



T.C.

ALTINBAŞ ÜNİVERSİTESİ

Lisansüstü Eğitim Enstitüsü

Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı

**FARKLI CAD/CAM YAZILIMLARI
KULLANILARAK EKLEMELİ METOT İLE
ÜRETİLEN KRONLARIN MARJİNAL VE
İTERNAL UYUMUNUN PREPARASYON
TİPLERİNE GÖRE DEĞERLENDİRİLMESİ**

Görkem MÜMTAZ

Doktora Tezi

Danışman

Dr. Öğr. Üyesi Beril KOYUNCU

İstanbul, 2025

**FARKLI CAD/CAM YAZILIMLARI KULLANILARAK
EKLEMELİ METOT İLE ÜRETİLEN KRONLARIN MARJİNAL
VE İTERNAL UYUMUNUN PREPARASYON TİPLERİNE GÖRE
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Görkem MÜMTAZ

Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı

Doktora Tezi

ALTINBAŞ ÜNİVERSİTESİ

2025

“Görkem MÜMTAZ” tarafından hazırlanmış ve 18/06/2025 tarihinde sunulmuş “FARKLI CAD/CAM YAZILIMLARI KULLANILARAK EKLEMELİ METOT İLE ÜRETİLEN KRONLARIN MARJİNAL VE İNTERNAL UYUMUNUN PREPARASYON TİPLERİNE GÖRE DEĞERLENDİRİLMESİ” başlıklı tez Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalında Doktora Tezi olarak **oy birliği** ile kabul edilmiştir.

Dr. Öğr. Üyesi Beril KOYUNCU
Danışman

Tez Savunma Sınavı Jüri Üyeleri:

Doç. Dr. Meltem MERT EREN

Klinik Bilimler Bölümü,
İstanbul Sağlık ve Teknoloji
Üniversitesi

Doç. Dr. Ayşe ATAY

Klinik Bilimler Bölümü,
Altınbaş Üniversitesi

Doç. Dr. Rana TURUNÇ

Klinik Bilimler Bölümü,
Altınbaş Üniversitesi

Dr. Öğr. Üyesi Demet Çağıl
AYVALIOĞLU ŞAMILOĞLU

Klinik Bilimler Bölümü,
İstanbul Sağlık ve Teknoloji
Üniversitesi

Dr. Öğr. Üyesi Elif Ezgi OĞUZ

Klinik Bilimler Bölümü,
Altınbaş Üniversitesi

Bu tezin Doktora Tezi olarak bütün şartları sağladığını beyan ederim.

Bu tezdeki tüm bilgilerin akademik kurallara ve etik davranışlara uygun olarak edinildiğini ve sunulduğunu beyan ederim. Ayrıca, bu kuralların ve davranışların gerektirdiği şekilde, bu çalışmada, orijinal olmayan tüm materyalleri ve sonuçları tamamen alıntı yaptığımı ve referans gösterdiğimi de beyan ederim.

Görkem MÜMTAZ

İmzası

XXXXXXXXXX

TEŞEKKÜR

Eğitim ve öğretim hayatımda benden desteğini esirgemeyen annem Emel MÜMTAZ ve babam Zafer MÜMTAZ'A

Her koşulda beni destekleyen ablam Damla MÜMTAZ'A

Doktora eğitim sürecimde akıl hocam olan Doç.Dr. Meltem MERT EREN'e

Tez süresince bana bilgileriyle yol gösteren Dr. Öğr. Üyesi Beril KOYUNCU'YA

Asistanlık süresi boyunca çekinmeden kapısını çalabildiğim ve bildiklerini paylaşma konusunda cömertlikleriyle Dr. Öğr. Üyesi Demet Çağıl AYVALIOĞLU ŞAMİLOĞLU'NA

Tezimin üretim süresince bende desteğini esirgemeyen DENTASİM DİŞ Laboratuvarı'na

Sonsuz teşekkür ediyorum.

ÖZET

FARKLI CAD/CAM YAZILIMLARI KULLANILARAK EKLEMELİ METOT İLE ÜRETİLEN KRONLARIN MARJİNAL VE İNTERNAL UYUMUNUN PREPARASYON TİPLERİNE GÖRE DEĞERLENDİRİLMESİ

MÜMTAZ, Görkem

Doktora, Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı, Altınbaş Üniversitesi

Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Beril KOYUNCU

Tarih: 06/2025

Sayfa: 98

Amaç: Bu in vitro çalışmada amaç farklı kesim teknikleri ile prepare edilen dişlere, farklı alt yapı üretim yazılımları ve farklı rezin nanohibrit materyaller kullanılarak üretilen kuronların marjinal ve internal uyumlarının karşılaştırılmasıdır.

Yöntem: 3 farklı kesim tipi ile prepare edilmiş dişler (knife edge, chamfer, shoulder) üzerine 2 farklı markaya ait rezin nanohibrit materyali (Saremco, Crowntec, Saremco Dental AG, Rebstein, Switzerland ve VarseoSmile Triniq, Bego, Bremen, Almanya) ve 2 farklı alt yapı üretim yazılımı (Exocad DentalCAD; Exocad GmbH ve 3Shape dental designer, 3Shape A/S, Kopenhag, Danimarka) kullanılarak kuronlar Asiga Max UV cihazı ile üretildi ve gruplara ayrıldı. Kuronların marjinal aralık ve internal aralık değerleri silikon replika yöntemi ile x40 büyütme ışık mikroskopu altında ölçüldü. Elde edilen veriler IBM SPSS 22 ile analiz edildi. Verilerin analizinde Three-Way ANOVA ve Post-Hoc Tukey testleri kullanıldı.

Bulgular: Yapılan ölçümler sonucunda kesim tipinin marjinal ve internal uyuma etki ettiği görülmüştür ($p<0,001$; $p<0,05$). Marjinal uyuma kullanılan alt yapı sisteminin bir etkisi olmadığı anlaşılmıştır ($p>0,05$). Kullanılan materyalin marjinal uyuma etki ettiği anlaşılmıştır ($p<0,007$; $p<0,05$). Alt yapı sistemlerinin internal uyuma sadece okluzal bölgede

etki ettiği görölmüştür ($p:0,008$; $p<0,05$). Kullanılan materyallerin marjinal uyuma etki ettiği gözlenmiştir ($p:0,007$; $p<0,05$). Marjin bölgesinde yapılan ölçümler sonucunda 3Shape alt yapı yazılımı ile tasarlanan, Saremco Crowntec materyali kullanılan ve shoulder kesim tipi ile prepare edilen kuronların marjinal uyum değeri 120 mikron iken Bego Triniq materyali kullanılan, Exo-Cad alt yapı sistemi ile tasarlanan ve Knife edge kesim tipine sahip kuronların marjinal uyum değeri 80.97 mikron olarak ölçölmüştür. Shoulder kesim tipi ile prepare edilen modeller üzerinde 3Shape alt yapı yazılımı ile tasarlanan, Saremco Crowntec materyali ile üretilen kuronların aksiyel duvarlarındaki internal aralığı 151,59 mikron ölçölmüştür. 3Shape alt yapı yazılımı ile tasarlanan knife edge ile prepare edilen, 3Shape alt yapı sistemi ile tasarlanan Bego Triniq materyalinin aksiyel duvarlardaki internal aralığı 107,2 mikron olarak ölçölmüştür. 3Shape alt yapı yazılım sistemi ile tasarlanan, Bego Triniq materyali kullanılan, knife edge kesim tipi ile prepare edilen modellerin oklüzal marjin aralığı 145,38 mikron olarak ölçölmüştür. Exo-Cad alt yapı yazılımı ile tasarlanan, Bego Triniq materyali kullanılan, shoulder kesim tipine sahip modellerin oklüzal internal aralığı 188,83 mikron olarak ölçölmüştür.

Sonuç: Marjinal ve internal uyum değeri bölge bölge farklılık göstermektedir. Altyapı yazılım sistemlerinin daimi rezin kuron üretimi için materyal olarak seçenek sunması gerekmektedir. İlâveten daimi rezin kuronlar gelişime ihtiyaç duymaktadır.

Anahtar Kelimeler: Rezin Kuron, İnternal Aralık, Marjinal Uyum, DLP, Exo-CAD.

ABSTRACT

EVALUATION OF THE MARGINAL AND INTERNAL FIT OF CROWNS FABRICATED BY ADDITIVE MANUFACTURING USING DIFFERENT CAD-CAM SOFTWARE ACCORDING TO VARIOUS PREPARATION TYPES

MÜMTAZ, Görkem

PhD., Department of Prosthodontics, Altınbaş University

Supervisor: Asst. Prof. Dr. Beril KOYUNCU

Date: 06/2025

Pages: 98

Purpose: The aim of this in vitro study is to investigate the effect of different design software programs and various tooth preparation techniques on the marginal and internal fit of crowns fabricated using different resin nanohybrid materials

Materials and Method: Teeth were prepared with three different finish line designs (knife-edge, chamfer, and shoulder). Crowns were fabricated on the prepared teeth using two different brands of resin nanohybrid materials (Saremco, Crowntec, Saremco Dental AG, Rebstein, Switzerland ve VarseoSmile Triniq, Bego, Bremen, Almanya) and two different CAD software programs (Exocad DentalCAD; Exocad GmbH ve 3Shape dental designer, 3Shape A/S, Copenhagen, Denmark) The restorations were fabricated using the Asiga Max UV device. Marginal and internal gap values were measured using the silicone replica technique under a light microscope at $\times 40$ magnification. Three-way ANOVA and Post Hoc Tukey tests were performed in order to analyze the obtained data using IBM SPSS version 22.

Results: As a result of the measurements, it was found that the type of tooth preparation had a significant effect on both marginal and internal fit ($p = 0.001$; $p < 0.05$). The CAD software used had no significant effect on marginal fit ($p > 0.05$). However, the type of material used

significantly affected the marginal fit ($p = 0.007$; $p < 0.05$). The infrastructure software was found to affect internal fit only in the occlusal region ($p = 0.008$; $p < 0.05$). Additionally, the materials used also had a significant impact on marginal fit ($p = 0.007$; $p < 0.05$). As a result, the marginal gap value of crowns designed using the 3Shape CAD software, fabricated with Saremco Crowntec material, and prepared with the shoulder finish line was measured as 120 μm , whereas the marginal gap value of crowns fabricated using Bego TriniQ material, designed with the Exo-CAD software, and prepared with a knife-edge finish line was measured as 80.97 μm . On models prepared with the shoulder finish line, the internal gap at the axial walls of crowns designed using the 3Shape software and fabricated with Saremco Crowntec material was measured as 151.59 μm . For crowns designed with the 3Shape software, prepared with the knife-edge technique, and fabricated using Bego TriniQ material, the internal gap at the axial walls was measured as 107.2 μm . The occlusal marginal gap of models prepared with the knife-edge finish line, designed using 3Shape, and fabricated with Bego TriniQ material was recorded as 145.38 μm . Lastly, the occlusal internal gap of models prepared with the shoulder finish line, designed using Exo-CAD, and fabricated with Bego TriniQ material was measured as 188.83 μm .

Conclusion: Marginal and internal fit values vary depending on the measured region. CAD software systems should provide material options for the fabrication of permanent resin crowns. Additionally, permanent resin crowns require further development and improvement.

Keywords: Resin Crown, Internal Gap, Marginal Gap, DLP, Exo-CAD.

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖZET	vi
ABSTRACT	viii
ŞEKİL LİSTESİ	xiii
TABLO LİSTESİ.....	xvi
KISALTMALAR.....	xvii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1 SABİT PROTETİK RESTORASYONLAR	3
2.2 CAD- CAM	4
2.3 CAD/CAM YAZILIM PROGRAMLARI	5
2.4 SABİT RESTORASYON ÜRETİM TEKNİKLERİ	6
2.4.1 Kayıp Mum Tekniği	6
2.4.2 Eksiltme Yöntemi	7
2.4.2.1 Bilgisayar destekli tasarım ve üretim (CAD/CAM) yöntemi.....	7
2.4.2.2 Kopya freze tekniği	8
2.4.3 Ekleme Yöntemi	8
2.4.3.1 Stereolitografi (SLA).....	10
2.4.3.2 Digital light processing (DLP)	11
2.4.3.3 Liquid crystal display (LCD).....	13
2.4.3.4 Selective laser melting (SLM) and selective laser sinthering (SLS)	14
2.4.3.5 Polyjet.....	15
2.4.3.6 Sürekli sıvı arayüzü üretimi (CLIP) teknolojisi	15

2.5 METAL ALTYAPISIZ RESTORASYON MATERYALLERİ	16
2.5.1 Cam Matriks Seramikler	16
2.5.1.1 Feldspat	16
2.5.1.2 Sentetik	17
2.5.2 Cam İnfiltrasyon	17
2.5.3 Polikristalin Seramikler	18
2.5.3.1 Alumina	18
2.5.3.2 Stabilize zirkonya	18
2.5.3.3 Zirkonya ile güçlendirilmiş alumina ve alumina ile güçlendirilmiş alumina	19
2.5.4 Rezin Matriks Seramikler	19
2.5.4.1 Reçine-matrisli seramiklerin bileşimi	19
2.6 EKLEMELİ METHOTTA KULLANILAN MATERYALLER	20
2.6.1 Polimerler	20
2.6.1.1 Fotopolimerler	20
2.6.1.2 Vinil polimerler	20
2.6.2 Seramikler	21
2.6.3 Metaller	22
2.7 DİŞ PREPARASYON	22
2.8 PREPARASYON BİTİM TÜRLERİ	23
2.9 ÖLÇÜ	24
2.9.1 Ağız İçi Tarayıcılar	24
2.9.1.1 Ağız içi tarayıcıların çalışma prensipleri	25
2.9.2 Masaüstü / Model Tarayıcıları	26
2.10 MARJİNAL VE İNTERNAL UYUM	26

2.10.1 Diş Hekimliğinde Marjinal ve İnternal Uyum Metotları.....	26
2.10.1.1 GÜDÜK ÜZERİNDEN DİREK ÖLÇÜM	27
2.10.1.2 Rezin replika tekniği.....	27
2.10.1.3 Kesit alma yöntemi.....	27
2.10.1.4 Silikon replika yöntemi	28
2.10.1.5 X ışınları ile üç boyutlu taranarak görüntüleme	28
3. MATERYAL VE METOT	29
3.1 POWER ANALİZ	29
3.2 ANA MODELİN HAZIRLANMASI.....	31
3.3 FARKLI KESİM TİPLERİNE AİT DİŞLERİN DUPLİKE EDİLMESİ	32
3.4 3SHAPE AĞIZ İÇİ TARAYICISI İLE PREPARE EDİLMİŞ DİŞ MODELLERİNİN TARANMASI	34
3.5 ELDE EDİLEN DİŞ MODELLERİNDEN ALINAN ÖLÇÜLER ÜZERİNDE, FARKLI CAD/CAM YAZILIM SİSTEMLERİNDE KURON TASARIMI	35
3.6 TASARIMI YAPILMIŞ OLAN KURONLARIN ÜRETİLMESİ.....	37
3.7 ÖLÇÜMLER	38
3.7.1 Silikon Replikaların Elde Edilmesi	39
3.7.2 Işık Mikroskopu ile Fotoğrafların Elde Edilmesi ve Ölçüm Noktaları	41
3.8 ARAŞTIRMADA KULLANILAN MATERYALLERİN BİRLEŞENLERİ.....	45
3.9 İSTATİSTİKSEL İNCELEME	46
4. BULGULAR	47
4.1 MARJİNAL UYUM.....	47
4.2 OKLUZAL ARALIK	55
5. TARTIŞMA.....	59
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER.....	70
REFERANSLAR	71

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 2.1: Exo-Cad Yazılım Sistemi.....	6
Şekil 2.2: Restorasyon Üretim Biçimleri Sınıflaması.	6
Şekil 2 3: SLA Teknolojisine Sahip 3D Yazıcının Görüntüsü [31].	11
Şekil 2.4: DLP Teknolojisine Sahip 3D Yazıcının Görüntüsü [34].	12
Şekil 2.5: LCD Teknolojisine Sahip 3D Yazıcının Görüntüsü [35].....	13
Şekil 2.6: Dental Seramik Sınıflaması [43].	16
Şekil 3.1: Tez Çalışmasının Gruplandırılmış Şeması.	30
Şekil 3.2: Altınbaş Üniversitesi Sert Doku Laboratuvarı.	30
Şekil 3.3: Shoulder ve Knife Edge Preparasyon Prensibi ile Prepare Edilmiş Dişler.	31
Şekil 3.4: Phorozen Sonic Mını 8k, Tayvan Cihazı Gösterilmektedir.	32
Şekil 3.5: Chamfer Kesim Tipine Ait Model Gözükmetedir.....	33
Şekil 3.6: Knife- Edge Kesime Ait Model Gözükmetedir.....	33
Şekil 3.7: Shoulder Kesim Tipine Ait Model Gözükmetedir.	34
Şekil 3.8: Trios 4 3shape Cihazı Gösterilmektedir.....	34
Şekil 3.9: Ağız İçi Tarayıcı ile Alınan Ölçülerin Data' Gösterilmektedir.....	35
Şekil 3.10: 3Shape Yazılımı ile Chamfer Tipi Kesime Ait Üretilen Kuronun Fotoğrafi.	35
Şekil 3.11: ExoCad Yazılımı ile Chamfer Kesime Ait Üretilen Kuronun Fotoğrafi.	36
Şekil 3.12: 3Shape Yazılımı ile Tasarlanan Shoulder Kesim Tipine Ait Kuronun Fotoğrafi.	36
Şekil 3.13: Exo-Cad Yazılımı ile Tasarlanan Shoulder Kesim Tipine Ait Kuronun Fotoğrafi.	36
Şekil 3.14: 3Shape Yazılımı ile Tasarlanan Knife-Edge Kesim Tipine Ait Kuronun Tasarımı.	37

Şekil 3.15: Exo-Cad Yazılımı ile Tasarlanan Knife-Edge Kesime Ait Kuronun Tasarımı.	37
Şekil 3.16: Asiga Max UV ile Üretilen Bego Triniq Kuronların Tabla Üzerindeki Görüntüsü.	38
Şekil 3.17: Kütleme için Kullanılan Cihaz Gösterilmektedir (Gas N2, Bremen,Almanya).	38
Şekil 3.18: Gösterilen Ölçümler için Hazırlanan Kuronların Görüntüsü.	39
Şekil 3.19: Akışkan Kıvamlı Ölçü Maddesi ile Modelin Birbirinden Ayrılması.	40
Şekil 3.20: Ölçümler için A Tipi Silikon Görseli.	40
Şekil 3.21: Nikon Software Üzerinden Yapılan Marjinal ve İnternal Aralık Değerleri için Yapılan Ölçüm.	41
Şekil 3.22: Nikon Software Üzerinden Yapılan Marjinal ve İnternal Aralık Değerleri için Yapılan Ölçüm.	41
Şekil 3.23: Ölçümler için Kullanılan Işık Mikroskobu Görüntüsü NİKON SMZ754 (Nikon, Japonya).	42
Şekil 3.24: Entegre Fotoğraf Makinasının Görüntüsü.	42
Şekil 3.25: Silikon Replika Üzerinde Bukkolingual Yönde Atılan Kesilerin Şemazite Edilmiş Hali.	43
Şekil 3.26: Silikon Replika Üzerinde Mezial Yönde Atılan Kesilerin Şemazite Edilmiş Hali.	43
Şekil 3.27: 1. Ve 2. Kesi Atıldıktan Sonra Elde Edilen Silikon Replika Görüntüsü.	44
Şekil 3.28: Tasarlanmış Kuronun Mezial Kısımından Atılan 3. Kesiden Sonra Oluşan Silikon Replika Görüntüsü.	44
Şekil 3.29: Gösterilen Marjinal ve İnternal Uyum için Belirlenen Ölçüm Noktaları.	45
Şekil 3.30: Bego Triniq Materyalinin Kimyasal İçeriği Sıralanmıştır.	45
Şekil 3.31: Saremco Crowntec Materyalinin Kimyasal İçeriği Sıralanmıştır.	46
Şekil 4.1: Kesim Tipi, Materyal ve Yazılıma Göre Marjinal Aralık Ortalama Değerleri. ..	48

Şekil 4.2: Kesim Tipi, Materyal ve Yazılım Sistemlerine Göre Aksiyel Duvarların İnternal Aralık Ortalama Değerleri.	52
Şekil 4.3: Kesim Tipi, Materyal ve Yazılım Sistemlerinin Oklüzal Duvarların İnternal Aralıkları Üzerindeki Ortak Etkisinin Değerlendirilmesi.	56



TABLO LİSTESİ

Sayfa

Tablo 4.1: Kesim Tipi, Materyal ve Alt Yapı Yazılımının Marjinal Uyum Üzerindeki Ortak Etkisinin Değerlendirilmesi.....	47
Tablo 4.2: Kesim Tipi, Materyal ve Altyapı Yazılım Sistemlerinin Marjinal Uyum Üzerindeki Ortak Etkisinin Değerlendirilmesi.	48
Tablo 4.3: Kesim Tipi, Materyal ve Altyapı Yazılım Sisteminin Aksiyel Duvarların İnternal Aralıkları Üzerindeki Ortak Etkisinin Değerlendirilmesi.	51
Tablo 4.4: Kesim Tipi, Materyal ve Altyapı Yazılım Sisteminin Aksiyel Duvarların İnternal Aralıkları Üzerindeki Ortak Etkisinin Değerlendirilmesi.	52
Tablo 4.5: Kesim Tipi, Materyal ve Altyapı Yazılımının Oklüzal Duvarların İnternal Aralıkları Üzerindeki Ortak Etkisinin Değerlendirilmesi.	55
Tablo 4.6: Kesim Tipi, Materyal ve Yazılım Sisteminin Oklüzal Duvarların Internal Aralıkları Üzerindeki Ortak Etkisinin Değerlendirilmesi.	56

KISALTMALAR

3B	:	3 Boyutlu
AM	:	Eklemeli Üretim
DLP	:	Digital Light Processing
LCD	:	Liquid Crystal Processing
SLM	:	Selektif Lazer Sinterleme
SLS	:	Selektif Lazer Eritme
TEGDMA	:	Trietilen Glikol Dimetakrilat
UDMA	:	Üretan Dimetakrilat
ZrO ₂	:	Zirkonya

1. GİRİŞ

Diş hekimliği uygulamalarında hazırlanan protezlerin, hastanın doğal dokuları ile uyum göstermesi hem dişlerin hem de etrafındaki dokuların sağlıklı bir şekilde korunması açısından son derece büyük bir öneme sahiptir. İnternal uyum, uygulanacak restorasyonun mekanik özelliklerinin sürekliliği, uzun süreli kullanım, tutunma ve kuron yerleşimi açısından çok önemli bir kriterdir. Öte yandan, marjinal uyum ise restorasyonun çevredeki dişeti dokularıyla sağlıklı bir etkileşim kurması bakımından önem taşımaktadır. Günümüzde, protetik restorasyonların üretimi çoğunlukla hastadan alınan geleneksel ölçülere dayalı olarak hazırlanmış alçı modeller üzerinde gerçekleştirilmektedir. Alınan ölçünün doğruluğu, nihai restorasyonun başarısını doğrudan etkileyen kritik bir faktördür. Bununla birlikte, geleneksel ölçü yöntemleriyle hazırlanan restorasyonlar; ölçü materyalinin boyutsal stabilitesindeki bozulmalar, düşük yırtılma direnci, marjinal bölgelerin tam olarak aktarılamaması, hava kabarcığı oluşumu ve üretim sürecinde laboratuvar ortamına çıkabilecek teknik hatalar gibi çeşitli olumsuzluklara bağlı olarak etkilenebilmektedir [1].

Ayrıca, geleneksel ölçüm yönteminde ölçü materyali sertleşirken hastanın ağzında ölçünün hareket ettirilmeden tutulması, işlem süresini arttırmakta ve bulantı refleksi olan kişilerde bu durumu olumsuz etkilemektedir. Bu tür zorluklar, araştırmacıları pratik, hızlı ve doğru sonuçlar sunan ölçü metodları geliştirmeye yönlendirmiştir. Bu gelişme, diş hekimliğinde dijital ölçü devrini başlatmıştır [2].

Tarayıcı sistemler ve dijital ölçü yöntemleriyle birlikte, Bilgisayar Destekli Tasarım-Bilgisayar Destekli Üretim (CAD-CAM) sistemlerinin birçok avantajı bulunmaktadır. Bu avantajlar arasında, ölçü işlemi için ölçü maddesi ve ölçü kaşığına ihtiyaç duyulmaması, laboratuvar ile iletişimin çabuklaşması, tekrarlanabilirliğin kolay olması, anında üretim yapılabilme imkanı, ölçü alınan bölgelerde çıkarma ya da ekleme yapabilme, ölçülerin geleneksel yöntemlere kıyasla daha hızlı bir şekilde alınması, model deformasyonu risklerinin ortadan kaldırılması ve hasta konforunun artması yer almaktadır [3].

CAD-CAM sistemleri, birçok avantaj sunmasına rağmen, bu sistemler ile yapılacak restorasyonun uyumu çeşitli faktörlerden etkilenmektedir. Bu faktörler arasında ağız içi tarayıcı kamerasının kalitesi, freze ünitesinin hassasiyeti ve doğruluğu, tasarımın yapıldığı

yazılım ve CAD-CAM 'de kullanılan materyallerin özellikleri bulunmaktadır. Bu unsurlar, nihai restorasyonun kalitesi ve uyumu üzerinde doğrudan etkili olmaktadır [4].

Dijital teknolojinin gelişmesiyle birlikte, geçici veya kalıcı tek diş kuronlar, 3 üye köprüler, inley ve onlay gibi restorasyonların planlamadan üretime kadar olan süreçleri, ağız içi tarayıcılar ve dijital artikülatörler kullanılarak eklemeli ve eksiltmeli üretim yöntemleriyle gerçekleştirilmiştir. Eksiltmeli yöntem ile elde edilen üç boyutlu (3B) tasarım, önceden hazırlanmış bloklardan frezelenerek elde edilmektedir. Ancak, bu teknik çok önemli dezavantajlara sahiptir; bu dezavantajlar arasında son derece karmaşık geometrilerin başarıyla yeniden üretilmemesi, malzeme israfının %90'a kadar çıkabilmesi ve CAD/CAM bloklarının sertliği ve eğilme dayanıklılığı nedeniyle freze uçlarının kısa bir süre içinde değiştirilmesi gerekliliği bulunmaktadır. Bu nedenle, bu eksikliklerin üstesinden gelmek için eklemeli yöntemin diş restorasyonlarının üretiminde uygulanabilir bir çözüm olup olmayacağı sorusu ortaya çıkmıştır. Eklemeli üretim tekniği, malzeme katmanlarının yerleştirilmesine dayanmakta; böylece ulaşılamayan, karmaşık anatomiye sahip bölgelerde detaylı morfolojik üretimleri kolayca sağlamaktadır. Ayrıca, eksiltmeli tekniğe göre daha ekonomik bir seçenektir [5].

Bu çalışmada amaç farklı kesim teknikleri ile prepare edilen dişler üzerine, farklı alt yapı sistemleri ve farklı rezin nanohibrit materyalleri kullanılarak üretilen kuronların marjinal ve internal uyumunu karşılaştırmaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 SABİT PROTETİK RESTORASYONLAR

Sabit protetik restorasyonlar, modern restoratif diş hekimliğinin vazgeçilmez bir unsurudur. Bu restorasyonlar, eksik dişlerin yerine konulması veya yapısal olarak zarar görmüş dişlerin rehabilite edilmesi amacıyla, doğal dişlere ya da dental implantlara kalıcı olarak sabitlenerek uygulanan, çıkarılamayan protetik yapılardır. Sabit restorasyonlar arasında; dişin klinik kuronunu tamamen örten tam kuronlar, komşu dişlere tutunarak bir ya da birden fazla eksik dişi telafi eden sabit bölümlü protezler (köprüler), tüm kuronu kaplamadan orta düzeyde madde kaybı olan dişleri restore eden inley ve onleyler, estetik amaçlarla anterior dişlerin vestibül yüzeyine uygulanan ince seramik ya da kompozit tabakalardan oluşan lamina veneerler ve yüksek düzeyde stabilite ile fonksiyon sağlayan implant destekli restorasyonlar yer almaktadır [6]. Bu restorasyonların üretiminde kullanılan materyaller oldukça çeşitlidir ve her biri farklı klinik endikasyonlara sahiptir. Kullanılan materyaller arasında; altın alaşımları gibi değerli metaller, metal-seramik sistemler (metal destekli porselen), tam seramik materyaller (örneğin zirkonya, lityum disilikat) ve özellikle geçici restorasyonlarda tercih edilen rezin kompozitler bulunmaktadır. Seçilecek materyal; restorasyonun estetik gereksinimleri, mekanik dayanımı, biyouyumluluğu ve fonksiyonel yüklenme düzeyi gibi faktörlere bağlı olarak belirlenmektedir [7]. Sabit protetik tedavilerin uzun dönem başarısı, yalnızca restorasyonun kendisiyle değil, aynı zamanda uygulama sürecindeki bir dizi klinik faktörle doğrudan ilişkilidir. Bunlar arasında; yeterli retansiyon ve direnç formuna sahip diş preparasyonu, restorasyonun marjinal adaptasyonu, simantasyon protokollerinin etkinliği, oklüzal denge, estetik entegrasyon ve restorasyon çevresindeki periodontal dokuların sağlığının korunması sayılabilir. Bu parametrelerin her biri, tedavinin biyolojik, mekanik ve estetik başarısını doğrudan etkilemektedir [8].

Son yıllarda dijital teknolojilerin diş hekimliğine uyarlanması, sabit protetik restorasyonların üretiminde köklü değişimlere yol açmıştır. Özellikle CAD/CAM sistemleri ve üç boyutlu baskı teknolojileri, restorasyonların daha hassas, hızlı ve öngörülebilir şekilde üretilmesini mümkün kılarak, klinik başarı oranlarını artırmıştır. Bu dijital süreçler aynı zamanda materyal israfını azaltmakta ve daha kişiselleştirilmiş restoratif çözümlerin uygulanmasına olanak tanımaktadır [9].

Sabit protetik restorasyonlar yalnızca eksik veya harap olmuş dişlerin fonksiyonel ve estetik rehabilitasyonunu sağlamakla kalmayıp, hastaların oral sağlık durumunun genel iyileştirilmesine ve yaşam kalitesinin artırılmasına da önemli katkılarda bulunmaktadır. Güncel materyaller ve dijital teknolojiler sayesinde sabit protetik tedaviler, diş hekimliğinin en dinamik ve gelişime açık alanlarından biri haline gelmiştir.

2.2 CAD- CAM

CAD-CAM, bilgisayar destekli tasarım ve üretimin kısaltması olup, prototiplerin veya nihai ürünlerin tasarımı ve üretiminde dijital görsellerin ya da modellerin kullanıldığı bir süreci tanımlar. Bu süreç, bilgisayar sayısal kontrolü (CNC) veya üç boyutlu (3D) baskı gibi üretim yöntemlerinden biri ile gerçekleştirilir [10].

Başlangıçta bir mühendislik yazılımı olarak geliştirilen iki boyutlu CAD sistemi, zamanla üç boyutlu tasarım yapabilme kapasitesine ulaşmış ve CAM sistemiyle entegre edilerek birçok sanayi dalında kullanılmaya başlanmıştır. 1980'lerde Dr. Duret ile birlikte diş hekimliğine kazandırılan CAD-CAM sistemi, günümüzde oldukça yaygın hale gelmiştir [11].

Diş hekimliğinde CAD-CAM sistemleri üç ana parçadan meydana gelmektedir:

- Fiziksel geometrileri dijital verilere dönüştüren bir tarayıcı veya dijitalleştirme aracı,
- Taranan verileri işleyen ve dijital hale getirilmiş nesnelerin görüntülerini oluşturarak ve restorasyon tasarımı yapılmasını sağlayan yazılım,
- Restorasyonun dijital verilerini somut bir ürüne çeviren üretim teknolojisi.

Bu üç sistemin birleşik hassasiyeti, restorasyonun başarısını belirlemektedir. İlk iki aşama CAD sürecinde görev alırken, üçüncü aşama CAM sürecinden sorumludur [12].

CAD/CAM teknolojisi, klinikte karşılaşılan üç ana sorunu çözmek için geliştirilmiştir. İlk sorun, arka dişlerde restorasyonun yeterli dayanıklılığını sağlamaktır. Karşılaşılan bir diğer sorun, doğal bir görünümde restorasyonlar yaratmaktır. Ayrıca, diş restorasyonunu daha kolay, daha hızlı ve daha hassas hale getirmek de yine klinikte karşılaşılan problemlerin sonuncusu olarak sayılır. Bazı durumlarda, CAD/CAM teknolojisi hastalara aynı gün restorasyon imkânı sunmaktadır.

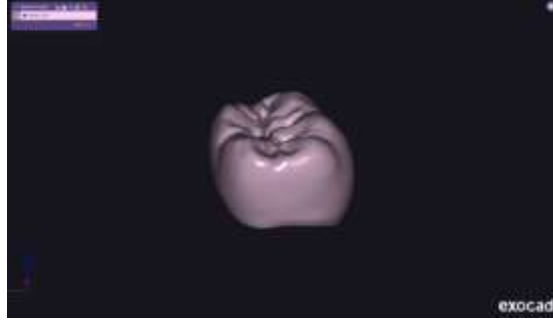
Diş hekimleri ve laboratuvarlar, yeni teknolojiyle çalışma konusunda çeşitli yollar izleyebilir. Örneğin, diş hekimleri dijital bir ölçü alıp bunu restorasyonların üretilmesi için bir laboratuvara gönderebilir veya kendi bilgisayar destekli tasarım ve frezeleme süreçlerini kendi bünyelerinde gerçekleştirebilirler.

Laboratuvarlar dijital bir ölçü aldıklarında, verilerden bir alçı model oluşturabilir ve geleneksel üretime devam edebilir ya da alternatif olarak, laboratuvar, alınan görüntüler temelinde tüm tasarım çalışmasını doğrudan bilgisayar üzerinde yapabilir [11].

2.3 CAD/CAM YAZILIM PROGRAMLARI

Günümüzdeki CAD/CAM yazılım programları, siman aralığının belirlenmesi, preparasyon sınırlarının tespit edilmesi, bağlantı elemanları ve gövdelerin doğrudan konumlandırılması gibi gelişmiş özellikler sunar ve hem form hem de destek açısından, dayanıklılık ve estetik dikkate alınarak temel planlamaya olanak tanır. CAD/CAM sistemleri açık veya kapalı olmak üzere 2'ye ayrılmaktadır [13]. ExoCad (ExoCad GmbH, Darmstadt, Almanya) ve 3Shape (3Shape dental designer, 3Shape A/S, Kopenhag, Danimarka) açık sistemlere örnek olarak gösterilebilir; Procera(Procere,İsveç/Göteborg) ve Lava (3M Company, ABD/Minnesota) sistemi kapalı sistemlerdendir. Kapalı sistemler kullanıldığında, üretici her bir aşamayı ardışık ve birbiriyle bütünleşmiş bir şekilde gerçekleştirebilen ekipmanlar sunar. Bu durum tüm aşamalarda veri işleme açısından daha fazla tutarlılık sağlamaktadır. Kapalı sistemlerde sadece o marka grubunun ürünü kullanılabildiği için günümüzde artık çok tercih edilmemektedir. Teknolojinin ilerlemesiyle birlikte, her bir aşama için bağımsız ürünler geliştirilmiş ve böylece farklı tarayıcılar/yazılımlar ile freze makinelerinin entegre edilmesi mümkün hâle gelmiştir [14].

Veri alma sürecinde elde edilen veriler, restorasyonun tasarımı ve işlenmesi için herhangi bir veri işleme merkezine gönderilebiliyorsa, bu sisteme “açık sistem” adı verilir. Verilerin standart bir dosya standart triangular language (STL) formatında dijitalleştirilmesine yönelik bir eğilim bulunmaktadır. Böylece STL dosyalarını kabul eden herhangi bir CAM sistemi, gönderilen restorasyonları üretebilir [15].



Şekil 2.1: Exo-Cad Yazılım Sistemi.

2.4 SABİT RESTORASYON ÜRETİM TEKNİKLERİ

Şekil 2.2 sabit restorasyonların üretim biçimlerini sınıflamaktadır.

Alt-Yapı Hazırlama Yöntemleri	Kayıp Mum Tekniği	
	Eksiltme Yöntemi (<i>Subtractive</i>)	Bilgisayar Destekli Tasarım ve Üretim (CAD/CAM)
		- Hasta başında gerçekleşen klinik üretim - Laboratuvarında üretim - Üretim merkezlerinde kullanılan merkezi üretim
	Ekleme Yöntemi (<i>Additive</i>)	Kopya-Freze
		Stereolitografi (SLA)
		Lazer Toz İşleme Teknikleri
		- Selektif lazer sinterleme (SLS) - Selektif lazer eritme (SLM)
		Tabakalı Nesne Üretimi (LOM)
		Kaynaklı Yükleme Modelleme (FDM)
		Mürekkep Baskı Tekniği
Üst-Yapı Hazırlama Yöntemleri	Fırça Yöntemi ile Tabakalama Tekniği	
	Isı ve Basınç ile Şekillendirme Tekniği	
	Slip - cast	

Şekil 2.2: Restorasyon Üretim Biçimleri Sınıflaması.

2.4.1 Kayıp Mum Tekniği

Mumlama tekniği, ilk olarak 1891 yılında Martin tarafından, inley kavitenin mum ile doldurulup, mumun sertleşmesinin ardından döküm işleminin gerçekleştirilmesi ile altın

inleylerin oluşturulmasında kullanılmıştır. Dr. Philbrook ise, 1896'da ağız içerisinde şekillendirilen mum modellerin döküm kanallarına bağlanarak, mumun eritilmesinin ardından hava basıncı altında altın alaşımının döküm işlemini keşfetmiştir [16]. Günümüzde, değerli ve değersiz metal alaşımı kullanılarak alt yapıların hazırlanmasında yaygın bir şekilde tercih edilen kayıp mum tekniğinde, model üzerine uygulanan mum modelajı revetmana alınmakta ve ön ısıtma fırınında elde edilen negatif boşluğa, eritilmiş alaşım malzemesinin santrifüj döküm aparatı ile dökülmesiyle alt yapılar elde edilmektedir [17].

2.4.2 Eksiltme Yöntemi

Günümüzde diş hekimliğinde uygulanan CAD/CAM sistemlerin temeli, eksiltme yöntemine dayanmaktadır. Bu yöntemde, bilgisayar ortamında oluşturulan alt yapı tasarımı veya restorasyonun nihai formundaki model kopyası, üretici firmalar tarafından temin edilen bloklar kullanılarak kazıma cihazında işlenir [18]. Bu sayede geleneksel metotlarla üretimi zor olan karmaşık restorasyonlar, kısa bir zaman diliminde pratik bir şekilde elde edilebilmektedir. Ancak kazıma süreci sırasında, blok üzerinde restorasyon dışındaki alanlar frezelenerek israf edilmektedir; bu da malzeme kaybına yol açmaktadır [19].

2.4.2.1 Bilgisayar destekli tasarım ve üretim (CAD/CAM) yöntemi

Francois Duret tarafından 1971 yılında tanıtılan CAD/CAM sistemi, prepare edilen diş veya elde edilen model ölçüsünün bilgisayara gönderilmesi, dijital veri üzerinde tasarım süreçlerinin gerçekleştirilmesi ve restorasyonun bu sistem için özel olarak üretilen seramik bloklardan kazıma yöntemiyle üretilmesi aşamalarını içerir. CAD/CAM sistemleri, tarayıcı, tasarım ve kazıma ünitelerinin konumlarına göre üç farklı üretim şekline sahiptir [20].

Hasta başında gerçekleşen klinik üretim: CAD/CAM tertibatının tüm bileşenleri klinikte bulunur. Ağız içi kamera ile elde edilen dijital ölçüm üzerinde tasarım yapılır ve kazıma ünitesinde restorasyon hazırlanır. Bu yöntemin en büyük avantajı, restorasyonun tek bir seansta hasta ağzına uygulanabilmesidir. Günümüzde Cerec sistemi (Sirona, GmbH, Bensheim, Almanya) ve E4D (D4D Technologies, Richardson, Texas) bu kategoriye örnek olarak gösterilebilir [21].

Laboratuvarda üretim: Hekim, preparasyon alanını içeren geleneksel ölçüyü laboratuvara gönderir. Alçı model laboratuvar tipi CAD/CAM tarayıcısı ile tarandıktan sonra oluşturulan dijital ölçüm üzerinde restorasyon tasarlanır ve kazıma bölümünde üretilir. Elde edilen alt

yapılar üzerine tabakalama veya ısı-basınç yöntemleriyle teknisyen tarafından üst yapılar hazırlanır. CEREC inLab (Sirona, GmbH, Bensheim, Almanya) ve Everest (KaVo Dental GmbH, Biberach, Almanya) sistemleri bu grupta yer alır [22].

Üretim merkezlerinde kullanılan merkezi üretim: Tarama ve tasarım aşamaları, internet ağı ile bağlı olan dental laboratuvarlarda üretim merkezlerinde gerçekleştirilir. Üretim merkezlerine gönderilen dijital veriler doğrultusunda restorasyonlar üretilir ve sonuçta elde edilen restorasyonlar laboratuvara gönderilir. Procera sistemi (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç) bu kategoriye örnek teşkil etmektedir [23].

2.4.2.2 Kopya freze tekniği

Metal altyapıların üretiminde kullanılan hızlı ve verimli bir imalat tekniğidir. Üç eksenli frezeleme sistemleri, üretim sürecini yalnızca X, Y ve Z doğrultularında gerçekleştirmekte olup, kesici uç bu üç eksenle sınırlı hareket kabiliyetine sahiptir. Diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan bu üç eksenli sistemler, restorasyonun iç ya da dış yüzeylerinin üretimi sırasında iş parçasının 180° döndürülmesine olanak tanımaktadır. Dört eksenli frezeleme sistemleri, iş parçasının daha fazla yönde döndürülebilmesini sağlayarak geometrik karmaşıklığı artırırken, beş eksenli frezeleme sistemleri, özellikle açılı dayanak dişlerin bulunduğu köprü gibi kompleks restorasyonların üretimine imkân sunmaktadır. Bu teknik; Co-Cr gibi yüksek yoğunluklu metallerin, döküm işlemi zorluk arz eden titanyumun, ayrıca PMMA (Polimetil metakrilat) ve seramik gibi materyallerin işlenmesine olanak sağlamaktadır.

2.4.3 Ekleme Yöntemi

Ekleme yöntemi, katmanların bir araya getirilmesi ile üç boyutlu verilerden model üretme süreci olarak tanımlanır. Elde edilen üç boyutlu bilgisayar dosyası, kesitler halinde ayrıştırılır ve katı, sıvı veya toz gibi malzemeler kullanılarak bir katmanın üzerine başka bir katmanın basılması ile model oluşturulur. Bu sayede, eksiltme yönteminde frezeleme işlemi sonucunda meydana gelen malzeme israfı ortadan kaldırılırken, hastaya özel parçalar yüksek uyum ile elde edilebilir. Ayrıca, üretim hızının, güvenilirliğin ve maliyet açısından geleneksel üretim tekniklerine göre avantajlarından bahsedilmektedir.

Ekleme yöntemini temel alan hızlı prototipleme (Rapid Prototyping) tekniği, ilave tabakalama yöntemi kullanılarak modellerin hızlı bir şekilde üretilmesi amacıyla

mühendislik alanında 1980'li yıllarda kullanılmaya başlanmıştır. Biyomedikal sektöründe tanıtıldıktan sonra cerrahi planlama, implantoloji, ortopedi ve maksilo-fasiyal protezler gibi çeşitli alanlarda uygulama alanı bulmuştur. Günümüzde ekleme yöntemi, üretim öncesi hızlı prototipleme (Rapid Prototyping), tam üretimde hızlı imalat (Rapid Manufacturing) ve kalıp-güçük üretimi gibi hızlı işleme (Rapid Tooling) teknolojilerini kapsamaktadır. Hızlı modelleme yöntemi sayesinde polimer, metal ve seramik materyallerden doğrudan üç boyutlu modeller elde edebilmek mümkündür [24].

3D üretim, genellikle bir nesneyi farklı katmanlar ekleyerek üretme yöntemini tanımlamak için kullanılır. Bu süreç, daha doğru bir şekilde eklemeli imalat (additive manufacturing) olarak tanımlanabilir ve aynı zamanda hızlı prototipleme (rapid prototyping) olarak da bilinir [25]. 3D yazıcıların tanıtılması, diş hekimliğinde CAM üretim sistemlerinde önemli ilerlemelere yol açmıştır. Öncü 3D yazıcılar 1980'lerin başında üretilmiş ve 1983 yılında Charles Hull, ilk kez stereolitografi kullanarak bir 3D nesne üretmeyi başarmıştır. Milimetrenin altında hassasiyete sahip 3D yazıcıların kullanımı, 1990'larda tıp otoritelerinin dikkatini çekmiştir. Başlangıçta, 3D yazıcılar diş laboratuvarlarının iş akışlarına entegre edilmiştir. Daha sonra, CAD/CAM cihazları ve dijital yazılımlardaki ilerlemelerle birlikte, bu yazıcılar diş cerrahi prosedürlerine ve hasta başı tedavi iş akışlarına dahil olmuştur. Örneğin, protetik restorasyonların üretiminde, modernize edilmiş 3D yazıcılar yalnızca prototip oluşturma değil, aynı zamanda 80 MPa veya daha yüksek eğilme dayanımına sahip geçici restorasyonların üretimine de olanak tanımaktadır [26].

3 boyutlu yazıcı kullanılan sistemlerde üretim aşamaları;

Veri Toplama Aşaması: Restore edilecek alanın ölçüsü, ağız içi veya ağız dışı tarayıcılar kullanılarak elde edilir.

Tasarım Aşaması: Toplanan veriler, 3D tasarım yazılımına aktarılır. Dijital modeller oluşturulduktan sonra, veriler Charles Hull tarafından geliştirilen ve veri transferi için altın standart kabul edilen STL formatında kaydedilir.

G-Kodlarına Dönüştürme Aşaması: Bu aşamada, sanal model iki boyutlu (2D) kesitlere ayrılır ve çeşitli koordinatları içeren G-kodlarına dönüştürülür. Bu işlem, modelin her yüzeyinin üçgen kesitler olarak saklanmasını sağlar.

Üretim Aşaması: 3D yazıcılar, STL dosyalarını okur ve çeşitli yöntemler kullanarak baskı işlemini gerçekleştirir.

Bitirme Aşaması: Son olarak, malzemenin özelliklerine bağlı olarak kimyasal işlem, termal işlem, parlatma ve cilalama gibi çeşitli bitirme işlemleri uygulanır [27].

Ekleme yöntemi teknolojileri;

- a. Stereolitografi (SLA),
- b. Selektif Lazer Sinterleme (SLS), Selektif Lazer Eritme (SLM),
- c. Tabakalı Nesne üretimi (Laminated Object Manufacturing- LOM),
- d. Kaynaklı Yükleme Modelleme (Fused Deposition Modelling-FDM)
- e. Mürekkep Baskı Tekniği (Inkjet Printing Techniques) .
- f. Digital Light Processing (DLP)

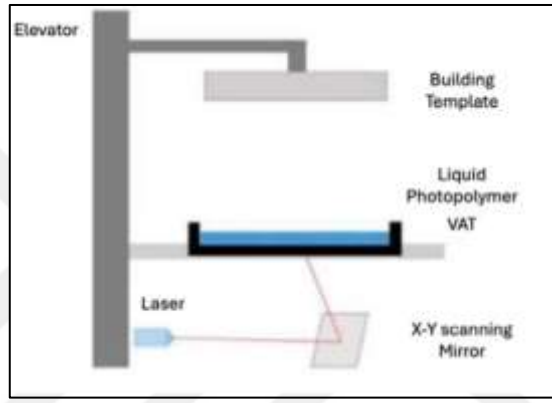
2.4.3.1 Stereolitografi (SLA)

Stereolitografi (SLA), Charles W. Hull tarafından 1986 yılında "katı yapılar oluşturmak için Ultraviyole (UV) ışıkla sertleşebilen malzemenin ince katmanlar halinde üst üste yerleştirilmesi tekniği" olarak tanımlanmıştır [28]. SLA'da (Stereolithography), üretim, bir UV lazerin fotoreaktif bir reçineyi ince katmanlar halinde polimerize etmesiyle gerçekleşir. Süreç, bir kabın fotopolimer sıvı formundaki reçine ile doldurulmasıyla başlar. Platform hareketlidir ve polimerize edilecek reçinenin hemen altına yerleştirilir. Sıvı formdaki reçine, bilgisayar kontrollü bir ultraviyole lazer tarafından polimerize edildikten sonra, platform bir katman kalınlığı kadar alçalarak yeni katmanların oluşumuna olanak sağlar [29].

Yazdırma işlemi, yapı platformunun reçine tankına doğru alçalmasıyla başlar. Platform, en son tamamlanan katman ile tankın tabanı arasında, katman kalınlığına eşit bir boşluk bırakır. Galvanometre olarak bilinen iki motor, X ve Y eksenlerini kontrol eder ve bir lazer ışını yazdırma alanı boyunca yönlendirerek reçineyi sertleştirmek için bir çift aynayı birlikte hareket ettirir. Bu işlem, her katmanın hassas bir şekilde oluşturulmasını sağlar [29]. Sertleşen katman, tankın tabanından ayrılır ve yapı platformu, altına yeni reçinenin akmasına olanak sağlamak için yukarı doğru hareket eder. Bu işlem, yazdırma tamamlanana kadar devam eder [30].

SLA 3D baskı teknolojisi, kullanılan reçine hacmini azaltma ve yüzeydeki oksijen inhibisyon tabakasını ortadan kaldırma gibi birçok avantaj sunar, bu da nihai ürünlerdeki toplam gözeneklilik miktarını en aza indirir. Ayrıca, SLA tekniğinin x-y eksenini boyunca yüksek üretim hassasiyeti sağladığı gösterilmiştir. SLA tekniğinin z-ekseni boyunca 3D baskıdaki hassasiyeti ise CAD tasarımı, katman kalınlığı, malzeme özellikleri, veri işleme ve dijital modelin yönlendirilmesi gibi birden fazla faktöre bağlıdır; özellikle eğimli veya açılı yüzeylerde bu faktörler daha belirgin hale gelir [31].

Şekil 2.3'te SLA teknolojisine sahip 3D yazıcının görüntüsü yer almaktadır.



Şekil 2 3: SLA Teknolojisine Sahip 3D Yazıcının Görüntüsü [31].

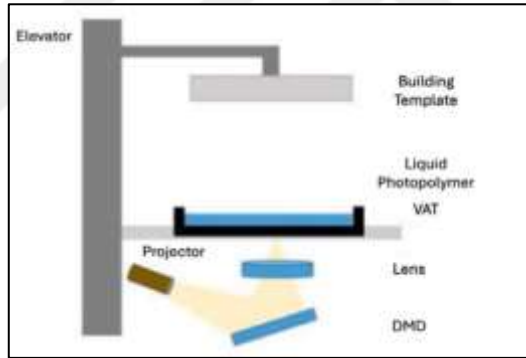
SLA teknolojinin bazı dezavantajları da bulunmaktadır. Lazer ışınının hareketi nedeniyle nispeten yavaştır ve üretilen nesnenin boyutu arttıkça baskı hızı düşer. Kullanılan sıvı reçinenin katyonik fotopolimerizasyon özelliklerine sahip olması gerektiğinden, mevcut reçine seçenekleri sınırlıdır. Bu durum, malzeme çeşitliliğini ve uygulama alanlarını kısıtlayabilir [32].

2.4.3.2 Digital light processing (DLP)

Digital Light Processing (DLP) teknolojisi, temelde SLA tekniğiyle hemen hemen aynıdır. Temel farklardan biri, SLA'nın polimerizasyon için tek bir lazer veya ultraviyole ışık kaynağı kullanmasıyken, DLP'nin özel bir dijital ışık projeksiyonu ile yansıtılan bir ışık demeti kullanmasıdır. DLP, bir reçine katmanını tamamen aynı anda sertleştirebildiği ve ardışık katmanlar arasındaki işlem hızlı bir şekilde ilerlediği için, SLA'ya kıyasla daha hızlı bir üretim yöntemi olarak kabul edilir. Bu özellik, DLP'yi özellikle hızlı prototipleme ve seri üretim için daha tercih edilebilir hale getirir [33].

DLP (Digital Light Processing) teknolojisi, yüksek düzeyde detay ve hassasiyet gerektiren uzaysal desenli doku iskelesi (bu kelimeden emin misin) üretimi için tasarlanmıştır. Işık, bir LED ekran veya ultraviyole kaynak üzerine yerleştirilmiş Dijital Mikro aygıt (DMD) kullanılarak reçine üzerine yansıtılır. Yüzey sertleşmesini sağlamak için, DMD görüntüyü doğrudan tüm alana yansıtır. Bu yöntem, her bir katmanın tamamının aynı anda işlenmesine olanak tanıyarak hızlı ve hassas üretim sağlar. Bu özellik, özellikle karmaşık geometriler ve ince detaylar gerektiren uygulamalar için idealdir [30].

Tek bir tarama, bir katmanın sertleşmesini sağlar ve bu da baskı hızını artırır. Sistemin hassasiyeti büyük ölçüde DMD'nin (Dijital Mikroaygıt) çözünürlüğüne bağlıdır. Detaylı modeller elde etmek, ışığa duyarlı reçinenin kullanımına ve DMD'nin çözünürlük kalitesine bağlıdır. Yüksek çözünürlüklü bir DMD, daha ince detaylar ve daha yüksek baskı doğruluğu sağlayarak karmaşık geometrilerin hassas bir şekilde üretilmesine olanak tanır. Bu, özellikle tıp, mühendislik ve sanat gibi detay gerektiren alanlarda büyük avantajlar sunar [34]. Şekil 2.4'te DLP teknolojisine sahip 3D yazıcının görüntüsü yer almaktadır.



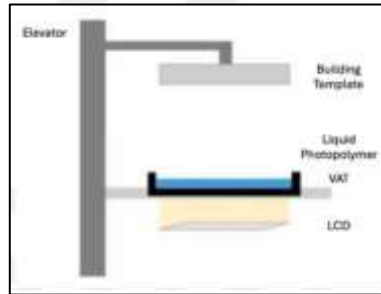
Şekil 2.4: DLP Teknolojisine Sahip 3D Yazıcının Görüntüsü [34].

DLP teknolojisinde, nesneler alttan üste veya üstten alta doğru yapılandırılarak üretilir. Alttan üste yapılandırmanın avantajları, daha az süspansiyon malzemesi gerektirmesi ve bu malzemenin daha düşük maliyetli olmasıdır. Ancak, üstten alta yapılandırmaya sahip yazıcılar, tek seferde daha büyük nesneler üretebilir. Her iki yöntem de farklı uygulama ihtiyaçlarına göre tercih edilebilir; örneğin, alttan üste yapılandırma daha küçük ve detaylı modeller için uygunken, üstten alta yapılandırma daha büyük parçaların üretimi için idealdir [33]. DLP yazıcılar, SLA yazıcılara kıyasla modelleri daha hızlı oluşturur ve daha az atık malzeme üretir. Bununla birlikte, DLP kullanılarak üretilen nesneler genellikle SLA ile yapılanlara göre daha düşük çözünürlüğe sahiptir. Bu durum, DLP'nin hız ve malzeme

verimliliği açısından avantajlı olmasına rağmen, özellikle yüksek detay ve hassasiyet gerektiren uygulamalarda SLA'nın tercih edilmesine neden olabilir. Her iki teknoloji de farklı ihtiyaçlara ve proje gereksinimlerine göre değerlendirilmelidir [35].

2.4.3.3 Liquid crystal display (LCD)

LCD 3D baskı teknolojisi ile DLP teknolojisi arasındaki en önemli fark, görüntüleme tekniklerinde yatmaktadır. LCD tekniğinde 3D baskı sırasında, bir görüntüleme sistemi olarak sıvı kristal ekran (LCD) kullanılır. Sıvı kristale elektrik alanı uygulandığında, kristallerin moleküler düzeni değişir ve ışığın geçişini engeller. Sıvı kristal ekran teknolojisindeki gelişmelerle birlikte, LCD'ler artık daha yüksek çözünürlüklere sahiptir. Bununla birlikte, elektrik alanı uygulandığında bazı sıvı kristal molekülleri tam olarak yeniden hizalanmayabilir ve bu da küçük miktarda ışık sızıntısına neden olur. Bu ışık sızıntısı, LCD teknolojisinin hassasiyetini DLP teknolojisine kıyasla daha düşük hale getirir. Bu nedenle, DLP teknolojisi daha yüksek hassasiyet ve detay gerektiren uygulamalarda daha avantajlı olabilirken, LCD teknolojisi daha uygun maliyetli ve erişilebilir bir seçenek sunar[35]. Şekil 2.5 'te LCD teknolojisine sahip 3D yazıcının görüntüsü yer almaktadır.



Şekil 2.5: LCD Teknolojisine Sahip 3D Yazıcının Görüntüsü [35].

LCD ve DLP teknolojileri arasındaki bir diğer önemli fark, ışık yoğunluğudur. Işık yoğunluğu, foto-polimerizasyon için kritik bir rol oynar ve bu da üretilen parçanın sertleşme derecesini ve baskı hızını belirler. DLP yazıcılarda kullanılan ışığa duyarlı sıvı reçine, başlatıcı (initiator) miktarının artırılması veya maruz kalma süresinin uzatılması yoluyla LCD yazıcılarda da kullanılabilir. Ancak, DLP teknolojisi genellikle daha yüksek ışık yoğunluğu sağlar, bu da daha hızlı ve daha etkili bir polimerizasyon sürecine olanak tanır. LCD teknolojisi ise daha düşük ışık yoğunluğuna sahip olmasına rağmen, uygun ayarlamalarla benzer sonuçlar elde edilebilir. Bu durum, her iki teknolojinin de farklı avantajlar ve sınırlamalara sahip olduğunu gösterir [36].

LCD yazıcılar nispeten düşük maliyetlidir ve yüksek çözünürlük sunar. Bununla birlikte, ömürleri daha kısadır ve LCD panelin periyodik olarak değiştirilmesi gerekir. LCD teknolojisinde ışık yoğunluğu düşüktür, çünkü LCD panelden yaklaşık %10'luk bir ışık geçebilir ve kalan %90'luk kısım panel tarafından emilir. LCD yazıcılar, özellikle diş hekimliği ve takı tasarımı gibi yüksek detay ve hassasiyet gerektiren alanlarda yaygın olarak kullanılır. Bu teknoloji, düşük maliyeti ve yüksek çözünürlüğü sayesinde küçük ölçekli üretim ve prototipleme için ideal bir seçenektir. Ancak, panel ömrü ve ışık yoğunluğu gibi sınırlamalar, kullanıcıların bu faktörleri göz önünde bulundurarak tercih yapmasını gerektirir [37].

2.4.3.4 Selective laser melting (SLM) and selective laser sinthering (SLS)

Selective Laser Sintering (SLS), 3D nesneler oluşturmak için toz halindeki malzemelerin lazer kullanılarak katman katman seçici bir şekilde eritilip birleştirilmesini içeren bir üretim tekniğidir. Bu yöntemde, lazer toz malzemenin belirli bölgelerini eriterek katı bir yapı oluşturur ve her katman tamamlandıktan sonra yeni bir toz tabakası eklenerek işlem tekrarlanır. SLS, özellikle karmaşık geometriler ve fonksiyonel parçalar üretmek için yaygın olarak kullanılır. Bu teknoloji, plastik, metal ve seramik gibi çeşitli malzemelerle çalışabilme esnekliği sunar ve destek yapısı gerektirmediği için tasarım özgürlüğü sağlar [38]. SLS (Selective Laser Sintering) sistemlerinde, toz halindeki malzeme makine içinde ince bir tabaka halinde eşit şekilde yayılır ve bir lazer, CAD verilerine göre belirlenen yüzeylere bir ayna sistemi kullanılarak yönlendirilir. Lazerin ısısı, toz halindeki parçacıkların yerel olarak erimesine ve birbirine kaynaşmasına neden olur. Bir katman tamamlandığında, tabandaki platform bir katman kalınlığı kadar alçalarak yeni bir katmanın oluşumu için alan açılır. Bu işlem, tüm nesne üretilene kadar devam eder. Metalik tozlardan doğrudan fonksiyonel bileşenler üretme tekniği, Direct Metal Laser Sintering (DMLS) olarak adlandırılır. DMLS, özellikle yüksek dayanıklılık ve karmaşık geometriler gerektiren endüstriyel uygulamalarda yaygın olarak kullanılır. Bu yöntem, geleneksel üretim tekniklerine kıyasla daha fazla tasarım özgürlüğü ve malzeme verimliliği sağlar [39]. DMLS (Direct Metal Laser Sintering), farklı erime noktalarına sahip metal tozlarının bir kombinasyonunu kullanır. Daha düşük erime noktasına sahip metal alaşım, bir bağlayıcı görevi görerek yüksek yoğunluklu ve üstün mekanik özelliklere sahip metal parçaların üretilmesine olanak tanır. Bu süreçte, lazer yüksek erime noktasına sahip metal tozlarını çevreleyen düşük erime noktalı bağlayıcıyı

eritir ve katmanlar halinde birleştirir. Bu yöntem, karmaşık geometriler ve yüksek performans gerektiren endüstriyel parçaların üretimi için idealdir. DMLS, özellikle havacılık, otomotiv ve tıp gibi sektörlerde yaygın olarak kullanılır, çünkü geleneksel üretim yöntemlerine kıyasla daha hafif, daha güçlü ve daha verimli parçalar üretme imkanı sunar [40].

Seçici Lazer Ergitme (SLM) üretim tekniği, SLS teknolojisine dayanmaktadır. SLS ile benzer bir şekilde çalışır ve benzer lazer türleri ile malzeme türleri kullanır. Ancak, SLM, toz parçacıklarının bağlanma yöntemi ve kullanılan lazer ışınının gücü açısından SLS'den farklıdır. SLM sistemleri, parçacıkları tamamen eritme kapasitesine sahip yüksek enerjili lazer sistemleri kullanmaktadır. Teorik olarak, tüm parçacıkların tamamen eritildiği için, SLM ile üretilen parçaların yoğunluğu SLS ile üretilenlere göre daha yüksek olabilir [41].

2.4.3.5 Polyjet

PolyJet tekniği, 2000 yılında Objet adlı bir şirket tarafından patentlenmiştir. Modelin kesim biçimine göre, platforma katmanlar halinde ışığa duyarlı sıvı monomerleri püskürtmek için yüksek sayıda memenin (100 veya 1000 katları) kullanıldığı bir sistemdir. Monomerleri püskürten memeler, X-Y eksenleri boyunca hareket eder. Monomer, çalışma alanına püskürtüldüğünde, silindirik aletler monomerin yüzeyini düzleştirir ve ardından UV lambaları kullanılarak monomerlerin polimerleşmesi sağlanır. Bir katmanın polimerleşmesinden sonra, platform, yeni bir katman oluşturmak için Z ekseninde bir katman kalınlığı kadar hassas bir şekilde aşağı hareket eder. Bu işlem, nesne tam olarak oluşana kadar tekrarlanır [41].

PolyJet yazıcıları, farklı yoğunluk, sertlik ve esneklikte malzemeler üretebilme yeteneğine sahip olup, yüksek kaliteli çözünürlük sunarlar. PolyJet teknolojisi, cerrahi kılavuzlar, kişiselleştirilmiş diş modelleri ve iskeletler gibi çeşitli diş hekimliği prosedürlerinde kullanılmaktadır [28].

2.4.3.6 Sürekli sıvı arayüzü üretimi (CLIP) teknolojisi

Sürekli Sıvı Arayüzü Üretimi (CLIP) teknolojisi, oksijen geçirgen lensler ve programlanabilir sıvı reçineler kullanarak yüksek çözünürlüklü parçalar üreten yenilikçi bir eklemeli imalat tekniğidir. DLP teknolojisine benzer şekilde, CLIP, Z eksenini boyunca sürekli hareket eden bir platform ile çalışır. Bu sürekli hareket, parçaların daha kısa bir süre

içinde üretilmesini sağlayarak verimliliği artırır ve genel üretim döngüsünü kısaltır [42]. CLIP yönteminin en büyük avantajı, hızlı baskı gerçekleştirme kapasitesidir. Ancak, bu teknik üretim sırasında düşük viskoziteli sıvı reçine gerektirir. Yüksek viskoziteli reçineler kullanıldığında, üretim verimliliği olumsuz etkilenebilir. Ayrıca, bu teknoloji için önemli bileşenlerden biri olan oksijen geçirgen lensler oldukça maliyetlidir [37].

2.5 METAL ALTYAPISIZ RESTORASYON MATERYALLERİ

Şekil 2.6’de dental seramikler ve seramik benzeri materyaller gösterilmiştir

Dental Seramikler ve Seramik Benzeri Materyaller	
Kategori	Alt Kategoriler
Cam Matris Seramikler	Feldspat Sentetik: - Lüsit Esaslı - Lityum Silikat ve Türevleri - Fluorapatit Esaslı
Cam İnfiltrat	Alümina Alümina ve Magnezyum Alümina ve Zirkonya
Polikristalin Seramikler	Alümina Stabilize Zirkonya Alümina ile Güçlendirilmiş Zirkonya Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alümina
Rezin Matris Seramikler	Rezin Nanoseramikler Rezin Matris'e Penetre Cam Seramik Rezin Matris'e Penetre Olan Zirkonya Silika Seramik

Şekil 2.6: Dental Seramik Sınıflaması [43].

2.5.1 Cam Matris Seramikler

2.5.1.1 Feldspat

Bu seramik grubu, kil/kaolin (hidratlı aluminosilikat), kuvars (silikon dioksit) ve doğal olarak oluşan feldspat (potasyum ve sodyum aluminosilikat karışımı) içeren üçlü bir malzeme sistemine dayanır. Potasyum feldspat ($K_2Al_2Si_6O_{16}$), lüsit kristalleri (kristalin faz) oluşturur. Bu kristallerin miktarına bağlı olarak, yalnızca restorasyonun içsel dayanıklılığını artırmakla kalmaz, aynı zamanda bu porseleni metal alt yapıları kaplamak için uygun hale getirir (genleşme katsayısı, alt yapınınkinden yaklaşık %10 veya daha azdır). Bu malzemeler hâlâ metal alaşımlarının ve seramik alt yapılarının üzerine kuron malzemesi olarak ve diş

yapısına yapıştırılan estetik bir materyal olarak kullanılmaktadır [44]. Örnek olarak; IPS Empress verilebilmektedir.

2.5.1.2 Sentetik

Lösit bazlı (VİTA VM7, VM9, VM13), IPS Empress (Ivoclar Vivadent), flourapatit (Ivoclar Vivadent) olmak üzere 3 farklı grup barındırmaktadır.

Hammadde kaynaklarına ve bunların doğal değişkenliklerine olan bağımlılığı azaltmak amacıyla, seramik endüstrisi sentetik malzemeler kullanmaya başlamıştır. Bileşim üreticilere göre farklılık gösterse de genellikle silikon dioksit (SiO_2), potasyum oksit (K_2O), sodyum oksit (Na_2O) ve alüminyum oksit (Al_2O_3) içerir. Cam fazları, metallerle termal genleşme uyumu sağlamak ve mukavemeti artırmak için lösit kristallerinin yanı sıra apatit kristalleriyle birleştirilmiştir.

Gelişmiş mekanik özellikler ve altyapı malzemesi olarak kullanım için, kristal faz ile güçlendirilmiş feldspatik porselenler mevcuttur. Bunlar, silikon dioksit (SiO_2) (%63), alüminyum oksit (Al_2O_3) (%17), potasyum oksit (K_2O) (%11,2), sodyum oksit (Na_2O) (%4.6), seryum oksit (CeO_2) (%1.6), bor trioksit (B_2O_3), kalsiyum oksit (CaO), baryum oksit (BaO) ve titanyum dioksit (TiO_2) (%<1) içerebilir (örneğin, IPS Empress), yaklaşık %70 lityum disilikattan oluşabilir.

Lityum disilikat sistemi içinde daha ileri bir gelişme (SiO_2 - Li_2O - K_2O - ZnO - P_2O_5 - Al_2O_3 -[zirkonyum dioksit] ZrO_2) (IPS e.max, presleme veya bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim [CAD/CAM] ile üretim için) geliştirilmiş mekanik özellikler sunarak inleyler, onleyler, kronlar ve ön bölgedeki üç üniteli sabit dental protezler için kullanım imkanı sağlamaktadır [45],[46].

2.5.2 Cam İnfiltrre

İlk cam infiltrasyonlu malzeme olan In-Ceram Alumina, 1989 yılında tanıtılmış olup, slip-casting tekniği kullanılarak üretilmiştir. Yoğun bir şekilde paketlenmiş Al_2O_3 bir refrakter model üzerinde sinterlenir. Daha sonra gözenekli bir alümina partikül iskeleti oluştuğunda, ikinci bir fırınlama aşamasında lantan camı ile infiltrasyon yapılır. Bu işlem, gözenekleri doldurarak malzemenin dayanıklılığını artırır. Opaklığı nedeniyle porselen kaplama uygulanması gereklidir [47].

In-Ceram Spinell, 1994 yılında piyasaya sürülmüş olup benzer bir yöntemle işlenmektedir, ancak bu malzemede cam, sentetik olarak üretilmiş gözenekli magnezyum alüminat ($MgAl_2O_4$) çekirdeği içine infiltrasyon yapılır. In-Ceram Zirkonya, In-Ceram Alumina'nın bir modifikasyonudur. Bu malzemede kısmen stabilize edilmiş zirkonya oksit (ZrO_2), Al_2O_3 çamur bileşimine eklenerek seramiğin mukavemeti artırılmıştır [48].

2.5.3 Polikristalin Seramikler

2.5.3.1 Alumina

Polikristalin gruba dahil edilen seramiklerin en önemli özelliği, ince taneli kristal yapılarının yüksek dayanıklılık ve kırılma tokluğu sağlamasıdır. Ancak bu yapı, sınırlı ışık geçirgenliği eğiliminde olabilir.

Bunun yanı sıra, cam fazının olmaması, polikristalin seramiklerin hidroflorik asit ile aşındırılmasını zorlaştırır. Bu nedenle, daha uzun aşındırma süreleri veya daha yüksek sıcaklıklar gerektirir [49].

Bu malzeme, %99,5'e kadar yüksek saflıkta Al_2O_3 içermektedir. İlk olarak 1990'lı yılların ortalarında Nobel Biocare tarafından CAD/CAM ile üretim için bir çekirdek malzeme olarak tanıtılmıştır. Bu seramik, çok yüksek sertliğe (17-20 GPa) ve görece yüksek mukavemete sahiptir. Elastik modülü ($E = 300$ GPa), tüm dental seramikler arasındaki en yüksek değer olup, bu durum malzemenin hacimsel kırılmalara karşı hassasiyetini artırmıştır. Bu çekirdek kırılma eğilimi ve mekanik özellikleri geliştirilmiş yeni malzemelerin (örneğin, stabilize zirkonyada görülen dönüşümle sertleşme yeteneği) piyasaya sürülmesi, alüminanın kullanımının azalmasına neden olmuştur [50].

2.5.3.2 Stabilize zirkonya

Mikro yapısına göre zirkonya seramikleri şu şekilde sınıflandırılmıştır:

- Tam stabilize edilmiş zirkonya (FSZ): Zirkonya kübik fazda bulunur ve %8'den fazla mol itriyum oksit (Y_2O_3) içerir.
- Kısmen stabilize edilmiş zirkonya (PSZ): Kübik matris içinde nano boyutlu tetragonal veya monoklinik partiküller bulunur.
- Tetragonal zirkonya polikristalleri (TZP): Ana olarak tetragonal fazdan oluşan monolitik malzemelerdir ve genellikle itriyum (Y) veya seryum (Ce) ile stabilize edilir.

Dental zirkonyalar genellikle TZP tipindedir ve en yaygın form Y-TZP'dir. Çünkü bu form, işleme ve sinterleme sonrasında en yüksek mukavemet ve kırılma tokluğuna sahiptir. Tarihsel olarak zirkonya seramikleri, seramik kaplama yapılacak protetik altyapı malzemesi olarak kullanılmıştır. Ancak günümüzde monolitik restorasyonlar üretmek için de kullanılmaktadır [51].

2.5.3.3 Zirkonya ile güçlendirilmiş alumina ve alumina ile güçlendirilmiş alumina

Zirkonya genellikle tetragonal fazda kısmen stabilize halde kaldığından ve alümina orta düzeyde kırılma tokluğuna sahip olduğundan, mikro veya nano ölçekli yapıya sahip alümina-zirkonya (Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina [ZTA]) ve zirkonya-alümina (Alümina ile güçlendirilmiş zirkonya [ATZ]) kompozitlerinin geliştirilmesi yönünde bir eğilim olmuştur. Dış bölgesindeki elastisite modülüsü 125 Mpa iken içeri kısımdaki elastisite modülü 250 MPa ya kadar çıkmaktadır. Bu sayede oluşan çatlakların ilerlemesi engellerken, yapılan restorasyonun ömrünü arttırmaktadır [52],[53].

2.5.4 Rezin Matrisli Seramikler

Organik bir matris içinde yüksek oranda seramik partikülleri içeren malzemeleri kapsar. Geliştirilme nedenlerini sıralamak gerekirse;

- a. Diş minesinin elastikiyet modülüne daha yakın bir malzeme elde etmek, geleneksel seramiklerle karşılaştırıldığında dentine daha iyi uyum sağlamak.
- b. Cam-matrisli seramiklerden (örneğin, lityum disilikat ailesindeki sentetik seramiklerden) veya polikristalin seramiklerden daha kolay frezelenen ve ayarlanabilen bir malzeme geliştirmek.
- c. Kompozit reçine ile daha kolay tamir edilebilen veya modifiye edilebilen bir malzeme oluşturmak [54].

2.5.4.1 Reçine-matrisli seramiklerin bileşimi

Reçine-matrisli seramiklerin oluşumu büyük ölçüde değişkenlik göstermektedir, ancak bu malzemeler özellikle CAD/CAM sistemleri için geliştirilmiştir. Günümüzde reçine-matrisli seramik malzemeler, inorganik bileşimlerine göre farklı alt gruplara ayrılmaktadır:

Rezin Nanoseramik (Lava ultimate): %80 oranında nanoseramik partüküllerinden oluşur.

Rezin Matrikse Penetre cam seramik (Vita Enamic): Seramik ve felspatik ağdan oluşmaktadır

Rezin Matrikse Penetre olan zirkonya silika Seramik (Shofu Block HC, Shofu): Farklı organik matrisler ile özelleştirilmiş ve seramik ağırlık yüzdesinde değişiklikler içeren bu malzemeler; silika tozu, zirkonyum silikat, UDMA, TEGDMA, mikro dumanlanmış silika ve pigmentler içermektedir. İnorganik içeriği ağırlıkça %60'ın üzerindedir [55].

2.6 EKLEMELİ METHOTTA KULLANILAN MATERYALLER

3D baskı teknolojisi kullanılarak istenilen ürünlerin üretiminde kullanılabilen malzemelerdir. Metal ve alaşımlar, seramikler, kompozitler, polimerler, 3D baskı teknolojisi ile kullanılabilecek materyallerdir [56],[57].

2.6.1 Polimerler

İçerisinde birçok materyal barındırmaktadır. Termoplasikler polimerler içerisinde sık kullanılan materyallerdendir. Genellikle, termoplastik malzeme filamentlerinin ısıtılarak nozül üzerinden dışarı verildiği ve hasar bir biçimde üretim yapabilen malzemelerdir. Örnek olarak akrilonitril bütadien stiren (ABS) ve e çevre açısından daha dost olan polilaktik asit (PLA) polimeri verilebilir. PLA, güçlü darbe direnci ve ABS'ye kıyasla toksik olmayan yüzey kaplaması sayesinde, geçici bir malzeme olarak da olsa, ağız boşluğunda kullanım için çok daha uygundur [58].

2.6.1.1 Fotopolimerler

Dalga boyu 400-740 arasında olan elektromanyetik dalgaya maruz kaldıktan sonra kimyasal yapısında değişiklik göstererek sertleşen polimerlerdir. İçerisinde monomer, stabilizatör ve foto başlatıcılar içermektedirler [59].

2.6.1.2 Vinil polimerler

Bioçözünür özellikte olmadıkları için diş hekimliğinde çoğunluklu olarak bu materyal kullanılmaktadır. Diş hekimliğinde daha çok polimetil metakrilat (PMMA) olarak kullanılmaktadırlar. PMMA daha düşük toksisite bir materyal olması ile düşük maliyet ve çabuk üretilebildiği için günümüzde yaygın olarak kullanılmaktadırlar.

Biyoaktif tri-kalsiyum fosfat ile aşılanmış biyolojik olarak parçalanabilen polyester gibi termoplastikler, diş hekimliğinde doku iskele yapılarının oluşturulmasında kullanılabilir [60].

Ekllemeli üretim tekniklerinde yaygın olarak kullanılan bir diğer polimer ise mumdur. Genellikle, çeşitli katmanlı üretim teknikleri tarafından yapıya destek malzemesi olarak kullanılsa da, karmaşık protetik vakaların mum modellemelerinde doğrudan yapı malzemesi olarak da kullanılmıştır [61].

Katmanlı üretimde yaygın olarak kullanılan bir başka polimer grubu da fotobaşlatıcı reçinelerdir. Stereolitografi (SLA) makineleri genellikle bu tür polimerleri yapı malzemesi olarak kullanır ve her bir katmanı UV ışık ya da lazer ile sertleştirerek oluşturur. Bu polimerler; renk, sertlik ve bileşen modifikasyonu açısından çok daha fazla esneklik sunar. Ayrıca biyouyumlu ve biyoaktif bileşenlerle, örneğin biyoaktif cam ile karıştırılabilirler. Yapılan çalışmalar, bu karışımların katkı maddelerinin homojen bir şekilde dağılmasına olanak sağladığını ve in vitro ortamda biyoaktif özellikler sergilediğini göstermiştir [62].

2.6.2 Seramikler

Seramikler iskelet yapımında ve kuron üretiminde farklı şekillerde üretilebilmektedir. Bu teknikler arasında, seramik malzemenin seçici lazer sinterleme (SLS) yöntemiyle işlenmesi veya seramiğin yeşil (ön işlenmiş) formunun ekstrüzyonu yer alır. Bu yapı daha sonra tam mukavemet elde etmek için sinterlenir [63].

SLS (Seçici Lazer Sinterleme) teknolojisinin seramik üretiminde kullanılması ya doğrudan seramik tozu ya da önceden sinterlenmiş seramik ile gerçekleştirilir. Ancak günümüze kadar, doğrudan seramik tozunun SLS ile işlenmesi yalnızca gözenekli yapılar elde edilmesini sağlamış ve bu yapıların yüksek yoğunluğa ulaşacak şekilde sonradan işlenmesi oldukça zor olmuştur [64].

Buna karşılık, porselen bulamacı (slurry) üzerinde uygulanan SLS teknikleriyle yoğun nihai seramik yapılar elde edilmiştir. Toz yatağına püskürtmeli mürekkep ile 3D baskı ve ardından vakum infiltrasyonu içeren bir diğer katmanlı üretim tekniğiyle de yüksek yoğunlukta ve tatmin edici mukavemete sahip alümina ile güçlendirilmiş seramik yapılar üretilebilmiştir. Benzer bir yöntemle, ham zirkonya protezleri de üretilmiştir [65].

Alümina yüklü fotobaşlatıcılı reçineler kullanılarak SLA makinelerinde de yoğun alümina ile güçlendirilmiş seramik yapılar başarıyla üretilmiştir. Bu teknik umut verici görülmektedir çünkü SLA makineleri, günümüzde mevcut en hassas katmanlı üretim teknolojilerinden biri olarak kabul edilmektedir [66].

2.6.3 Metaller

Bu alanda daha çok titanyum, krom-kobalt ve nikel alaşımlardan yapılmış metal yapılar için seçici lazer sinterleme ile üretim metodu daha çok kullanılmıştır. Fakat bu üretim tekniği ile üretim yapılırken gözenekli bir yapı oluştuğu için çok fazla tercih edilmemektedir. Protetik parçalardan ziyade implant yapımında kullanılan tekniklerden birisidir. Yüzeyinde oluşan pürüzlü yapı sayesinde osteointegrasyonu olumlu yönde etkilediği düşünülmektedir [67],[68],[69],[70],[71].

Eklemeli üretim metotlarından doğrudan metal sinterleme yöntemi sayesinde seçici lazer sinterlemede meydana gelen büzülmenin önüne geçilmiştir fakat değerli metaller kullanımı gerektiği için bu metot günümüzde fazla kullanılmamaktadır [72],[73].

2.7 DİŞ PREPARASYON

Diş preparasyonu, restorasyonun başarısını büyük oranda etkileyen kritik bir süreçtir. Geometrik özellikler, restorasyonun dişle olan tutunma kapasitesinin yanı sıra, kuvvetlere karşı direnç sağlamada da önem taşır. İki zıt dikey yüzeyin varlığı, tutunmanın anahtarıdır. Bu, restorasyonun yerinde kalmasına ve zamanla yer değiştirmesini önlemeye yardımcı olur [74].

Protetik diş hekimliğinde diş preparasyonlarının başarılı bir şekilde gerçekleştirilmesi kritik öneme sahiptir. Dişlerin hazırlanmasında biyomekanik prensiplerden göz önünde bulundurulması gereken beş ana ilke aşağıdaki gibi listelenebilir.

a. Diş Yapısının Korunması

Diş preparasyonu yapılırken, diş yapısının korunması son derece önemlidir. Konservatif bir yaklaşım benimsemek, diş dokusunun en az miktarda aşındırılması sağlar. Aşırı küçültme, dişte çeşitli sorunlara yol açabilir; bu sorunlar arasında termal hassasiyet, pulpa iltihabı, nekroz ve aşırı sivrileşme gibi komplikasyonlar bulunur. Bu tür komplikasyonlar, hazırlanan dişin retansiyon ve dayanıklılığını olumsuz etkileyebilir [75].

b. Retansiyon ve Rezistans

Retansiyon, restorasyonun yerleştirme yönünde çıkarılmasına karşı gösterdiği direnci ifade eder.

Rezistans, restorasyona yönlendirilen eğik veya yatay kuvvetlere karşı dayanıklılık sağlar.

Restorasyonun yerleştirme yolu, prepare edilmiş diş üzerindeki yanal kuvvetlerin en aza indirilmesi için ideal olarak dişin uzun eksenine paraleldir. Anterior dişler için giriş yolu genellikle kesici 2/3'e paraleldir [76].

c. Restorasyonun Yapısal Dayanıklılığı

Restorasyonun yapısal dayanıklılığı, dişin kuvvetleri karşılamasını ve uzun süre dayanmasını sağlar. Dayanıklılık, doğru bir şekilde yapılan diş preparasyonlarıyla doğrudan ilişkilidir [77].

d. Periodonsiyumun Korunması

Dişin çevresindeki dokuların, diş preparasyonu sırasında zarar görmemesi için dikkat edilmelidir. Periodonsiyum sağlıklı tutulduğunda, genel ağız sağlığı da korunur [77].

e. Marjinal Bütünlük

Restorasyonun diş ile olan kenarlarının uyum içinde olması, marjinal bütünlük açısından kritik bir faktördür. Marjinal uyum, restorasyonun sızıntı yapmadan uzun süre dayanmasını sağlar.

Bu ilkelerin dikkate alınması, restoratif işlemlerin başarısını artırarak, hastaların yaşam kalitesini yükseltir ve ağız sağlığını korur. Diş hekimleri, bu prensipleri uygulayarak hem estetik hem de fonksiyonel restorasyonlar yapmalıdır [78].

2.8 PREPARASYON BİTİM TÜRLERİ

Chamfer Bitiş Çizgisi: Veneer metal restorasyonlar için tercih edilen bitiş çizgisi chamfer (koni) biçimidir. Bu bitiş çizgisinin deneysel olarak en az stres gösterdiği kanıtlanmıştır, bu da altında bulunan sementin başarısızlık olasılığını azaltır. Chamfer, yuvarlak uçlu elmas başlığın ucu ile kesilebilirken, eksenel küçültme aynı aletin yan tarafı ile yapılmaktadır [79].

Shoulder Bitiş Çizgisi: Shoulder, tüm seramik kronlar için uzun zamandır tercih edilen bitiş çizgisidir. Geniş çıkıntı, oklüzal kuvvetlere karşı direnç sağlar ve porseleni kırılmaya neden olabilecek stresleri minimize eder. Ayrıca sağlıklı restorasyon konturları ve maksimum estetik için yeterli alan oluşturur. Ancak, diğer bitiş çizgilerine göre daha fazla diş yapısının yok edilmesini gerektirir [79].

Knife-edge (Bıçak Kenarı) Bitiş Çizgisi: Knife edge bitim kenarı, metalin dar bir bitim kenarını sağlar. Ancak, kullanımında bazı problemler yaratabilir. Dikkatlice hazırlanmadığı takdirde, eksenel küçültme belirgin bir bitiş çizgisine ulaşmak yerine kaybolabilir. Bu bitiş çizgisine oturan restorasyonun ince kenarı, doğru bir şekilde mumlama ve döküm işlemi yapmayı zorlaştırabilir. Ayrıca, ağız içinde oklüzal kuvvetlere maruz kaldığında distorsiyona karşı daha hassastır [80].

2.9 ÖLÇÜ

2.9.1 Ağız İçi Tarayıcılar

Ağız içi tarayıcılar, hedefledikleri nesneye gönderdikleri lazer veya ışık benzeri ışınları, sahip oldukları kameralarla toplayarak üç boyutlu koordinatlar hesaplamaktadır. Kullandıkları yazılım sayesinde elde edilen nokta bulutları ile taranan nesnenin üç boyutlu yapılandırması gerçekleştirilmektedir. Günümüzde ağız içi tarayıcılar ile üç boyutlu nesnelerin görüntülerini elde etmek için tek bir görüntü yeterli olmamaktadır. Bu nedenle, üç boyutlu yapının dijitalleştirilmesi için birçok farklı görüntü elde edilip bunların birleştirilmesi gerekmektedir [81]. Ağız içi tarayıcılar, görüntü serilerini yakalamak ve birleştirmek için ya fotoğraf görüntüleme yöntemini ya da dijital video görüntüleme yöntemini kullanmaktadır.

Ağız içi tarayıcı sistemlerinin işleyiş prensipleri, fotoğraf ve video kaydı dışında, konfokal mikroskopi, aktif üçgenleme, aktif dalga cepheleleri, optik koherens tomografisi ve çoklu tarama gibi veri elde etme tekniklerine de ayrılabilir [82].

Günümüzdeki ağız içi tarayıcılardan iTero Element 2, görüntü verilerini ‘paralel konfokal mikroskopi’ yöntemiyle elde ederken, Trios 4 ‘ultra hızlı optik kesit ve konfokal mikroskopi’ yöntemini kullanmaktadır. Öte yandan, CEREC Primescan ise verileri ‘dinamik derin tarama’ prensibi ile toplamaktadır [83],[84].

2.9.1.1 Ağız içi tarayıcıların çalışma prensipleri

Işık projeksiyonu ve yakalama

Üç boyutlu alanın yeniden yapılandırılmasında pasif ve aktif teknikler arasında belirgin farklılıklar vardır. Pasif teknikler, intraoral dokuları aydınlatmak için yalnızca çevresel aydınlatmayı kullanır ve belirli bir nesnenin doku seviyesine bağlıdır. Aktif teknikler ise yeniden yapılandırmada nesnenin gerçek dokusuna ve renginin etkisine daha az bağımlıdır; bu yöntemler, kameradan nesneye yansıtılan beyaz, kırmızı veya mavi ışıkları kullanmaktadır. Aktif tekniklerde, nesneye ışık noktası yansıtılır ve nesneye olan mesafe, üçgenleme yöntemiyle hesaplanır [85].

Nesneye olan mesafe teknolojileri

a. Triangulasyon

Bu teknolojinin temel prensibi, ağız içi tarayıcıdan farklı dalga boylarına sahip ışığın yayılarak nesneye yansıtılmasıdır. Daha sonra nesneden geri yansıyan ışık, kameralar tarafından toplanır ve yazılım yardımıyla işlenir [86].

Taranan bölgedeki veriler, iki noktaya ait açının ve konumun üçgensel düzlemde hesaplanması ile elde edilir. Bu iki noktanın görüntülenmesinde çift dedektör, prizma kullanan sistemler veya aynı anda iki farklı noktadan görüntü alabilen tek dedektör tercih edilebilir. CEREC Primescan, Omnicam ve CS3600 gibi cihazlar bu prensiple çalışmakta ve nesneye ait gerçek renkler, rekonstrüksiyon sürecinde kullanılabilmektedir [83].

b. Konfokal Mikroskopi

Bu teknoloji, ağız içi tarayıcı tarafından ışık demetlerinin nesneye gönderilmesi ve bu ışık süzmelelerinin benzer optik yol üzerinden geri dönmesi ile belirli bir derinlikte odaklanan ve odaklanmayan verilerin elde edilmesi prensibine dayanmaktadır. Ayrıca, objektif ile lensin odak uzaklığına bağlı olarak nesnenin mesafesini hesaplamak için görüntünün netlik alanını tespit edebilir. Üç boyutlu görüntüler, nokta birleştirme (point and stitch) yöntemi kullanılarak elde edilmektedir [87]. Trios ağız içi tarayıcılar bu metota dayalı görüntülenme yapmaktadır ve renkli görüntü elde edilebilmektedir.

c. Aktif Wavefront Örnekleme

Bu teknoloji, eksen dışı açıklık modülüne ve kameraya sahiptir. Modül, optik eksen etrafında dairesel bir rota izleyerek, yüksek çözünürlüklü kameralar aracılığıyla farklı açılardan görüntü alır. 3M ESPE firması tarafından geliştirilen bu yöntemi, LAVA COS ve True Definition ağız içi tarayıcıları kullanmaktadır. Işık yansımalarının yüksek olmasından ötürü bu sistem, toz sprey kullanımını mecbur kılar.

2.9.2 Masaüstü / Model Tarayıcıları

Diş hekimi, konvansiyonel yöntemle ölçü almak için ölçü kaşığı ve ölçü materyali kullanır. Alınan ölçü, laboratuvara gönderilir ve teknisyen bu ölçü kaşığının içerisine alçı dökerek model hazırlar. Alçının sertleşme süreci tamamlandıktan sonra, teknisyen tüm diş arkını temsil eden üç boyutlu sanal dijital modeli oluşturmak amacıyla bu alçı modeli ekstraoral bir tarayıcıyla dijital ortama aktarır [88].

2.10 MARJİNAL VE İTERNAL UYUM

Marjinal ve internal uyum, her türlü restorasyonun uzun vadede başarılı olması için temel kriterlerdir [89]. Daha iyi bir internal uyum, tutuculuk ve direnç şekillerinin kalitesini düşürmeden, simantasyon sırasında kuronun dişe olan adaptasyonunu kolaylaştırarak protezin tutuculuğunu artırır. Zayıf marjinal uyum, simanın çözünmesi sonucu mikrosızıntı ve plak birikimine, dolayısıyla tekrarlayan çürüklere ve diş eti dokularının iltihaplanmasına neden olabilir. Bu nedenle, geçici olanlar da dahil olmak üzere, restorasyonların marjinal ve internal uyumlarına özen gösterilmelidir. Üretim sırasında uygun malzeme ve tekniklerin seçimine dikkat edilmelidir [90].

2.10.1 Diş Hekimliğinde Marjinal ve İnternal Uyum Metotları

Üretilen restorasyonlar *in vivo* veya *in vitro* şartlarda değerlendirilmektedir. *In vivo* şartları klinik şartları tamamen yansıtsa da standardizasyonu sağlamak mümkün olmayabildiği için *in vitro* koşullar mümkün olduğunca klinik koşulları göstermeli ve mümkün olduğunca az değişken parametre ile yapılmalıdır [91].

Günümüzde Marjinal ve İnternal uyum için kullanılan metotlar aşağıdaki gibidir [92].

- a. Güdük üzerinden direk ölçüm
- b. Rezin replika yöntemi
- c. Kesit alma

- d. Silikon replika yöntemi
- e. X ışınları ile üç boyutlu taranarak görüntüleme

2.10.1.1 Güdük üzerinden direk lm

Kesit alma yöntemi, üretilmiş olan restorasyonun model üzerinde değerlendirilmesinden sonra, sabitlenmesi amacıyla epoksi veya alçı içerisinde yerleştirilmesini kapsar. Ardından, restorasyonun kesitlerini incelemek için özel bir cihazla kesilmesi işlemi yapılır. Bu yöntem, restorasyon ile dayanak arasındaki boşluk alanının doğrudan llmesine izin verdiğinden güvenilir sonuçlar sağlar. Ancak, ağız içinde uyumun llememesi ve üretilmiş restorasyonun kesilmesine dayanan invaziv yapısı nedeniyle kullanımı azalmıştır. Ayrıca, birçok noktadan ölüm yapamama ve üç boyutlu değerlendirmelerin yapılamaması bu yöntemin diğer dezavantajlarındanır [93].

2.10.1.2 Rezin replika tekniği

Bu yöntemde, marjinal aralığın llmesi gereken restorasyonun kenar bölgesinin ls alınır. Silindir biçimindeki l kalıbına patern rezin uygulanarak, kenar bölgesinin üç boyutlu bir kopyası oluşturulur. Elde edilen bu kopya, patern rezin üzerinden, doğrudan yöntemde olduğu gibi ölümlere tabi tutulur. Doğrudan yöntemde, marjinal kısmın ölümü yapılırken, proksimal kısmın ölümünü sabit bir şekilde gerçekleştirmek zor olabilir. Rezin replika metodunda, elde edilen silindirik duplikasyon ile her bölgedeki ölümler kolaylıkla yapılabilir. Ancak, bu yöntemin dezavantajı, replika için kullanılan rezinin büzülme yaparak mevcut aralığı tam olarak gösterememesi ve hata payına neden olabilmesidir [94].

2.10.1.3 Kesit alma yöntemi

Bu teknikte, diş ve restorasyon, simantasyon öncesi veya sonrası olmak üzere epoksi rezin içine yerleştirilir. Bukkal-lingual bölgeden bir kesit alınarak veya kontrollü aşındırma yapılarak marjinal ya da internal aralık gözlemlenir. Taramalı elektron mikroskobu (SEM) veya ışıklı elektron mikroskobu ile ölümler gerçekleştirilebilir. Bu yöntemin dezavantajları arasında, ölüm netliğinin düşük olması ve referans noktalarının tespitinde zorluk yaşanması yer alır. Restorasyon ve diş arasında istenen bir renk değişikliği sağlamak amacıyla, radyoaktif ya da kimyasal boyaların sızdırılması isteniyorsa, boya maddelerine daldırılarak da ölüm yapılabilir [91].

2.10.1.4 Silikon replika yöntemi

Silikon replikası yöntemi, çeşitli araştırmalarla derinlemesine incelenmiş, köklü ve güvenilir bir tekniktir. Bu teknikte, restorasyonun içine silikon sürülür ve restorasyon, tutarlı bir kuvvetle dayanağa ya ağız içinde ya da bir alçı model üzerinde yerleştirilir. Silikon replikalar restorasyondan çıkartıldıktan sonra bölümlenir ve kalınlıkları mikroskopla ölçülür. Kesit yöntemiyle karşılaştırıldığında, silikon replikası tekniği daha basit olup restorasyona veya alçı modele zarar vermez. Ayrıca, bu yöntemin önemli avantajlarından biri de klinik çalışmalarda ölçüm yapılabilmesine olanak sağlamasıdır [95]. Silikon replikalardan elde edilen kesitlerin mikroskopla ölçülmesi kolaydır, ancak ölçüm malzemesindeki boyutsal değişiklikler nedeniyle hata payı oluşabilir. Ayrıca, restorasyon dişe yerleştirilirken ortaya çıkan hidrostatik basınç, tam uyum sağlamasını engelleyebilir [96].

2.10.1.5 X ışınları ile üç boyutlu taranarak görüntüleme

Mikro bilgisayarlı tomografi, mikro-CT olarak bilinen, internal uyum ve marjinal uyumun değerlendirilmesi için kullanılan başka bir yöntemdir. Bu yöntem, restorasyona, dayanak dişe veya alçı modele zarar vermeden çeşitli noktalardan tekrarlı ölçümler yapılmasına olanak sunar [97]. Literatürdeki birçok araştırma ve sistematik derleme, bu amaçla mikro-CT'yi kullanmıştır. Bu teknik, hem 2D hem de 3D kesitlerden farklı açılardan ölçümler yapılmasına imkan verir [98]. Yüksek netlikte tarama yapabilme özelliği avantaj sağlar. Ancak, süreç teknik açıdan karmaşıktır ve yüksek maliyet gerektirir [99].

Bu in vitro çalışmada amaç farklı kesim teknikleri ile prepare edilen dişlere, farklı alt yapı üretim yazılımları ve farklı rezin nanohibrit materyaller kullanılarak üretilen kuronların marjinal ve internal uyumlarının karşılaştırılmasıdır. Çalışmanın sıfır hipotezi; farklı kesim tiplerinin (H0.1), farklı alt yapı yazılım sistemlerinin (H0.2) ve farklı 3d daimi rezin materyallerin (H0.3) kuronların marjinal, aksiyal duvar internal ve okluzal duvar internal uyumuna etkisi bulunmamaktadır.

3. MATERİYAL VE METOT

Bu çalışmanın amacı farklı kesim teknikleri ile prepare edilen dişler üzerinde, farklı CAD/CAM yazılım sistemleri ve farklı rezin nanohibrit materyalleri kullanılarak üretilen kuronların marjinal ve internal uyumunun araştırılmasıdır. Çalışmada alt grup olarak 2 farklı rezin nanohibrit materyali (Saremco, Crowntec, Saremco Dental AG, Rebstein, Switzerland ve VarseoSmile Triniq, Bego, Bremen, Almanya), 3 farklı kesim tipi (shoulder, knife-edge, chamfer) ve 2 farklı CAD/CAM yazılım (Exocad DentalCAD; Exocad GmbH ve 3Shape dental designer, 3Shape A/S, Copenhagen, Denmark) sistemi kullanıldı. Kesim tipleri birbirinden farklı olmak üzere 3 farklı basamak bitim şekline sahip dişlerin kesimleri tamamlandıktan sonra ağız içi tarayıcı (3Shape Trios 4) ile ölçü alınarak her kesim tipinden 40'ar adet olmak üzere toplam 120 adet 3 boyutlu (3B) yazıcıdan üretilmiş modeller üretildi. Bunun sonrasında farklı kesim tiplerine sahip bu modeller üzerine 2 farklı CAD/CAM yazılım sistemi ve 2 farklı rezin nanohibrit materyalden olmak üzere kuronlar üretildi ve toplamda 12 grup oluşturacak şekilde gruplara ayrıldı.

Şekil 3.1'de çalışmanın gruplandırma şeması gösterilmiştir.

3.1 POWER ANALİZ

Power analiziyle (G* Power Software version 3.1.9.2) marjinal ve internal uyum değerlendirmesi için etki boyutu (effect size, d): 0.25 , Power:0.95 ve α :0,05 için örnek sayısı her grup için minimum n=10 olarak saptandı. Örneklerin üretimi esnasında oluşabilecek fireler için de ön bir değerlendirme yapılarak, 12 deney grubundan oluşan çalışmamızda her grup için 10'ar örnek hazırlandı.



Şekil 3.1: Tez Çalışmasının Gruplandırılmış Şeması.

Bu restorasyonlar silikon replika yöntemi kullanılarak ışık mikroskopu altında çekilen fotoğrafların bilgisayar üzerinde incelenmesiyle ölçülüp değerlendirildi.

Çalışma Altınbaş Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı sert doku Laboratuvarında ve Özel Dentasim Protez Laboratuvarında gerçekleştirildi.



Şekil 3.2: Altınbaş Üniversitesi Sert Doku Laboratuvarı.

3.2 ANA MODELİN HAZIRLANMASI

Ana modelin hazırlanmasında doğal dişlerin ve çenelerin yapısını taklit eden akrilik esaslı prefabrike plastik çene (ANA 4; Frasco, Tettang, Almanya) kullanıldı. Restorasyonların üretiminde ana model olması için aynı araştırmacı tarafından maksiller sağ 1. Molar diş prepare edildi (Şekil 3.3). Yapılan preparasyonlarda eşit basamak kalınlığı ve okluzal-yanal duvarlardaki aşındırma miktarının eşit olması amacıyla pinli frezler (Ökodent,882-D016 C,881D-016C,Almanya) kullanıldı. Shoulder tipi kesimde basamak kalınlığı 1 mm iken chamfer tipi kesimde 0.6 mm basamaklar elde edildi. Preparasyon yapılırken okluzalde ortalama olarak 1.5-2 mm aşındırma yapılırken, diğer duvarlarda ise 1- 1.2 mm' lik aşındırma yapıldı. Kesim açısı 6-10 derecelik olacak şekilde prepare edildi.



Şekil 3.3: Shoulder ve Knife Edge Preparasyon Prensipleri ile Prepare Edilmiş Dişler.

3.3 FARKLI KESİM TİPLERİNE AİT DİŞLERİN DUPLİKE EDİLMESİ

3Shape E4 (3Shape, Kopenhag, Danimarka) masaüstü tarayıcı ile kesim yapılmış dişlerin taranmasından sonra elde edilen veriler ile 50 mikron basım aralığı olacak şekilde 3 boyutlu yazıcıdan (Phorozen Sonic Mini 8k,Tayvan) (Şekil 3.4) her gruptan 40 adet olmak üzere toplamda 120 adet prepare edilmiş diş modeli elde edildi.

Şekil 3.5, 3.6 ve 3.7’de farklı kesim tipleri ile 3B yazıcı ile elde edilen modeller gösterilmektedir.



Şekil 3.4: Phorozen Sonic Mini 8k, Tayvan Cihazı Gösterilmektedir.



Şekil 3.5: Chamfer Kesim Tipine Ait Model Gözükmemektedir.



Şekil 3.6: Knife- Edge Kesime Ait Model Gözükmemektedir.



Şekil 3.7: Shoulder Kesim Tipine Ait Model Gözükmetedir.

3.4 3SHAPE AĞIZ İÇİ TARAYICISI İLE PREPARE EDİLMİŞ DİŞ MODELLERİNİN TARANMASI

Ana model, Trios 4 versiyon 1.7.6.1 (3Shape, Kopenhag, Danimarka) (Şekil 3.8) ile önermiş olduğu şekilde tarandı. Ağız içi tarayıcı yardımıyla, aynı kişi tarafından, firmanın önerdiği tarama stratejisi doğrultusunda, hep aynı aydınlatma şartlarında tarama yapılmıştır.

Şekil 3.9’da ağız içi tarayıcı ile alınan bir ölçü gösterilmektedir.



Şekil 3.8: Trios 4 3shape Cihazı Gösterilmektedir.



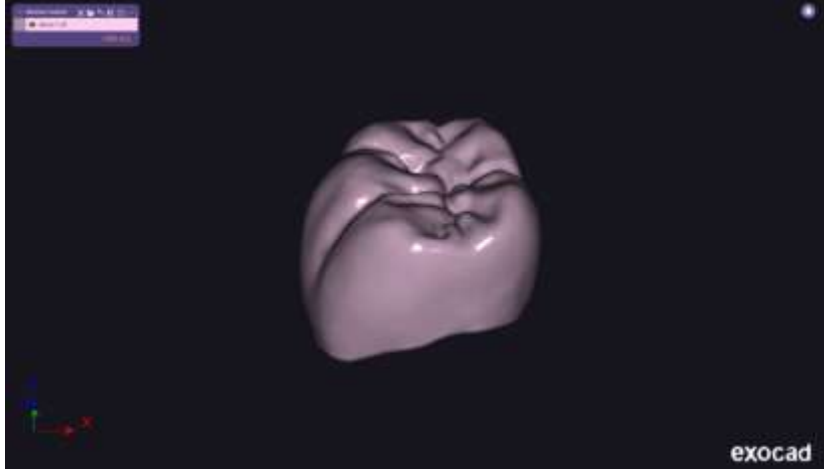
Şekil 3.9: Ağız İçi Tarayıcı ile Alınan Ölçülerin Data' Gösterilmektedir.

3.5 ELDE EDİLEN DİŞ MODELLERİNDEN ALINAN ÖLÇÜLER ÜZERİNDE, FARKLI CAD/CAM YAZILIM SİSTEMLERİNDE KURON TASARIMI

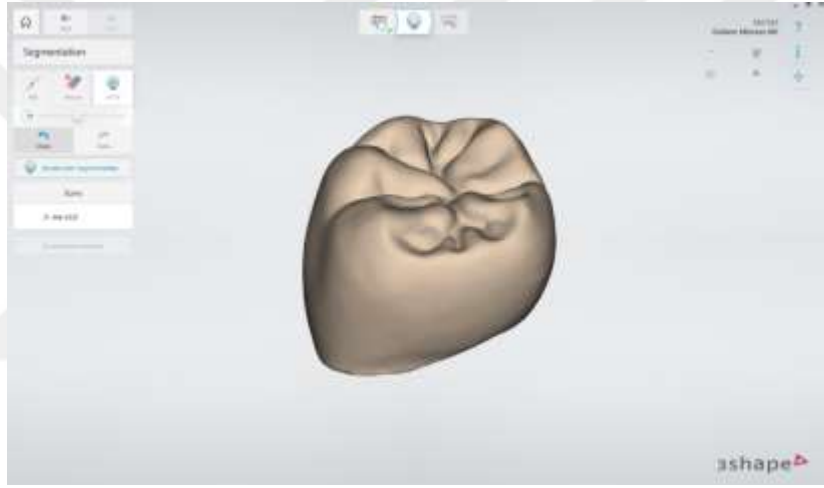
Elde edilen veriler ExoCad (ExoCad GmbH, Darmstadt, Almanya) ve 3Shape (3Shape dental designer, 3Shape A/S, Kopenhag, Danimarka) yazılım programlarına kuron tasarımı yapmak üzere aktarıldı. Kuron tasarımı sırasında her 2 programda da siman boşluğu 60 mikron, ilave siman payı 10 mikron ve marjin yaklaşım açısı 60 derece olacak şekilde ayarlandı. Tasarımlar yapılırken kuronlar yanıl duvarlarda 1 mm, okluzalde 1.5- 2 mm materyal kalınlığı olacak şekilde ayarlandı. Şekil 3.10'da tasarlanan kuronların fotoğrafları gösterilmiştir



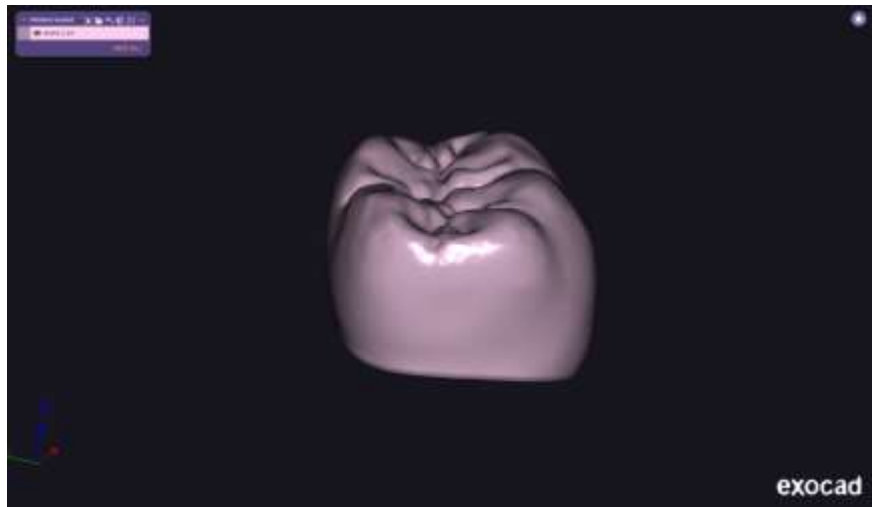
Şekil 3.10: 3Shape Yazılımı ile Chamfer Tipi Kesime Ait Üretilen Kuronun Fotoğrafi.



Şekil 3.11: ExoCad Yazılımı ile Chamfer Kesime Ait Üretilen Kuronun Fotoğrafı.



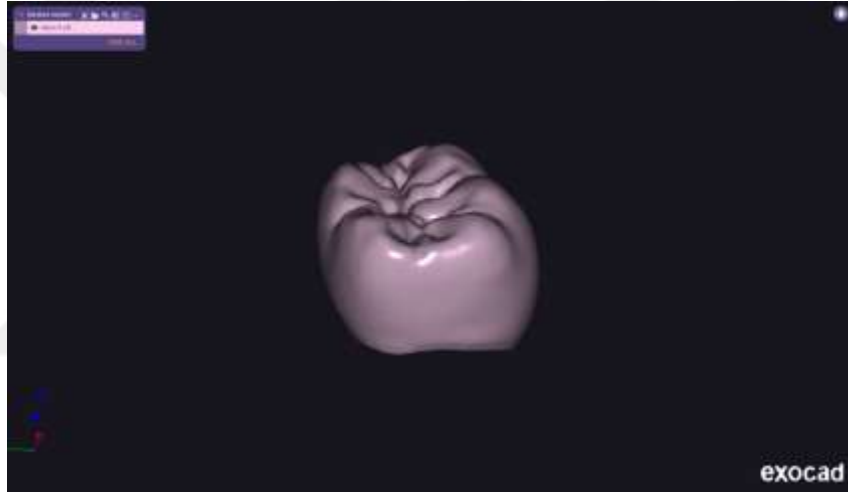
Şekil 3.12: 3Shape Yazılımı ile Tasarlanan Shoulder Kesim Tipine Ait Kuronun Fotoğrafı.



Şekil 3.13: Exo-Cad Yazılımı ile Tasarlanan Shoulder Kesim Tipine Ait Kuronun Fotoğrafı.



Şekil 3.14: 3Shape Yazılımı ile Tasarlanan Knife-Edge Kesim Tipine Ait Kuronun Tasarımı.



Şekil 3.15: Exo-Cad Yazılımı ile Tasarlanan Knife-Edge Kesime Ait Kuronun Tasarımı.

3.6 TASARIMI YAPILMIŞ OLAN KURONLARIN ÜRETİLMESİ

Üretim aşamasında 2 rezin nano hibrit materyalin önerdikleri ve ortak olan ASIGA MAX UV (ASIGA, Avustralya) 3B yazıcı kullanıldı. Kürleme ve yıkama protokolleri 2 farklı firmanın önerilerine göre yapıldı. Saremco Crowntec baskı işlemi için baz plaka kalınlığı 0.3 mikron ve baskı aralığı 50 mikron olacak şekilde üretime alındı. Baskı işlemi bittikten sonra Saremco Afterjel likiti ile yüzeyde mat görüntü oluşuncaya kadar temizlendi. Kürleme işlemi için ışığın dalga boyu 320-500 nanometre aralığına ayarlanıp 2X2000 flash verecek şekilde ayarlandı. Bego VarseoSmile Triniq %96 etanol ile yüzey matlaşuncaya kadar temizlendikten sonra ışığın dalga boyu 320-500 nanometre aralığına ayarlanıp 2X1500 flaş verecek şekilde kürleme işlemi yapıldı (Şekil 3.16 ve Şekil 3.17).



Şekil 3.16: Asiga Max UV ile Üretilen Bego Triniq Kuronların Tabla Üzerindeki Görüntüsü.



Şekil 3.17: Kırleme için Kullanılan Cihaz Gösterilmektedir (Gas N2, Bremen,Almanya).

3.7 ÖLÇÜMLER

Bu aşamada 2 farklı rezin nanohibrit materyali (Saremco Crowntec, Bego Triniq), 3 farklı kesim tipi (shoulder, knife-edge, chamfer) ve 2 farklı alt yapı (Exo-Cad-3Shape) üretim programı ile toplamda 120 adet olarak üretilen kuronların marjinal ve internal uyum

parametreleri değerlendirildi. Ölçüm yöntemi olarak çalışmamızda silikon replika tekniği kullanıldı (Şekil 3.18).



Şekil 3.18: Gösterilen Ölçümler için Hazırlanan Kuronların Görüntüsü.

3.7.1 Silikon Replikaların Elde Edilmesi

Bu yöntemde, kuron restorasyonları ile hazırlanmış diş yüzeyi arasındaki boşluğu doğru bir şekilde duplike edebilmek için, akışkan kıvama sahip (Elite HD; Zhermack, Rovigo, İtalya) ve koyu kıvamlı (Elite HD; Zhermack, Rovigo, İtalya) A tipi silikon ölçü malzemeleri kullanıldı. (Süreçte standardizasyonu sağlamak amacıyla, otomatik karıştırma cihazı (Dispenser D2; Zhermack SpA-İtalya) ile homojen hale getirilen düşük yoğunluklu silikon ölçü malzemesi, kuron restorasyonlarının içine enjekte edildi. Klinikteki simantasyon işlemini taklit etmek için, hazırlanan diş üzerine ortalama parmak basıncı uygulanarak yerleştirildi. Üretici firmanın talimatlarına uygun olarak, düşük viskoziteli silikon ölçü maddesinin polimerizasyonu için 2,5 dakika beklendi ve bu madde preparasyon yüzeyinde kalacak şekilde kuron restorasyondan ayrıldı (Şekil 3.19). Ara yüzeyin duplikasyonunu sağlamak amacıyla, düşük viskoziteli silikon ölçü maddesini desteklemek için farklı renkte yüksek viskoziteli silikon ölçü maddesi dış yüzeye uygulandı. Polimerizasyon tamamlandıktan sonra, silikon ölçü maddeleri tek parça halinde dikkatlice preparasyon yüzeyinden çıkarıldı. Yırtık veya deformasyon tespit edilen örneklerde işlem yeniden uygulanarak olası hatalar giderildi.



Şekil 3.19: Akışkan Kıvamlı Ölçü Maddesi ile Modelin Birbirinden Ayrılması.



Şekil 3.20: Ölçümler için A Tipi Silikon Görseli.

3.7.2 Işık Mikroskopi ile Fotoğrafların Elde Edilmesi ve Ölçüm Noktaları



Şekil 3.21: Nikon Software Üzerinden Yapılan Marjinal ve İnternal Aralık Değerleri için Yapılan Ölçüm.



Şekil 3.22: Nikon Software Üzerinden Yapılan Marjinal ve İnternal Aralık Değerleri için Yapılan Ölçüm.



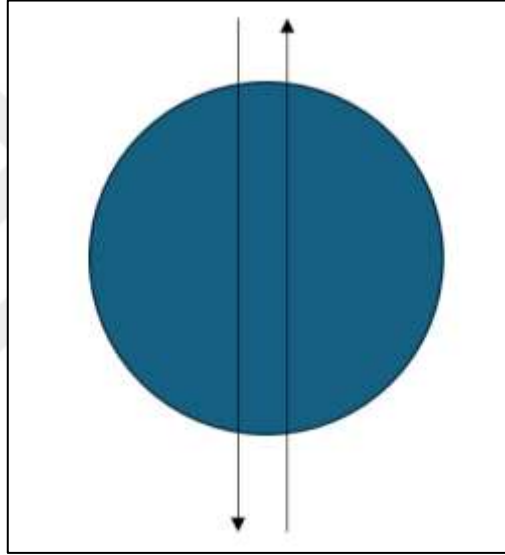
Şekil 3.23: Ölçümler için Kullanılan Işık Mikroskobu Görüntüsü NİKON SMZ754 (Nikon, Japonya).



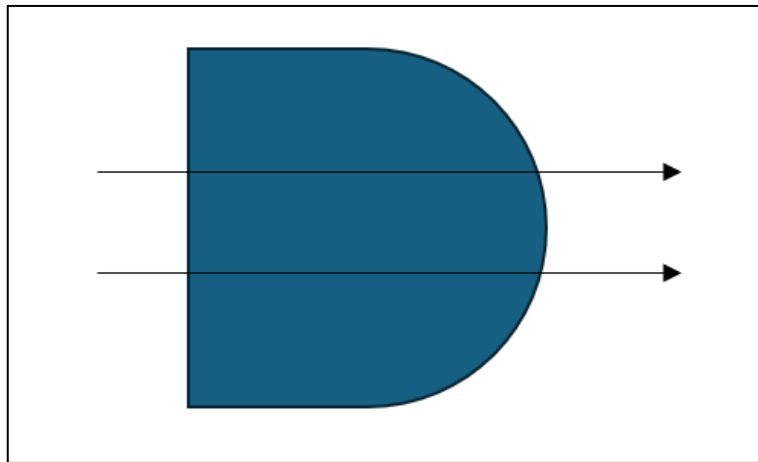
Şekil 3.24: Entegre Fotoğraf Makinasının Görüntüsü.

Elde edilen 120 adet silikon replikanın verileri x40 ışık mikroskopi NİKON SMZ754(Nikon, Japonya) ve entegre fotoğraf makinesi Nikon Digital sight 1000 (Japonya) ile yapıldı (Şekil 3.24). Görüntüler Nikon Software üzerinde yapıldı.

Silikon materyale bisturi (11numara, Plusmed, Türkiye) yardımıyla sagital düzlem üzerinde bukkolingual doğrultuda 2 adet yan yana olacak şekilde kesi atılmıştır. (Şekil 3.24 ve Şekil 3.25) Elde edilen numunelerin kesi yüzeylerine bakan yüzlerinin görüntüleri NİKON SMZ754 (Nikon, Japonya) ışık mikroskopi yardımıyla görüntülenip birleştirilen fotoğraf makinesi ile görüntüler alındı. Şekil 3.24 ve Şekil 3.25'te yapılan kesilerin şematize hali gözükmemektedir.



Şekil 3.25: Silikon Replika Üzerinde Bukkolingual Yönde Atılan Kesilerin Şemazite Edilmiş Hali.



Şekil 3.26: Silikon Replika Üzerinde Mezial Yönde Atılan Kesilerin Şemazite Edilmiş Hali.



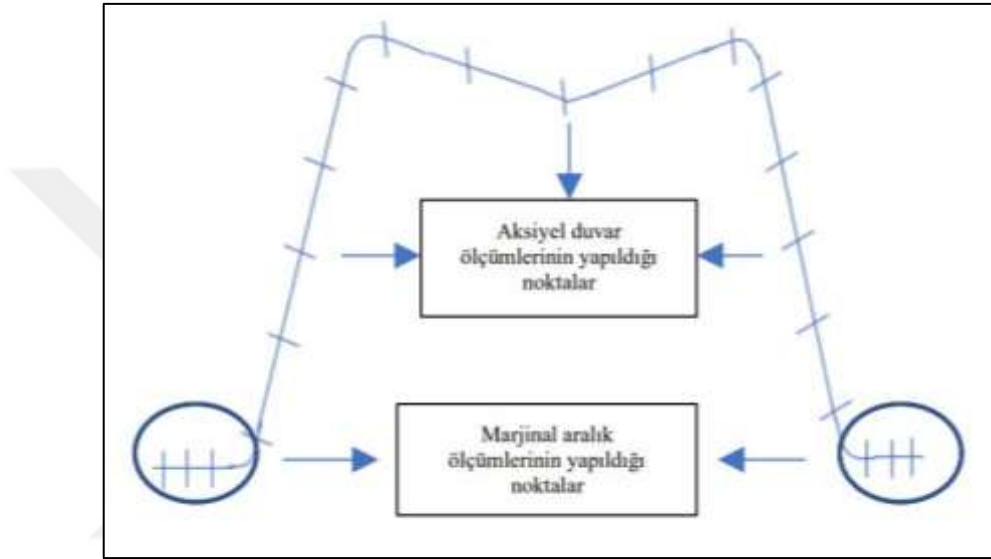
Şekil 3.27: 1. Ve 2. Kesi Atıldıktan Sonra Elde Edilen Silikon Replika Görüntüsü.



Şekil 3.28: Tasarlanmış Kuronun Mezial Kismından Atılan 3. Kesiden Sonra Oluşan Silikon Replika Görüntüsü.

Bir kuron restorasyonunda marjinal uyum için her yüzeyden (mezial, distal, bukkal, lingual) 3 nokta belirlenerek ölçümler yapılmıştır. Marjinal uyum için toplamda 1440 adet ölçüm yapılmıştır.

Bir kuron restorasyonuna ait internal uyum için 12 grupta toplamda 3600 adet ölçüm yapılmıştır. Okluzalden ve aksiyal(yanal) duvarlardan (mezial, distal, bukkal, lingual) olmak üzere ölçümler yapılmıştır (Şekil 3.29).



Şekil 3.29: Gösterilen Marjinal ve İnternal Uyum için Belirlenen Ölçüm Noktaları.

3.8 ARAŞTIRMADA KULLANILAN MATERYALLERİN BİRLEŞENLERİ

Yapmış olduğumuz çalışmada Bego Triniq ve Saremco Crowntec materyalleri kullanılmıştır. Bego Triniq ve Saremco Crowntec materyallerinin özellikleri Şekil 3.30 ve Şekil 3.31 gösterilmektedir.

Esterefikasyon Birleşenleri	4.4'-isopropylidiphenol, ethoxylated and 2-methylprop-2enoic acid
Diğer Birleşenler	Silanize edilmiş cam kristalleri, methyl benzoylformate, diphenyl (2,4,6-trimethylbenzoyl) phosphine oxide.
İnorganik Birleşenler	Total kütleinin %30-%50' sini oluşturmaktadır.

Şekil 3.30: Bego Triniq Materyalinin Kimyasal İçeriği Sıralanmıştır.

Kaynak: (<https://bego.com.tr/urunler/laboratuvar-cozumleri/varseosmile-crown-plus/>)

Esterefikasyon Birleşenleri	4,4'-isopropylidiphenol, ethoxylated and 2-methylprop-2enoic acid
Diğer Birleşenler	Silanize edilmiş cam kristalleri, pyrogenic silika
İnorganik Birleşenler	Total kütlenin %30-%50' sini oluşturmaktadır.

Şekil 3.31: Saremco Crowntec Materyalinin Kimyasal İçeriği Sıralanmıştır.

Kaynak: (<https://saremcoturkiye.com/kullanım-talimatları/>)

3.9 İSTATİSTİKSEL İNCELEME

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için IBM SPSS Statistics 22 programı kullanıldı. Çalışma verileri değerlendirilirken parametrelerin normal dağılıma uygunluğu Kolmogorov Smirnov ve Shapiro Wilk testleri ile değerlendirilmiş ve parametrelerin normal dağılım gösterdiği saptanmıştır. Kesim tipi, materyal ve alt yapı sisteminin marjinal uyum, aksiyal ve oklüzal duvarların internal aralıkları ortak etkisinin değerlendirilmesinde Three-way ANOVA testi, post hoc olarak da Tukey HSD test kullanıldı. Anlamlılık $p < 0,05$ düzeyinde değerlendirildi.

4. BULGULAR

4.1 MARJİNAL UYUM

Tablo 4.1 kesim tipi, materyal ve altyapı yazılımının marjinal uyum üzerindeki ortak etkisini Three-Way ANOVA testi ile göstermektedir.

Tablo 4.1: Kesim Tipi, Materyal ve Alt Yapı Yazılımının Marjinal Uyum Üzerindeki Ortak Etkisinin Değerlendirilmesi.

Marjinal uyum	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
Kesim tipi	10968,04	2	5484,021	18,206	0,001*
Yazılım	145,448	1	145,448	0,483	0,489
Materyal	2248,353	1	2248,353	7,464	0,007*
Kesim tipi * Yazılım	1374,617	2	687,309	2,282	0,107
Kesim tipi * Materyal	1482,813	2	741,406	2,461	0,090
Materyal * Yazılım	687,521	1	687,521	2,282	0,134
Kesim tipi * Materyal * Yazılım	437,302	2	21,651	0,726	0,486
Three-way ANOVA Test	*p<0,05				

Kesim tipleri arasında marjinal uyum açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p:0.001$; $p<0,05$).

CAD/CAM yazılım sistemleri arasında marjinal uyum açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p>0,05$).

Materyaller arasında marjinal uyum açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p:0,007$; $p<0,05$).

Kesim tipi ve Alt yapı sistemleri marjinal uyum üzerindeki ortak etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p:0,107$; $p>0,05$).

Kesim tipi ve Materyallerin marjinal uyum üzerindeki ortak etkisi istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p:0,090$; $p>0,05$).

Materyal ve alt yapının marjinal uyum üzerindeki ortak etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p:0,134$; $p>0,05$).

Kesim tipi, materyal ve yazılım sistemlerinin marjinal uyum üzerindeki ortak etkisi istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p:0,486$; $p>0,05$).

Bahsedilen sonuçların detaylı analizleri ortalama ve standart sapma ile Tablo 4.2’de görülmektedir. Şekil 4.1’de de grafik şeklinde verilmiştir.

Tablo 4.2: Kesim Tipi, Materyal ve Altyapı Yazılım Sistemlerinin Marjinal Uyum Üzerindeki Ortak Etkisinin Değerlendirilmesi.

Yazılım sistemi	Materyal	Chamfer	Shoulder	Knife Edge	¹ p
		Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	
3Shape	Triniq	99,58±10,09 ^a	110,05±9,11 ^a	82,29±11,87 ^b	0,001*
	Crowntec	96,92±9,86 ^a	120,79±14,43 ^b	85,82±8,01 ^a	0,001*
	² p	0,559	0,062	0,446	
Exo-Cad	Triniq	103,12±11,44 ^a	100,07±21,49 ^a	80,97±9,43 ^b	0,006*
	Crowntec	103,21±12,74 ^a	116,56±8,96 ^a	104,74±44,66 ^a	0,498
	² p	0,987	0,045*	0,117	
3Shape-Exo-Cad	Triniq ³ p	0,472	0,201	0,786	
	Crowntec ³ p	0,233	0,441	0,204	

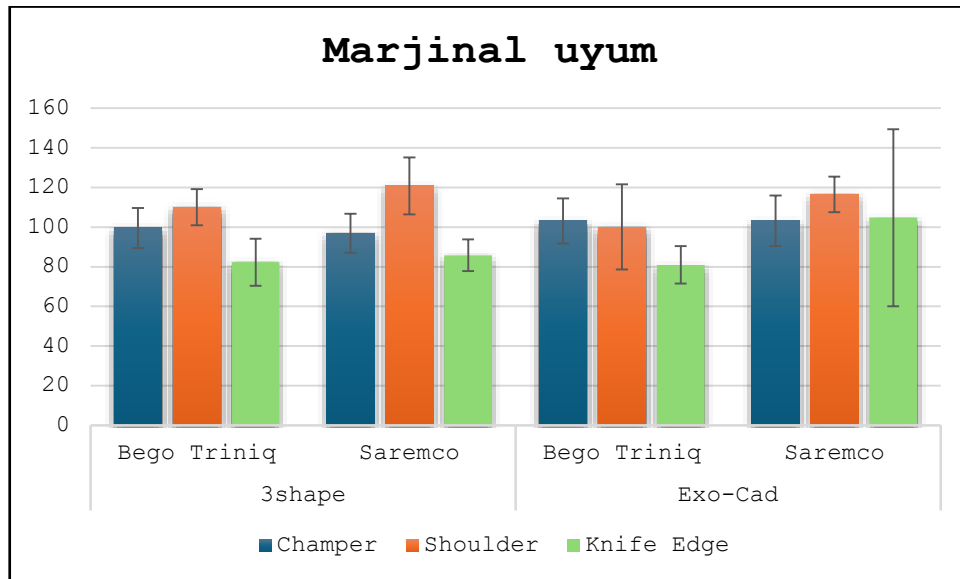
Three-way ANOVA Test * $p<0,05$

¹p: Kesim tipleri arasındaki değerlendirme sonucu

²p: Materyaller arasındaki değerlendirme sonucu

³p: Yazılım sistemleri arasındaki değerlendirme sonucu

Sütunlardaki farklı harfler kesim tipleri arasındaki farklılığı göstermektedir.



Şekil 4.1: Kesim Tipi, Materyal ve Yazılıma Göre Marjinal Aralık Ortalama Değerleri.

Bego Triniq materyali ve 3Shape yazılım sistemi kullanıldığında kesim tipleri arasında marjinal uyum düzeyleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur. (p:0,001; $p<0,05$). Knife Edge grubunun marjinal aralıkları, Chamfer (p:0,003) ve Shoulder (p:0,001) kesim tiplerinden anlamlı şekilde düşük olarak saptandı ($p<0,05$). Chamfer ve Shoulder arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (p:0,081; $p>0,05$).

Saremco Crowntec materyali ve 3Shape yazılım sistemi kullanıldığında kesim tipleri arasında marjinal aralıkları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur (p:0,001; $p<0,05$). Shoulder grubunun marjinal aralık değeri, Chamfer (p:0,001) ve Knife Edge (p:0,001) kesim tiplerinden anlamlı şekilde yüksektir ($p<0,05$). Chamfer ve Knife Edge arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (p:0,083; $p>0,05$).

Bego Triniq materyali ve Exo-Cad yazılım sistemi kullanıldığında kesim tipleri arasında marjinal uyum düzeyleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur. (p:0,006; $p<0,05$). Knife Edge grubunun marjinal aralığı Chamfer (p:0,008) ve Shoulder (p:0,023) kesim tiplerinden anlamlı şekilde düşüktü ($p<0,05$). Chamfer ve Shoulder arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (p:0,894; $p>0,05$).

Saremco Crowntec materyali ve Exo-Cad yazılım sistemi kullanıldığında kesim tipleri arasında marjinal uyum düzeyleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (p:0,498; $p>0,05$).

Chamfer kesim tipi ve 3Shape yazılım sistemi kullanıldığında; materyal grupları arasında marjinal uyum düzeyleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (p:0,559; $p>0,05$).

Shoulder kesim tipi ve 3Shape yazılım sistemi kullanıldığında; materyal grupları arasında marjinal uyum düzeyleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (p:0,062; $p>0,05$).

Knife edge kesim tipi ve 3Shape yazılım sistemi kullanıldığında; materyal grupları arasında marjinal uyum düzeyleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (p:0,446; $p>0,05$).

Chamfer kesim tipi ve Exo-Cad yazılım sistemi kullanıldığında; materyal grupları arasında marjinal uyum düzeyleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p:0,987$; $p>0,05$).

Shoulder kesim tipi ve Exo-Cad yazılım sistemi kullanıldığında; Saremco grubunun marjinal uyum düzeyi, Bego Triniq grubundan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ($p:0,045$; $p<0,05$).

Knife edge kesim tipi ve Exo-Cad yazılım sistemi kullanıldığında; materyal grupları arasında marjinal uyum düzeyleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p:0,117$; $p>0,05$).

Chamfer kesim tipi ve Beqo-Triniq kullanıldığında; yazılım sistemleri arasında marjinal uyum düzeyleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p:0,472$; $p>0,05$).

Chamfer kesim tipi ve Saremco Crowntec kullanıldığında; yazılım sistemleri arasında marjinal uyum düzeyleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p:0,233$; $p>0,05$).

Shoulder kesim tipi ve Beqo-Triniq kullanıldığında; yazılım sistemleri arasında marjinal uyum düzeyleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p:0,201$; $p>0,05$).

Shoulder kesim tipi ve Saremco Crowntec kullanıldığında; yazılım sistemleri arasında marjinal uyum düzeyleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p:0,441$; $p>0,05$).

Knife Edge kesim tipi ve Beqo-Triniq sistemi kullanıldığında; yazılım sistemleri arasında marjinal uyum düzeyleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p:0,786$; $p>0,05$).

Knife Edge kesim tipi ve Saremco Crowntec kullanıldığında; yazılım sistemleri arasında marjinal uyum düzeyleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p:0,204$; $p>0,05$).

Tablo 4.3: Kesim Tipi, Materyal ve Altyapı Yazılım Sisteminin Aksiyel Duvarların İnternal Aralıkları Üzerindeki Ortak Etkisinin Değerlendirilmesi.

Aksiyel duvarların internal aralıkları	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
Kesim tipi	2312,356	2	1156,178	3,688	0,028*
Yazılım	1,13	1	1,13	0,004	0,952
Materyal	2191,002	1	2191,002	6,99	0,009*
Kesim tipi * Yazılım	14553,21	2	7276,607	23,214	0,001*
Kesim tipi * Materyal	1336,977	2	668,488	2,133	0,123
Materyal * Yazılım	338,042	1	338,042	1,078	0,301
Kesim tipi * Materyal * Yazılım	5697,66	2	2848,83	9,088	0,001*

Three-way ANOVA Test *p<0,05

Kesim tipleri arasında aksiyel duvarların internal aralıkları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur (p:0,028; p<0,05).

Yazılım sistemleri arasında aksiyel duvarların internal aralıkları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (p>0,05).

Materyaller arasında aksiyel duvarların internal aralıkları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur (p:0,009; p<0,05).

Kesim tipi ve alt yapı sistemlerinin aksiyel duvarların internal aralıkları üzerindeki ortak etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p:0,001; p<0,05).

Kesim tipi ve materyallerin aksiyel duvarların internal aralıkları üzerindeki ortak etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (p:0,123; p>0,05).

Materyal ve yazılım sistemlerinin aksiyel duvarların internal aralıkları üzerindeki ortak etkisi istatistiksel olarak anlamlı değildir (p:0,301; p>0,05).

Kesim tipi, materyal ve alt yapının aksiyel duvarların internal aralıkları üzerindeki ortak etkisi istatistiksel olarak anlamlıydı (p:0,001; p<0,05).

Bahsedilen sonuçların detaylı analizleri internal aralıkları ile Tablo 4.4'te görülmektedir.

Tablo 4.4: Kesim Tipi, Materyal ve Altyapı Yazılım Sisteminin Aksiyel Duvarların İnternal Aralıkları Üzerindeki Ortak Etkisinin Değerlendirilmesi.

Yazılım	Materyal	Chamfer	Shoulder	Knife Edge	¹ p
		Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	
3Shape	Bego Triniq	117,95±24,4 ^a	126,34±15,25 ^a	107,20±7,31 ^a	0,060
	Crowntec	114,45±11,19 ^a	151,59±21,4 ^b	101,02±10,66 ^a	0,001*
	² p	0,687	0,007*	0,148	
Exo-Cad	Bego Triniq	111,1±16,11 ^a	110,22±20,98 ^a	120,68±20,9 ^a	0,423
	Crowntec	145,49±22,76 ^a	106,33±11,47 ^b	125,89±19,93 ^{ab}	0,001*
	² p	0,001*	0,613	0,575	
3Shape-Exo-Cad	Bego Triniq ³ p	0,469	0,065	0,080	
	Crowntec ³ p	0,002*	0,001*	0,003*	

Three-way ANOVA Test *p<0.05

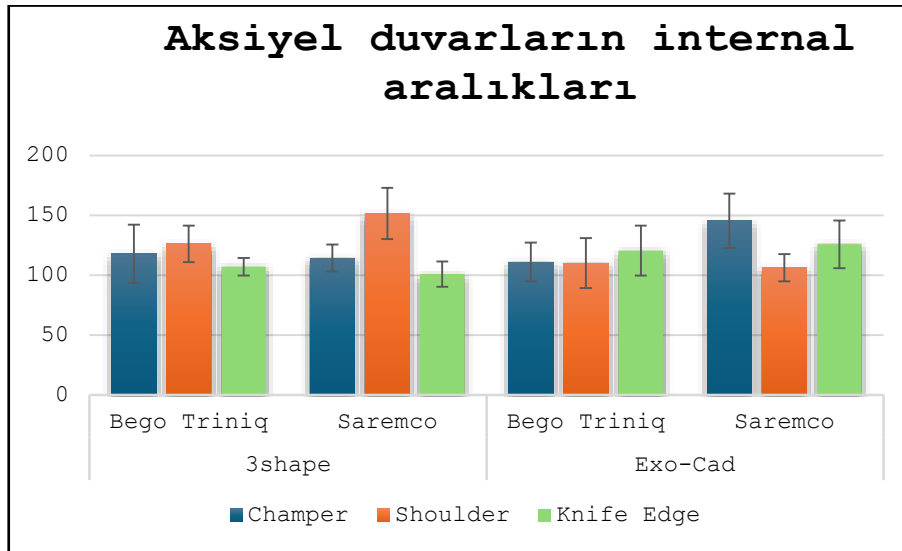
¹p: Kesim tipleri arasındaki değerlendirme sonucu

²p: Materyaller arasındaki değerlendirme sonucu

³p: Yazılım sistemleri arasındaki değerlendirme sonucu

Sütunlardaki farklı harfler kesim tipleri arasındaki farklılığı göstermektedir.

Şekil 4.2’de aksiyel duvarların internal aralıkların ortalamaları grafik halinde verilmiştir.



Şekil 4.2: Kesim Tipi, Materyal ve Yazılım Sistemlerine Göre Aksiyel Duvarların İnternal Aralık Ortalama Değerleri.

Bego Triniq ve 3shape yazılım sistemi kullanıldığında kesim tipleri arasında aksiyel duvarların internal aralıkları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptanmamıştır ($p:0,060$; $p>0,05$).

Saremco Crowntec materyali ve 3Shape yazılım sistemi kullanıldığında kesim tipleri arasında aksiyel duvarların internal aralıkları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmıştır ($p:0,001$; $p<0,05$). Shoulder grubunun aksiyel duvarların internal aralıkları, Chamfer ($p:0,001$) ve Knife Edge ($p:0,001$) kesim tiplerinden anlamlı şekilde yüksek çıkmıştır ($p<0,05$). Chamfer ve Knife Edge arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. ($p:0,139$; $p>0,05$).

Bego Triniq materyali ve Exo-Cad yazılım sistemi kullanıldığında kesim tipleri arasında aksiyel duvarların internal aralıkları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p:0,423$; $p>0,05$).

Saremco Crowntec materyali ve Exo-Cad yazılım sistemi kullanıldığında kesim tipleri arasında aksiyel duvarların internal aralıkları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p:0,001$; $p<0,05$). Chamfer grubunun aksiyel duvarların internal aralıkları, Shoulder grubundan anlamlı şekilde yüksek çıkmıştır ($p:0,001$; $p<0,05$). Chamfer ve Knife Edge arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p:0,066$; $p>0,05$). Shoulder ve Knife Edge arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p:0,067$; $p>0,05$).

Chamfer kesim tipi ve 3Shape yazılım sistemi kullanıldığında; materyaller arasında aksiyel duvarların internal aralıkları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p:0,687$; $p>0,05$).

Shoulder kesim tipi ve 3Shape yazılım sistemi kullanıldığında; Saremco grubunun aksiyel duvarların internal aralıkları, Bego Triniq grubundan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek çıkmıştır ($p:0,007$; $p<0,05$).

Knife Edge kesim tipi ve 3Shape yazılım sistemi kullanıldığında; materyal grupları arasında aksiyel duvarların internal aralıkları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p:0,148$; $p>0,05$).

Chamfer kesim tipi ve Exo-Cad yazılım sistemi kullanıldığında; Saremco grubunun aksiyel duvarların internal aralıkları, Bego Triniq grubundan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek çıkmıştır ($p:0,001$; $p<0,05$).

Shoulder kesim tipi ve Exo-Cad yazılım sistemi kullanıldığında; materyal grupları arasında aksiyel duvarların internal aralıkları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p:0,613$; $p>0,05$).

Knife edge kesim tipi ve Exo-Cad yazılım sistemi kullanıldığında; materyal grupları arasında aksiyel duvarların internal aralıkları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p:0,575$; $p>0,05$).

Chamfer kesim tipi ve Beqo-Triniq materyali kullanıldığında; yazılım sistemleri arasında aksiyel duvarların internal aralıkları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p:0,469$; $p>0,05$).

Chamfer kesim tipi ve Saremco materyali kullanıldığında; Exo-Cad grubunun aksiyel duvarların internal aralıkları, 3Shape grubundan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek çıkmıştır. ($p:0,002$; $p<0,05$).

Shoulder kesim tipi ve Beqo-Triniq materyali kullanıldığında; yazılım sistemleri arasında aksiyel duvarların internal aralıkları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p:0,065$; $p>0,05$).

Shoulder kesim tipi ve Saremco materyali kullanıldığında; 3Shape grubunun aksiyel duvarların internal aralıkları, Exo-Cad grubundan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek çıkmıştır ($p:0,001$; $p<0,05$).

Knife Edge kesim tipi ve Beqo-Triniq materyali kullanıldığında; yazılım sistemleri arasında aksiyel duvarların internal aralıkları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p:0,080$; $p>0,05$).

Knife Edge kesim tipi ve Saremco materyali kullanıldığında; Exo-Cad grubunun aksiyel duvarların internal aralıkları, 3Shape grubundan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ($p:0,003$; $p<0,05$).

4.2 OKLUZAL ARALIK

Tablo 4.5 kesim tipi, materyal ve altyapı yazılım sisteminin oklüzal duvar internal aralıklarına olan ortak etkisini göstermektedir.

Tablo 4.5: Kesim Tipi, Materyal ve Altyapı Yazılımının Oklüzal Duvarların İnternal Aralıkları Üzerindeki Ortak Etkisinin Değerlendirilmesi.

Oklüzal duvarların internal aralıkları	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
Kesim tipi	24355,69	2	12177,85	9,169	0,001*
Yazılım	9625,282	1	9625,282	7,247	0,008*
Materyal	3541,99	1	3541,99	2,667	0,105
Kesim tipi * Yazılım	732,144	2	366,072	0,276	0,760
Kesim tipi * Materyal	1646,568	2	823,284	0,62	0,540
Materyal * Yazılım	630,323	1	630,323	0,475	0,492
Kesim tipi * Materyal * Yazılım	8857,209	2	4428,604	3,334	0,039*
Three-way ANOVA Test *p<0,05					

Kesim tipleri arasında oklüzal duvarların internal aralıkları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur (p:0,001; p<0,05).

Yazılım sistemleri arasında oklüzal duvarların internal aralıkları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur (p:0,008; p<0,05).

Materyaller arasında oklüzal duvarların internal aralıkları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (p:0,105; p>0,05).

Kesim tipi ve yazılım sistemlerinin oklüzal duvarlardaki internal aralıkları üzerindeki ortak etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (p:0,760; p>0,05).

Kesim tipi ve materyallerin oklüzal duvarların internal aralıkları üzerindeki ortak etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (p:0,540; p>0,05).

Materyal ve alt yapının oklüzal duvarların internal aralıkları üzerindeki ortak etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (p:0,492; p>0,05).

Kesim tipi, materyal ve alt yapının oklüzal duvarların internal aralıkları üzerindeki ortak etkisi istatistiksel olarak anlamlı çıkmıştır. (p:0,039; p<0,05).

Bahsedilen sonuçların detaylı analizleri oklüzal aralıkların ortalama ve standart sapmaları Tablo 6’da görülmektedir.

Tablo 4.6: Kesim Tipi, Materyal ve Yazılım Sisteminin Oklüzal Duvarların Internal Aralıkları Üzerindeki Ortak Etkisinin Değerlendirilmesi.

Yazılım Sistemi	Materyal	Chamfer	Shoulder	Knife Edge	¹ p
		Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	
3Shape	Bego Triniq	151,86±48,37 ^a	157,5±31,13 ^a	145,38±11,97 ^a	0,729
	Saremco	130,46±19,37 ^a	191,86±52,6 ^b	151,26±24,16 ^a	0,002*
	² p	0,211	0,092	0,502	
Exo-Cad	Bego Triniq	147,76±21,46 ^a	188,83±51,38 ^b	158,14±12,53 ^{ab}	0,026*
	Saremco	182,12±48,15 ^a	197,07±47,9 ^a	161,89±29,85 ^a	0,202
	² p	0,054	0,715	0,720	
3Shape-Exo-Cad	Bego Triniq ³ p	0,809	0,116	0,032*	
	Saremco ³ p	0,006*	0,819	0,393	

Three-way ANOVA Test *p<0,05

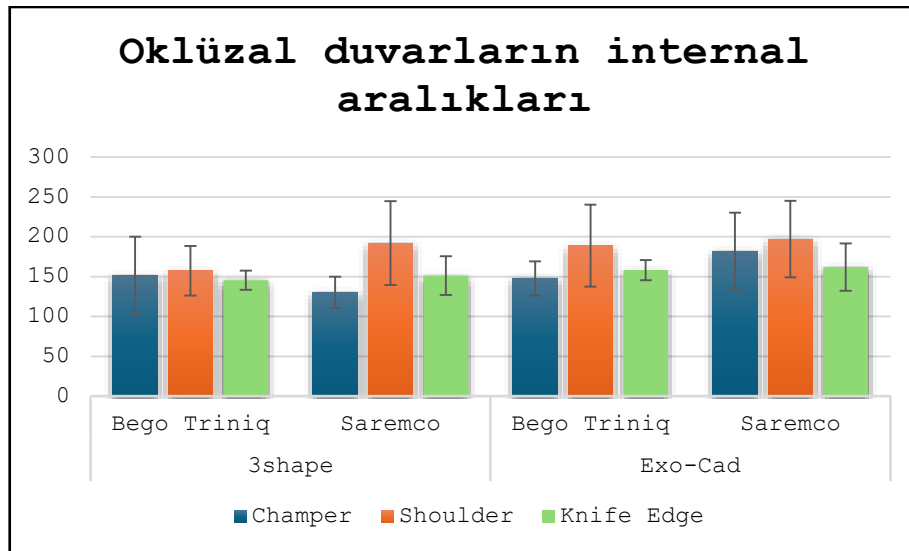
¹p: Kesim tipleri arasındaki değerlendirme sonucu

²p: Materyaller arasındaki değerlendirme sonucu

³p: Yazılım sistemlerinin arasındaki değerlendirme sonucu

Sütunlardaki farklı harfler kesim tipleri arasındaki farklılığı göstermektedir.

Şekil 4.3’te oklüzal aralıkların ortalamaları ve standart sapmaları grafik halinde verilmiştir.



Şekil 4.3: Kesim Tipi, Materyal ve Yazılım Sistemlerinin Oklüzal Duvarların İnternal Aralıkları Üzerindeki Ortak Etkisinin Değerlendirilmesi.

Bego Triniq materyali ve 3Shape yazılım sistemi kullanıldığında kesim tipleri arasında oklüzal duvarların internal aralıkları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p:0,729$; $p>0,05$).

Saremco Crowntec materyali ve 3Shape yazılım sistemi kullanıldığında kesim tipleri arasında oklüzal duvarların internal aralıkları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmıştır ($p:0,002$; $p<0,05$). Shoulder grubunun oklüzal duvarların internal aralıkları, Chamfer ($p:0,002$) ve Knife Edge ($p:0,041$) kesim tiplerinden anlamlı şekilde yüksektir ($p<0,05$). Chamfer ve Knife Edge arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p:0,397$; $p>0,05$).

Bego Triniq materyali ve Exo-Cad yazılım sistemi kullanıldığında kesim tipleri arasında oklüzal duvarların internal aralıkları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p:0,026$; $p<0,05$). Shoulder grubunun oklüzal duvarların internal aralıkları, Chamfer grubundan anlamlı şekilde yüksek çıkmıştır ($p:0,025$; $p<0,05$). Chamfer ve Knife Edge arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p:0,763$; $p>0,05$). Shoulder ve Knife Edge arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p:0,112$; $p>0,05$).

Saremco Crowntec materyali ve Exo-Cad yazılım sistemi kullanıldığında kesim tipleri arasında oklüzal duvarların internal aralıkları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p:0,202$; $p>0,05$).

Chamfer kesim tipi ve 3Shape yazılım sistemi kullanıldığında; materyaller arasında oklüzal duvarların internal aralıkları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p:0,211$; $p>0,05$).

Shoulder kesim tipi ve 3Shape yazılım sistemi kullanıldığında; materyaller arasında oklüzal duvarların internal aralıkları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p:0,092$; $p>0,05$).

Knife Edge kesim tipi ve 3Shape yazılım sistemi kullanıldığında; materyaller arasında oklüzal duvarların internal aralıkları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p:0,502$; $p>0,05$).

Champer kesim tipi ve Exo-Cad yazılım sistemi kullanıldığında; materyaller arasında oklüzal duvarların internal aralıkları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p:0,054$; $p>0,05$).

Shoulder kesim tipi ve Exo-Cad yazılım sistemi kullanıldığında; materyaller arasında oklüzal duvarların internal aralıkları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p:0,715$; $p>0,05$).

Knife edge kesim tipi ve Exo-Cad yazılım sistemi kullanıldığında; materyaller arasında oklüzal duvarların internal aralıkları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p:0,720$; $p>0,05$).

Chamfer kesim tipi ve Beqo-Triniq kullanıldığında; yazılım sistemleri arasında oklüzal duvarların internal aralıkları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p:0,809$; $p>0,05$).

Chamfer kesim tipi ve Saremco Crowntec materyali kullanıldığında; Exo-Cad grubunun oklüzal duvarların internal aralıkları, 3Shape grubundan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek çıkmıştır ($p:0,006$; $p<0,05$).

Shoulder kesim tipi ve Beqo-Triniq kullanıldığında; alt yapı sistemleri arasında oklüzal duvarların internal aralıkları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p:0,116$; $p>0,05$).

Shoulder kesim tipi ve Saremco Crowntec kullanıldığında; alt yapı sistemleri arasında oklüzal duvarların internal aralıkları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p:0,819$; $p>0,05$).

Knife Edge kesim tipi ve Beqo-Triniq kullanıldığında; Exo-Cad grubunun oklüzal duvarların internal aralıkları, 3Shape grubundan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek çıkmıştır ($p:0,032$; $p<0,05$).

Knife Edge kesim tipi ve Saremco Crowntec kullanıldığında; yazılım sistemleri arasında oklüzal duvarların internal aralıkları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p:0,393$; $p>0,05$).

5. TARTIŞMA

Protetik diş tedavisinde restoratif materyallerin klinik başarısını belirleyen en kritik faktörlerden biri marjinal ve internal uyumdur. Özellikle dijital diş hekimliğinde kullanılan CAD/CAM sistemleriyle üretilen kuronların hem marjinal hem de internal adaptasyon düzeyleri, restorasyonun biyolojik, mekanik ve estetik başarısını doğrudan etkiler [100]. Bu bağlamda, farklı diş preparasyon tekniklerinin, kullanılan altyapı yazılımlarının ve nanohibrit materyallerin uyum üzerine olan etkilerinin bütüncül olarak değerlendirilmesi, hem bilimsel açıdan hem de klinik uygulamalar yönünden önemli bir araştırma alanı oluşturmaktadır.

Bu çalışmada, Chamfer, Shoulder ve Knife Edge gibi farklı kesim teknikleri ile prepare edilen dişlerde; (Bego Triniq ve Saremco Crowntec) iki farklı rezin nanohibrit materyal ve iki farklı altyapı yazılımı (3Shape ve Exo-CAD) kullanılarak hazırlanan kuronların marjinal ve internal uyumları karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir.

Diş hekimliği araştırmalarında marjinal ve internal uyumun değerlendirilmesi, restoratif materyallerin klinik başarısını belirlemede kritik öneme sahiptir. Bu amaçla birçok yöntem kullanılabilmektedir. Geleneksel bir yöntem olarak güdük üzerinden direk ölçüm yapılabilmektedir fakat bu yöntemde yapılan restorasyonun kesimi gerektiği içi günümüzde kullanımını yitirmiştir [101].

Mikro bilgisayarlı tomografi, yaygın olarak 'Mikro -CT' olarak adlandırılan bir yöntemdir ve marjinal ile internal uyumun analizinde kullanılmaktadır. Bu teknik, restorasyon, dayanak diş ya da alçı model üzerinde herhangi bir yapısal hasara yol açmadan, çoklu noktalardan tekrarlanabilir ölçümler alınmasına imkân tanır [102]. Mikro-CT ileri teknolojilere kıyasla daha az donanım gerektirmesi ve çoğu araştırma laboratuvarında bulunabilen ekipmanlarla uygulanabilir olması gibi avantajlara sahip olması ile , araştırmacılar açısından ulaşılabilirliğini artırır [103]. Bu yöntemin uygulanabileceği şartların/ekipmanın uygun olmaması ve yüksek maliyetler ile karşılaşılması sebebiyle çalışmamızda kullanımı tercih edilmemiştir.

Bu amaçla yapılan bir diğer yöntem ise rezin replika tekniğidir. Marjinal aralığın değerlendirilmesi amacıyla, restorasyonun kenar bölgesine ait ölçü alınarak analiz yapılır.

Silindirik formda hazırlanmış bir ölçü kalıbı içerisine patern rezin uygulanarak, ilgili kenar bölgesinin üç boyutlu bir replikası elde edilir. Oluşturulan bu replika, doğrudan yöntemde olduğu gibi, patern rezin üzerinden ölçümlemeye tabi tutulur. Ancak doğrudan ölçüm yönteminde, marjinal bölge analiz edilirken özellikle proksimal bölgelerde sabit ve tekrarlanabilir ölçümler yapmak zorlayıcı olabilir. Buna ilaveten patern rezinde oluşabilecek deformasyonlardan dolayı bu teknik tercih edilmemektedir [104].

Silikon replika yöntemi, pratikliği ve doğruluk oranının yüksek olması avantajlarıyla literatürde sıklıkla tercih edilen ve kabul gören bir tekniktir. Aydın ve arkadaşları [105] zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat kuronların marjinal ve internal aralıklarının araştırılmasında silikon replika tekniği kullanılmıştır. Alt yapı sistemlerinin marjinal uyuma etkisini gösteren bir diğer çalışmada' da rezin replika tekniği kullanılmıştır [106]. Boening ve arkadaşları da yapmış olduğu Procera Allcream materyalinin marjinal ve internal uyumunu araştırmada silikon replika tekniği kullanmışlardır [107]. Kaczor ve arkadaşları da adeziv simantasyon sonrasında kompozit reçine ve diş yüzeyi arasındaki mesafeyi ölçmek için yine silikon replika tekniğini kullanmıştır [108]. Alt yapı yazılımlarının karşılaştırıldığı bir diğer çalışmada [109]. Exo-Cad ile 3Shape alt yapı yazılımını silikon replika tekniği kullanılarak karşılaştırılmış ve 2 farklı alt yapı sistemi ile üretilen zirkonyaların marjinal ve internal olarak uyumlu olduğu gözlenmiştir.

Yukarıda bahsedildiği gibi, marjinal ve internal adaptasyon ölçümünde birçok yöntem kullanılabilir. Rezin replika yöntemi yüksek düzeyde doğruluk ve tekrarlanabilirlik sunar. Mikron seviyesindeki boşlukları değerlendirme imkânı vermesi, bu yöntemi hassas ölçüm gerektiren araştırmalarda öne çıkarır. Ölçü sonrası elde edilen silikon replikaların kesilerek mikroskopik incelemeye uygun hâle getirilmesi hem marjinal hem de internal aralıkların detaylı biçimde analiz edilmesini sağlar. Bu yöntem aynı zamanda invaziv olmayan bir tekniktir. Restorasyonun veya preparasyonun zarar görmesine neden olmadan ölçüm yapılmasına olanak tanıdığı için, restorasyonun bütünlüğü korunur. Bu özelliği sayesinde hem *in vitro* hem de *in vivo* çalışmalarda güvenle kullanılabilir. Özellikle klinik ortamda, hastaya zarar vermeden uyum analizine imkân tanınması önemli bir avantajdır. Uygulama kolaylığı ve maliyet etkinliği, yöntemin tercih edilme nedenlerinden bir diğeridir. Çalışmamızda silikon replika yöntemi ile marjinal ve internal uyuma bakılmıştır. Bu sebeplerden dolayı çalışmamızda silikon replika yöntemi tercih edilmiştir.

Silikon replika yöntemi ile marjinal ve internal uyumun değerlendirilmesinde, ölçüm yapılacak nokta sayısı, hem restorasyonun anatomik bölgelerini temsil edecek şekilde dengeli olmalı hem de istatistiksel güvenilirliği sağlayacak yeterlilikte olmalıdır. Bu doğrultuda, literatürde bir kuron başına toplam 20–35 ölçüm noktası elde edilmesi ideal kabul edilmektedir. Bu konuda her restorasyondan 50’ye kadar ölçüm alınabileceği, ancak 20’nin üzerindeki ölçüm noktalarının istatistiksel olarak yeterli olduğu belirtilmiştir [110]. Çalışmamızda kuron başında 28 adet noktadan ölçüm yapılmıştır.

Dijital teknolojilerin gelişmesiyle birlikte, diş hekimliğinde üretim yöntemlerinde de köklü değişiklikler yaşanmıştır. Bu dönüşümün merkezinde yer alan eklemeli üretim teknolojileri (additive manufacturing, AM), günümüzde birçok restoratif ve protetik uygulamada geleneksel eksiltmeli üretim tekniklerine alternatif olarak yaygın şekilde kullanılmaktadır. Eklemeli üretim teknikleri ile karmaşık geometrilere sahip restorasyonların üretimi mümkündür. Bu avantaj, geleneksel yöntemlerle elde edilmesi zor olan detayların bile yüksek hassasiyetle üretilmesine olanak tanımakta, böylece restorasyonların biyolojik uyumunu ve estetik başarısını arttırmaktadır. Yapılan bazı çalışmalarda [111] eklemeli yöntem ile üretilen kuronların internal uyumunun eksiltme yöntemi ile üretilen kuronlara göre daha iyi olduğu sonucuna varılmıştır. Ayrıca bu yöntem materyal israfını minimuma indirir. Özellikle yüksek maliyetli dental malzemeler kullanıldığında, bu durum ekonomik açıdan büyük avantaj sağlar [112].

Son olarak, eklemeli üretim sistemleri, modern diş hekimliğinde giderek daha çok benimsenen tam dijital iş akışının ayrılmaz bir parçası hâline gelmiştir. Bu bütünsel yaklaşım, üretim süreçlerinde insan hatasını azaltmakta ve sonuçların daha öngörülebilir olmasını sağlamaktadır [113]. Belirtilen avantajlardan dolayı çalışmamızda günümüz diş hekimliğinin vazgeçilmez bir parçası olan eklemeli yöntem ile üretim tercih edilmiştir.

Eklemeli üretim teknolojilerinin diş hekimliği uygulamalarında yaygınlaşmasıyla birlikte, farklı prensiplere dayanan birçok 3D yazıcı tipi klinik ve laboratuvar ortamlarında kullanılmaktadır. Dijital diş hekimliğinde kullanılan 3D baskı teknolojileri, özellikle geçici restorasyonlar, cerrahi rehberler, ortodontik modeller ve gece plağı üretimi gibi birçok alanda önemli bir yer edinmiştir. Bu uygulamalarda en sık tercih edilen iki foto polimerizasyon temelli yazıcı teknolojisi Digital Light Processing (DLP) ve Liquid Crystal Display (LCD) sistemleridir. Her iki yöntem, ışığa duyarlı reçineleri katman katman

polimerize ederek çalışsa da; ışık kaynağı, kürlleme kalitesi, baskı süresi, detay hassasiyeti ve maliyet gibi yönlerden belirgin farklılıklar gösterir [114]. DLP yazıcılar, dijital bir projektör yardımıyla reçine yüzeyine her katmanı tek seferde yansıtarak kürlleme yapar. Bu sistemde ışık, yüksek yoğunlukta ve homojen şekilde dağılır, bu da daha keskin kenar detayları ve düzgün yüzey kalitesi elde edilmesini sağlar. Buna karşın, LCD yazıcılar reçineyi polimerize etmek için UV LED ışık paneli kullanır ve bu ışık, ışık geçirgenliğini kontrol eden monokrom LCD ekran yardımıyla doğrudan reçineye aktarılır. LCD sistemlerde kullanılan ekranların piksel yapısı, ışık dağılımının DLP sistemlere göre daha az homojen olmasına yol açabilir. Bu nedenle, detay çözünürlüğü ve yüzey düzgünlüğü açısından DLP sistemler genellikle daha başarılıdır [114]. Bu sebeplerden dolayı çalışmamızda DLP tipi yazıcı olan için ASİGA MAX UV cihazı kullanılmıştır.

Eklemeli üretim (3D baskı) teknolojisinde, kuronun baskı tablasına yerleştirilme açısı; katman çizgilerinin yönünü, destek yapıların yerleşimini, yüzey kalitesini ve marjinal uyumu doğrudan etkiler. Özellikle SLA ve DLP gibi foto polimer reçine kullanan sistemlerde bu açı daha da kritik hâle gelir. Daimi rezin kuron üretimi sırasında kuron tabla üzerinde birçok farklı olarak açı ile yerleştirilebilir. Yapılan bir araştırmada 3d kuron materyalleri tabla üzerine 0 derece 45 derece ve 90 derecelik açılarla yerleştirilip boyutsal doğrulukları arasındaki farkı kıyaslamıştır. Çalışmanın sonucuna göre 0 derece ile üretilen kuronların boyutsal doğruluğu daha fazladır [115].

Bu konu ile ilgili yapılmış bir diğer araştırmada [116] SLA ve DLP tipi 2 farklı yazıcı ile 0-45-90 derece olmak üzere 3 farklı açı ile üretilen kuronların marjinal uyumuna bakılmıştır. Bu araştırmanın sonucuna göre her 2 tipte kullanılan yazıcılar arasında marjinal uyumu en yüksek olan kuron 0 derece ile üretilen kuron olduğu tespit edilmiştir. Bu sebepten dolayı araştırmamızda üretilen kuronlar 0 derece olacak şekilde tablaya dizilmiştir.

Gelişen dijital teknolojilerle birlikte, diş hekimliğinde teşhis, tedavi planlaması ve restoratif işlemlerde ağız içi tarayıcıların kullanımı giderek artmış ve geleneksel ölçü alma yöntemlerinin yerini almaya başlamıştır. Bu sistemler, klasik silikon ya da polieter esaslı ölçü materyallerine kıyasla hem hasta konforunu hem de klinik süreçlerin verimliliğini önemli ölçüde artırmaktadır. Benli ve arkadaşlarının 2019 yılında yapmış olduğu çalışmada prepare edilmiş dişler üzerinden dijital ve konvansiyonel olmak üzere 2 farklı şekilde ölçü alınmıştır. Elde edilen ölçüler üzerinden kuron restorasyonları üretilmiş olup marjinal ve

internal uyumlarına rezin replika yöntemi ile bakıldığında dijital ile alınan ölçülerle üretilen kuronların marjinal ve internal uyumlarının konvansiyonel ile ölçü alınan gruba göre daha iyi olduğu sonucuna varılmıştır [117].

Yapılan bir çalışmada [118] farklı markalara ait 3 boyutlu yazıcıların marjinal ve internal uyuma etkisine bakılmıştır ve Asiga markasına ait 3 boyutlu yazıcıların diğer markalara göre daha iyi değerler verdiğini saptamışlardır. Bu sebepten dolayı çalışmamızda Asiga markasına ait 3 boyutlu yazıcılar ile üretim yapılmıştır.

Yapılan bir diğer araştırmada, subgingival ve supragingival bitim sınırına sahip kuron preparasyonun dijital ve konvansiyonel metotlarla ölçüleri alınmıştır. Alınan ölçüler ile krom-kobalt kuronlar üretilmiştir. Dijital ölçüleri alınan kuron preparasyonlarının ortalama marjinal değerleri 49 mikron ve 60 mikron değerine sahipken konvansiyonel ölçü ile alınan kuron preparasyonlarının ortalama marjinal değerleri ise 91 mikron ve 96 mikrondur [119]. Dijital ölçü ile üretilen kuronların marjinal uyumunun konvansiyonel göre daha iyi olduğu sonucuna varılmıştır. Dijital ve konvansiyonel ölçü tekniklerinin karşılaştırıldığı bir diğer çalışmada dijital ölçü ile alınan krom kobalt kuronların marjinal uyumunun konvansiyonel ile ölçü alınan gruba göre daha iyi olduğu sonucuna varılmıştır. Bu sebeplerden dolayı çalışmamızda prepare edilmiş dişlerin ölçüsü dijital ölçü ile alınmıştır [120].

Marjinal ve internal uyumu etkileyen en önemli faktörlerden birisi kuron tasarımı sırasında verilen siman aralığıdır. CAD/CAM yazılımlarıyla, tasarım sırasında; siman payını, kuronun şekli ve kuronun kalınlığını belirlememize olanak sağlamıştır. Siman aralığı ideal değerler aralığında verilmezse kuronun oturmaması, sıkı olması veya bol olması şeklinde problemler yaşanabilmektedir. Yapılan bir çalışmada [121], 30-50-70-100 mikron değerlerinde siman payı verilerek 3d rezin kuronlar üretilmiştir. Üretilen bu kuronların marjinal ve internal uyum değerleri ölçülmüştür. 70 mikron siman payı verilen 3d rezin kuronların ortalama marjinal değeri 78 mikron çıkmıştır. 70 mikron siman payı ile üretilen 3d rezin kuronların marjinal uyumunun diğer gruplara göre daha iyi olduğu anlaşılmıştır. 100 mikron ile üretilen 3d rezin kuronların ortalama marjinal aralık değeri 127 mikron olarak ölçülmüştür. Bu değer diğer mikron değerleri ile karşılaştırıldığında üretilen rezin kuronlar arasındaki en yüksek değer sahiptir. Bu sebepten dolayı çalışmamızda 2 farklı programda tasarlanan kuronların siman payı 70 mikron olarak belirlenmiştir.

Shin ve arkadaşlarının 2025 yılında yapmış olduğu çalışmada [122] 3 boyutlu yazıcılarla farklı siman aralığı verilerek kuronlar üretilmiş ve yapmış oldukları çalışmalar sonucunda 3d yazıcılar ile üretilen daimi rezin kuronların ideal siman aralığının 70 mikron olarak belirlemişlerdir. Yapmış olduğumuz çalışmada siman aralığı 70 mikron olarak belirlenmiştir.

Muhammed ve arkadaşlarının monolitik zirkonya üzerinde yapmış oldukları çalışmada kesim tiplerinin marjinal ve internal uyuma etkisi olduğunu görmüşlerdir. Bu çalışmada araştırmacılar Chamfer ve Knife edge olmak üzere 2 farklı tipte prepare edilen dişler üzerinde monolitik zirkon kuron üretmiştir ve kuronların marjinal internal uyumlarını ölçmüşlerdir. Chamfer tipi kesim ile prepare edilen dişler üzerinde ürettikleri kuronların knife edge kesim tipi ile prepare edilen dişlerin üzerine yapılan kuronlardan marjinal uyumunun daha iyi olduğunu söylemişlerdir [123].

Gupta ve arkadaşlarının 2011 yılında yapmış oldukları çalışmada farklı tipte kesim tipleri ile prepare edilen dişlerin metal seramik restorasyonlarda marjinal ve internal uyuma etkisine bakılmıştır. Shoulder kesim tipi ile prepare edilen kuronların chamfer kesim tipi ile prepare edilen dişlerden daha iyi bir marjinal uyuma sahip olduğunu söylemişlerdir [124].

Çalışmamızda 3Shape yazılım sistemi ile tasarımı yapılan Bego Triniq materyali ile üretilen kuronlar arasında anlamlı bir fark çıkmıştır. Knife edge kesim ile üretilen kuronların ortalama marjinal değeri 82,3 mikron, shoulder ile üretilen kuronların ortalama marjinal değeri 110 mikron iken chamfer ile üretilen kuronların ortalama marjinal değeri 99,6 mikron olarak ölçülmüştür. Çıkan değer sonucunda $p=0,001$ ($p<0,05$) olup kesim tiplerinin marjinal uyuma etkisi olduğu ortaya çıkmaktadır. Knife edge kesim tipi ile üretilen kuronlar en iyi marjinal değeri verirken, shoulder kesim tipi ile üretilen kuronlar marjinal uyum açısından en kötü değere sahiptir.

Çalışmamızda Exo-Cad alt yapı sistemi ile tasarımı yapılan Bego Triniq materyali ile üretilen kuronlar arasında anlamlı bir fark bulunmuştur. Knife edge kesim ile üretilen kuronların ortalama marjinal aralık değeri 81, shoulder kesim tipi ile üretilen kuronların ortalama marjinal değeri 100, chamfer kesim tipi ile üretilen kuronların ortalama marjinal değeri 103,1 mikron olarak ölçülmüştür. Çıkan değerler sonucunda $p=0,006$ ($p<0,05$) olup, kesim tiplerinin marjinal uyuma etkisi olduğu ortaya çıkmıştır. Knife edge kesim tipi ile

Üretilen kuronlar burada da en iyi marjinal uyum değerlerine sahipken, chamfer kesim tipi ile üretilen kuronlar en kötü marjinal uyuma sahiptir.

Çalışmamızda 3Shape ile tasarlanan ve Saremco ile üretilen kuronlarda en düşük marjinal aralık değerleri yine knife edge kesimde bulunmuştur (86 mikron). Exo-Cad ile tasarlanan ve yine aynı materyalden üretilen kuronlardaki en düşük marjinal aralık chamfer kesime aittir (103,2 mikron). Her ikisinde de en yüksek marjinal aralık shoulder kesim tipine aittir (Sırasıyla 120,8 ve 116,6 mikron).

Ölçümler sonucunda elde ettiğimiz verilere göre kesim tipinin marjinal ve internal uyuma etki etmektedir. Yapılan bir araştırmada [125] chamfer, knife edge ve chamfer tipi kesim tipleri ile prepare edilen dişler üzerinde eksiltmeli yöntem ile ürettikleri kuronlarda en kötü marjinal uyumun knife edge kesim ile prepare edilen diş üzerinde olduğunu söylemişlerdir. Yapmış olduğumuz çalışmada Knife edge kesim tipi ile üretilen daim resin kuronların marjinal ve internal adaptasyon bakımından en uyumlu grup olduğu grlmştr. Bunun sebebinin 3d yazıcıların farklı yüksekliğe sahip olmayan ve düz yüzeylerde daha iyi sonuçlar vermesinden kaynaklandığı düşünülmektedir. Bu bilgiler ışığında bu in vitro çalışmanın H0.1 Hipotezi olan kesim tipinin marjinal ve internal uyuma etkisi olmaması reddedilmiştir.

May ve arkadaşlarının Procera Allcream materyali üzerinde yapmış oldukları çalışmalar sonucunda aksiyal duvarlarda olan internal uyum değerinin oklzalden daha iyi olduğunu fark ettiler. Ölçümler sonucunda aksiyal duvarlarda ortalama internal uyum değeri 67 mikron olarak ölçülürken oklzalde yapmış oldukları ölçümler sonucunda ortalama internal uyum değeri 74 mikron olarak llmştr [126].

Çalışmamızda Saremco Crowntec materyali ve 3Shape alt yapı sistemi kullanıldığında kesim tipleri arasında aksiyel duvarların internal aralıkları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur. Knife edge kesim ile üretilen kuronların aksiyal duvarlarının ortalama internal aralık değeri 101, shoulder kesim tipi ile üretilen kuronların aksiyal duvarlarının ortalama internal aralık değeri 151,6, chamfer kesim tipi ile üretilen kuronların aksiyal duvarlarının ortalama internal aralık değerinin ise 114,5 mikron olduğu llmştr. ıkan değerler sonucunda $p=0.001$ ($p<0.05$) olduğu için kesim tipi aksiyal duvarların internal uyumunu etkilemiştir.

Çalışmamızda Saremco Crowntec materyali kullanılarak Exo-Cad ile tasarlanan kuronların internal aralıkları en düşük shoulder preparasyonda (106 mikron), en yüksek chamfer preparasyonda saptanmıştır.

Çalışmamızda yapılan oklüzal duvarların internal uyumu için yapılan deneyde; Saremco Crowntec materyali ve 3Shape alt yapı sistemi ile tasarlanan kuronların oklüzal duvarlarının internal aralıkları açısından anlamlı bir farklılık bulunmuştur. Yapılan ölçümler sonucunda $p=0,002$ ($p<0,05$) olduğu için oklüzal duvarların internal aralık değerin kesim tipinden etkilenmektedir. Knife edge kesim tipi ile üretilen kuronların oklüzaldeki ortalama internal aralığı 151,3, shoulder kesim tipi ile üretilen kuronların oklüzaldeki ortalama internal aralık değeri 191,9 iken chamfer kesim tipi ile üretilen kuronların oklüzaldeki ortalama internal aralığı 130,5 mikrondur. Bego Triniq materyali kullanılarak Exo-Cad ile tasarlanıp üretilen kuronlarda da kesim tiplerinin anlamlı etkisi bulunmaktadır ($p=0,026$). Çalışmamızda yapılan ölçümler sonucunda oklüzal duvarlarda yapılan internal uyum değerlerinin aksiyal duvarlara göre daha yüksek çıkmasının sebebi oklüzal duvarın anatomisinin aksiyal duvarlara göre daha kompleks olması olarak düşünülmektedir.

Yapılan bir çalışmada [127] 3Shape ve Exo-Cad yazılım sistemleri karşılaştırılmış olup iki sistem arasında anlamlı bir fark olmadığı görülmüştür. Günümüzde yazılım sistemleri açık kaynak haline gelmiştir. Bu sebepten dolayı birçok program birbiri ile bir uyum içerisinde çalışabilmektedir. Yapılan bir araştırmada [128] yazılım sistemlerinin marjinal ve internal uyuma olan etkisine bakılmıştır. Yapılan ölçümler sonucunda anlamlı bir fark bulunamamıştır. Çalışmamızda yapılan testler sonucunda Chamfer kesim tipi ile preparasyonu yapılan ve Beqo-Triniq materyali kullanıldığında; yazılım sistemleri arasında marjinal uyum düzeyleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı görülmüştür. ($p:0,472$; $p>0,05$). Çalışmamızda yapılan yazılım sistemleri arasında aksiyal duvarların internal aralıkları açısından anlamlı bir fark bulunamamıştır. Yapılan ölçümler sonucunda $p=0,952$ ($p>0,05$) olduğu için yazılım sistemlerinin aksiyal duvarların internal aralığa etki etmediği sonucuna varılmıştır. Knife Edge kesim tipi ile prepere edilen ve Beqo-Triniq materyali kullanıldığında; Exo-Cad grubunun oklüzal duvarların internal aralıkları, 3Shape grubundan anlamlı düzeyde yüksektir. ($p:0,032$; $p<0,05$). Ölçülen değerler sonucunda marjinal uyumda ve aksiyel duvarlardaki internal uyumda yazılım sistemlerinin bir etkisi olmadığı fakat oklüzal duvarlarda ise bir etkisinin olduğu düşünülmektedir.

Oklüzal duvarlarda bu etkinin olmasının sebebinin ne kadar birbirine benzetilerek birbiri ile benzer kuron tasarımları yapılsa da oklüzal yüzeyde tasarlanan anatomik farklılıklardan dolayı olduğu düşünülmektedir. Bu in vitro çalışmanın 2. Hipotezi olan alt yapı sistemlerinin marjinal ve internal uyumu etkilemediği hipotezi kısmen reddedilmiştir.

Tran ve arkadaşlarını yapmış olduğu çalışmada Saremco Crowntec materyali ile Bego Triniq materyalinin marjinal uyum değerleri karşılaştırılmıştır. Yapılan ölçümler sonucunda Bego Triniq materyalinin ortalama marjinal değeri 103 mikron, Saremco Crowntec materyalinin ortalama marjinal uyum değeri 106 mikron olarak ölçülmüştür[129]. Yapmış olduğumuz çalışmalar sonucunda Chamfer kesim tipi ve Exo-Cad yazılım sistemi kullanıldığında; Saremco grubunun aksiyel duvarların internal aralıkları, Bego Triniq grubundan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ($p:0,001$; $p<0,05$). Marjinal uyum için yapmış olduğumuz çalışmalarda shoulder kesim tipi ve Exo-Cad yazılım sistemi kullanıldığında; Saremco grubunun marjinal uyum düzeyi, Bego Triniq grubundan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ($p:0,045$; $p<0,05$). Bunun sebebi materyallerin içerik farklılıklarına dayandırılabilir. Saremco Crowntec materyalinde bulunan diphenyl (2,4,6-trimethylbenzoyl) phosphine oxide miktarı %5'e kadar bulunabilmekteyken Bego Triniq materyalinde bulunan diphenyl (2,4,6-trimethylbenzoyl) phosphine oxide miktarı %2.5'den az olacak şekilde üretilmiştir. Diphenyl (2,4,6-trimethylbenzoyl) phosphine oxide materyalin sertleşmesini sağlayan materyallerden biri olduğu için Saremco Crowntec materyalinde Bego Triniq materyaline göre daha kontrolsüz bir sertleşme olması beklenebilir. Bu bilgilere ilaveten Bego Triniq materyalinin flaşlaması 1500x2 şeklinde yapılırken Saremco Crowntec materyalinin flaşlaması 2x2000 olarak yapılmıştır. Artan flaşlamadan dolayı Saremco Crowntec materyalinde meydana gelen polimerizasyon büzülmesinin internal uyumu azalttığı düşünülmektedir. Bu sebeplerden dolayı araştırmamızın 3. hipotezi olan Materyal tipinin marjinal ve internal uyuma etkisinin olmadığı hipotezi kısmen reddedilmiştir. Oklüzal bölgede yapılan ölçümler sonucunda Knife edge kesim tipi ve Exo-Cad yazılım sistemi kullanıldığında; materyaller arasında oklüzal duvarların internal aralıkları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı fark edilmiştir ($p:0,720$; $p>0,05$). Fakat diğer bölgelerde yapmış olduğumuz ölçüler sonucunda bir fark olduğunu söylememiz mümkündür. Oklüzal bölgede diğer bölgelere göre fark çıkmamasının sebebi oklüzalde bulunan materyal kalınlığının diğer bölgelere göre daha

fazla olması ve buna bağlı olarak gelişen polimerizasyon büzülmesinin daha az olması söylenebilir.

Yadav ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada [130] kazıma tekniği ile üretilen kuronların marjinal ve internal uyumuna silikon replika tekniği ile bakılmış ve en yüksek internal uyum değerlerini okluzal bölgede saptamışlardır. Yapmış oldukları shoulder kesim tipine sahip kuronlarda okluzal internal aralık değeri 357,87 mikron olarak ölçülmüştür. Yapmış olduğumuz çalışmada internal uyum olarak en az uyuma sahip bölgeler oklüzal bölgeler saptanmıştır. Yapmış olduğumuz ölçümler sonucunda oklüzal internal aralık olarak en uyuma sahip olan Exo-Cad alt yapı sistemi ile tasarlanan, shoulder kesim tipi ile prepare edilen ve Saremco materyali ile üretilen kuronlar oklüzal aralık olarak en yüksek değer sahip olan kuronlardır.

3d yazıcılar ile katman aralığını ayarlama imkânı meydana gelmiştir. Katman aralığını 25,50,100 ve daha fazla olacak şekilde ayarlamamız mümkündür. Marcel Reymus ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada 25,50,100 mikron olacak şekilde geçici kuron restorasyonları üretilmiştir. Yapılan ölçümler sonucunda 50 mikron ile üretilen kuronların uyumlarının diğer mikron değerleri ile üretilen kuronlardan daha fazla olduğu ispatlanmıştır. Bu sebepten dolayı çalışmamızda üretilen kuronların üretimi sırasında katman aralığı 50 mikron olarak ayarlanmıştır.

İdeal marjin aralığı hakkında birçok araştırma yapılmıştır. McLean'in yürüttüğü ve beş yıllık sürede 1000'den fazla kuron restorasyonunun incelendiği çalışmada, marjinal açıklığın 120 µm'ye kadar olan değerlerinin klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisinde yer aldığı bildirilmiştir [131],[132]. Çalışmamızda değerlendirmeler yapılırken ideal marjin aralık değeri 120 mikron olarak düşünülmüştür. Yapmış olduğumuz ölçümler sonucunda knifedge kesim tipinde marjinal aralık diğer kesim tiplerine göre daha düşük sonuçlar vermiştir. Oklüzal ve internal aralık değerlerini değerlendirdiğimizde de ölçüm sonuçları 120 mikronun üzerinde bulunmuştur.

Kuron restorasyonların marjinal ve internal uyumunu değerlendirmeye yönelik çok sayıda *in vivo* ve *in vitro* çalışma gerçekleştirilmiştir. Bu tür değerlendirmelerde test edilen sistemin doğruluğu, çevresel değişkenlerin etkisinin en aza indirildiği, ideal klinik koşulların sağlandığı durumlarda en güvenilir şekilde elde edilebilmektedir. Ancak *in vivo*

Çalışmalarda, görüş alanının sınırlı olması ve erişimin kısıtlanması gibi faktörler, ölçüm sürecinde belirsizliklere ve uygulama zorluklarına yol açabilmektedir [133]. İyi düzenlenmiş bir *in vitro* alışma bize gerekli sonuçları vermesi açısından yeterli olacaktır [134]. Bu sebepten dolayı çalışmamız *in vitro* olarak yapılmıştır.

Sartori ve arkadaşları, yaptıkları çalışmada adeziv siman ile simantasyonu yapılan indirekt restorasyonlar için kabul edilebilir internal aralık değerlerinin 100 ile 150 mikron aralığında olması gerektiğini bildirmişlerdir [135]. Yapmış olduğumuz çalışmada kuronların internal uyumu için yapılan ölçümlerde oklüzal bölgeler hariç bu değerler aralığında sonuçlar elde edilmiştir. Daha iyi sonuçların elde edilmesi için çalışmamızda kullanılan materyallerin geliştirilmesi gerekmektedir.

Çalışmamızda kullanılan ana modeller 3d yazıcılar tarafından üretilmiştir. Jeong ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada 3 boyutlu yazıcılar ve kazıma yöntemi ile elde ettikleri modellerin doğruluklarını kıyaslamışlardır. Bu çalışmanın sonucuna göre 3d yazıcılarla elde edilen modellerin kazıma sistemi ile elde edilen modellerden daha doğru bir görüntü verdiği ortaya çıkmıştır. Bu sebepten dolayı çalışmamızda 3d yazıcıdan elde edilmiş modeller kullanılmıştır [136]. Czajkowska ve arkadaşları 2020 yılında yapmış oldukları çalışmada 3d yazıcılarla üretilmiş modeller ile alçı ile üretilmiş modeller arasındaki doğruluğu kontrol etmişlerdir ve 3d yazıcılar ile üretilmiş kuronların doğruluğunun alçı ile üretilenlerden daha fazla olduğunu vurgulamışlardır. Bu sebepten dolayı çalışmamızda 3d yazıcılar ile üretilmiş kuron preparasyonu modelleri kullanılmıştır.

Mevcut çalışmanın limitasyonu; aralık ölçümünde kullanılan silikon replika yönteminin kesitsel ve iki boyutlu bir analiz tekniği olmasıdır. Tek bir düzlemde 2 nokta arasında ölçümler yapıldığı için çevresel alanların değerlendirilmesinde yetersiz kalabilmektedir [137]. Bununla beraber yazılım sistemlerinde ayarlanan marjin yaklaşımla açısı değeri, ilave siman aralığı ve siman aralığı aynı değerler verilmiş olsa bile farklı yazılım sistemlerinde birbiri ile aynı anatomiye ayarlamak imkansızdır. Bu alışma bir *in vitro* alışma olduğu için ideal şartlar altında ve hasta etkeni olmadan yapılmıştır.

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

- a. Marjinal uyum, aksiyal duvar internal uyum ve okluzal aralık miktarı kesim tipinden etkilenmiştir.
- b. Yazılım sistemlerinin sadece okluzal aralığa etkisi olmuştur.
- c. Kullanılan materyal marjinal ve aksiyal duvarların internal uyumunu etkilemiştir.
- d. Bahsi geçen yazılım sistemleri ve materyallerdeki knife edge kesim tipinin marjinal aralık değerleri diğer kesim tiplerinden daha düşüktür.
- e. Çalışmada tüm preparasyon tipleri için her 2 yazılım ve her 2 materyal kullanılarak üretilen kuronların marjinal aralık değerleri klinik olarak kabul edilebilir değerlerin altındadır.
- f. Ölçülen aksiyel duvarların internal aralık değerleri klinik olarak kabul edilebilir değerler seviyesi ve altındadır.
- g. Okluzal aralık değerleri klinik olarak kabul edilebilir internal aralık değerlerinin üzerindedir.

Yazılım sistemlerinin aynı eksiltmeli yöntemle olduğu gibi tasarım yaparken kullanılan rezin kuron materyaline göre seçenek sunması gerekmektedir. Daimi rezin kuron materyallerinin yapılan ölçümlerde oklüzal bölgelerde oklüzal aralık miktarı klinik olarak kabul edilebilir değerlerin üzerindedir. Bu değerlerin yüksek olmasının sebebi, kuron tasarımlarının oklüzal bölgede birebir aynı olmamasından kaynaklı olabilir. Bu veriler doğrultusunda daimi rezin kuron materyalleri gelişime ihtiyaç duymaktadır ve materyallere dair daha fazla sayıda *in vitro* ve *in vivo* çalışma yapılmalıdır.

REFERANSLAR

- [1] W. T. McFall vd., “Clinical Periodontal Status of Regularly Attending Patients in General Dental Practices”, *J. Periodontol.*, c. 60, sy 3, ss. 145-150, Mar. 1989, doi: 10.1902/jop.1989.60.3.145.
- [2] C. Runkel, J.-F. Güth, K. Erdelt, ve C. Keul, “Digital impressions in dentistry—accuracy of impression digitalisation by desktop scanners”, *Clin. Oral Investig.*, c. 24, sy 3, ss. 1249-1257, Mar. 2020, doi: 10.1007/s00784-019-02995-w.
- [3] F. Beuer, J. Schweiger, ve D. Edelhoff, “Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations”, *Br. Dent. J.*, c. 204, sy 9, ss. 505-511, May. 2008, doi: 10.1038/sj.bdj.2008.350.
- [4] N. Samet, B. Resheff, S. Gelbard, ve N. Stern, “A CAD/CAM system for the production of metal copings for porcelain-fused-to-metal restorations”, *J. Prosthet. Dent.*, c. 73, sy 5, ss. 457-463, May. 1995, doi: 10.1016/S0022-3913(05)80075-7.
- [5] Z. Sahin, “Mechanical Characteristics of Composite Resins Produced by Additive and Subtractive Manufacturing”, *Eur. J. Prosthodont. Restor. Dent.*, s. 278, 2023, doi: 10.1922/EJPRD_2478Sahin08.
- [6] K. Zlatanovska, C. Dimova, J. Zarkova-Atanasova, V. Korunoska-Stevkovska, N. Gigovski, ve D. Kocovski, “ORAL HYGIENE IN PATIENTS WITH FIXED PROSTHODONTIC RESTORATIONS”.
- [7] R. Agustin-Panadero, JI. Roman-Rodriguez, A. Ferreiroa, Mf. Sola-Ruiz, ve A. Fons-Font, “Zirconia in fixed prosthesis. A literature review”, *J. Clin. Exp. Dent.*, ss. e66-73, 2014, doi: 10.4317/jced.51304.
- [8] A. Podhorsky, P. Rehmann, ve B. Wöstmann, “Tooth preparation for full-coverage restorations—a literature review”, *Clin. Oral Investig.*, c. 19, sy 5, ss. 959-968, Haz. 2015, doi: 10.1007/s00784-015-1439-y.
- [9] E. D. Rekow, “Digital dentistry: The new state of the art — Is it disruptive or destructive?”, *Dent. Mater.*, c. 36, sy 1, ss. 9-24, Oca. 2020, doi:

10.1016/j.dental.2019.08.103.

- [10] R. L. Sakaguchi, J. L. Ferracane, ve J. M. Powers, Ed., *Craig's restorative dental materials*, Fourteenth edition. St. Louis, Missouri: Elsevier, 2019.
- [11] G. Davidowitz ve P. G. Kotick, "The Use of CAD/CAM in Dentistry", *Dent. Clin. North Am.*, c. 55, sy 3, ss. 559-570, Tem. 2011, doi: 10.1016/j.cden.2011.02.011.
- [12] S. Ting-shu ve S. Jian, "Intraoral Digital Impression Technique: A Review", *J. Prosthodont.*, c. 24, sy 4, ss. 313-321, Haz. 2015, doi: 10.1111/jopr.12218.
- [13] A. P. Buhner Samra, E. Morais, R. F. Mazur, S. R. Vieira, ve R. N. Rached, "CAD/CAM in dentistry – a critical review", *Rev. Odonto Ciênc.*, c. 31, sy 3, s. 140, Ara. 2016, doi: 10.15448/1980-6523.2016.3.21002.
- [14] K. D. A. Hendi, "Comparative Evaluation of Fitness and Compressive Strength of Temporary Crowns Designed from 3Shape and Exocad Software: An In Vitro Study", *Int. J. Prosthodont. Restor. Dent.*, c. 13, sy 4, ss. 216-221, Ara. 2023, doi: 10.5005/jp-journals-10019-1433.
- [15] S. O. Koutayas, T. Vagkopoulou, S. Pelekanos, P. Koidis, ve J. R. Strub, "Quin Copyrig ftoerssPeubnlciceation", *Clin. Res.*, c. 4, sy 4, 2009.
- [16] S. M. Sadr, E. Ahmadi, M. H. Tabatabaei, S. Mohammadi, ve F. Atri, "Comparison of internal fit of metal-ceramic crowns in CAD/CAM and lost-wax techniques in all fabrication stages through replica weighting, triple scanning, and scanning electron microscope", *Clin. Exp. Dent. Res.*, c. 8, sy 3, ss. 763-770, Haz. 2022, doi: 10.1002/cre2.529.
- [17] B. E. Dahl, H. J. Rønold, ve J. E. Dahl, "Internal fit of single crowns produced by CAD-CAM and lost-wax metal casting technique assessed by the triple-scan protocol", *J. Prosthet. Dent.*, c. 117, sy 3, ss. 400-404, Mar. 2017, doi: 10.1016/j.prosdent.2016.06.017.
- [18] P. Svanborg ve L. Hjalmarsson, "A systematic review on the accuracy of manufacturing techniques for cobalt chromium fixed dental prostheses", *Biomater. Investig. Dent.*, c. 7, sy 1, ss. 31-40, Oca. 2020, doi:

10.1080/26415275.2020.1714445.

- [19] J.-M. Moon vd., “A Comparative Study of Additive and Subtractive Manufacturing Techniques for a Zirconia Dental Product: An Analysis of the Manufacturing Accuracy and the Bond Strength of Porcelain to Zirconia”, *Materials*, c. 15, sy 15, s. 5398, Ağu. 2022, doi: 10.3390/ma15155398.
- [20] Rafal Kareem Rasheed, Nidhal Sahib Mansoor, Nihad Hasan Mohammed, ve Syed Saad B Qasim, “Subtractive and Additive Technologies in Fixed Dental Restoration: A Systematic Review”, *J. Tech.*, c. 5, sy 4, ss. 162-167, Ara. 2023, doi: 10.51173/jt.v5i4.1034.
- [21] D. J. Fasbinder, “The CEREC system”, *J. Am. Dent. Assoc.*, c. 141, ss. 3S-4S, Haz. 2010, doi: 10.14219/jada.archive.2010.0354.
- [22] H.-F. Wang ve Y.-L. Zhang, “CAD/CAM integrated system in collaborative development environment”, *Robot. Comput. Integr. Manuf.*, 2002.
- [23] T. Mikolajczyk, T. Malinowski, L. Moldovan, H. Fuwen, T. Paczkowski, ve I. Ciobanu, “CAD CAM System for Manufacturing Innovative Hybrid Design Using 3D Printing”, *Procedia Manuf.*, c. 32, ss. 22-28, 2019, doi: 10.1016/j.promfg.2019.02.178.
- [24] M. M. Methani, P. F. Cesar, R. B. De Paula Miranda, S. Morimoto, M. Özcan, ve M. Revilla-León, “Additive Manufacturing in Dentistry: Current Technologies, Clinical Applications, and Limitations”, *Curr. Oral Health Rep.*, c. 7, sy 4, ss. 327-334, Ara. 2020, doi: 10.1007/s40496-020-00288-w.
- [25] A. Dawood, B. M. Marti, V. Sauret-Jackson, ve A. Darwood, “3D printing in dentistry”, *Br. Dent. J.*, c. 219, sy 11, ss. 521-529, Ara. 2015, doi: 10.1038/sj.bdj.2015.914.
- [26] C. Zaharia vd., “Digital Dentistry — 3D Printing Applications”, *J. Interdiscip. Med.*, c. 2, sy 1, ss. 50-53, Mar. 2017, doi: 10.1515/jim-2017-0032.
- [27] E. Kara, B. B. Buldum, Ç. Yilmaz, ve N. Özkaya, “3B YAZICI İLE KİŞİYE ÖZGÜ İMPLANT TASARIMI”.

- [28] R. Van Noort, “The future of dental devices is digital”, *Dent. Mater.*, c. 28, sy 1, ss. 3-12, Oca. 2012, doi: 10.1016/j.dental.2011.10.014.
- [29] E. Yavuz ve S. Yilmaz, “Diş hekimliğinde Yeni ve Hızla İlerleyen Üretim Teknolojisi: 3 Boyutlu Yazıcılar”, *Akdeniz Med. J.*, c. 7, sy 2, ss. 197-205, Tem. 2021, doi: 10.53394/akd.958759.
- [30] I. A. Tsolakis, S. Gizani, N. Panayi, G. Antonopoulos, ve A. I. Tsolakis, “Three-Dimensional Printing Technology in Orthodontics for Dental Models: A Systematic Review”, *Children*, c. 9, sy 8, s. 1106, Tem. 2022, doi: 10.3390/children9081106.
- [31] N. Alharbi, R. Osman, ve D. Wismeijer, “Effects of build direction on the mechanical properties of 3D-printed complete coverage interim dental restorations”, *J. Prosthet. Dent.*, c. 115, sy 6, ss. 760-767, Haz. 2016, doi: 10.1016/j.prosdent.2015.12.002.
- [32] K. Y. Kelvin Khng, R. L. Ettinger, S. R. Armstrong, T. Lindquist, D. G. Gratton, ve F. Qian, “In vitro evaluation of the marginal integrity of CAD/CAM interim crowns”, *J. Prosthet. Dent.*, c. 115, sy 5, ss. 617-623, May. 2016, doi: 10.1016/j.prosdent.2015.10.002.
- [33] W.-S. Lee, D.-H. Lee, ve K.-B. Lee, “Evaluation of internal fit of interim crown fabricated with CAD/CAM milling and 3D printing system”, *J. Adv. Prosthodont.*, c. 9, sy 4, s. 265, 2017, doi: 10.4047/jap.2017.9.4.265.
- [34] M. Borlaf, A. Serra-Capdevila, C. Colominas, ve T. Graule, “Development of UV-curable ZrO₂ slurries for additive manufacturing (LCM-DLP) technology”, *J. Eur. Ceram. Soc.*, c. 39, sy 13, ss. 3797-3803, Eki. 2019, doi: 10.1016/j.jeurceramsoc.2019.05.023.
- [35] Y. Lu, G. Mapili, G. Suhali, S. Chen, ve K. Roy, “A digital micro-mirror device-based system for the microfabrication of complex, spatially patterned tissue engineering scaffolds”, *J. Biomed. Mater. Res. A*, c. 77A, sy 2, ss. 396-405, May. 2006, doi: 10.1002/jbm.a.30601.
- [36] L. Wu, L. Zhao, M. Jian, Y. Mao, M. Yu, ve X. Guo, “EHMP-DLP: multi-projector DLP with energy homogenization for large-size 3D printing”, *Rapid Prototyp. J.*, c.

- 24, sy 9, ss. 1500-1510, Kas. 2018, doi: 10.1108/RPJ-04-2017-0060.
- [37] H. Quan, T. Zhang, H. Xu, S. Luo, J. Nie, ve X. Zhu, “Photo-curing 3D printing technique and its challenges”, *Bioact. Mater.*, c. 5, sy 1, ss. 110-115, Mar. 2020, doi: 10.1016/j.bioactmat.2019.12.003.
- [38] I. Naert, “J.-P. Kruth, B. Vandenbroucke, J. Van Vaerenbergh”.
- [39] M. Shellabear ve O. Nyrhilä, “DMLS – DEVELOPMENT HISTORY AND STATE OF THE ART”.
- [40] E. C. Santos, M. Shiomi, K. Osakada, ve T. Laoui, “Rapid manufacturing of metal components by laser forming”, *Int. J. Mach. Tools Manuf.*, c. 46, sy 12-13, ss. 1459-1468, Eki. 2006, doi: 10.1016/j.ijmachtools.2005.09.005.
- [41] J.-P. Kruth, G. Levy, F. Klocke, ve T. H. C. Childs, “Consolidation phenomena in laser and powder-bed based layered manufacturing”, *CIRP Ann.*, c. 56, sy 2, ss. 730-759, 2007, doi: 10.1016/j.cirp.2007.10.004.
- [42] J. R. Tumbleston vd., “Continuous liquid interface production of 3D objects”, *Science*, c. 347, sy 6228, ss. 1349-1352, Mar. 2015, doi: 10.1126/science.aaa2397.
- [43] H. Çelik, E. Göncü Başaran, A. İ. ZengiNgül, ve H. Koçoğlu, “SABİT PROTEZLERDE ALTYAPI MATERYALLERİ VE SINIFLANDIRMALARI”, *Selcuk Dent. J.*, c. 8, sy 3, ss. 868-874, Ara. 2021, doi: 10.15311/selcukdentj.752724.
- [44] S. Gracis, V. Thompson, J. Ferencz, N. Silva, ve E. Bonfante, “A New Classification System for All-Ceramic and Ceramic-like Restorative Materials”, *Int. J. Prosthodont.*, c. 28, sy 3, ss. 227-235, May. 2016, doi: 10.11607/ijp.4244.
- [45] E. Bajraktarova-Valjakova, V. Korunoska-Stevkovska, B. Kapusevska, N. Gigovski, C. Bajraktarova-Misevska, ve A. Grozdanov, “Contemporary Dental Ceramic Materials, A Review: Chemical Composition, Physical and Mechanical Properties, Indications for Use”, *Open Access Maced. J. Med. Sci.*, c. 6, sy 9, ss. 1742-1755, Eyl. 2018, doi: 10.3889/oamjms.2018.378.
- [46] J. Tinschert, D. Zvez, R. Marx, ve K. J. Anusavice, “Structural reliability of alumina-

- , feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics”, *J. Dent.*, c. 28, sy 7, ss. 529-535, Eyl. 2000, doi: 10.1016/S0300-5712(00)00030-0.
- [47] M. Velasco, F. Velasco, F. Estrada-Villanueva, ve A. Olvera, “Alumina cream-induced Focal Motor Epilepsy in Cats Part 1. Lesion Size and Temporal Course”, *Epilepsia*, c. 14, sy 1, ss. 3-14, Mar. 1973, doi: 10.1111/j.1528-1157.1973.tb03937.x.
- [48] A. Della Bona, J. J. Mecholsky, A. A. Barrett, ve J. A. Griggs, “Characterization of glass-infiltrated alumina-based ceramics”, *Dent. Mater.*, c. 24, sy 11, ss. 1568-1574, Kas. 2008, doi: 10.1016/j.dental.2008.06.005.
- [49] T. Sriamporn, N. Thamrongananskul, C. Busabok, S. Poolthong, M. Uo, ve J. Tagami, “Dental zirconia can be etched by hydrofluoric acid”, *Dent. Mater. J.*, c. 33, sy 1, ss. 79-85, 2014, doi: 10.4012/dmj.2013-243.
- [50] F. A. Al-Sanabani, A. A. Madfa, ve N. H. Al-Qudaimi, “Alumina ceramic for dental applications: A review article”.
- [51] C. Piconi ve G. Maccauro, “Zirconia as a ceramic biomaterial”, *Biomaterials*, c. 20, sy 1, ss. 1-25, Oca. 1999, doi: 10.1016/S0142-9612(98)00010-6.
- [52] Y. Zhang ve J.-W. Kim, “Graded structures for damage resistant and aesthetic all-ceramic restorations”, *Dent. Mater.*, c. 25, sy 6, ss. 781-790, Haz. 2009, doi: 10.1016/j.dental.2009.01.002.
- [53] Y. Zhang ve L. Ma, “Optimization of ceramic strength using elastic gradients”, *Acta Mater.*, c. 57, sy 9, ss. 2721-2729, May. 2009, doi: 10.1016/j.actamat.2009.02.037.
- [54] J. B. Quinn ve G. D. Quinn, “Material properties and fractography of an indirect dental resin composite”, *Dent. Mater.*, c. 26, sy 6, ss. 589-599, Haz. 2010, doi: 10.1016/j.dental.2010.02.008.
- [55] M. V. Swain, A. Coldea, A. Bilkhair, ve P. C. Guess, “Interpenetrating network ceramic-resin composite dental restorative materials”, *Dent. Mater.*, c. 32, sy 1, ss. 34-42, Oca. 2016, doi: 10.1016/j.dental.2015.09.009.
- [56] A. Bhatia ve A. K. Sehgal, “Additive manufacturing materials, methods and

- applications: A review”, *Mater. Today Proc.*, c. 81, ss. 1060-1067, Oca. 2023, doi: 10.1016/j.matpr.2021.04.379.
- [57] R. Ranjan, D. Kumar, M. Kundu, ve S. Chandra Moi, “A critical review on Classification of materials used in 3D printing process”, *Mater. Today Proc.*, c. 61, ss. 43-49, 2022, doi: 10.1016/j.matpr.2022.03.308.
- [58] K.-B. Kim, W.-C. Kim, H.-Y. Kim, ve J.-H. Kim, “An evaluation of marginal fit of three-unit fixed dental prostheses fabricated by direct metal laser sintering system”, *Dent. Mater. Off. Publ. Acad. Dent. Mater.*, c. 29, sy 7, ss. e91-96, Tem. 2013, doi: 10.1016/j.dental.2013.04.007.
- [59] M. Özay ve S. Sarıdağ, “Diş Hekimliğinde Fotopolimerizasyon ile 3 Boyutlu Üretim Yöntemleri ve Kullanım Alanları”, *Selcuk Dent. J.*, c. 10, sy 2, ss. 479-485, Ağu. 2023, doi: 10.15311/selcukdentj.1135010.
- [60] L. Elomaa, A. Kokkari, T. Närhi, ve J. V. Seppälä, “Porous 3D modeled scaffolds of bioactive glass and photocrosslinkable poly(ϵ -caprolactone) by stereolithography”, *Compos. Sci. Technol.*, c. 74, ss. 99-106, Oca. 2013, doi: 10.1016/j.compscitech.2012.10.014.
- [61] Z. Yefang, D. W. Hutmacher, S.-L. Varawan, ve L. T. Meng, “Comparison of human alveolar osteoblasts cultured on polymer-ceramic composite scaffolds and tissue culture plates”, *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.*, c. 36, sy 2, ss. 137-145, Şub. 2007, doi: 10.1016/j.ijom.2006.08.012.
- [62] M. Aral ve Y. Keskin, “Diş Hekimliğinde 3 Boyutlu - Eklemeli Üretim: Derleme”, *J. Int. Dent. Sci.*, Mar. 2024, doi: 10.21306/dishekimligi.1402113.
- [63] J. Ebert vd., “Direct inkjet printing of dental prostheses made of zirconia”, *J. Dent. Res.*, c. 88, sy 7, ss. 673-676, Tem. 2009, doi: 10.1177/0022034509339988.
- [64] X. Tian, J. Günster, J. Melcher, D. Li, ve J. G. Heinrich, “Process parameters analysis of direct laser sintering and post treatment of porcelain components using Taguchi’s method”, *J. Eur. Ceram. Soc.*, c. 29, sy 10, ss. 1903-1915, Tem. 2009, doi: 10.1016/j.jeurceramsoc.2008.12.002.

- [65] S. Maleksaeedi, H. Eng, F. E. Wiria, T. M. H. Ha, ve Z. He, “Property enhancement of 3D-printed alumina ceramics using vacuum infiltration”, *J. Mater. Process. Technol.*, c. 214, sy 7, ss. 1301-1306, Tem. 2014, doi: 10.1016/j.jmatprotec.2014.01.019.
- [66] Y. De Hazan, M. Thänert, M. Trunec, ve J. Misak, “Robotic deposition of 3d nanocomposite and ceramic fiber architectures via UV curable colloidal inks”, *J. Eur. Ceram. Soc.*, c. 32, sy 6, ss. 1187-1198, Haz. 2012, doi: 10.1016/j.jeurceramsoc.2011.12.007.
- [67] M. W. Khaing, J. Y. H. Fuh, ve L. Lu, “Direct metal laser sintering for rapid tooling: processing and characterisation of EOS parts”, *J. Mater. Process. Technol.*, c. 113, sy 1-3, ss. 269-272, Haz. 2001, doi: 10.1016/S0924-0136(01)00584-2.
- [68] K. Osakada ve M. Shiomi, “Flexible manufacturing of metallic products by selective laser melting of powder”, *Int. J. Mach. Tools Manuf.*, c. 46, sy 11, ss. 1188-1193, Eyl. 2006, doi: 10.1016/j.ijmachtools.2006.01.024.
- [69] W. E. Frazier, “Metal Additive Manufacturing: A Review”, *J. Mater. Eng. Perform.*, c. 23, sy 6, ss. 1917-1928, Haz. 2014, doi: 10.1007/s11665-014-0958-z.
- [70] A. L. Jardini vd., “Customised titanium implant fabricated in additive manufacturing for craniomaxillofacial surgery: This paper discusses the design and fabrication of a metallic implant for the reconstruction of a large cranial defect”, *Virtual Phys. Prototyp.*, c. 9, sy 2, ss. 115-125, Nis. 2014, doi: 10.1080/17452759.2014.900857.
- [71] A. L. Jardini vd., “Cranial reconstruction: 3D biomodel and custom-built implant created using additive manufacturing”, *J. Cranio-Maxillofac. Surg.*, c. 42, sy 8, ss. 1877-1884, Ara. 2014, doi: 10.1016/j.jcms.2014.07.006.
- [72] J. Abduo, K. Lyons, ve M. Bennamoun, “Trends in Computer-Aided Manufacturing in Prosthodontics: A Review of the Available Streams”, *Int. J. Dent.*, c. 2014, ss. 1-15, 2014, doi: 10.1155/2014/783948.
- [73] B. Berman, “3-D printing: The new industrial revolution”, *Bus. Horiz.*, c. 55, sy 2, ss. 155-162, Mar. 2012, doi: 10.1016/j.bushor.2011.11.003.

- [74] A. Podhorsky, P. Rehmann, ve B. Wöstmann, “Tooth preparation for full-coverage restorations—a literature review”, *Clin. Oral Investig.*, c. 19, sy 5, ss. 959-968, Haz. 2015, doi: 10.1007/s00784-015-1439-y.
- [75] A. Podhorsky, P. Rehmann, ve B. Wöstmann, “Tooth preparation for full-coverage restorations—a literature review”, *Clin. Oral Investig.*, c. 19, sy 5, ss. 959-968, Haz. 2015, doi: 10.1007/s00784-015-1439-y.
- [76] J. Hey, R. Schweyen, P. Kupfer, ve F. Beuer, “Influence of preparation design on the quality of tooth preparation in preclinical dental education”, *J. Dent. Sci.*, c. 12, sy 1, ss. 27-32, Mar. 2017, doi: 10.1016/j.jds.2016.05.002.
- [77] A. Podhorsky, P. Rehmann, ve B. Wöstmann, “Tooth preparation for full-coverage restorations—a literature review”, *Clin. Oral Investig.*, c. 19, sy 5, ss. 959-968, Haz. 2015, doi: 10.1007/s00784-015-1439-y.
- [78] M. J. Taylor ve E. Lynch, “Marginal adaptation”, *J. Dent.*, c. 21, sy 5, ss. 265-273, Eki. 1993, doi: 10.1016/0300-5712(93)90104-X.
- [79] A. Podhorsky, P. Rehmann, ve B. Wöstmann, “Tooth preparation for full-coverage restorations—a literature review”, *Clin. Oral Investig.*, c. 19, sy 5, ss. 959-968, Haz. 2015, doi: 10.1007/s00784-015-1439-y.
- [80] A. Boyde, “Cutting teeth in the SEM”, *Scanning*, c. 1, sy 3, ss. 157-165, Oca. 1978, doi: 10.1002/sca.4950010302.
- [81] R. J.-Y. Kim, J.-M. Park, ve J.-S. Shim, “Accuracy of 9 intraoral scanners for complete-arch image acquisition: A qualitative and quantitative evaluation”, *J. Prosthet. Dent.*, c. 120, sy 6, ss. 895-903.e1, Ara. 2018, doi: 10.1016/j.prosdent.2018.01.035.
- [82] P. Papaspyridakos, C.-J. Chen, G. Gallucci, A. Doukoudakis, H.-P. Weber, ve V. Chronopoulos, “Accuracy of Implant Impressions for Partially and Completely Edentulous Patients: A Systematic Review”, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, c. 29, sy 4, ss. 836-845, Tem. 2014, doi: 10.11607/jomi.3625.
- [83] F. G. Mangano, O. Admakin, M. Bonacina, H. Lerner, V. Rutkunas, ve C. Mangano,

- “Trueness of 12 intraoral scanners in the full-arch implant impression: a comparative in vitro study”, *BMC Oral Health*, c. 20, sy 1, s. 263, Ara. 2020, doi: 10.1186/s12903-020-01254-9.
- [84] M. Robles-Medina, M. Romeo-Rubio, M. P. Salido, ve G. Pradíes, “Digital Intraoral Impression Methods: an Update on Accuracy”, *Curr. Oral Health Rep.*, c. 7, sy 4, ss. 361-375, Ara. 2020, doi: 10.1007/s40496-020-00285-z.
- [85] R. Richert vd., “Intraoral Scanner Technologies: A Review to Make a Successful Impression”, *J. Healthc. Eng.*, c. 2017, ss. 1-9, 2017, doi: 10.1155/2017/8427595.
- [86] M. Zimmermann, “Intraoral scanning systems – a current overview Intraoralscanner: eine aktuelle Übersicht”, *Int. J. Comput. Dent.*.
- [87] H. Bakiç, M. Kocacikli, ve T. Korkmaz, “DİŞ HEKİMLİĞİNDE GÜNCEL İNTRAORAL TARAYICILAR”, *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim. Fakültesi Derg.*, ss. 1-1, Oca. 2021, doi: 10.17567/ataunidfd.713422.
- [88] M. H. Şahan ve Ö. Kümbüloğlu, “Digital Transformation of the Impression”, *J. Ege Univ. Sch. Dent.*, c. 43, sy 50, ss. 27-34, 2022, doi: 10.5505/eudfd.2022.34654.
- [89] H.-S. Pak, J.-S. Han, J.-B. Lee, S.-H. Kim, ve J.-H. Yang, “Influence of porcelain veneering on the marginal fit of Digident and Lava CAD/CAM zirconia ceramic crowns”, *J. Adv. Prosthodont.*, c. 2, sy 2, s. 33, 2010, doi: 10.4047/jap.2010.2.2.33.
- [90] J. Wu, H. Xie, A. Sadr, ve K.-H. Chung, “Evaluation of Internal Fit and Marginal Adaptation of Provisional Crowns Fabricated with Three Different Techniques”, *Sensors*, c. 21, sy 3, s. 740, Oca. 2021, doi: 10.3390/s21030740.
- [91] N. Kaleli ve D. Saraç, “Influence of porcelain firing and cementation on the marginal adaptation of metal-ceramic restorations prepared by different methods”, *J. Prosthet. Dent.*, c. 117, sy 5, ss. 656-661, May. 2017, doi: 10.1016/j.prosdent.2016.08.016.
- [92] M. Contrepois, A. Soenen, M. Bartala, ve O. Laviolle, “Marginal adaptation of ceramic crowns: A systematic review”, *J. Prosthet. Dent.*, c. 110, sy 6, ss. 447-454.e10, Ara. 2013, doi: 10.1016/j.prosdent.2013.08.003.

- [93] Ç. Ural, “Diş Hekimliği Pratiğinde Tamamı Seramik ve Cad-Cam Uygulamaları”, 2011.
- [94] C. F. J. Stappert, M. Dai, S. Chitmongkolsuk, T. Gerds, ve J. R. Strub, “Marginal adaptation of three-unit fixed partial dentures constructed from pressed ceramic systems”, *Br. Dent. J.*, c. 196, sy 12, ss. 766-770, Haz. 2004, doi: 10.1038/sj.bdj.4811390.
- [95] K.-B. Kim, J.-H. Kim, W.-C. Kim, ve J.-H. Kim, “Three-dimensional evaluation of gaps associated with fixed dental prostheses fabricated with new technologies”, *J. Prosthet. Dent.*, c. 112, sy 6, ss. 1432-1436, Ara. 2014, doi: 10.1016/j.prosdent.2014.07.002.
- [96] K. W. Boening, B. H. Wolf, A. E. Schmidt, K. Kästner, ve M. H. Walter, “Clinical fit of Procera AllCeram crowns”, *J. Prosthet. Dent.*, c. 84, sy 4, ss. 419-424, Eki. 2000, doi: 10.1067/mpr.2000.109125.
- [97] M. A. Pimenta, L. C. Frasca, R. Lopes, ve E. Rivaldo, “Evaluation of marginal and internal fit of ceramic and metallic crown copings using x-ray microtomography (micro-CT) technology”, *J. Prosthet. Dent.*, c. 114, sy 2, ss. 223-228, Ağu. 2015, doi: 10.1016/j.prosdent.2015.02.002.
- [98] A. D. Bona ve J. R. Kelly, “The Clinical Success Of All-Ceramic Restorations”, *J. Am. Dent. Assoc.*, c. 139, ss. S8-S13, Eyl. 2008, doi: 10.14219/jada.archive.2008.0361.
- [99] N. A. Nawafleh, F. Mack, J. Evans, J. Mackay, ve M. M. Hatamleh, “Accuracy and Reliability of Methods to Measure Marginal Adaptation of Crowns and FDPs: A Literature Review”, *J. Prosthodont.*, c. 22, sy 5, ss. 419-428, Tem. 2013, doi: 10.1111/jopr.12006.
- [100] T. J. Kawecki, “Adaptation to Marginal Habitats”, *Annu. Rev. Ecol. Evol. Syst.*, c. 39, sy 1, ss. 321-342, Ara. 2008, doi: 10.1146/annurev.ecolsys.38.091206.095622.
- [101] M. Contrepolis, A. Soenen, M. Bartala, ve O. Laviolle, “Marginal adaptation of ceramic crowns: A systematic review”, *J. Prosthet. Dent.*, c. 110, sy 6, ss. 447-

454.e10, Ara. 2013, doi: 10.1016/j.prosdent.2013.08.003.

- [102] F. Riccitiello, M. Amato, R. Leone, G. Spagnuolo, ve R. Sorrentino, “In vitro Evaluation of the Marginal Fit and Internal Adaptation of Zirconia and Lithium Disilicate Single Crowns: Micro-CT Comparison Between Different Manufacturing Procedures”, *Open Dent. J.*, c. 12, sy 1, ss. 160-172, Şub. 2018, doi: 10.2174/1874210601812010160.
- [103] S. Karakaya, A. Sengun, ve F. Özer, “Evaluation of internal adaptation in ceramic and composite resin inlays by silicon replica technique”, *J. Oral Rehabil.*, c. 32, sy 6, ss. 448-453, Haz. 2005, doi: 10.1111/j.1365-2842.2005.01443.x.
- [104] C. F. J. Stappert, M. Dai, S. Chitmongkolsuk, T. Gerds, ve J. R. Strub, “Marginal adaptation of three-unit fixed partial dentures constructed from pressed ceramic systems”, c. 196, sy 12, 2004.
- [105] D. Z. Aydın, “FARKLI DİJİTAL TARAYICILAR İLE ELDE EDİLEN ÖLÇÜLERDEN CAD-CAM SİSTEMİ İLE HAZIRLANAN ZİRKONYA İLE GÜÇLENDİRİLMİŞ LİTYUM SİLİKAT KURONLARIN MARJİNAL VE İTERNAL ARALIKLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ”.
- [106] M. Benli ve B. Gökçen-RohliG, “BİLGİSAYAR DESTEKLİ TASARIM-BİLGİSAYAR DESTEKLİ ÜRETİM SİSTEMLERİNİN FARKLI DENTAL RESTORASYONLARIN KENAR VE İÇ YÜZEY UYUMLARINA ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ: İN-VİTRO ÇALIŞMA”, *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim. Fakültesi Derg.*, Eyl. 2020, doi: 10.17567/ataunidfd.599380.
- [107] K. W. Boening, B. H. Wolf, A. E. Schmidt, K. Kästner, ve M. H. Walter, “Clinical fit of Procera AllCeram crowns”, *J. Prosthet. Dent.*, c. 84, sy 4, ss. 419-424, Eki. 2000, doi: 10.1067/mpr.2000.109125.
- [108] K. Kaczor-Wiankowska, S. Lipa, M. Krasowski, J. Sokołowski, K. Lewusz-Butkiewicz, ve A. Nowicka, “Evaluation of gap formation at the composite resin-tooth interface after using universal adhesives: In vitro SEM study using the replica technique”, *Microsc. Res. Tech.*, c. 83, sy 2, ss. 176-185, Şub. 2020, doi: 10.1002/jemt.23400.

- [109] E.-B. Bae vd., “Comparison of fit and trueness of zirconia crowns fabricated by different combinations of open CAD-CAM systems”, *J. Adv. Prosthodont.*, c. 15, sy 3, s. 155, 2023, doi: 10.4047/jap.2023.15.3.155.
- [110] M. Groten, D. Axmann, L. Pröbster, ve H. Weber, “Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in vitro testing”, *J. Prosthet. Dent.*, c. 83, sy 1, ss. 40-49, Oca. 2000, doi: 10.1016/S0022-3913(00)70087-4.
- [111] Y. Haddadi, B. Ranjkesh, F. Isidor, ve G. Bahrami, “Marginal and internal fit of crowns based on additive or subtractive manufacturing”, *Biomater. Investig. Dent.*, c. 8, sy 1, ss. 87-91, Oca. 2021, doi: 10.1080/26415275.2021.1938576.
- [112] N. Alharbi, D. Wismeijer, ve R. Osman, “Additive Manufacturing Techniques in Prosthodontics: Where Do We Currently Stand? A Critical Review”, *Int. J. Prosthodont.*, c. 30, sy 5, ss. 474-484, Eyl. 2017, doi: 10.11607/ijp.5079.
- [113] M. Kouhi vd., “Recent advances in additive manufacturing of patient-specific devices for dental and maxillofacial rehabilitation”, *Dent. Mater.*, c. 40, sy 4, ss. 700-715, Nis. 2024, doi: 10.1016/j.dental.2024.02.006.
- [114] M. Revilla-León ve M. Özcan, “Additive Manufacturing Technologies Used for Processing Polymers: Current Status and Potential Application in Prosthetic Dentistry”, *J. Prosthodont.*, c. 28, sy 2, ss. 146-158, Şub. 2019, doi: 10.1111/jopr.12801.
- [115] H. Lee, K. Son, D.-H. Lee, S.-Y. Kim, ve K.-B. Lee, “Comparison of Wear of Interim Crowns in Accordance with the Build Angle of Digital Light Processing 3D Printing: A Preliminary In Vivo Study”, *Bioengineering*, c. 9, sy 9, s. 417, Ağu. 2022, doi: 10.3390/bioengineering9090417.
- [116] E. Farag, A. Sabet, K. Ebeid, ve O. El Sergany, “Build angle effect on 3D-printed dental crowns marginal fit using digital light-processing and stereo-lithography technology: an in vitro study”, *BMC Oral Health*, c. 24, sy 1, s. 73, Oca. 2024, doi: 10.1186/s12903-024-03851-4.

- [117] M. Benli, D. Öngül, B. Karataşlı, ve B. Gökçen Rohlig, “Comparison of fit parameters of crown restorations produced by digital and conventional methods”, *J. Ege Univ. Sch. Dent.*, c. 40, sy 2, ss. 89-96, 2019, doi: 10.5505/eudfd.2019.49354.
- [118] Y. A. Al-Dulaijan vd., “Internal and marginal fits of 3D-printed provisional prostheses: comparative effect of different printing parameters”, *Front. Oral Health*, c. 5, s. 1491984, Ara. 2024, doi: 10.3389/froh.2024.1491984.
- [119] S. Koulivand, S. Ghodsi, H. Siadat, ve M. Alikhasi, “A clinical comparison of digital and conventional impression techniques regarding finish line locations and impression time”, *J. Esthet. Restor. Dent.*, c. 32, sy 2, ss. 236-243, Mar. 2020, doi: 10.1111/jerd.12527.
- [120] A. D. Fiore, M. D. Francesco, C. Monaco, E. Stocco, P. Vigolo, ve E. Stellini, “Comparison of accuracy of single crowns generated from digital and conventional impressions: an in vivo controlled trial”.
- [121] H. Shin, Y.-J. Kang, H. Kim, ve J.-H. Kim, “Effect of cement space settings on the marginal and internal fit of 3D printed definitive resin crowns”, *J. Prosthet. Dent.*, c. 133, sy 3, ss. 821-826, Mar. 2025, doi: 10.1016/j.prosdent.2023.03.021.
- [122] H. Shin, Y.-J. Kang, H. Kim, ve J.-H. Kim, “Effect of cement space settings on the marginal and internal fit of 3D printed definitive resin crowns”, *J. Prosthet. Dent.*, c. 133, sy 3, ss. 821-826, Mar. 2025, doi: 10.1016/j.prosdent.2023.03.021.
- [123] M. Elsherbini, A. A. Sakrana, R. A. Amin, M. Diaa, M. Özcan, ve W. Al-Zordk, “A micro-computed tomography analysis of internal and marginal fits of fixed partial dentures: Effect of preparation finish line designs on monolithic zirconia and heat-pressed zirconia-reinforced lithium disilicate”, *J. Prosthodont.*, c. 32, sy 5, Haz. 2023, doi: 10.1111/jopr.13656.
- [124] R. Gupta, “In in-vitro evaluation of effect of different finish lines on marginal adaptation in metal-ceramic restorations under thermo-mechanical loading”, *Indian J. Dent. Res.*, c. 22, sy 4, s. 608, 2011, doi: 10.4103/0970-9290.90315.
- [125] H.-S. Han, H.-S. Yang, H.-P. Lim, ve Y.-J. Park, “Marginal accuracy and internal fit

- of machine-milled and cast titanium crowns”, *J. Prosthet. Dent.*, c. 106, sy 3, ss. 191-197, Eyl. 2011, doi: 10.1016/S0022-3913(11)60120-0.
- [126] K. B. May, M. M. Russell, M. E. Razzoog, ve B. R. Lang, “Precision of fit: The Procera AllCeram crown”, *J. Prosthet. Dent.*, c. 80, sy 4, ss. 394-404, Eki. 1998, doi: 10.1016/S0022-3913(98)70002-2.
- [127] C.-H. Cha, S.-Y. Lim, J.-H. Bang, S.-A. Kim, S.-Y. Kim, ve Y.-S. Lee, “Comparative analysis of distance measurement on the rendering screen between dental CAD programs”, *J. Korean Acad. Prosthodont.*, c. 59, sy 1, s. 11, 2021, doi: 10.4047/jkap.2021.59.1.11.
- [128] A. Rençber Kızılkaya ve A. Kara, “Impact of different CAD software programs on marginal and internal fit of provisional crowns: An in vitro study”, *Heliyon*, c. 10, sy 2, s. e24205, Oca. 2024, doi: 10.1016/j.heliyon.2024.e24205.
- [129] Q. K. Tran, “The Evaluation of 3D Printing Resins for Permanent Full Coverage Restorations”.
- [130] P. Yadav, V. Sharma, J. Paliwal, K. K. Meena, R. Madaan, ve B. Gurjar, “An In Vitro Comparison of Zirconia and Hybrid Ceramic Crowns With Heavy Chamfer and Shoulder Finish Lines”, *Cureus*, Oca. 2023, doi: 10.7759/cureus.33940.
- [131] M. R. Dimashkieh, E. H. Davies, ve F. Von, “Measurement of the cement film thickness beneath full crown restorations”, *Br. Dent. J.*, c. 137, sy 7, ss. 281-284, Eki. 1974, doi: 10.1038/sj.bdj.4803306.
- [132] “Council adopts American Dental Association Specification No. 8 (Dental Zinc Phosphate Cement) and 11 (Agar Impression Material)”, *J. Am. Dent. Assoc.*, c. 74, sy 7, ss. 1565-1573, Haz. 1967, doi: 10.14219/jada.archive.1967.0412.
- [133] M. Goldberg, “In vitro and in vivo studies on the toxicity of dental resin components: a review”, *Clin. Oral Investig.*, c. 12, sy 1, ss. 1-8, Mar. 2008, doi: 10.1007/s00784-007-0162-8.
- [134] M. Goldberg, “In vitro and in vivo studies on the toxicity of dental resin components: a review”, *Clin. Oral Investig.*, c. 12, sy 1, ss. 1-8, Mar. 2008, doi: 10.1007/s00784-

007-0162-8.

- [135] R. Sartori, J. C. H. Fernandes, G. V. O. Fernandes, ve J. C. Joly, “Internal adaptation assessment of implant infrastructures manufactured through five different techniques (heat-press, milling, lost wax, calcinable cylinder, and CAD/Waxx®): an in vitro pilot study”, *Front. Dent. Med.*, c. 5, Kas. 2024, doi: 10.3389/fdmed.2024.1483177.
- [136] Y.-G. Jeong, W.-S. Lee, ve K.-B. Lee, “Accuracy evaluation of dental models manufactured by CAD/CAM milling method and 3D printing method”, *J. Adv. Prosthodont.*, c. 10, sy 3, s. 245, 2018, doi: 10.4047/jap.2018.10.3.245.
- [137] T. M. Doan, T. N. Nguyen, V.-K. Pham, N. Chotprasert, ve C. T. B. Vu, “Comparative analysis of the fit quality of monolithic zirconia veneers produced through traditional and digital workflows using silicone replica technique: an in vitro study”, *BMC Oral Health*, c. 24, sy 1, s. 1566, Ara. 2024, doi: 10.1186/s12903-024-05361-9.