemleri tasarlanmış, üretilmiş ve geliştirilmiştir. VarseoSmile Crown Plus (Bego, Almanya) diş renginde üretilen daimi restorasyonlar için özel olarak tasarlanmış ilk reçine sistemidir. Bu restorasyon, metakrilik asit ester matriksinden oluşan seramik infiltre hibrit rezindir ve rezin-matriks seramik olarak sınıflandırılabilir (86). Rezin-matriks seramikler, seramik malzemelerin ve kompozit malzemelerin olumlu özelliklerini bir araya getirir. Seramiğin rijitliği, rezin içeriğinin esnekliği ile birleştirilmiştir. Hem kompozit rezinler hem de seramikler indirekt restorasyon uygulamalarındaki başarılarını uzun süreli takip çalışmalarıyla uzun yıllardır kanıtlamışlardır. Ancak her iki materyal de restorasyonların uzun dönem başarısı açısından bazı olumsuz özellikler sergilemektedir. Rezin esaslı kompozitler serbest radikal polimerizasyon mekanizması ile oluşturulan kompleks materyallerdir. Rezin kompozitlerdeki polimerizasyon büzülmesi, diş ile kompozit restorasyonu arasındaki ara yüzeyde stres oluşturur. Seramikler, yüksek

dayanıklılıklarına rağmen doğaları gereği kırılğan malzemelerdir ve hassastırlar. Ayrıca seramikler karşıt dişler üzerinde aşındırıcı bir etkiye sahiptir. Bu nedenle, nano veya nano-hibrit seramik dolgularla güçlendirilmiş bir rezin matriksten oluşan rezin matriks seramiklerin, geleneksel seramiklere ve rezin kompozitlere alternatif olabileceği düşünülmüştür (87). VarseoSmile Crown Plus tam kronlar, inleyler ve onleyler gibi tek dişli restorasyonlarda endikedir (88). 3B baskılı indirekt daimi restorasyonlar üretmek için yalnızca sınırlı sayıda kompozit malzeme mevcuttur. Crowntec (Saremco, İsviçre) kompozit reçine olarak isimlendirirken, VarseoSmile Crown Plus ve P-Crown hibrit kompozit reçineler olarak adlandırılmaktadır (10).

Reçinelerin kimyasal içerikleri:

Hibrit kompozit esaslı Varseo Smile Crown Plus (Bego, Bremen, Almanya) ; 4,4-İzopropidifenol, 2-metil-prop-2-enoik asidin etoksillenmiş ve esterleştirme ürünüdür. Matriks ağırlıkça %50-75 Bis-EMA içerir. Silan, cam parçacık dolgu maddeleri, metil benzoil-format ve difenil (2,4,6-trimetilbenzoil) fosfin oksit içerir. Partikül boyutu 0,7 µm olan inorganik dolgu maddeleri, kütlece içeriğin %30 ile %50'sini oluşturur.

Hibrit kompozit esaslı P-crown Version 3'ün (Seneretek,Türkiye); % 65 oranında seramik içeriğine sahip olduğu belirtilmiştir. Ancak, üretim sürecine dair gizlilik nedeniyle ürünün kimyasal bileşenleriyle ilgili daha ayrıntılı bilgilere erişim sağlanamamıştır.

Hibrit kompozit Formlabs Permanent Crown'nun (Formlabs, Somerville, MA, ABD) doldurucu içeriğinde partikül boyutu 0,7 µm olan silanize dental cam materyalleri ağırlıkça %30 ile %50'sini oluşturur. Matriks içeriğinde ise; 4,4'-izopropilidifenol, etoksillenmiş ve 2-metilprop-2enoik asidin esterleşme ürünler bulunmaktadır.

Hibrit kompozit Hey Gears'in (HeyGears, Çin) doldurucu içeriğinde silikon dioksit kütlece %20-30'unu oluşturur. Matriks içeriğinde ise; 7,7,9-trimetil- 4, 13-diokso-3, 14-dioksa-5, 12-diaza-hekzadekan-1, 16-diyl bismetakrilat bulunmaktadır.

Cam dolduruculu kompozit esaslı Saremco Print Crowntec (Saremco, İsviçre); ağırlıkça %50'ye kadar, 0.7 mm baryum alüminyum borosilikat cam

doldurucular, 4,4'-izopropilidifenol, etoksillenmiş ve 2-metilprop-2enoik asit, silanlanmış dental cam, pirojenik silika, katalizörler, inhibitörlerden oluşmaktadır.

Üretan akrilat esaslı C&B Permanent (ODS, Seoul, Kore) içeriğinde; diüretan dimetakrilat, 2-Propenoik asit, 2-metil-, (1-metiletiliden) bis (4,1-fenilenoksi (1-metil-2,1-etandil)) ester, 2-HEMA, difenil (2,4,6- trimetilbenzoil) fosfin oksit ve katkı maddeleri bulunmaktadır.

Üretan akrilat esaslı Tera Harz TC-80DP (Graphy, Seoul, Kore) içeriğinde; üretan akrilat oligomer, bisfenol A etoksilat dimetakrilat, 2-HEMA, difenil (2,4,6-trimetilbenzoil) fosfin oksit ve katkı maddeleri bulunmaktadır.

2.4. Doğruluk ve Hassasiyet Kavramları

Doğruluk (Trueness); ölçülen nesnenin gerçek boyutlarından ne kadar saptığını açıklar. Hassasiyet (Precision); tekrarlanan ölçümlerin birbirine ne kadar yakın olduğunu açıklar (89).



Şekil 2.1. Doğruluk (Trueness)



Şekil 2.2. Hassasiyet (Precision)

Geçmişte doğruluğu değerlendirmek için 3B fotogrametri, bilgisayarlı tomografi ve mikroskop gibi farklı yöntem ve cihazlar kullanılmış ancak bu yöntemlerle yeterli veri sağlanamadığı belirtilmiştir. Günümüzde nesnelerin doğruluğu, yüksek hassasiyete sahip tarayıcılar ile taranarak tespit edilmektedir (90). Optik tarayıcılar, modelleri tararken minimum boyutsal farklar oluşturur. Bu farklar mikron düzeyindedir ve klinik olarak önemli değildir. Bu nedenle optik tarayıcılar, mevcut doğruluk karşılaştırmalarında diğer yöntemlere göre daha başarılı kabul edilmektedir (91). Diş hekimliği çalışmalarında doğruluk, çoğunlukla dijital ortamda

üst üste çakıştırma programları ile 3B sapma analizleri yapılarak değeriendirilmektedir (12,92,93).

2.4.1. Taramanın Doğruluğu ve Hassasiyeti

Ağız içi tarayıcılar (IOS) gerçek zamanlı görüntü oluşturmaları, hasta konforunun arttırmaları, hızlı ve doğru ölçüm sunmaları avantajları ile diş hekimliğinde kullanımları son yıllarda popüler hale gelmiştir (94). IOS’ların amacı, bir nesnenin üç boyutlu geometrisini hassas bir şekilde kaydetmektir (95). IOS’lar lazer veya yapılandırılmış ışıık kaynağını yüksek çözünürlüklü kameralar aracılığıyla nesnenin üzerine gönderir. Sistemin yazılım programı tarafından elde edilen veriler işlenerek nesnenin 3B görüntüsü oluşturulur (94). Taranan nesnenin 3B görüntüsü farklı dosya formatlarında dışıı aktarılabilir. Bu taramalar genellikle “.stl”(Standard Tessellation Language), “.ply” (Polygon File Format) veya “.obj” (Object File Format) dosyaları olarak üç formatta dışıı aktarılır (96). En yaygın kullanılan dijital formatı “.stl” formattır (95). “.stl” dosya formatı birçok yazılım programı tarafından desteklenmektedir; hızlı prototipleme ve bilgisayar destekli üretim için yaygın olarak kullanılmaktadır. “.stl” dosyaları renk, doku veya diğer yaygın CAD modeli özelliklerini içermeyen yalnızca 3B bir nesnenin yüzey geometrisini tanımlar (97). Ağız içi taramanın doğruluğu, iyi uyum sağlayan restorasyonlar üretmek için kritik öneme sahiptir (98–100). Ağız içi tarayıcılar, farklı zamanlarda gerçekleştirilen benzer taramalarda tutarlı sonuçlar vermeli ve büyük bir doğrulukla tarama yapmalıdır. Ölçü doğruluğunu sağlamak için önce taranan nesnenin gerçek uzaysal geometrisi belirlenmelidir (101,102). Yüksek doğruluğa sahip bir tarayıcı, taranan nesnenin gerçek boyutlarına yakın veya eşit sonuçlar elde ettiğini gösterir. Yüksek hassasiyete sahip bir tarayıcı da daha güvenilir ve tekrarlanabilir sonuçlar ile ilişkilidir (89).

2.4.2. Üretimin Doğruluğu ve Hassasiyeti

Üretimde doğruluk, sabit bir restorasyonun optimum uyumu için önemli bir faktördür (103). Yüzey adaptasyonu, restorasyonun iç yüzeyinin hazırlanan diş yüzeyine tam olarak uyum sağlaması anlamına gelir (104). Restorasyonun diş yüzeyine tam uyumu; stabilizeyi, retansiyonu ve direnci artırarak restorasyonun uzun ömürlü olmasına önemli ölçüde katkı sağlar. Restorasyon marjindeki uyumsuzluk, marjin ve aksiyal duvarlarda simanın çözünme riskini artırarak mikrosızıntı ve plak

birikimi gibi sorunlara yol açabilir (105–107). Ayrıca restorasyon ile diş arasındaki büyük bir boşluk, restorasyonun kırılma riskini artırabilir ve uzun süreli sağkalımı sınırlayabilir (108). Literatürde, 3B yazıcı ile üretilen nesnelerin doğruluğunu etkileyen birçok parametre bulunmaktadır. Baskı katman kalınlığının küçük olmasının daha iyi çözünürlük sağladığı, ancak katmanlar içinde daha fazla baskı hatasının oluşabileceği bildirilmiştir. Baskı oryantasyonun da 3B baskının doğruluğunu etkileyebileceği belirtilmiştir (109). Aynı yazıcı ve materyal kullanılsa dahi 3B baskılı nesnenin doğruluğu, yapının konumu ve açısından etkilenebilir (110). Alharbi ve ark.'ları yaptıkları çalışmada baskı açısı ve destek konfigürasyonunun (kalın ve ince destek) 3B baskılı restorasyonlarının boyutsal doğruluğu üzerinde önemli bir etkiye sahip olduğunu savunmuşlardır (47). Üretim sonrası saklama koşulları, süresi ve depolanması boyutsal kararlılığı etkileyebilmektedir. Bir çalışmada karanlık koşullarda saklanan 3B protezlerin, tam spektrumlu ışık kaynağına maruz kalan protezlere göre daha az sapma gösterdiği bildirilmiştir. 3B baskı üretim teknolojileri ve depolama koşullarından bağımsız olarak 1 aylık ve 3 aylık depolamadan sonra önemli ölçüde doğrulukta sapma olduğu sonucuna varılmıştır (109). Araştırmalarda 3B baskı ile üretilen restoratif materyallerin doğruluğunun yüzey temizliğinden, kürlenme süresinden ve sıcaklığından etkilendiği belirtilmiştir (110). Yazıcının kalibrasyonu, ortam sıcaklığı, baskı materyalinin saklama koşulları, dilimleyici yazılım programı da eklemeli üretim de doğruluğu etkileyebilir (111). 3B yazıcının yatay xy çözünürlüğü doğruluğunu temsil eden bir parametredir. Literatürde; piksel boyutunun küçük olduğu yazıcıların daha yüksek doğrulukla ve daha fazla ayrıntıyla baskı yapma kabiliyetine sahip olduğuna dair araştırmalar bulunmaktadır (112).

2.5. Tersine Mühendislik

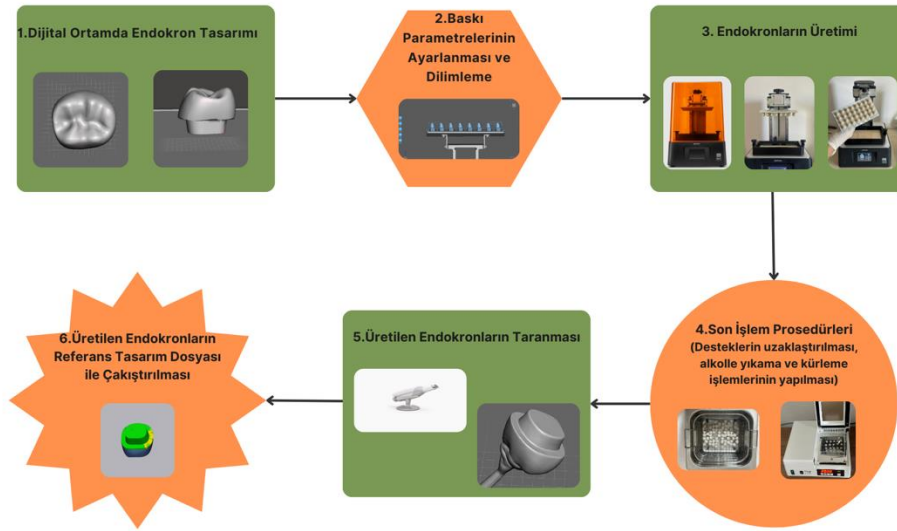
Tersine mühendislik, bir nesnenin yeniden üretimi veya yeniden detaylandırılması için gerekli tüm bilgilerinin elde edilmesidir (113). Dijital olarak nesneden alınan veriler, sanal kopya oluşturmak için dijital bir ortamda yeniden üretilebilir. CAD/CAM ve hızlı prototipleme teknolojileri tersine mühendislik sistemlerinin bir parçasıdır (114). Tersine mühendisliğin ilk adımı, mevcut bir nesnenin ölçümü ve veri toplanmasıdır. Toplanan bu bilgiler daha sonra analiz edilir ve yorumlanır (115). Tersine mühendislik uygulamaları, koordinatları bilinen

noktalar veya optik sistemler kullanılarak 3B tarayıcılarla elde edilen nokta bulutları aracılığıyla nesnenin dijital kopyasının oluşturulmasını sağlar (116). Protezin üretim doğruluğunun 3B değerlendirilmesi, dijital teknolojiler ve 3B analiz yazılımları kullanılarak kolaylaştırılmıştır (117). Geomagic Control X (3D Systems, Rock Hill, ABD) araştırma çalışmalarında doğruluk analizleri için en yaygın olarak kullanılan yazılımdır ve ISO-12836 (International Organization for Standardization) standartlarında belirtilmiştir (118,119). Endüstriyel yazılımlar; dijital ölçülerin, tarama gövdelerinin ve restorasyonların 3B analizini yapmak için dental çalışmalarda yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu yazılımlar, üretim sonrası kalite kontrolleri için doğruluk analizleri yapılmasını sağlar (92). Dental restorasyonlar, referans taramanın üzerine bir test taramasının çakıştırılmasını sağlayan serbest biçimli yüzeylere sahiptir (120). Bu yöntemde, test modelinin CAD dosyası farklı yöntemlerle referans modelin üzerine yerleştirilir (121,122). Bu yöntem; test taramasındaki karşılık gelen noktalar ile referans taraması arasındaki ortalama mesafeyi karekök ortalama değeri (RMS) kullanarak hesaplayan en yakın nokta algoritmasına dayanmaktadır (123).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızda; örneklem sayısı power analizine göre (Power=%80, effect size=0.30, $\alpha=0.05$) her grupta n=20 olarak toplam 180 örnek sayısı şekilde planlandı. Sıvı kristal ekran (LCD) teknolojisi kullanılarak 3 farklı daimi reçineden (VarseoSmile Crown Plus (Bego, Bremen, Almanya), P-crown Version 3 (Senertek, Türkiye) , Saremco Print Crowntec (Saremco, İsviçre)) endokron restorasyonlar üretildi. Üretilen endokron restorasyonlar 3 farklı sürede kürleme işlemine tabi tutuldu. Endokronların yüzey doğruluğu çakıştırma yöntemi ile değerlendirildi. Çalışmanın laboratuvar işlemleri, Afyonkarahisar Sağlık Bilimleri Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Laboratuvarı ve Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Laboratuvarında gerçekleştirildi.

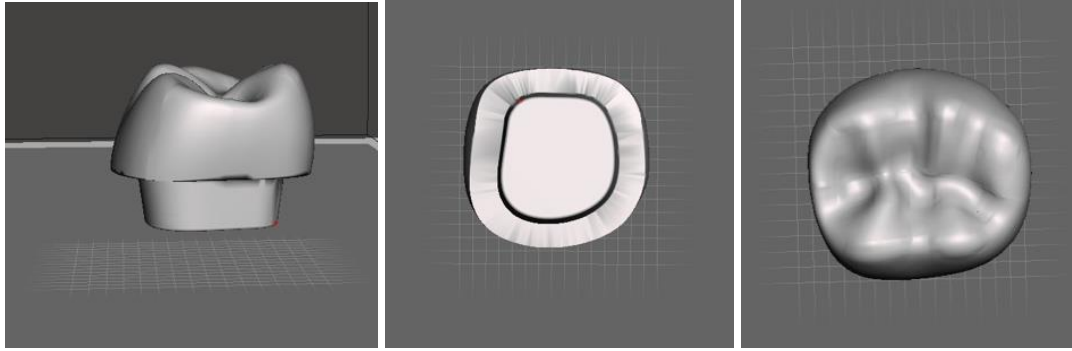
Tablo 3.1. İş Akışı



3.1. Endokron Restorasyon Tasarımı

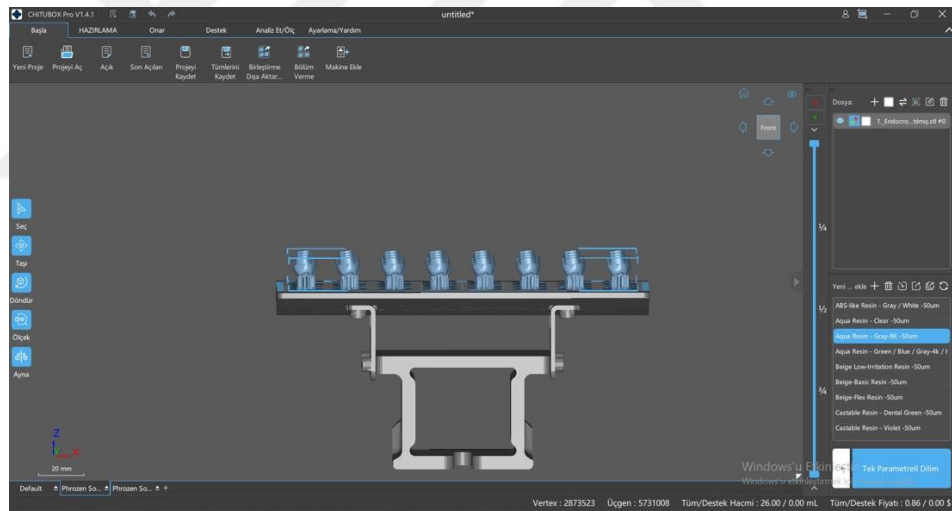
Çalışmamızda 3B modelleme programı (Ansys SpaceClaim 2022R1, ANSYS, ABD) ile sağ mandibuler 1. molar dişin endokron preparasyonu ve restorasyon tasarımı oluşturulup “.stl” dosyası formatına dönüştürüldü. Endokron preparasyonu; kavite iç kenar açıları 1.2 mm genişliğinde butt joint marjın dizaynında hazırlandı. Pulpa odasına uzanan santral retansiyon kavitesi 2.5 mm derinlikte ve pulpa odası iç duvar eğimi 8° olarak tasarlandı. Endokron restorasyonu preparasyona uygun olacak

şekilde 80 mikron siman aralığı oluşturularak dizayn edildi. Bu endokron tasarımı referans “.stl” dosyası olarak kaydedildi.



Şekil 3.1: Endokron Restorasyonu “.stl” Görüntüleri

Endokron restorasyonlar için dilimleme yazılımı olarak Chituboxpro V1.4.1 (Guangdong, Çin) kullanıldı. Baskı parametre ayarları yazılım programında katman kalınlığı 50 µm, baskı yönü 0° olarak destekler eklenerek endokronlar dilimlendi.



Şekil 3.2. Chituboxpro V1.4.1 Dilimleme Programı Ekran Görüntüsü

3.2. Endokronların Üretilmesi

Dilimleme işlemi tamamlanan restorasyon tasarımları her reçine grubu için ayrı ayrı yazıcıya aktarıldı. Baskıdan önce tüm reçine gruplarının sıcaklıkları 28 °C olacak şekilde ısıtıldıktan sonra partikül dağılımlarının homojenliğini sağlamak amacı ile çalkalanılarak tankın içine konuldu. Endokronların üretiminde LCD teknolojisi ile çalışan Phrozen Sonic Mini 8K MSLA 3B (Phrozen, Hsinchu, Tayvan) cihazı kullanıldı. Endokronlar yazıcıdan çıkarıldıktan sonra destekler metal spatula

ile endokronlardan ayrıldı. Referans endokron tasarımı ile üç farklı daimi reçine (VarseoSmile Crown Plus (VS), P-crown Version 3 (PC) , Saremco Print Crowntec (CR)) kullanılarak her grup için 60 adet olmak üzere toplam 180 adet endokron üretildi. Her bir reçine grubu kütleme süresine göre 3 alt gruba ayrıldı (n=20).



Şekil 3.3. 3B Yazıcı ile Endokronların
Üretim Aşaması



Şekil 3.4. Endokronların Üretim Tablasından
Metal Spatül ile Ayrılması

Tablo 3.2. Çalışmada Kullanılan Reçinelerin Genel Özellikleri

Materyal	Kimyasal İçerik	Su emilimi	Suda çözünürlük	Eğilme Modülü	Sertlik	Eğilme Dayanımı	Renk	Üretici
VarseoSm ile Crown Plus	4,4-İzopropidifenol, 2-metil-prop-2-enoik asidin etoksillenmiş ve esterleştirme ürünüdür. Matriks ağırlıkça %50-75 Bis-EMA içerir. Silan, cam parçacık dolgu maddeleri, metil benzoil-format ve difenil (2,4,6-trimetilbenzoil) fosfin oksit içerir. Partikül boyutu 0,7 µm olan inorganik dolgu maddeleri, ağırlıkça içeriğin %30 ila %50'sini oluşturur.	3.6 µg/mm ³	0.23 µg/mm ³	4090 Mpa	Shore Sertliği ≥90	116 Mpa	A1	Bego Bremen
P-crown Version 3	Ağırlıkça % 65 oranında seramik içeriğine sahiptir. Ancak üretim sürecine dair gizlilik nedeniyle ürünün kimyasal bileşenleriyle ilgili ayrıntılı bilgilere erişim sağlanamamıştır.	< 1.2 µg/mm ³	< 0.09 µg/mm ³	> 9500 Mpa	Shore Sertliği ≥ 95	440 Mpa	A1	Senertek Dental
Saremco Print Crowntec	Ağırlıkça %50'ye kadar, 0.7 mm baryum alüminyum borosilikat cam doldurucular, 4,4'-izopropilidifenol, etoksillenmiş ve 2-metilprop-2-enoik asit, silanlanmış dental cam, pirojenik silika, katalizörler, inhibitörlerden oluşur.	9 µg/mm ³	0.6 µg/mm ³	4500 Mpa	Barcol sertliği 50	155 Mpa	A1	Saremco Dental AG

3.3. Baskı Sonrası Yüzey Temizliği

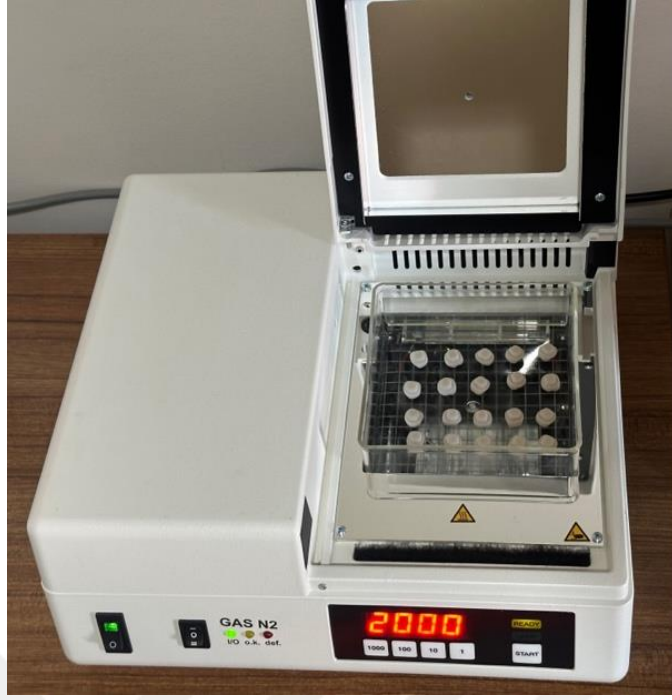
Üretilen endokronlar üzerindeki istenmeyen polimerize olmamış reçine artıklarını uzaklaştırmak için izopropil alkol (%99) kullanıldı. Üreticilerin talimatlarına göre; VarseoSmile Crown plus ve P-crown Version 3 reçinesi ile baskı yapılan endokronların yüzey temizliği % 99'luk izopropil alkol kullanılarak ilk 3 dakika yıkama ve ardından ikinci ultrasonik yıkama ile 2 dakika olarak yapıldı. Saremco Print Crowntec reçinesi ile baskı yapılan endokronlar yüzey temizliği ise %99'luk izopropil alkol emdirilmiş gazlı bez ile temizlenerek yapıldı.



Şekil 3.5. Endokronların Ultrasonik Yıkama İşlemi

3.4. UV Işın ile Kürleme

Alkol ile yüzey temizliği yapılan endokronların tam polimerizasyonun sağlanması amacıyla Otofash G171 (NK-Optik GmHb, Baierbrunn, Almanya) ile azot atmosferi (1.5 bar) altında kürleme işlemi yapıldı. Endokronlar 3 farklı kürleme süresinde (2000, 4000, 6000 atım) kürlendi.



Şekil 3.6. Otoflash G171 ile Kürleme İşlemi

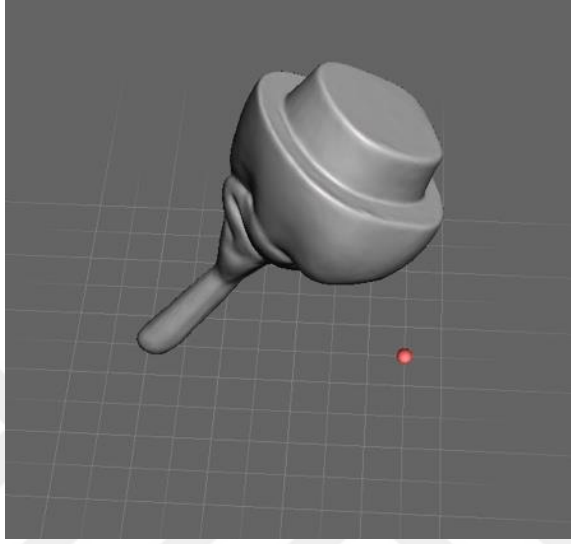
Otoflash G171 içerisinde atım sayısının yarısı kadar kürlenen örnekler sonra ters çevrilerek kalan atım sayısınca k rlenip işlem tamamlandı.



Şekil 3.7. Azot Tüpü

3.5. Üretilen Endokronların Direkt Teknikle Taranması

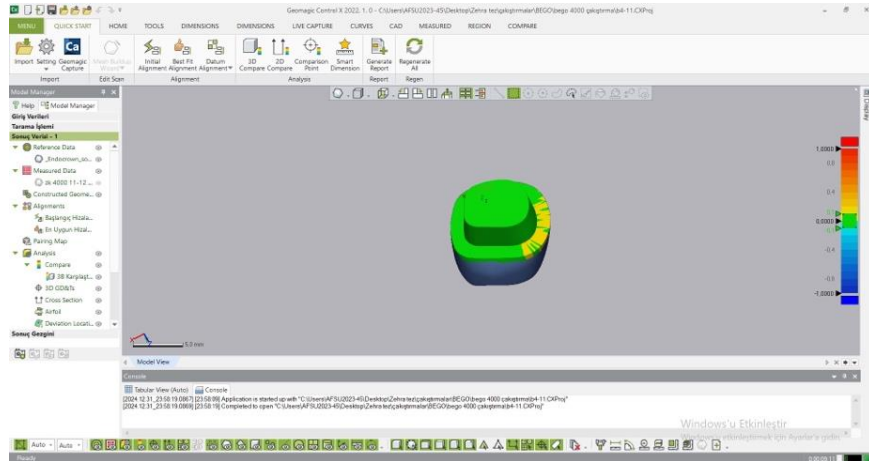
Ortam ışığı luxmetre cihazı UT383 (UNI-T,Çin) ile ölçüldü. Üretim ve üretim sonrası prosedürleri tamamlanan endokron restorasyonlar ağız içi tarayıcı (3Shape Trios, Kopenhag, Danimarka) ile ortalama 1000 lux ortam ışığı altında taranarak dijitalize edildi.



Şekil 3. 8. Üretilen Endokronların Ağız İçi
Tarayıcı İle Taranması

3.6. Üretilen Endokronların Referans Tasarım Dosyası ile Çakıştırılması

Referansın ve üretilen endokronların tarama sonucunda elde edilen “.stl” dosyaları Geomagic control X (3D Systems, Rock Hill, ABD) tersine mühendislik yazılımına aktarılarak çakıştırılmaları yapıldı.



Şekil 3. 9. Geomagic Control X Programında Çakıştırma Görüntüsü

Endokronların hizalanması iki aşamada gerçekleştirildi. İlk olarak referans “.stl” dosyası ve üretilen endokronların tarama sonucunda elde edilen “.stl” dosyaları hacim algılama için başlangıç hizalaması (İnitial alignment) yapıldı. Daha sonra da yüzeyde maksimum uyumu elde etmek için en iyi uyum hizalaması (Best fit alignment) yapıldı. Doğruluk ölçümü için, taramaların dijital veri setleri referans veri üzerine çakıştırılarak renk farkı haritaları ve raporları elde edildi, ardından 3B sapma analizi gerçekleştirildi. “3B karşılaştırma”; 3B sapmaların kantitatif (ortalama $\pm$ SS.) değerlendirmesi için renk farkı haritaları ($\pm$ 100 μ m (20 renk segmenti) maksimum/minimum sapma değerleri ve 10 μ m (yeşil) tolerans aralığı) oluşturmak üzere kullanıldı. Karşılaştırma sonucunda RMS , +Ort, - Ort ve Total (%) değerleri elde edildi. Yapılan bütün ölçüm sonuçları kaydedildi. Doğruluk aşağıdaki RMS formülü ile değerlendirildi.

$$RMS = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_{1,i} - x_{2,i})^2}{n}}$$

$X_{1,i}$ referans üzerindeki veri noktasını, $X_{2,i}$ test grubu veri noktasını ve n de karşılaştırmadaki noktaların sayısını temsil etmektedir. RMS değeri, iki farklı veri kümesi arasındaki sıfırdan sapan farkları gösterir. RMS değeri ne kadar yüksekse iki veri arasındaki sapmanın büyüklüğü de yüksektir. Bu nedenle, düşük bir RMS değeri, referans ve test taramaları arasında yüksek düzeyde doğruluk olduğunu göstermektedir. + Ort. değeri tüm pozitif sapmaların ortalamasıdır. - Ort. değeri tüm negatif sapmaların ortalamasıdır. Total (%) yüzde olarak total uyumluluk miktarıdır.

3.7. İstatistiksel Yöntem

Tüm veriler istatistik yazılım programı (IBM SPSS Statistics, v24.0; IBM Corp) kullanılarak analiz edildi. İlk olarak, verilerin normal dağılım uygunluğu Shapiro-Wilk testi ile incelendi. Normal dağılım gösteren gruplarda Tek Yönlü Anova analizi, post hoc karşılaştırmalarında Tukey testi kullanıldı. Normal dağılım göstermeyen verilerin gruplara göre karşılaştırılmasında Kruskal Wallis testi, post hoc Tamhane’s T2 testi kullanıldı ($p < 0,05$). İstatistiksel anlamlılık düzeyi $p < 0,05$ olarak alındı.

4. BULGULAR

4.1. Referans Endokron ile Üretilen Endokronların 3B Dijital Yüzey Çakıştırması Sonucu Elde Edilen Bulgular

4.1.1 RMS Değerleri

Grupların RMS değerlerine ait Ort. ($\pm$ SS.) değerleri ve gruplar arası istatistiksel ilişkiler Tablo 4.1.'de verilmiştir.

Tablo 4.1. Reçinelerin RMS Değerlerinin Karşılaştırılmasına Yönelik Bulgular

Reçine Kürleme	VS Ort. ($\pm$ SS.)	PC Ort. ($\pm$ SS.)	CR Ort. ($\pm$ SS.)	P
2000	0.068 $\pm$ 0.007 ^{Aa}	0.081 $\pm$ 0.011 ^{Ba}	0.040 $\pm$ 0.005 ^{Ca}	0.00*
4000	0.068 $\pm$ 0.007 ^{Aa}	0.084 $\pm$ 0.009 ^{Ba}	0.038 $\pm$ 0.006 ^{Ca}	0.00*
6000	0.064 $\pm$ 0.008 ^{Aa}	0.079 $\pm$ 0.011 ^{Ba}	0.037 $\pm$ 0.006 ^{Ca}	0.00*
P	0.224	0.493	0.140	

* p<0,05

Verilen değer birimi milimetre cinsindendir.

Alfabetik olarak büyük harfler satır, küçük harfler sütun içi değerlendirme amacıyla kullanılmıştır.

Farklı daimi reçine gruplarının RMS değerleri incelendiğinde; VS, PC ve CR reçine grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edildi (p<0,05). PC grubu en yüksek ortalamaya sahipti, CR ise en düşük ortalamayı gösterdi. Farklı kürleme süreleri için yapılan analizlerde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı (p>0,05). Crowtec grubu en yüksek doğruluğa sahipti. Diğer kürleme sürelerinde de benzer sonuç görüldü.

4.1.2. +Ort. Değerleri

Grupların +Ort. ($\pm$ SS.) değerlerine ilişkin veriler ve gruplar arası istatistiksel ilişkiler Tablo 4.2.'de verilmiştir.

Tablo 4.2. Reçinelerin +Ort. Değerlerinin Karşılaştırılmasına Yönelik Bulgular

Reçine Kürleme	VS Ort. ($\pm$ SS.)	PC Ort. ($\pm$ SS.)	CR Ort. ($\pm$ SS.)	P
2000	0.053 $\pm$ 0.005 ^{Aa}	0.057 $\pm$ 0.007 ^{Aa}	0.036 $\pm$ 0.005 ^{Ba}	0.00*
4000	0.058 $\pm$ 0.009 ^{Aa}	0.055 $\pm$ 0.008 ^{Aa}	0.033 $\pm$ 0.005 ^{Ba}	0.00*
6000	0.053 $\pm$ 0.007 ^{Aa}	0.058 $\pm$ 0.007 ^{Ba}	0.032 $\pm$ 0.005 ^{Ca}	0.00*
P	0.099	0.419	0.101	

*P< 0.05

Verilen değer birimi milimetre cinsindendir.

Alfabetik olarak büyük harfler satır, küçük harfler sütün içi değerlendirme amacıyla kullanılmıştır.

Farklı daimi reçine gruplarının +Ort. değerleri incelendiğinde; 2000 ve 4000 atım gruplarında CR' in; VS ve PC' a göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde farklı iken, VS ve PC arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildi. En düşük +Ort. değeri CR grubunda 6000 atım kürleme süresinde elde edildi. Kürleme süresi arttıkça, reçinelerin +Ort. değerlerinde anlamlı bir fark görülmedi.

4.1.3. -Ort. Değerleri

Grupların -Ort. ($\pm$ SS.) değerlerine ilişkin veriler ve gruplar arası istatistiksel ilişkiler Tablo 4.3.'de verilmiştir.

Tablo 4.3. Reçinelerin -Ort. Değerlerinin Karşılaştırılmasına Yönelik Bulgular

Reçine Kürleme	VS Ort. ($\pm$ SS.)	PC Ort. ($\pm$ SS.)	CR Ort. ($\pm$ SS.)	P
2000	-0.059 $\pm$ 0.013 ^{Aa}	-0.089 $\pm$ 0.017 ^{Ba}	-0.010 $\pm$ 0.002 ^{Ca}	0.00*
4000	-0.052 $\pm$ 0.016 ^{Aa}	-0.095 $\pm$ 0.018 ^{Ba}	-0.009 $\pm$ 0.001 ^{Ca}	0.00*
6000	-0.049 $\pm$ 0.017 ^{Aa}	-0.084 $\pm$ 0.022 ^{Ba}	-0.010 $\pm$ 0.003 ^{Ca}	0.00*
P	0.171	0.236	0.071	

*P< 0.05

Verilen değer birimi milimetre cinsindendir.

Alfabetik olarak büyük harfler satır, küçük harfler sütün içi değerlendirme amacıyla kullanılmıştır.

Farklı daimi reçine gruplarının -Ort. değerleri incelendiğinde; aynı kürleme sürelerinde tüm reçine grupları arasında anlamlı fark vardı. CR, VS ve PC'dan daha iyi bir performans sergiledi. Değişen kürleme süreleri üç reçine grubu için de -Ort. değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılık oluşturmadı.

4.1.4. Total (%) Değerleri

Grupların Total (%) değerlerine ilişkin veriler ve gruplar arası istatistiksel ilişkiler Tablo 4.4.'de verilmiştir.

Tablo 4.4. Reçinelerin Total (%) Değerlerinin Karşılaştırılmasına Yönelik Bulgular

Reçine Kürleme	VS Ort. (±SS.)	PC Ort. (±SS.)	Crowntec Ort. (±SS.)	P
2000	87.43+4.48 ^{Aa}	82.65+4.85 ^{Ba}	99.11 + 1.17 ^{Ca}	0.00Ω *
4000	86.96+3.50 ^{Aa}	81.99+2.69 ^{Ba}	98.84 + 1.55 ^{Ca}	0.00 Ω *
6000	89.68+4.55 ^{Aa}	84.99+5.56 ^{Ba}	99.47 + 0.71 ^{Ca}	0.00Ω*
P	0.133Δ	0,124Δ	0.566Ω	

*P< 0.05

Ω= Kruskal-Wallis

Δ= Tek yönlü Anova

Verilen değer birimi milimetre cinsindendir.

Total çakışma oranları % olarak verilmiştir.

Alfabetik olarak büyük harfler satır, küçük harfler sütün içi değerlendirme amacıyla kullanılmıştır.

Farklı daimi reçine gruplarının total (%) değerleri incelendiğinde; CR grubunun en yüksek ortalamaya sahip olduğu gözlemlendi. Bu durum, CR reçine ile üretimin referans endokrona en yakın uyumu sağladığını gösterdi. Total (%) değeri açısından aynı reçine grubundaki farklı kürleme süreleri arasında anlamlı farklılık olmadığı görüldü.

5. TARTIŞMA

Çalışmanın amacı; kürleme süresinin üç boyutlu yazıcı ve farklı daimi reçineler ile üretilen endokronların yüzey doğruluğu üzerindeki etkisini incelemektir. Çalışmamızın sonucunda; kürleme süresinin farklı daimi reçineler ile üretilen endokronların yüzey doğruluğunu etkilemeyeceği yönündeki kurulan sıfır hipotezi kabul edildi.

Bilgisayar destekli uygulamaların diş hekimliği pratiğine girmesi ve popülerlik kazanması dijital diş hekimliği kavramının doğmasına zemin hazırlamıştır. Dijital diş hekimliği iş akışında son ürün bilgisayar destekli uygulamalar ile iki farklı üretim tekniği kullanılarak oluşturulmaktadır. Bu teknikler eksiltmeli üretim ve eklemeli üretimdir (124). Eksiltmeli üretim, son ürünün frezeleme yoluyla bir malzeme bloğundan elde edildiği bir yöntemdir. Eklemeli üretimin temel prensibi ise; bilgisayar kontrollü bir enerji kaynağı aracılığıyla monomerik bir malzemenin katman katman birleştirilmesini içerir ve karmaşık üç boyutlu şekillerin üretilmesini sağlar. Restorasyonların üretimi için kullanılan eksiltmeli yöntem; frezeleme işlemleri nedeniyle marjinal kenarlarda ve yüzeylerde mikro çatlakların oluşmasına neden olmaktadır (125). Eksiltici üretimin bir diğer önemli sınırlaması da , restorasyon elde etmek için büyük miktarda artık materyalin ortaya çıkmasıdır. Strub ve ark.'ları, eksiltmeli üretim yöntemini kullandıkları çalışmalarında, kullanılan materyalin yaklaşık %90'ının israf olduğunu bildirmişlerdir. Eksiltmeli üretim fazla malzemenin yeniden kullanılamaması, enerji tüketimi, tasarım ve malzeme seçimindeki zorluklar gibi çevresel ve ekonomik kaygılara yol açmaktadır (87). Buna karşılık, eklemeli üretimde malzeme israfı azdır ve baskı için gerekli polimer reçinenin yeniden kullanılmasına izin vererek artık malzeme oluşumunu önler. Ayrıca, içi boş modeller üretmek veya destek sayısını azaltmak gibi bazı tasarruf önlemleri almak da eklemeli yöntemin avantajlarındandır. Bu hususlar eklemeli üretimi oldukça ekonomik bir süreç haline getirmektedir (31). Eklemeli üretim yöntemlerini kullanan cihazları tanımlamak için “3B baskı” ve “hızlı prototipleme teknolojisi” terimleri kullanılmaktadır (87). 3B yazıcılar; dental modeller, implantoloji için cerrahi kılavuzlar, oklüzal splintler, geçici restorasyonlar, sabit ve hareketli protezler üretmek için diş hekimliğinde kullanılan teknolojilerdir (10).

3B. yazıcılar CAD/CAM sistemleri içerisinde üretim maliyetlerinin daha düşük olması ile günümüzde popüler hale gelmiştir (126). Eklemeli üretim teknolojileri, geçici ve daimi protezlerin üretilmesi için yeni bir üretim yöntemi sunmaktadır (5,6). Bu teknolojilerin gelişmesi ve mevcut dental materyallerin çeşitliliğinin artmasıyla birlikte, daimi rezin seramik restorasyonlar fotopolimerize 3B yazıcılar kullanılarak üretilmektedir (127). 3B yazıcıların avantajları düşük maliyetli olmaları, kalan diş dokusunu korumaları, tek seansta uygulanmaları, ince ayrıntıları üretme yeteneklerinin olması, malzeme israfının olmaması ve hızlı üretim yapmalarıdır (85,128,129). Bu avantajlarından dolayı çalışmamızda 3B yazıcıların kullanılması tercih edilmiştir. Literatürde 3B yazıcılar ile üretilen dental restorasyonların internal ve marjinal uyumlarının eksiltmeli yöntemlerle üretilen restorasyonlara göre daha iyi olduğu bildirilmiştir (87). Donmez ve ark.'ları tarafından yapılan çalışmada, 3B baskılı reçine ile üretilen kronların frezelenmiş restorasyonlara göre düşük marjinal boşluk değerlerini sağladığını ortaya koymuştur (22). Ayrıca, Alharbi ve ark.'ları tarafından yapılan bir çalışmada, 3B baskı teknikleri kullanılarak üretilen restorasyonların freze teknikleri kullanılarak üretilen restorasyonlara göre daha düşük marjinal ve iç boşluk sergilediğini bildirilmiştir (130). Kakinuma ve ark.'ları; üç boyutlu baskı ve eksiltmeli yöntemle üretilen reçine-kompozit kronların doğruluğunun karşılaştırmışlardır. Çalışmalarında 3B baskı yönteminin, frezeleme yöntemine kıyasla daha iyi boyutsal doğruluğu gösterdiği sonucuna varmışlardır (131).

Dental alandaki mevcut popüler eklemeli üretim teknolojileri arasında stereolitografi (SLA), dijital ışık işleme (DLP) ve sıvı kristal ekran (LCD) bulunmaktadır (35,39). SLA teknolojisi ile 3B baskı süresi DLP ve LCD yazıcılara göre uzundur. DLP yazıcılar, karmaşık bileşenler içerir ve bu nedenle pahalıdır (39). DLP yazıcıların çözünürlüğü SLA veya LCD teknolojileri kadar yüksek değildir. Şeffaf plakların, geçici 3B baskılı restorasyonların, modellerin üretim süresini azaltmak için çeşitli çözümler düşünülmüştür. Son zamanlarda, LCD yazıcılar artan çözünürlükle birlikte daha uygun maliyetli hale gelmiştir. Fiyat avantajının yanı sıra; LCD yazıcılar daha hızlı baskı hızına sahip olup, projektör lensinin ışığı genişletme etkisinin olmaması nedeniyle piksel bozulması daha az görülmektedir (39). Bu çalışmada düşük maliyet, yüksek baskı hızı ve çözünürlüğe sahip olmaları nedeniyle LCD yazıcı teknolojisiyle çalışan bir cihaz tercih edilmiştir. Yüzey doğruluğunun

değerlendirildiği bu çalışmada yüksek çözünürlük cihaz seçiminde temel kriter olarak değerlendirilmiştir.

Endodontik olarak tedavi edilen dişler, dental travma veya çürük nedeniyle diş yapısının kaybına bağlı olarak yüksek biyomekanik başarısızlık riski taşımaktadır. Bu nedenle, rehabilitasyonları klinik bir zorluk olarak kabul edilir. Endodontik tedavili dişler; post-core, kron veya endokron ile restore edilebilirler (81). Endokronlar, aşırı madde kaybına sahip kanal tedavili dişlerde tek bir kor ve kron ünitesine sahip olan monoblok adeziv restorasyonlardır. Endokronlar geleneksel kronlarla karşılaştırıldığında; konservatif olmaları, kısa sürede üretilmeleri ve düşük maliyetli olmaları gibi avantajlara sahiptir. Endokron restorasyonların üretiminde CAD/CAM sistemleri sıklıkla kullanılmaktadır (65,81). Endokron restorasyonlarda CAD/CAM sistemleri kullanmak, koltuk süresini en aza indirme avantajı sağlamaktadır. Lityum disilikat seramik, polimer infiltre seramik, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik ve rezin nanoseramik gibi çok çeşitli malzemeler ile endokron restorasyonlar üretilebilmektedir (132). Sedrez-Porto ve ark.'ları endokron ve geleneksel restorasyonların klinik ve in vitro çalışmalarını inceleyen sistematik derleme ve meta-analizlerinin sonucunda; endokronların %94 ile %100 arasında değişen başarı oranının olduğunu, ön ve arka grup dişlere uygulanan endokronların geleneksel tedavilere göre daha yüksek kırılma direncine sahip olduklarını rapor etmişlerdir (65). CAD/CAM sistemlerinden eksiltmeli yöntemlerle üretilen restorasyonların boyutsal doğruluğu; tarama sürecine, frezeleme prosedürüne, frezeleme sonrası boyutsal değişikliklere ve yazılım programına bağlıdır (133). Eksiltmeli üretimde; CAM süreci ile ilgili olarak, frezeleme aletlerinin şekli ve çapı iç konturun işlenmesini kısıtlar, bu da restorasyonların doğruluğunu ve uyumunu etkileyebilmektedir (81). Bir çok çalışmada endokron restorasyonların mekanik özellikleri (65,83), marjinal ve internal uyumu incelenmiştir (134,135). Ancak endokron restorasyonların üretim doğruluğuna ilişkin çalışmalar sınırlıdır. Üretim sonrası boyutsal doğruluk bir restorasyonun optimum uyumu için önemli bir faktördür (136). Bu sebeple çalışmamızda endokron restorasyonların doğruluğu değerlendirilmiştir.

3B baskı; polimerik reçineler, kompozitler, metaller, seramikler gibi çeşitli materyallerden yapılabilmektedir (137). Reçineler de yazıcıya bağlı olarak 365 ile

405 nm arasında değişen UV dalga boyları tarafından aktive edilen fotobaşlatıcılar bulunur (84). Dalga boyları uyumlu değilse, bir markanın reçinesi başka bir markanın yazıcısıyla üretilmeyebilir (31). Her 3B yazıcı, karakteristik bir dalga boyuna sahip belirli tek renkli ışık yayar. Aşırı yüksek doldurucu maddesi içeriği, ışığın enerjisinin daha belirgin bir şekilde yayılmasına yol açabilir. Bu nedenle, reçinenin yazdırılabilmesi için belirli bir dolgu içeriği seviyesini aşmamalıdır. Doldurucu oranı 3B baskılı reçinelerin %3 ile %50'sini oluşturur (10,31,84–88). 3B reçinelerin, oklüzal stresin dağılmasını sağladığı ve oklüzal yükler altında yüksek dayanıklılık gösterdiği bildirilmiştir (138,139). Bu reçineler yalnızca yüksek fiziksel dayanıklılık sağlamakla kalmayıp, aynı zamanda daimi diş protezlerinin üretimi için üstün boyutsal doğruluk potansiyeline de sahiptirler (140).

3B baskı ile üretim üç adımdan oluşur: ilk olarak 3B modellerin bilgisayar modelleme yazılımı ile tasarlanması, ikinci olarak 3B modelin dilimlenmesi, son olarak modelin katman katman üretilmesidir (35). Eksiltmeli ve eklemeli üretim arasındaki temel farklardan biri de 3B basılmış nesneler için gerekli olan son işlem prosedürleridir. Son işlem yöntemleri, yazdırılan nesnelerin kalitesini ve performansını artırmak için polimerlerle 3B baskıda çok önemlidir (4). Hassas tasarımlar ve istenen malzeme özellikleri elde etmek için baskı parametrelerinin titizlikle belirlenmesi büyük önem taşımaktadır. Bu parametreler yapının oryantasyonu, katman kalınlığı, doldurucu oranı, kurlenme süresi, polimerizasyon derecesi ve ışık kaynağının yoğunluğunu kapsamaktadır (19,141–143).

3B baskı verimliliği için uygun bir baskı açısı seçimi baskı sürecinin optimize edilmesinde çok önemli bir rol oynar. Özellikle, doğru baskı açısı seçilmesi destek yapılarının oluşumunu en aza indirerek yüzey bitirme ve parlatma prosedürleri için gereken süreyi azaltır. Kron restorasyonlarının üretiminde, kronun oklüzal yüzeyi yukarı bakacak şekilde yönlendirilmesi gereken destek malzemesi miktarını azaltabilir ve böylece işlem sonrası süreyi kısaltabilir (137). Baskı açısı ve geçici dental reçinelerin basınç dayanımı arasındaki ilişkiyi değerlendiren çalışmalarda; baskı açısı dik olarak basılan numunelerin, yatay olarak basılan numunelerden daha yüksek basınç dayanımı gösterdiği belirtilmiştir (19,56,144). Başka bir çalışmada da, baskı açısının ve destekleyici yapı konfigürasyonunun numunelerin boyutsal doğruluğu üzerinde önemli bir etkisi olduğunu gösterilmiştir (145). Revilla-Leon ve

ark.'ları yaptıkları araştırmalarında, kronları üretim tablasına farklı açılar ile konumlandırılarak baskı yönünün doğruluk ve hassasiyet üzerine etkisini değerlendirmişlerdir. Kronları, tabla ile aralarında 0^0 , 45^0 , 70^0 ve 90^0 olacak şekilde konumlandırmışlardır. Dijital yüzey çakıştırması ile elde ettikleri RMS değeri sonuçlarına göre 0^0 ile üretilen kronlarda en yüksek doğruluk ve hassasiyet elde edildiği belirtilmiştir (146). Bu sebeple; çalışmamızda endokronların üretim tablası ile arasındaki açının 0^0 olmasına karar verilmiştir.

CAD sistemi tarafından oluşturulan standart mozaikleme dili “.stl” dosyası, dilimleme yazılımı programında çok kesitli katmanlara dilimlenir. Katmanların kalınlığı protezlerin doğruluğunu ve üretim süresini etkilemektedir. Bu nedenle, uygun katman kalınlığının ayarlanması çok önemlidir (147). Hasanzade ve ark.'ları araştırmalarında 3B baskı teknolojisi ile farklı katman kalınlıklarındaki (25, 50 ve 100 μ m) geçici kronların marjinal ve iç uyumunu karşılaştırmışlardır. Buna göre en iyi marjinal ve iç uyumun 50 μ m katman kalınlığında basılan geçici kronlarda ile olduğunu tespit etmişlerdir (148). Borella ve ark.'ları çalışmalarında iki farklı katman kalınlığında (50 ve 100 μ m) dört farklı 3B baskı reçinesinin fiziksel ve mekanik özelliklerini değerlendirmişlerdir. Genel olarak, 100 μ m'lik örneklerin 50 μ m'lik örneklere göre daha kötü sonuçlar verdiğini belirtmişlerdir (149). Bu veriler doğrultusunda çalışmamızda katman kalınlığının 50 μ m olmasına karar verilmiştir.

3B diş hekimliğinde üretim öncesi parametrelerin önemli olduğu kadar üretim sonrası prosedürlerinde tiziklikle yapılması gerekir (141). Uygun yıkama solüsyonu ve yıkama süresi, basılı nesnenin yüzeyinden artık reçineyi uzaklaştırarak biyoyumluluğunu arttırır (35,150). Bununla birlikte; numunelerin aşırı yıkanması, çözücünün yüzeyde emilmesi nedeniyle yüzey kalitesi ve mekanik özellikler üzerinde zararlı etkilere sahip olabilir. Benzer şekilde, aşırı kütleme depolimerizasyona, kırılabilirliğe ve düşük malzeme özelliklerine yol açabilir (151). Biyoyumluluk, biyomedikal uygulamalarda ihtiyaç duyulan başlıca malzeme özelliklerinden biridir. Fotosentetik reçinelerde bulunan en büyük engellerden biri, baskıdan sonra parçanın yüzeyinde kalan kürlenmemiş monomerler ve artıklar nedeniyle oluşabilecek sitotoksisitedir. Tıbbi standartlara göre, yüzeydeki artık miktarının ağırlıkça %18'den düşük olması gerekmektedir (137). Bunun bir nedeni olarak da, kalan kürlenmemiş monomerlerin diş çürüğüne neden olan bakterilerin

büyümesini destekleyen bir substrat görevi görebilmesi olduğu belirtilmiştir (35,150,152–154). Xu ve ark.'ları yıkama süresinin ortodontik splint materyalinin eğilme dayanımına ve sitotoksitesine etkisini araştırmışlardır. Ultrasonik banyo ile IPA'da 5 dakikalık bir yıkamanın sitotoksitesiyi etkili bir şekilde azalttığını belirtmişlerdir. Bununla birlikte, bu sürenin ötesine uzanan yıkama sürelerinin eğilme dayanımını azalttığının ve sitotoksitesite için ek bir faydasının olmadığını vurgulamışlardır (155). Tercih edilen yazıcı teknolojisi ve kullanılan reçineye bağlı olarak da oluşabilecek değişkenler gözönünde bulundurulduğunda, üretici firmaların talimatlarına göre yıkama işlemi yapılması uygun olacaktır. Çalışmamızda üretici talimatlarına uygun olarak VS ve PC gruplarında %99 luk IPA ile 3+2 dakikalık ultrasonik yıkama, CR grubunda ise IPA emdirilmiş gazlı bezlerle yüzey temizliği yapılmıştır.

Diş hekimliğine yönelik 3B yazıcılarda nesneler baskı işlemi sırasında çoğunlukla 385 nm'lik bir ışık kaynağı ile katman katman polimerize edilir. Bununla birlikte, yeterli biyolojik ve klinik performansı sağlayabilmek için nesnelerin üretim sonrasında tekrar kürlenmesi gerekmektedir (156). Post-polimerizasyon veya ikincil kürlenme olarak da adlandırılan post-kürleme, reçine ile 3B baskıda son ürünün kalitesini etkileyen önemli bir prosedürdür. İlk polimerizasyon sırasında, reaksiyonu önleyen yüzey oksijeni nedeniyle tüm monomerler tam olarak kürlenemez (157–159). Bu da basılı parçaların yumuşak ve kırılgan olmasına, mekanik özelliklerinin, biyouyumluluğunun ve stabilitesinin yetersiz kalmasına neden olmaktadır (157). Post-kürleme; basılı nesnelerin dönüşüm derecesini (DC) mekanik mukavemetini, termal stabilitesini ve kimyasal direncini artırır (4). Başlangıçta, monomerler oldukça hareketlidir, etkili difüzyona izin verir ve polimer zincirlerinin üç boyutlu bir ağ oluşturmak için çapraz bağlandığı jel noktasına ulaşılan kadar hızlı polimerizasyonu teşvik eder. Reçinenin jel noktasından sonra, monomer hareketliliği önemli ölçüde azalır, difüzyon ve reaksiyonlarını sınırlayarak daha düşük bir genel DC'ye yol açar. Kürleme yapılması ek enerji sağlayarak daha fazla polimer ağının çapraz bağlanmasını artırır ve DC'yi yükseltir. DC'nin yüksek olması materyalden artık monomer salınmasını önleyerek biyouyumluluk üzerinde olumlu bir etki sağlamaktadır (160). Kürleme mekanik özellikleri ve biyouyumluluğu iyileştirmekle birlikte aynı zamanda boyutsal doğruluğu da arttırmaktadır (137). Reymus ve ark.'ları farklı baskı katman kalınlıkları (25 µm, 50 µm ve 100 µm) ve farklı

kürleme yöntemleri (Labolight DUO , Otofash G171 , LC-3DPrint Box ve PCU LED) ile geçici restorasyonlar için üç boyutlu baskı materyalinin dönüşüm derecesi üzerindeki etkisini değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonuçlarına göre, Otofash G171 tarafından kürlenene örneklerin en yüksek dönüşüm derecesi gösterdiği sonucuna varılmıştır (160). Çalışmamızda kürleme süresinin artışının yüzey doğruluğu üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluşturmadığı gözlenmiştir. Ancak DC ve buna bağlı materyalde oluşacak biyolojik ve mekanik özelliklerin nasıl değiştiği çalışmamızda değerlendirilmemiştir. Çalışmamızın sonuçları Kang ve ark.'larının çalışmalarına (161) benzer şekilde son kürlemenin yüzey doğruluğunu etkilemediği yönündedir. Ancak Lee ve ark.'ları çalışmalarında kürleme süresinin geçici kronların doğruluğunu değiştirdiğini belirtmişlerdir. Çalışmalarında, kürleme sürelerinin (10,20,30 dakika) üreticinin tavsiye ettiği süreden (30 dakika) daha düşük sürede (10 dakikada) daha iyi doğruluk gösterdiğini tespit etmişlerdir (162). Çalışmamızla aralarındaki farkın farklı kürleme cihazı ve reçine materyalinin kullanılmasından kaynaklanmış olabileceğini düşünmekteyiz.

Azot gazı ile kürleme işlemi fotopolimerize reçinenin yüzeyindeki monomerlerin tam polimerizasyonunu engelleyen oksijen inhibisyon tabakasının oluşumunu önler ve dönüşüm derecesini arttırmaktadır (56). Çeşitli çalışmalar, azotla zenginleştirilmiş koşullarda kürlenene 3B baskılı reçine protezlerin fiziksel özelliklerinde iyileşme olduğunu bildirmiştir. Azot gazı atmosferinde yapılan kürlemenin, 3B baskı geçici restorasyon materyalinin dönüşüm derecesini yükselttiği belirtilmiştir. Wada ve ark.'ları çalışmalarında azot gazı atmosferinde yapılan kürlemenin 3B baskılı oklüzal splint materyalinin mekanik özelliklerini ve dönüşüm derecesini artırdığı sonucuna varmışlardır. Ayrıca azot gazı atmosferinde kürlenene örneklerin, nitrojensiz kürlenene örneklere göre belirgin şekilde daha pürüzsüz olduğu rapor edilmiştir. Azot atmosferinde kürlemenin, LCD yazıcı ile üretilen numunelerin yaşlandırma işlemi sonrası eğilme mukavemetini önemli ölçüde artırdığı belirtilmiştir. Bu bulgu, azot atmosferinde kürlemenin LCD yazıcı ile üretilen bir materyalin mekanik özelliklerini geliştirebileceğini düşündürmüştür (57). Vara ve ark.'ları tarafından yapılan çalışmada, azot atmosferinde kürlenene numunelerin, azot olmadan kürlenene kıyasla önemli ölçüde daha iyi boyutsal doğruluk gösterdiğini gösterilmiştir. Bu da, azot ile kürlemenin oksijenle inhibe edilmiş tabakanın oluşumunu önlediğini, daha iyi polimerizasyona ve mekanik özelliklere yol açtığını

göstermektedir (163). Çalışmamızda tüm örneklerin son kürleme işlemi azot atmosferi altında Otofash G171 (300-700 nm, 480-530 nm'de en yoğun) ile yapılmıştır. Her materyal için kürleme süresi duvar kalınlığı, iç yapı, pigmentasyon ve geometrik konfigürasyondaki değişiklikler nedeniyle birbirinden farklı olabilir. Bu faktörler, basılı nesnelerin belirli alanlarının doğrudan UV ışığına maruz kalmasının engellenmesine neden olabilir ve bu standart olmayan kürleme ile sonuçlanabilir. Bu nedenle, 3B baskılı numuneler için optimum renk kararlılığı ve mekanik özellikler elde etmek için uygun bir kürleme süresi uygulanması gerekmektedir. Dalga boyu ve UV ışık yoğunluğu; optimum özelliklere ulaşmak ve kürleme etkinliğini belirlemede önemli faktörler olarak kabul edilir (56). Raymus ve ark.'ları kürlemede farklı dalga boylarının ve sürelerinin çeşitli ticari 3B baskı reçinelerinin kırılma dayanımı üzerindeki etkilerini araştırmışlardır. Bu çalışmada 6 dakika boyunca 380–510 nm dalga boyuna sahip LED ışık, azot atmosferinde 300–700 nm dalga boyuna sahip 4000 flaş ve 30 dakika boyunca 315–550 nm dalga boyuna sahip bir UV ışığından oluşan üç son kürleme yöntemi kullanılmıştır. Her yöntemde kırılma değerlerinin değiştiğini ve kırılma değerlerinin çalışmamızda olduğu gibi reçine türlerine büyük ölçüde bağlı olduğunu belirtilmiştir. Kürleme teknikleri her materyale özgü olsa da, bu çalışma 3B baskı reçine materyallerinin ideal özelliklerini yakalayabilmek için doğru kürleme stratejisinin önemini vurgulamıştır (164). Kim ve ark.'ları, 3B baskı reçinelerin farklı küreleme sürelerinde (0,15,30,60,90,120 dakika) mekanik ve renk özelliklerini incelemişlerdir. Çalışmalarında; materyalin yüzey sertliğinin, dönüşüm derecesinin ve biyouyumluluğunun kürleme süresinin arttıkça arttığını, klinik performansını iyileştirmek için en az 60 dakikalık kürleme süresinin gerekli olduğunu savunmuşlardır (52). Aati ve ark.'ları 3B baskı reçineleri ile yaptıkları çalışmalarında kürleme süresi (0, 5, 10, 20 dakika) arttıkça; eğilme mukavemetinin ve dönüşüm derecesinin arttığı sonucuna varmışlardır (64). Katheng ve ark.'ları çalışmalarında farklı kürleme süreleri (15,30 dakika) ve sıcaklıklarında (40,60,80°C) ile SLA fotopolimer reçinenin boyutsal doğruluğunun ve polimerizasyon derecesinin etkilendiğini bildirmiştir (165).

Doğruluk, bir yazıcının bir nesneyi sanal formuna en yakın şekilde yeniden üretme yeteneği ile ilgilidir. Yazıcının lazer hızı, yoğunluğu ve açısı, baskı açısı, katman sayısı, dilimleyici yazılımı, destekleyici malzeme miktarı ve işlem sonrası

prosedürler gibi farklı faktörler basılan nesnenin doğruluğunu etkilemektedir (166). Hassasiyet, bir yazıcının aynı koşullar altında üretiminin tekrarlanabilirliğini gösterir. Yazıcı doğruluğu, yazıcının ışık kaynağının özellikleriyle ilgili olan x, y ve z eksenlerinin çözünürlüğü ile belirlenir. XY çözünürlüğü, bir yazıcı tarafından yatay olarak yeniden üretilebilen minimum özellik boyutu olarak tanımlanır (111). SLA yazıcılarda çözünürlük lazer noktasının çapı ile tanımlanırken DLP, CLIP ve DPP teknolojilerinde projektörün veya LCD ekranın piksel boyutu ile belirlenir. Z eksenindeki çözünürlük, seçilen malzeme ve yazıcıya bağlı olarak değiştirilebilen katman kalınlığını belirler (111). Genel olarak, diş hekimliğinde kullanılan mevcut yazıcılar 25 ila 65 µm arasında değişen çeşitli yatay çözünürlüklere sahiptir (167). Phrozen Sonic Mini 8K Yazıcı (22 µm), Asiga Max UV (62 µm), Ackuretta Sol (49 µm), Planmeca Creo C5 (50 µm), NextDent 5100 (65 µm), Formlabs Form 3+ (25 µm), EnvisionTEC Vida HD (50 µm) ve EnvisionTEC D4K Pro (25 µm) yatay çözünürlüğe sahiptir (112,168).

Nhu ve ark.'ları farklı yatay çözünürlüklere sahip 3B yazıcıların (Sonic Mini 4K Yazıcı ve Sonic Mini 8K Yazıcı) geçici kron doğruluğu üzerine etkisini incelemişlerdir. Yazıcılarda daha küçük yatay piksel boyutuyla üretilen kronlar, daha pürüzsüz bir yüzeye ve daha iyi marjinal uyuma doğruluğuna sahip olduğunu savunmuşlardır (169). Sabit protetik restorasyonların üretiminde fotopolimer kronların boyutsal doğruluğu son derece önemlidir. Çünkü; pasif uyumu iyi olmayan restorasyonlar periodontal hastalıklara ve marjinlerde plak birikimi nedeniyle sekonder çürüklere neden olmaktadır (170). Çalışmamızda 22 µm yatay çözünürlüğe sahip bir 3B yazıcı seçilerek yazıcıya bağlı üretim doğruluğunun yüksek olması hedeflenmiştir. Yazıcıya bağlı üretim hatası minimuma düşürüldüğünde üretim sonrası işlemlerin materyal üzerindeki etkisi de daha iyi anlaşılacaktır.

3B dental cihazların doğruluğu; teknoloji tipi, yazıcı modeli ve seçilen reçine çeşidi gibi üretim üçlüsünden etkilenmektedir (19,44,166,171–173). Klinisyen; yazıcı kalibrasyonu, ortam sıcaklığı ve baskı malzemesinin depolama koşulları gibi faktörlerin de cihazların üretim doğruluğunu etkileyebileceğini göz önünde bulundurmalıdır (19,166,171,172). Bunlara ek olarak; iş akışındaki süreçte, cihazın yatay geometrisi ve baskı tablasının büyüklüğü, baskı parametreleri, destek parametreleri, dilimleyici yazılımı ve son işlem prosedürleri de üretim doğruluğu

üzerinde etkili olmaktadır (111). Bu unsurlar göz önünde bulundurulduğunda standart bir tasarım üzerinde tek bir 3B yazıcı ile aynı üretim sürecine alınan farklı reçinelerden üretici talimatlarına uyularak baskı elde edilmesi ile gruplar arasında en sağlıklı karşılaştırma sonucuna ulaşılacağı değerlendirilmiştir. Dilimleme programında her reçineye özel baskı özelliklerinin ayarlanması, düşük yatay çözünürlük, doğru baskı sıcaklığı, doğru yıkama protoklü ve 3B yazıcılarda altın standart olan Otofash ile azot altında kürlleme işlemi üretim sürecindeki muhtemel olumsuzlukları minimuma indirmektedir.

Ağız içi tarama doğruluğu, iyi uyumlu restorasyonlar üretmek için kritik öneme sahiptir (121). Aynı örneklerin tekrarlı olarak taranması sırasında genellikle intraoral tarayıcının hassasiyetine bağlı olarak sapmalar beklenmektedir (174). 3Shape Trios 3 ile bir modelin aynı koşullar altında tekrarlayan taramalardaki ortalama hassasiyetinin 14,1–14,9 µm olup, tarama hatasının minimum düzeyde olduğu görülmektedir (175). Renne ve ark.'ları çalışmalarında 7 farklı dijital tarayıcının (CEREC Omnicam, CEREC Bluecam, Planmeca Planscan , Cadent iTero, Carestream 3500, 3Shape TRIOS 3, 3Shape D800 model scanner) doğruluğunu değerlendirmişlerdir. Elde edilen verilerle tarayıcıların hız, doğruluk ve hassasiyet açısından farklılıklar gösterdiği sonucuna varmışlardır. Sonuç olarak da farklı tarayıcı grupları arasında 3Shape Trios 3'ün hız, doğruluk ve hassasiyetin en iyi kombinasyonunu sağladığını savunmuşlardır (89). Bu sebeple çalışmamızda 3B yazıcı ile üretilen örneklerin taranarak dijital ortama aktarılması amacıyla 3Shape Trios 3 kullanılması tercih edilmiştir. Ortam ışığının yoğunluğu, IOS'ların tarama doğruluğu üzerinde önemli bir etkiye sahiptir. IOS' lar ile tarama yapılırken ortamdaki ışık yoğunluğunu ölçmek için luxmetre kullanımı önerilmektedir (176). 3Shape Trios 3'ün 1000 lux ortam aydınlatma koşullarında daha iyi performans gösterdiği bildirilmiştir (177). Tarama işleminin standardize edilebilmesi amacıyla ortam ışığı düzenli olarak luxmetre cihazı ile ölçülerek ışık değişkenliğine bağlı oluşabilecek muhtemel hataların minimuma indirilmesi amaçlanmıştır.

Tarayıcıların gelişmesiyle birlikte 3B teknolojiler kullanılarak doğruluk değerlendirmesi de mümkün hale gelmiştir. Yazılım programları dijital ölçülerin, tarama gövdelerinin ve restorasyonların doğruluğunu analiz etmek için dental çalışmalarda kullanılmaktadır (92). Geomagic Control X araştırma çalışmalarında

doğruluk analizleri için en yaygın olarak kullanılan yazılımdır (118,119). 3B baskı nesnelerinin doğruluğunu incelemek için literatürde kullanılan RMS değeri; dijitalleştirilmiş iki dosya arasındaki sapma oranını hesaplayan sayısal yöntemdir (178). Çalışmamızda, üç farklı reçine ve üç farklı kürleme süresi kullanılarak endokron restorasyonlar 3B yazıcı ile üretilmiştir. Üretilen endokronların yüzey doğruluğu referans endokron ile 3B yüzey karşılaştırması sonucu elde edilen RMS bulguları üzerinden değerlendirilmiştir. Farklı reçine gruplarının RMS ortalama değerleri incelendiğinde 3 farklı reçine grubunun sapma değerleri en düşükten en yükseğe sırasıyla CR, VS, PC reçineleri ile üretilen endokronlarda görülmüştür. CR diğer reçinelere göre istatistiksel olarak anlamlı yüksek doğruluk göstermiştir. Reçine grupları arasındaki kimyasal içerik farklılıklarının, endokronların yüzey doğruluğunu etkilemiş olabileceği düşünmekteyiz. 3 farklı reçine grubu arasında; cam doldurucu ile güçlendirilmiş kompozit esaslı CR, seramik esaslı doldurucu oranı yüksek olan hibrit gruplara göre önemli ölçüde daha iyi sonuç vermiştir. Reçinelerin farklı kürleme sürelerindeki RMS ortalama değerleri incelendiğinde; kürleme sürelerinin reçineler üzerindeki etkisinin değişken olduğu sonucuna varılmıştır. Bununla birlikte, farklı kürleme sürelerinin yüzey doğruluğu üzerinde anlamlı bir etkisinin olmadığı tespit edilmiştir.. Yapılan çalışmalarda restorasyonun uyumu için gerekli olan maksimum RMS değeri sınırı 100 µm olarak belirlenmiştir (104,179,180). Çalışmamızdaki siman aralığı miktarı 80 µm olarak ayarlanmıştır. Ender ve ark.'ları da araştırmalarında, 100 µm'den fazla sapmaların restorasyonun uyumsuzluğuna yol açabileceğini bildirmişlerdir (181). Bu çalışmanın sonuçları; her reçine grubunda üretilen endokronların ortalama RMS değerlerinin 100 µm'dan daha az ve klinik olarak kabul edilebilir olduğunu göstermektedir. Elde edilen RMS sonuçları literatürle de uyum göstermektedir.

Farklı reçine gruplarında ; +Ort. değerleri incelendiğinde en az sapma miktarı CR (0.032 ± 0.005) grubunda gözlenirken VS (0.053 ± 0.005) ve PC (0.055 ± 0.008) gruplarında yakın değerler görülmüştür. Renk haritalarında pozitif sapma değerlerinin (sarıdan kırmızıya) üretilen endokronun referans endokrona büyük olduğu alanları göstermektedir (182). Farklı reçine gruplarında; - Ort. değerleri incelendiğinde en az sapmayı CR (0.009 ± 0.001) grubunda gözlenirken onuda sırasıyla VS (0.049 ± 0.017), PC (0.095 ± 0.018) takip etmiştir. Renk haritalarında negatif sapma değerlerinin (açık maviden koyu maviye) üretilen

endokronun referans endokrondan küçük olduğu alanları göstermektedir (182). Boyutsal doğruluğun, fotopolimerizasyon sırasında oluşan büzülmeden etkilenebileceği belirtilmiştir (131). Çalışmamızdaki; reçine grupları arasındaki negatif sapma değerlerinin pozitif sapma değerlerinden belirgin bir şekilde değişkenlik göstermesinin sebebinin polimerizasyon büzülmesinden kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz. Total (%) değerlerinde en yüksek eşleşmenin CR (99.47 + 0.71) grubunda olduğu tespit edilirken VS (84.99+5.56) ve PC (86.96+3.50) gruplarında yakın değerler gözlenmiştir. CR grubu referans endokrona en yakın uyumu sağlayarak VS ve PC grubundan daha yüksek doğruluk göstermiştir.

Literatüde, daha iyi bir baskı doğruluğu sağlamak amacıyla üretim iş akışını standartlaştırmaya çalışılmıştır ancak üretim iş akışının yazıcının marka, modeli ve teknolojisine göre değiştiğinden tüm yazıcılar için tek bir üretim protokolü tavsiye edilememektedir. Bir yazıcının baskı ve destek parametrelerini değiştirerek veya işlem sonrası prosedürleri değiştirerek farklı baskı doğruluğu elde edilebileceğini unutmamak önemlidir (19,44,56,111,144,166,171–173,183). 3B yazıcı kullanırken sabit sıcaklık ve nemi korumak da önemlidir (184). Ancak çalışmamızda, ortam sıcaklığındaki değişiklikler ve 3B yazıcının çalışma süresi nedeniyle sıcaklık farklılıklarının oluşmuş olabileceği bir sınırlama bulunmaktadır. Bu çalışmanın bir sınırlamasıda, üretimde yalnızca tek bir yazıcı teknolojisinin kullanılmasıdır. Ek olarak, farklı yazıcı teknolojileri ve farklı cihazlar kullanılarak aynı üretim protokolleri ile üretilen restorasyonların doğruluğunun değerlendirilmesine yönelik daha fazla ileri çalışmaya ihtiyaç vardır. Kürleme süresinin fotopolimerize reçinenin mekanik ve fiziksel özelliklerine, renk değişimine, biyouyumluğuna etkisini değerlendiren çalışmalar yapılmasına rağmen (7,64,143) 3B yazıcı ile üretilen farklı daimi restorasyonlarda kürleme süresinin yüzey doğruluğuna etkisi üzerine yapılan çalışmalar kısıtlı olup ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Mevcut in vitro çalışmanın sınırlamaları dahilinde, aşağıdaki sonuçlar çıkarılmıştır:

1. Cam doldurucu ile güçlendirilmiş kompozit esaslı reçine grubunda diğer gruplardan daha yüksek doğruluk elde edilmiştir.
2. Farklı kürlenme sürelerinin, 3B yazıcı ve daimi restorasyon reçineleri ile üretilen endokronların yüzey doğruluğu üzerindeki etkisi istatistiksel anlamlı değildir.
3. Kürlenme süresinin farklı kimyasal içeriğe sahip daimi restorasyon reçineleri üzerindeki etkisi değişkendir.
4. Farklı kürlenme süreleri uygulanan tüm reçine gruplarının klinik kullanım açısından kabul edilebilir yüzey doğruluğuna sahip oldukları tespit edilmiştir.

7. KAYNAKLAR

1. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J* 2008; 204(9):505–11.
2. Sulaiman TA. Materials in digital dentistry-A review. *J Esthet Restor Dent* 2020;32(2):171-181.
3. Bae EJ, Jeong ID, Kim WC, Kim JH. A comparative study of additive and subtractive manufacturing for dental restorations. *J Prosthet Dent* 2017;118(2):187-193.
4. Kirby S, Pesun I, Nowakowski A, França R. Effect of different post-curing methods on the degree of conversion of 3d-printed resin for models in dentistry. *Polymers (Basel)* 2024;16(4):549.
5. Bhargav A, Sanjairaj V, Rosa V, Feng LW, Fuh Yh J. Applications of additive manufacturing in dentistry: A review. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2018;106(5):2058-2064.
6. Ngo TD, Kashani A, Imbalzano G, Nguyen KTQ, Hui D. Additive manufacturing (3D printing): A review of materials, methods, applications and challenges. *Composites Part B: Engineering* 2018; 143: 172–96.
7. Alkhateeb RI, Algaoud HS, Aldamanhori RB, Alshubaili RR, Alalawi H, Gad MM. Fracture load of 3d-printed interim three-unit fixed dental prostheses: impact of printing orientation and post-curing time. *Polymers (Basel)* 2023;15(7):1737.
8. Al-Dulaijan YA, Alsulaimi L, Alotaibi R, et al. Comparative evaluation of surface roughness and hardness of 3d printed resins. *Materials (Basel)* 2022;15(19):6822.
9. Al-Dulaijan YA, Alsulaimi L, Alotaibi R, et al. Effect of printing orientation and postcuring time on the flexural strength of 3d-printed resins. *J Prosthodont* 2023;32(S1):45-52.
10. Pot GJ, Van Overschelde PA, Keulemans F, Kleverlaan CJ, Tribst JPM. Mechanical properties of additive-manufactured composite-based resins for permanent indirect restorations: a scoping review. *Materials (Basel)* 2024;17(16):3951.
11. Metin DS, Schmidt F, Beuer F, et al. Accuracy of the intaglio surface of 3D-printed hybrid resin-ceramic crowns, veneers and table-tops: An in vitro study. *J Dent* 2024; 144:104960.
12. Çakmak G, Cuellar AR, Donmez MB, et al. Effect of printing layer thickness on the trueness of 3-unit interim fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 2024;131(4):718-725.
13. Çakmak G, Cuellar AR, Donmez MB, Schimmel M, Abou-Ayash S, Lu WE, et al. Effect of printing layer thickness on the trueness and margin quality of 3d-printed interim dental crowns. *Applied Sciences* 2021;11(19):9246.
14. Schweiger J, Edelhoff D, Güth JF. 3D printing in digital prosthetic dentistry: an overview of recent developments in additive manufacturing. *J Clin Med* 2021;10(9):2010.
15. Alghazzawi TF. Advancements in cad/cam technology: Options for practical implementation. *J Prosthodont Res* 2016;60(2):72-84.

16. Palin W, Burke FJ. Trends in indirect dentistry: 8. Cad/cam technology. *Dent Update* 2005;32(10):566-572
17. Christensen GJ. Computerized restorative dentistry. State of the art. *J Am Dent Assoc* 2001;132(9):1301-1303.
18. Mangano F, Gandolfi A, Luongo G, Logozzo S. Intraoral scanners in dentistry: a review of the current literature. *BMC Oral Health* 2017;17(1):149.
19. Alharbi N, Osman R, Wismeijer D. Effects of build direction on the mechanical properties of 3d-printed complete coverage interim dental restorations. *J Prosthet Dent* 2016;115(6):760-767.
20. Jasiuk I, Abueidda DW, Kozuch C, Pang S, Su FY, Mckittrick J. An overview on additive manufacturing of polymers. *JOM* 2018;70: 275–283
21. Braian M, Jönsson D, Kevci M, Wennerberg A. Geometrical accuracy of metallic objects produced with additive or subtractive manufacturing: A comparative in vitro study. *Dent Mater* 2018;34(7):978-993.
22. Donmez MB, Okutan Y. Marginal gap and fracture resistance of implant-supported 3D-printed definitive composite crowns: An in vitro study. *J Dent* 2022; 124: 104216.
23. Schweiger J, Edelhoff D, Güth JF. 3D printing in digital prosthetic dentistry: An overview of recent developments in additive manufacturing. *J Clin Med*. 2021;10(9):2010.
24. Standard A. Standard terminology for additive manufacturing technologies. *ASTM Int F2792-12a*. 2012;1–9.
25. Javaid M, Haleem A. Current status and applications of additive manufacturing in dentistry: A literature-based review. *J Oral Biol Craniofac Res* 2019;9(3):179-185.
26. Dawood A, Marti BM, Sauret-Jackson V, Darwood A. 3D printing in dentistry. *Br Dent J* 2015; 219(11):521–9.
27. Lin WS, Harris BT, Pellerito J, Morton D. Fabrication of an interim complete removable dental prosthesis with an in-office digital light processing three-dimensional printer: A proof-of-concept technique. *J Prosthet Dent* 2018;120(3):331-334.
28. Venezia P, Muzio LLO, Furia CDE, Torsello F. Digital manufacturing of occlusal splint: From intraoral scanning to 3D printing. *Journal of Osseointegration* 2019;11(3).
29. Jindal P, Juneja M, Siena FL, Bajaj D, Breedon P. Mechanical and geometric properties of thermoformed and 3D printed clear dental aligners. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2019;156(5):694-701.
30. Scherer MD, Barmak AB, Özcan M, Revilla-León M. Influence of postpolymerization methods and artificial aging procedures on the fracture resistance and flexural strength of a vat-polymerized interim dental material. *J Prosthet Dent* 2022;128(5):1085-1093.
31. Caussin E, Moussally C, Le Goff S, et al. Vat photopolymerization 3d printing in dentistry: a comprehensive review of actual popular technologies. *Materials (Basel)* 2024;17(4):950.

32. Punia U, Kaushik A, Garg RK, Chhabra D, Sharma A. 3D printable biomaterials for dental restoration: A systematic review. *Mater Today Proc* 2022; 63: 566–72.
33. Galante R, Figueiredo-Pina CG, Serro AP. Additive manufacturing of ceramics for dental applications: A review. *Dent Mater* 2019;35(6):825-846.
34. van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dent Mater* 2012;28(1):3-12.
35. Quan H, Zhang T, Xu H, Luo S, Nie J, Zhu X. Photo-curing 3d printing technique and its challenges. *Bioact Mater.* 2020;5(1):110-115.
36. Methani MM, Revilla-León M, Zandinejad A. The potential of additive manufacturing technologies and their processing parameters for the fabrication of all-ceramic crowns: A review. *J Esthet Restor Dent* 2020;32(2):182-192.
37. Jasveer S, Jianbin X. Comparison of Different Types of 3D Printing Technologies. *Int. J. Sci. Res* 2018;8(4)
38. Tsolakis IA, Lyros I, Christopoulou I, Tsolakis AI, Papadopoulos MA. Comparing the accuracy of 3 different liquid crystal display printers for dental model printing. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2024;166(1):7-14.
39. Sim MY, Park JB, Kim DY, Kim HY, Park JM. Dimensional accuracy and surface characteristics of complete-arch cast manufactured by six 3D printers. *Heliyon* 2024;10(10): e30996
40. Methani MM, Cesar PF, de Paula Miranda RB, Morimoto S, Özcan M, Revilla-León M. Additive manufacturing in dentistry: current technologies, clinical applications, and limitations. *Curr Oral Health Rep* 2020; 7: 327–34.
41. Yalçın B, Ergene B, Endüstride yeni eğilim olan 3-b eklemeli imalat yöntemi ve metalurjisi endüstride yeni eğilim olan 3-b eklemeli imalat yöntemi ve metalurjisi. *UTBD* 2017;9(3):65-87
42. Balli, J, Kumpaty, S, Anewenter, V. Continuous Liquid Interface production of 3d objects: an unconventional technology and its challenges and opportunities. *Int Mech Eng Congress Expo* 2017;5:V005T06A038.
43. Çelik İ, Karakoç F, Çakır MC, Duysak A. Hızlı prototipleme teknolojileri ve uygulama alanları. *Dumlupınar Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi* 2013;031:53-70
44. Puebla K, Arcaute K, Quintana R, Wicker RB. Effects of environmental conditions, aging, and build orientations on the mechanical properties of ASTM type I specimens manufactured via stereolithography. *Rapid Prototyp J* 2012;18(5):374–88.
45. You SM, You SG, Kang SY, Bae SY, Kim JH. 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(1):139-145.
46. Revilla-Leon M, Meyers MJ, Zandinejad A, Özcan M. A review on chemical composition, mechanical properties, and manufacturing work flow of additively manufactured current polymers for interim dental restorations. *J Esthet Restor Dent* 2019;31(1):51-57.
47. Nulty A. A comparison of trueness and precision of 12 3D printers used in dentistry. *BDJ Open* 2022;8(1):14.

48. Hong W, Lee YT, Gong H. A study of the staircase effect induced by material shrinkage in rapid prototyping. *Rapid Prototyp J* 2005;11(2):82–9.
49. Favero CS, English JD, Cozad BE, Wirthlin JO, Short MM, Kasper FK. Effect of print layer height and printer type on the accuracy of 3-dimensional printed orthodontic models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2017;152(4):557-565.
50. Lambart AL, Xepapadeas AB, Koos B, Li P, Spintzyk S. Rinsing postprocessing procedure of a 3D-printed orthodontic appliance material: Impact of alternative post-rinsing solutions on the roughness, flexural strength and cytotoxicity. *Dental Materials* 2022;38(8):1344–53.
51. Mostafavi D, Methani MM, Piedra-Cascón W, Zandinejad A, Revilla-León M. Influence of the rinsing postprocessing procedures on the manufacturing accuracy of vat-polymerized dental model material. *J Prosthodont* 2021;30(7):610-616.
52. Kim D, Shim JS, Lee D, Shin SH, Nam NE, Park KH, et al. Effects of post-curing time on the mechanical and color properties of three-dimensional printed crown and bridge materials. *Polymers (Basel)* 2020;12(11):1–20.
53. Bayarsaikhan E, Lim JH, Shin SH, Park KH, Park YB, Lee JH, et al. Effects of postcuring temperature on the mechanical properties and biocompatibility of three-dimensional printed dental resin material. *Polymers (Basel)* 2021;13(8).
54. Ferracane JL. Correlation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resins. *Dent Mater* 1985;1(1):11-14.
55. Caughman WF, Caughman GB, Shiflett RA, Rueggeberg F, Schuster GS. Correlation of cytotoxicity, filler loading and curing time of dental composites. *Biomaterials*.1991;12(8):737-740.
56. Reymus M, Fabritius R, Kebler A, Hickel R, Edelhoff D, Stawarczyk B. Fracture load of 3d-printed fixed dental prostheses compared with milled and conventionally fabricated ones: the impact of resin material, build direction, post-curing, and artificial aging-an in vitro study. *Clin Oral Investig* 2020;24(2):701-710.
57. Wada J, Wada K, Gibreel M, Wakabayashi N, Iwamoto T, Vallittu PK, et al. Effect of nitrogen gas post-curing and printer type on the mechanical properties of 3d-printed hard occlusal splint material. *Polymers (Basel)* 2022;14(19).
58. Lim B, Kim D, Song JS, Kim S, Kim H, Shin Y. Influence of post-curing in nitrogen-saturated condition on the degree of conversion and color stability of 3d-printed resin crowns. *Dent J (Basel)* 2024;12(3):68.
59. Jefferies SR. Abrasive finishing and polishing in restorative dentistry: a state-of-the-art review. *Dent Clin North Am* 2007;51(2):379-ix.
60. Saraç D, Saraç YŞ, Külünk Ş, Kural Ç, Külünk T, Farklı inorganik doldurucu içerikli kompozit rezinlerin renk sabitliği üzerinde polisaj yöntemlerinin ve yüzey verniği uygulamasının etkisi. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2006;23(3):169-175
61. Almejrad L, Yang CC, Morton D, Lin WS. The Effects of Beverages and Surface Treatments on the Color Stability of 3D-Printed Interim Restorations. *J Prosthodont* 2022;31(2):165-170.
62. Guttridge C, Shannon A, O’Sullivan A, O’Sullivan KJ, O’Sullivan LW. Biocompatible 3d printing resins for medical applications: A review of marketed

intended use, biocompatibility certification, and post-processing guidance. *Ann. 3D Print. Med* 2022;5

63. USP, USP VI Classification of plastics <88>Biological reactivity tests in vivo. United States Pharma

64. Aati S, Akram Z, Shrestha B, et al. Effect of post-curing light exposure time on the physico-mechanical properties and cytotoxicity of 3D-printed denture base material. *Dent Mater* 2022;38(1):57-67.

65. Sedrez-Porto JA, Rosa WL, da Silva AF, Münchow EA, Pereira-Cenci T. Endocrown restorations: A systematic review and meta-analysis. *J Dent* 2016;52:8-14.

66. Pissis P. Fabrication of a metal-free ceramic restoration utilizing the monobloc technique. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1995;7(5):83-94.

67. Bindl A, Mörmann WH. Clinical evaluation of adhesively placed cerec endo-crowns after 2 years--preliminary results. *J Adhes Dent* 1999;1(3):255-265.

68. Sedrez-Porto JA, Münchow EA, Valente LL, Cenci MS, Pereira-Cenci T. New material perspective for endocrown restorations: effects on mechanical performance and fracture behavior. *Braz Oral Res* 2019;33:e012.

69. Chang CY, Kuo JS, Lin YS, Chang YH. Fracture resistance and failure modes of cerec endo-crowns and conventional post and core-supported cerec crowns. *J Dent Sci* 2009;4(3):110-7.

70. Lander E, Dietschi D. Endocrowns: a clinical report. *Quintessence Int* 2008;39(2):99-106.

71. Tsai YL, Petsche PE, Anusavice KJ, Yang MC. Influence of glass-ceramic thickness on Hertzian and bulk fracture mechanisms. *Int J Prosthodont* 1998;11(1):27-32.

72. Mörmann WH, Bindl A, Lüthy H, Rathke A. Effects of preparation and luting system on all-ceramic computer-generated crowns. *Int J Prosthodont* 1998;11(4):333-9.

73. Bindl A, Richter B, Mörmann WH. Survival of ceramic computer-aided design/manufacturing crowns bonded to preparations with reduced macroretention geometry. *Int J Prosthodont* 2005;18(3):219-24.

74. El-Damanhoury HM, Haj-Ali RN, Platt JA. Fracture resistance and microleakage of endocrowns utilizing three cad-cam blocks. *Oper Dent* 2015;40(2):201-10.

75. Einhorn M, DuVall N, Wajdowicz M, Brewster J, Roberts H. Preparation Ferrule Design Effect on Endocrown Failure Resistance. *J Prosthodont* 2019;28(1):e237-e242.

76. Biacchi GR, Basting RT. Comparison of fracture strength of endocrowns and glass fiber post-retained conventional crowns. *Oper Dent* 2012;37(2):130-136.

77. Fages M, Bennasar B. The endocrown: a different type of all-ceramic reconstruction for molars. *J Can Dent Assoc.* 2013;79:d140.

78. Rocca GT, Rizcalla N, Krejci I. Fiber-reinforced resin coating for endocrown preparations: a technical report. *Oper Dent* 2013;38(3):242-248.

79. Papalexopoulos D, Samartzi TK, Sarafianou A. A Thorough Analysis of the Endocrown Restoration: A Literature Review. *J Contemp Dent Pract* 2021;22(4):422-426.
80. Fathy H, Hamama HH, El-Wassefy N, Mahmoud SH. Clinical performance of resin-matrix ceramic partial coverage restorations: a systematic review. *Clin Oral Investig* 2022;26(5):3807–22.
81. Soliman M, Alzahrani G, Alabdualataif F, Eldwakhly E, Alsamady S, Aldegheishem A, et al. Impact of Ceramic Material and Preparation Design on Marginal Fit of Endocrown Restorations. *Materials* 2022;15(16).
82. Fassbinder, D.J. Material Matters: A Review of Chairside cad/cam Restorative Materials. *J. Cosmet. Dent.* 2018, 34, 64–74.
83. Darwich MA, Aljareh A, Alhourri N, et al. Biomechanical Assessment of Endodontically Treated Molars Restored by Endocrowns Made from Different CAD/CAM Materials. *Materials (Basel)* 2023;16(2):764.
84. Bao Y. Recent trends in advanced photoinitiators for vat photopolymerization 3d printing. *Macromol Rapid Commun* 2022;43(14):e2200202.
85. Canto-Naves O, Michels K, Figueras-Alvarez O, Fernández-Villar S, Cabratosa-Termes J, Roig M. In vitro comparison of internal and marginal adaptation between printed and milled onlays. *Materials (Basel)* 2023;16(21):6962.
86. Spitznagel FA, Boldt J, Gierthmuehlen PC. Cad/cam ceramic restorative materials for natural teeth. *J Dent Res* 2018;97(10):1082-1091.
87. Peskersoy C, Oguzhan A. Evaluation of the Mechanical and Adhesion Characteristics of Indirect Restorations Manufactured with Three-Dimensional Printing. *Polymers (Basel)* 2024 Mar 1;16(5).
88. Shivaraman, V. In Vitro Comparison Of Marginal And Internal Fit Of 3d Printed Definitive Crowns And Cad Cam Milled Crowns, Ph.D. Thesis, University of British Columbia, 2023
89. Renne W, Ludlow M, Fryml J, Schurch Z, Mennito A, Kessler R, et al. Evaluation of the accuracy of 7 digital scanners: An in vitro analysis based on 3-dimensional comparisons. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2017;118(1):36–42.
90. Maxwell SK, Charles PH, Cassim N, Kairn T, Crowe SB. Assessing the fit of 3D printed bolus from CT, optical scanner and photogrammetry methods. *Phys Eng Sci Med* 2020;43(2):601–7.
91. Mendricky R. Determination of measurement accuracy of optical 3d scanners. *MM Science Journal* 2016;2016(06):1565–72.
92. Yilmaz B, Marques VR, Donmez MB, Cuellar AR, Lu WE, Abou-Ayash S, et al. Influence of 3D analysis software on measured deviations of cad-cam resin crowns from virtual design file: An in-vitro study. *J Dent* 2022;118.
93. Wang W, Yu H, Liu Y, Jiang X, Gao B. Trueness analysis of zirconia crowns fabricated with 3-dimensional printing. *J Prosthet Dent* 2019;121(2):285–91.
94. Gurpinar B, Tak O. Effect of pulp chamber depth on the accuracy of endocrown scans made with different intraoral scanners versus an industrial scanner: An in vitro study. *J Prosthet Dent* 2022;127(3):430-437.

95. Richert R, Goujat A, Venet L, et al. Intraoral Scanner Technologies: A Review to Make a Successful Impression. *J Healthc Eng* 2017;2017:8427595.
96. Praschl C, Krauss O. Extending 3d geometric file formats for geospatial applications. *Applied Geomatics*. 2024;16(1):161–80.
97. Erozan Ç, Ozan O. Evaluation of the precision of different intraoral scanner-computer aided design (cad) software combinations in digital dentistry. *Med Sci Monit* 2020;26:e918529.
98. Wöstmann B, Rehmann P, Balkenhol M. Accuracy of impressions obtained with dual-arch trays. *Int J Prosthodont* 2009;22(2):158–60.
99. Christensen GJ. Will digital impressions eliminate the current problems with conventional impressions?. *J Am Dent Assoc* 2008;139(6):761-763.
100. Chandran DT, Jagger DC, Jagger RG, Barbour ME. Two- and three-dimensional accuracy of dental impression materials: effects of storage time and moisture contamination. *Biomed Mater Eng* 2010;20(5):243-249.
101. Ender A, Mehl A. Accuracy in dental medicine, a new way to measure trueness and precision. *J Vis Exp* 2014;(86):51374.
102. Cai HX, Jia Q, Shi H, et al. Accuracy and precision evaluation of international standard spherical model by digital dental scanners. *Scanning* 2020;2020:1714642.
103. Çakmak G, Donmez MB, Cuellar AR, Kahveci Ç, Schimmel M, Yilmaz B. Additive or subtractive manufacturing of crown patterns used for pressing or casting: A trueness analysis. *J Dent* 2022;124.
104. Molinero-Mourelle P, Limones A, Güven ME, et al. Manufacturing Accuracy, Intaglio Surface Adaptation, and Survival of Additively and Subtractively Manufactured Definitive Resin Crowns After Cyclic Loading: An In Vitro Study. *Int J Prosthodont* 2024;37(7):175-185.
105. Jacobs MS, Windeler AS. An investigation of dental luting cement solubility as a function of the marginal gap. *J Prosthet Dent* 1991;65(3):436–42.
106. Hunter AJ, Hunter AR. Gingival margins for crowns: A review and discussion. Part II: Discrepancies and configurations. *J Prosthet Dent* 1990;64(6):636–42.
107. Felton DA, Kanoy BE, Bayne SC, Wirthman GP. Effect of in vivo crown margin discrepancies on periodontal health. *J Prosthet Dent*. 1991;65(3):357–64
108. Grajower R, Zuberi Y, Lewinstein I. Improving the fit of crowns with die spacers. *J Prosthet Dent* 1989;61(5):555-563.
109. Lai YC, Yang CC, Levon JA, Chu TG, Morton D, Lin WS. The effects of additive manufacturing technologies and finish line designs on the trueness and dimensional stability of 3D-printed dies. *J Prosthodont* 2023;32(6):519-526.
110. Kim JH, Kwon JS, Park JM, Lo Russo L, Shim JS. Effects of postpolymerization conditions on the physical properties, cytotoxicity, and dimensional accuracy of a 3D printed dental restorative material. *J Prosthet Dent* 2024;132(1):241-250.
111. Piedra-Cascon W, Krishnamurthy VR, Att W, Revilla-León M. 3D printing parameters, supporting structures, slicing, and post-processing procedures of vat-

polymerization additive manufacturing technologies: A narrative review. *J Dent* 2021;109:103630.

112. Hai PN, Son TM, Anh NV, Ngoc VTN, Tra NT. Effect of horizontal resolution of printer on trueness of 3d-printed provisional crown: An in vitro study. *European J Gen Dent*. 2023;12(1):34–41.

113. Bradley C, Currie B. Advances in the field of reverse engineering. *Comput Aided Des Appl*. 2005;2(5):697–706.

114. Ronsivalle V, Ruiz F, Lo Giudice A, Carli E, Venezia P, Isola G, et al. From reverse engineering software to cad-cam systems: how digital environment has influenced the clinical applications in modern dentistry and orthodontics. *Appl. Sci*. 2023;13(8).

115. Wang, W. *Reverse Engineering: Technology of Reinvention* (1st ed.). CRC Press 2010.

116. Gerbino S, Martorelli M, Renno F, Speranza D, Cheap photogrammetry versus expensive reverse engineering techniques in 3d model acquisition and shape reconstruction, the 8th International Design Conference, 2004, Dubrovnik, Croatia, 749-754.

117. Cakmak G, Marques VR, Donmez MB, Lu WE, Abou-Ayash S, Yilmaz B. Comparison of measured deviations in digital implant scans depending on software and operator. *J Dent* 2022;122:104154.

118. Park GH, Son K, Lee KB. Feasibility of using an intraoral scanner for a complete-arch digital scan. *J Prosthet Dent* 2019;121(5):803-810.

119. International Organization for Standardization. ISO 12836. Dentistry- digitizing devices for cad/cam systems for indirect dental restorations: test methods for assessing accuracy. Geneva: ISO; 2015. Available at: <https://www.iso.org/obp/ui/#iso:std:iso:12836:ed-2:v1:en>.

120. Wang C, Shi YF, Xie PJ, Wu JH. Accuracy of digital complete dentures: A systematic review of in vitro studies. *J Prosthet Dent* 2021;125(2):249-256.

121. Ender A, Zimmermann M, Mehl A. Accuracy of complete- and partial-arch impressions of actual intraoral scanning systems in vitro. *Int J Comput Dent* 2019;22(1):11-19.

122. O'Toole S, Osnes C, Bartlett D, Keeling A. Investigation into the accuracy and measurement methods of sequential 3D dental scan alignment. *Dent Mater* 2019;35(3):495-500.

123. Son K, Lee WS, Lee KB. Effect of Different Software Programs on the Accuracy of Dental Scanner Using Three-Dimensional Analysis. *Int J Environ Res Public Health* 2021;18(16):8449.

124. 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.

125. Furtado de Mendonca A, Shahmoradi M, Gouvêa CVD, De Souza GM, Ellakwa A. Microstructural and Mechanical Characterization of cad/cam materials for Monolithic Dental Restorations. *J Prosthodont* 2019;28(2):e587-e594.

126. Attaran M. The rise of 3-d printing: The advantages of additive manufacturing over traditional manufacturing. *Bus.Horiz* 2017;60:677-688.

127. Balestra D, Lowther M, Goracci C, et al. 3D Printed Materials for Permanent Restorations in Indirect Restorative and Prosthetic Dentistry: A Critical Review of the Literature. *Materials (Basel)* 2024;17(6):1380.
128. Lerner H, Nagy K, Pranno N, Zarone F, Admakin O, Mangano F. Trueness and precision of 3d-printed versus milled monolithic zirconia crowns: An in vitro study. *J Dent* 2021;113:103792.
129. Arafa A, Ziada A. Marginal adaptability and fracture resistance of endodontically treated premolars restored with 3d printed and milled endocrowns. *Egypt Dent J.* 2023;69(3):2137–52.
130. Alharbi N, Alharbi S, Cuijpers VMJI, Osman RB, Wismeijer D. Three-dimensional evaluation of marginal and internal fit of 3d-printed interim restorations fabricated on different finish line designs. *J Prosthodont Res.* 2018;62(2):218–26.
131. Kakinuma H, Izumita K, Yoda N, Egusa H, Sasaki K. Comparison of the accuracy of resin-composite crowns fabricated by three-dimensional printing and milling methods. *Dent Mater J* 2022;41(6):808–15.
132. Lin CL, Chang YH, Hsieh SK, Chang WJ. Estimation of the failure risk of a maxillary premolar with different crack depths with endodontic treatment by computer-aided design/computer-aided manufacturing ceramic restorations. *J Endod* 2013;39(3):375-379.
133. Vag J, Nagy Z, Bocklet C, et al. Marginal and internal fit of full ceramic crowns milled using cadcam systems on cadaver full arch scans. *BMC Oral Health* 2020;20(1):189.
134. Gaintantzopoulou M, El-Damanhoury H. Effect of preparation depth on the marginal and internal adaptation of computer-aided design/computer-assisted manufacture endocrowns. *Oper Dent.* 2016;41(6):607–16.
135. Shin Y, Park S, Park JW, Kim KM, Park YB, Roh BD. Evaluation of the marginal and internal discrepancies of cad-cam endocrowns with different cavity depths: An in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2017;117(1):109–15.
136. Pacquet W, Tapie L, Mawussi B, Boitelle P. Volumetric and dimensional accuracy assessment of cad-cam–manufactured dental prostheses from different materials. *J Prosthet Dent* 2023 Jan;129(1):150–9.
137. Hassanpour M, Narongdej P, Alterman N, Moghtadernejad S, Barjasteh E. Effects of post-processing parameters on 3d-printed dental appliances: A review. *Polymers (Basel)* 2024;16(19):2795.
138. Zimmermann M, Ender A, Egli G, Özcan M, Mehl A. Fracture load of cad/cam-fabricated and 3d-printed composite crowns as a function of material thickness. *Clin Oral Investig* 2019;23(6):2777-2784.
139. Corbani K, Hardan L, Skienhe H, Özcan M, Alharbi N, Salameh Z. Effect of material thickness on the fracture resistance and failure pattern of 3d-printed composite crowns. *Int J Comput Dent* 2020;23(3):225–33.
140. Kihara H, Sugawara S, Yokota J, Takafuji K, Fukazawa S, Tamada A, et al. Applications of three-dimensional printers in prosthetic dentistry. *J Oral Sci* 2021;63(3):212–6.

141. Shim JS, Kim JE, Jeong SH, Choi YJ, Ryu JJ. Printing accuracy, mechanical properties, surface characteristics, and microbial adhesion of 3d-printed resins with various printing orientations. *J Prosthet Dent* 2020;124(4):468–75.
142. Tian Y, Chen C, Xu X, et al. A Review of 3d Printing in Dentistry: Technologies, Affecting Factors, and Applications. *Scanning* 2021;2021:9950131.
143. Kim D, Shim JS, Lee D, et al. Effects of Post-Curing Time on the Mechanical and Color Properties of Three-Dimensional Printed Crown and Bridge Materials. *Polymers (Basel)* 2020;12(11):2762.
144. Unkovskiy A, Bui PHB, Schille C, Geis-Gerstorfer J, Huettig F, Spintzyk S. Objects build orientation, positioning, and curing influence dimensional accuracy and flexural properties of stereolithographically printed resin. *Dental Materials* 2018;34(12):e324–33.
145. Alharbi N, Osman RB, Wismeijer D. Factors Influencing the dimensional accuracy of 3d-printed full-coverage dental restorations using stereolithography technology. *Int J Prosthodont* 2016;29(5):503–10.
146. Revilla-Leon M, Supaphakorn A, Barmak AB, Rutkunas V, Kois JC. Influence of print orientation on the intaglio surface accuracy (trueness and precision) of tilting stereolithography definitive resin-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 2023.
147. You SM, You SG, Kang SY, Bae SY, Kim JH. 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(1):139-145.
148. Hasanzade M, Yaghoobi N, Nematollahi P, Ghazanfari R. Comparison of the marginal and internal fit of pmma interim crowns printed with different layer thicknesses in 3d-printing technique. *Clin Exp Dent Res* 2023;9(5):832–9.
149. Borella PS, Alvares LAS, Ribeiro MTH, Moura GF, Soares CJ, Zancopé K, et al. Physical and mechanical properties of four 3d-printed resins at two different thick layers: An in vitro comparative study. *Dent Mater.* 2023;39(8):686–92.
150. Hwangbo NK, Nam NE, Choi JH, Kim JE. Effects of the washing time and washing solution on the biocompatibility and mechanical properties of 3d printed dental resin materials. *Polymers (Basel)* 2021;13(24):4410.
151. Short DB, Sirinterlikci A, Badger P, Artieri B. Environmental, health, and safety issues in rapid prototyping. *Rapid Prototyp J* 2015;21(1):105–10.
152. Dahl JE, Stenhagen ISR. Optimizing quality and safety of dental materials. *Eur J Oral Sci* 2018;126(S1):102–5.
153. Linares-Alvelais JAR, Figueroa-Cavazos JO, Chuck-Hernandez C, Siller HR, Rodríguez CA, Martínez-López JI. Hydrostatic high-pressure post-processing of specimens fabricated by dlp, sla, and fdm: an alternative for the sterilization of polymer-based biomedical devices. *Materials (Basel)* 2018;11(12):2540.
154. Gonzalez G, Baruffaldi D, Martinengo C, et al. Materials Testing for the development of biocompatible devices through vat-polymerization 3d printing. *Nanomaterials (Basel)* 2020;10(9):1788.
155. Xu Y, Xepapadeas AB, Koos B, Geis-Gerstorfer J, Li P, Spintzyk S. Effect of post-rinsing time on the mechanical strength and cytotoxicity of a 3d printed orthodontic splint material. *Dent Mater.* 2021;37(5):e314–27.

156. Stansbury JW, Idacavage MJ. 3D printing with polymers: Challenges among expanding options and opportunities. *Dent Mater.* 2016;32(1):54-64.
157. Jindal P, Juneja M, Bajaj D, Siena FL, Breedon P. Effects of post-curing conditions on mechanical properties of 3d printed clear dental aligners. *Rapid Prototyp J* 2020;26(8):1337–44.
158. Tzeng JJ, Yang TS, Lee WF, Chen H, Chang HM. Mechanical properties and biocompatibility of urethane acrylate-based 3d-printed denture base resin. *Polymers (Basel)* 2021;13(5):822.
159. Karakurt I, Lin L. 3D printing technologies: techniques, materials, and post-processing. *Curr Opin Chem Eng* 2020;28:134–43
160. Reymus M, Lümke mann N, Stawarczyk B. 3D-printed material for temporary restorations: impact of print layer thickness and post-curing method on degree of conversion. *Int J Comput Dent* 2019;22(3):231-237.
161. Kang MJ, Lim JH, Lee CG, Kim JE. Effects of post-curing light intensity on the mechanical properties and three-dimensional printing accuracy of interim dental material. *Materials (Basel)* 2022;15(19):6889.
162. Lee BI, You SG, You SM, Kim DY, Kim JH. Evaluating the accuracy (trueness and precision) of interim crowns manufactured using digital light processing according to post-curing time: An in vitro study. *J Adv Prosthodont* 2021;13(2):89.
163. Vara R, Lin W, Low JK, Smith D, Grimm A, Calvert G, et al. Assessing the impact of resin type, post-processing technique, and arch location on the trueness and precision of 3d-printed full-arch implant surgical guides. *Appl. Sci* 2023;13(4):2491.
164. Reymus M, Fabritius R, Kebler A, Hickel R, Edelhoff D, Stawarczyk B. Fracture load of 3d-printed fixed dental prostheses compared with milled and conventionally fabricated ones: the impact of resin material, build direction, post-curing, and artificial aging—an in vitro study. *Clin Oral Investig* 2020;24(2):701–10.
165. Katheng A, Kanazawa M, Iwaki M, Minakuchi S. Evaluation of dimensional accuracy and degree of polymerization of stereolithography photopolymer resin under different postpolymerization conditions: An in vitro study. *J Prosthet Dent* 2021;125(4):695-702.
166. Revilla-Leon M, Özcan M. Additive Manufacturing Technologies Used for processing polymers: current status and potential application in prosthetic dentistry. *J Prosthodont* 2019;28(2):146-158
167. Etemad-Shahidi Y, Qallandar OB, Evenden J, Alifui-Segbaya F, Ahmed KE. Accuracy of 3-dimensionally printed full-arch dental models: A systematic review. *J Clin Med.* 2020;9(10):3357.
168. Nulty A. A comparison of trueness and precision of 12 3d printers used in dentistry. *BDJ Open* 2022;8(1):14.
169. Katheng A, Kanazawa M, Iwaki M, Minakuchi S. Evaluation of dimensional accuracy and degree of polymerization of stereolithography photopolymer resin under different postpolymerization conditions: An in vitro study. *J Prosthet Dent* 2021;125(4):695–702.
170. Cao J, Liu X, Cameron A, Aarts J, Choi JJE. Influence of different post-processing methods on the dimensional accuracy of 3d-printed photopolymers for

dental crown applications - A systematic review. *J Mech Behav Biomed Mater* 2024;150:106314.

171. Cho HS, Park WS, Choi BW, Leu MC. Determining optimal parameters for stereolithography processes via genetic algorithm. *J Manuf Syst* 2000;19(1):18–27.

172. Ide Y, Nayar S, Logan H, Gallagher B, Wolfaardt J. The effect of the angle of acuteness of additive manufactured models and the direction of printing on the dimensional fidelity: clinical implications. *Odontology*. 2017;105(1):108–15.

173. Braian M, Jimbo R, Wennerberg A. Production tolerance of additive manufactured polymeric objects for clinical applications. *Dent Mater* 2016;32(7):853–61.

174. International Organization for Standardization. Accuracy (trueness and precision) of measurement methods and results e Part 1: General principles and definitions (ISO 5725e1:1994). Berlin: Beuth Verlag GmbH;1997.

175. Çakmak G, Donmez MB, Atalay S, Yilmaz H, Kökat AM, Yilmaz B. Accuracy of single implant scans with a combined healing abutment-scan body system and different intraoral scanners: An in vitro study. *J Dent* 2021;113:103773.

176. Revilla-Leon M, Kois DE, Kois JC. A guide for maximizing the accuracy of intraoral digital scans. Part 1: Operator factors. *J Esthet Restor Dent* 2023;35(1):230-240.

177. Revilla-Leon M, Subramanian SG, Att W, Krishnamurthy VR. Analysis of different illuminance of the room lighting condition on the accuracy (trueness and precision) of an intraoral scanner. *J Prosthodont* 2021;30(2):157-162.

178. Park GH, Son K, Lee KB. Feasibility of using an intraoral scanner for a complete-arch digital scan. *J Prosthet Dent* 2019;121(5):803–10.

179. Yu BY, Son K, Lee KB. Evaluation of intaglio surface trueness and margin quality of interim crowns in accordance with the build angle of stereolithography apparatus 3-dimensional printing. *J Prosthet Dent* 2021;126(2):231-237.

180. Lee BI, You SG, You SM, Kim DY, Kim JH. Evaluating the accuracy (trueness and precision) of interim crowns manufactured using digital light processing according to post-curing time: An in vitro study. *J Adv Prosthodont*.2021;13(2):89.

181. Ender A, Attin T, Mehl A. In vivo precision of conventional and digital methods of obtaining complete-arch dental impressions. *J Prosthet Dent* 2016;115(3):313–20.

182. Moron-Conejo B, Lopez-Vilagran J, Cáceres D, Berrendero S, Pradies G. Accuracy of five different 3d printing workflows for dental models comparing industrial and dental desktop printers. *Clin Oral Investig* 2022 ;27(6):2521–32.

183. Wu D, Zhao Z, Zhang Q, Qi HJ, Fang D. Mechanics of shape distortion of dlp 3d printed structures during uv post-curing. *Soft Matter* 2019;15(30):6151–9.

184. Park C, Kim MH, Hong SM, Go JS, Shin BS. A Study on the comparison mechanical properties of 3d printing prototypes with laminating direction. *J. Korean Soc. Manuf. Technol. Eng* 2015;24(3):334–41

EKLER

EK 1. ETİK KURUL ONAYI

T.C.
AFYONKARAHİSAR SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARARLARI

Toplantı Tarihi	01.12.2023	Toplantı Numarası	2023/12	Toplantı Saati	09:00	Etik Kurul Kodu	2011-KAEK-2
528- Dr. Öğr. Üyesi Safa ÖZDEN'in sorumluluğunda yürütülecek olan “Kürlenme Süresinin 3 Boyutlu Yazıcı ve Farklı Daimi Reçineler ile Üretilen Endokronların Yüzey Doğruluğu Üzerindeki Etkisinin İncelenmesi” konulu <u>Girişimsel Olmayan</u> Klinik Araştırmalar için başvuru dosyası incelendi. Araştırma protokolüne uyularak, Sağlık Bakanlığı'nın 13.04.2013 tarih 28617 sayılı Klinik Araştırmalar Hakkındaki Yönetmeliği ve yayımlanan kılavuzlarında belirtilen hususlar dikkate alınarak, sorumluluk araştırmacılara ait olmak üzere araştırmanın yapılmasında etik sakınca olmadığına toplantıya katılan üyelerin oy birliği ile karar verildi.							

EK 2. İNTİHAL RAPORU

123456

ORİJİNALLIK RAPORU

%**8**

BENZERLİK ENDEKSİ

%**6**

İNTERNET KAYNAKLARI

%**4**

YAYINLAR

%**2**

ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

TÜM KAYNAKLARI EŞLEŞTİR (SADECE SEÇİLİ OLAN KAYNAĞI YAZDIR)

%3

★ **acikbilim.yok.gov.tr**

İnternet Kaynağı

Alıntıları çıkart

Kapat

Eşleşmeleri çıkar

Kapat

Bibliyografyayı Çıkart

Kapat