

T.C.
ORDU ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ



**ÜÇ BOYUTLU YAZICILAR İLE ÜRETİLEN REZİN
KRONLARIN FARKLI ALT YAPI MATERYALLERİ
ÜZERİNDEKİ KIRILMA DAYANIMI VE
DOĞRULUKLARININ İNCELENMESİ**

UZMANLIK TEZİ

Mustafa Barış POMAY

ORCID: 0000-0003-3999-5060

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

TEZ DANIŞMANI

Prof. Dr. Doğu Ömür DEDE

**Bu araştırma Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon proje birimi tarafından
B/2329 proje numarası ile desteklenmiştir.**

ORDU-2024

T.C.
ORDU ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ



**ÜÇ BOYUTLU YAZICILAR İLE ÜRETİLEN REZİN
KRONLARIN FARKLI ALT YAPI MATERYALLERİ
ÜZERİNDEKİ KIRILMA DAYANIMI VE
DOĞRULUKLARININ İNCELENMESİ**

UZMANLIK TEZİ

Mustafa Barış Pomay

ORCID: 0000-0003-3999-5060

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

TEZ DANIŞMANI

Prof. Dr. Doğu Ömür DEDE

**Bu araştırma Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon proje birimi tarafından
B/2329 proje numarası ile desteklenmiştir.**

ORDU-2024

ONAY

Ordu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı uzmanlık öğrencisi Mustafa Barış POMAY tarafından hazırlanan ve Prof. Dr. Doğu Ömür DEDE danışmanlığında yürütülen “Üç boyutlu yazıcılar ile üretilen rezin kronların farklı alt yapı materyalleri üzerindeki kırılma dayanımı ve doğruluklarının incelenmesi” adlı bu tez, jürimiz tarafından 25 / 11 / 2024 tarihinde oybirliği / oyçokluğu ile Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Danışmanı	: Prof. Dr. Doğu Ömür DEDE	
Başkan	: Prof. Dr. Doğu Ömür DEDE	İmza.....
	Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı	
	Ordu Üniversitesi	
Jüri Üyesi	: Doç. Dr. Cennet Elçin SAĞIRKAYA	İmza.....
	Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı	
	Ordu Üniversitesi	
Jüri Üyesi	: Doç. Dr. Ersan ÇELİK	İmza.....
	Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı	
	Ordu Üniversitesi	

Dekan : Prof. Dr. Varol ÇANAKÇI

TEZ BİLDİRİMİ

Tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu tezin yazılmasında bilimsel ahlak kurallarına uyulduğunu, başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunulduğunu, tezin herhangi bir kısmının bu üniversite veya başka bir üniversitedeki başka bir tez çalışması olarak sunulmadığını beyan ederim.

Mustafa Barış POMAY



TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitim süreci boyunca klinik ve pratik anlamda tecrübelerinden yararlandığım, tez çalışmamın gerçekleştirilmesinde çok büyük emeği olan ve beni her konuda doğru ve gerçekçi bilgiye ulaşabilmem için araştırma, soruşturma ve muhakemeye yönlendiren tez danışmanım ve çok değerli hocam Sayın **Prof. Dr. Doğu Ömür DEDE**'ye,

Diş hekimliği eğitimine başladığım ilk günlerden uzmanlık sürecimin son günlerine dek aktarmış oldukları bilgi ve birikimleri sayesinde bugünlere geldiğim, üzerimde büyük emekleri bulunan hocalarım Sayın **Doç. Dr. Cennet Elçin SAĞIRKAYA**'ya, Sayın **Doç. Dr. Ersan ÇELİK**'e, Sayın **Doç. Dr. Ahmet Serkan KÜÇÜKEKENCİ**'ye ve Sayın **Dr. Öğr. Üyesi Recep TÜRKEN**'e,

Tez çalışmasındaki teknik yardımlarını benden esirgemeyen Sayın **Doç. Dr. Mehmet Esad GÜVEN**'e,

Bu tez çalışmasına desteklerinden dolayı **Ordu Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi**'ne,

Birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum tüm asistan arkadaşlarıma ve klinik personellerimize,

Eğitim hayatımın ilk gününden bugünlere kadar hayatımın her anında benimle olan ve desteklerini sürekli hissettiğim annem **Ayşegül POMAY**, babam **Süleyman POMAY** kardeşlerim **Fatmanur POMAY** ve **Umut POMAY**'a,

Her zaman yanımda olan, her konuda beni destekleyen ve her koşulda yanımda olmasından güç aldığım değerli eşim **Büşra HACISALİHOĞLU POMAY**'a,

Teşekkürlerimi sunarım...

ÖZET

ÜÇ BOYUTLU YAZICILAR İLE ÜRETİLEN REZİN KRONLARIN FARKLI ALT YAPI MATERYALLERİ ÜZERİNDEKİ KIRILMA DAYANIMI VE DOĞRULUKLARININ İNCELENMESİ

Amaç: Bu tez çalışmasının amacı farklı materyal-üretim tekniklerinin alt yapı ve kron restorasyonların doğruluk, kırılma dayanımı (KD) ve kırık tipleri üzerindeki etkisinin değerlendirilmesidir.

Materyal ve Metot: Yetmiş iki adet maxillar premolar güdük (alt yapı) örneği Bilgisayar Destekli Tasarım-Bilgisayar Destekli Üretim (CAD-CAM) teknolojisi, eksiltmeli üretim (SM) teknikleri kullanılarak polieteterketon (Dental PEEK; SM_PEEK), titanyum (Titanium tube; SM_TI) ve eklemeli üretim (AM) ile kobalt krom (Scheftner CoCr; AM_CoCr) olarak üretilmiştir (n=24). Yetmiş iki adet maxillar premolar kron restorasyon örnekleri ise SM olarak polimetilmetakrilat (DuoCad Temp; SM_PMMA), AM olarak ise bir geçici kron-köprü reçinesi (C&B MFH; AM_CB) ve daimî kron reçinesi (Crowntec; AM_CT) kullanılarak üretilmiştir (n=24). Her bir alt yapı ve kron grubundan rastgele seçilen 10'ar örnek intraoral tarayıcıyla (Trios 3; 3 Shape AG) taranmış ve doğruluk analizleri ana tasarım model referansına göre bir tersine mühendislik programı (Geomagic Control X; 3D Systems) kullanılarak gerçekleştirilmiş, örneklerin farklı bölgeleri için deviasyonlar kök ortalama kare (RMS) değeri (μm) olarak kaydedilmiştir. Daha sonra tüm alt yapı örnekler rezin bloklara gömülmüş, kron ve alt yapı örneklerin bağlantı yüzeyleri 50 ve 110 μm Al_2O_3 kum ile pürüzlendirilmiş, primer uygulamalarının ardından örnekler bir self adeziv dual cure rezin simanla (PANAVIA™ SA Cement) ile simante edilmiştir. Daha sonra bu örnekler 24 saat 37 °C distile suda bekletilmiş ve ardından universal test cihazında 1 mm/dakika kafa hızında kırılma dayancı (KD) testi gerçekleştirilmiştir. Doğruluk analizi ve KD test verileri tek ve iki yönlü varyans analizi (ANOVA) ve Tukey HSD testi ile istatistiksel olarak analiz edilmiştir ($\alpha=,05$). Test gruplarına ait kırık tiplerinin analiz edilmesinde Pearson chi-kare testi, KD ve kırık tipleri arasındaki korelasyonun değerlendirmesinde ise Pearson Korelasyon testi kullanılmıştır.

Bulgular: Tek ve iki yönlü varyans analizi (ANOVA) testi sonuçlarına göre farklı materyal-üretim teknikleri ve bunların etkileşimlerinin ortalama doğruluk, KD değerleri ve kırık tipleri üzerinde anlamlı derecede etkili olduğu görülmüştür ($P<,001$). Çoklu Tukey HSD karşılaştırma analizlerine göre alt yapı grupları arasında en yüksek doğruluk marjinal, internal ve tüm yüzeylerde AM_CoCr grubunda, kron restorasyon gruplarında ise marjinal bölgede AM_CB, internal, eksternal ve tüm yüzeylerde ise AM_CB ve AM_CT gruplarında gözlenmiştir ($P<,05$). Alt yapı gruplarında en yüksek KD değeri SM_PEEK grubunda ($1250,1 \pm 87,8$ N), kron restorasyon gruplarında SM_PMMA ($1237 \pm 96,6$ N) grubunda ve alt yapı-kron kombinasyon (test) gruplarında ise TI_CB ($1352,62 \pm 120,94$ N) grubunda tespit edilmiştir ($P<,05$). KD ve başarısızlık tipleri arasında istatistiksel olarak anlamlı korelasyon olduğu ($P<,001$; $r^2=0,549$) görülmüştür.

Sonuç: Farklı materyal ve üretim tekniklerinin alt yapı ve kron restorasyonların doğruluk, KD değerleri ve kırık tiplerini etkilediği görülmüştür. AM teknikle hazırlanan CoCr alt yapıların ve rezin kronların daha yüksek doğruluğa sahip olması nedeniyle, hibrit protezler ve geniş-komplike sabit protetik uygulamalarda tercih edilmesiyle daha uyumlu sonuçlar elde edilebilir. AM teknikle hazırlanan rezin kronların yüksek performanslı biyopolimer PEEK materyalinden elde edilmiş alt yapılar üzerinde KD'nın arttığı söylenebilir. Hibrit protez ve geniş-komplike sabit protetik uygulamalarda bu tez çalışmasının KD testi sonuçları göz önünde bulundurulduğunda, SM teknikle hazırlanan TI alt yapı üzerine AM teknikle hazırlanan CB üst yapıların klinik olarak kullanımı tavsiye edilebilir. CT kron restorasyonların başarısızlık tiplerinin daha az madde kaybıyla sonuçlandığı ve lokalize kırıklar şeklinde olduğu göz önünde bulundurulduğunda hibrit protezler ve geniş-komplike sabit protetik uygulamalarda üst yapı materyali olarak tercih edildiğinde istenmeyen durumlarda tamir edilebilirliği daha mümkündür.

Anahtar Kelimeler: 3B yazıcı, CAD-CAM, eklemeli üretim, eksiltmeli üretim, kırılma dayanım testi.

ABSTRACT

INVESTIGATION OF FRACTURE STRENGTH AND TRUENESS OF RESIN CROWNS PRODUCED WITH THREE-DIMENSIONAL PRINTERS ON DIFFERENT FRAMEWORK MATERIALS

Aim: The aim of this thesis study is to evaluate the effect of different material-manufacturing techniques on trueness, fracture toughness (KD) and fracture types in framework and crown restoration groups.

Material and Method: Seventy-two maxillary premolar die (framework) specimens were fabricated using Computer Aided Design-Computer Aided Manufacturing (CAD-CAM) technology, subtractive manufacturing (SM) techniques as polyetheretherketone (Dental PEEK; SM_PEEK), titanium (Titanium tube; SM_TI) and additive manufacturing (AM) as cobalt chrome (Scheftner CoCr; AM_CoCr) (n=24). Seventy-two maxillary premolar crown restoration specimens were fabricated using polymethylmethacrylate (DuoCad Temp; SM_PMMA) as SM, a temporary crown-bridge resin (C&B MFH; AM_CB) and a permanent crown resin (Crowntec; AM_CT) as AM (n=24). Randomly selected 10 samples from each framework and crown group were scanned with an intraoral scanner (Trios 3; 3 Shape AG) and accuracy analyses were performed using a reverse engineering program (Geomagic Control X; 3D Systems) against the main design model reference, and deviations for different regions of the samples were recorded as root mean square (RMS) values (μm). After all framework samples were embedded in acrylic blocks, the connection surfaces of the crown and framework samples were roughened with 50 and 110 μm Al_2O_3 sand, and after primer applications, the samples were cemented with a self-adhesive dual cure resin cement (PANAVIA™ SA Cement). Then, these samples were stored in 37 °C distilled water for 24 hours and then the fracture strength (KD) test was performed at a head speed of 1 mm/min in a universal testing machine. Accuracy analysis and KD test data were statistically analyzed with one- and two-way analysis of variance (ANOVA) and Tukey HSD test ($\alpha=.05$). Pearson chi-square test was used to analyze the fracture types of the test groups, and Pearson Correlation test was used to evaluate the correlation between KD and fracture types.

Results: According to the results of one and two-way analysis of variance (ANOVA) tests, it was seen that different material-production techniques and their interactions had significant effects on the mean trueness, KD values and fracture types ($P<.001$). According to multiple Tukey HSD comparison analyses, the highest trueness among the framework groups was observed in the AM_CoCr group on marginal, internal and overall, while in the crown restoration groups, the highest trueness was observed in the marginal region in the AM_CB group, and in the internal, external and overall in the AM_CB and AM_CT groups ($P<.05$). The highest KD value in the framework groups was determined in the SM_PEEK group (1250.1 ± 87.8 N), in the crown restoration groups, the SM_PMMA group (1237 ± 96.6 N) group and in the framework-crown combination (test) groups, the TI_CB group (1352.62 ± 120.94 N) group ($P<.05$). It was observed that there was a statistically significant correlation between KD and failure types ($P<.001$; $r^2=0.549$).

Conclusion: It has been observed that different materials and production techniques affect the trueness, KD values and fracture types of framework and crown restorations. CoCr frameworks and resin crowns made with AM technique have higher trueness, more compatible results can be obtained by preferring them in hybrid prostheses and large-complex fixed prosthetic applications. It can be said that KD increases on frameworks obtained from high-performance biopolymer PEEK material of resin crowns made with AM technique. Considering the KD test results of this thesis study in hybrid prosthesis and large-complex fixed prosthetic applications, the clinical use of CB crowns prepared with AM technique on TI frameworks made with SM technique can be recommended. Considering that the failure types of CT crown restorations result in less material loss and are in the form of localized fractures, repairability is more possible in refuse cases when preferred as crown material in hybrid prostheses and large-complex fixed prosthetic applications.

Keywords: 3D Printer, CAD-CAM, additive manufacturing, subtractive manufacturing, fracture strength testing.

İÇİNDEKİLER

Sayfa No

ONAY	
TEZ BİLDİRİMİ.....	iii
TEŞEKKÜR.....	iv
ÖZET	v
ABSTRACT	vii
İÇİNDEKİLER	ix
TABLolar DİZİNİ	xii
ŞEKİLLER DİZİNİ	xiii
RESİMLER DİZİNİ	xiv
SİMGELER VE KISALTMALAR	xvii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Bilgisayar Destekli Tasarım-Bilgisayar Destekli Üretim Teknolojisi (CAD-CAM) 3	
2.1.1. Veri Toplama Üniteleri (Tarayıcı/Scanner)	6
2.1.1.1. Ağız İçi Tarayıcılar (AİT)	6
2.1.1.2. Ekstraoral Tarayıcılar	7
2.1.1.3. Endüstriyel Tarayıcılar	8
2.1.2. Bilgisayar Destekli Üretim (CAM).....	8
2.1.2.1. Eksiltmeli Üretim Teknolojisi (SM).....	9
2.1.2.2. Eksiltmeli Üretimde Kullanılan Materyaller.....	12
2.1.2.2.1. Titanyum (Ti alaşımları)	12
2.1.2.2.2. Polietereterketon (PEEK).....	13
2.1.2.2.3. Kobalt Krom Alaşımları (CoCr).....	15
2.1.2.2.4. Zirkonya	15
2.1.2.2.5. Polimetilmetakrilat (PMMA) ve Rezin Bazlı Materyaller.....	16
2.1.2.3. Eklemeli Üretim Teknolojisi (AM).....	17
2.1.2.3.1. Diş Hekimliğinde Üç Boyutlu (3B) yazıcılar	20
2.2. Diş Hekimliğinde Eklemeli Üretimde Kullanılan Materyaller	25
2.2.1. Metaller	25
2.2.2. 3B Yazıcılarda Kullanılan Biyopolimerler	26
2.2.2.1. Vinil Polimerler.....	26

2.2.2.2. Stiren Polimerler	26
2.2.2.3. Akrilatlar	27
2.2.2.4. Polyesterler.....	27
2.2.2.5. Poliamidler (PA).....	28
2.3. İmplant Destekli Protetik Restorasyonlar	28
2.3.1. İmplant Destekli Hibrit Protezler ve Geniş-Komplike Sabit Protetik Uygulamalar	30
2.4. Diş Hekimliğinde Hassasiyet, Doğruluk, Kararlılık ve Uyum İfadeleri.....	33
2.4.1. Doğruluk ve Uyum Ölçme Yöntemleri	35
2.4.2. Dijital Doğruluk Ölçüm Yöntemleri	36
2.4.2.1. En İyi Uyum Algoritması Hizalaması	37
2.4.2.2. İşaret Noktası Tabanlı Uyum Hizalaması.....	37
2.4.2.3. Referans veya Kesit Tabanlı En İyi Uyum Hizalaması.....	37
2.5. Yapay Yaşlandırma Metotları	38
2.5.1. Termal Siklus ile Yaşlandırma	38
2.5.2. Sıvıda Bekleterek Yaşlandırma.....	38
2.5.3. Mekanik Yaşlandırma.....	39
2.5.4. UV Işınları ile Yaşlandırma	39
2.5.5. Otoklav ile Yaşlandırma	39
2.6. Dental Materyallerin Mekanik Özellikleri.....	40
3. MATERYAL VE METOT	43
3.1. Çalışma modelinin hazırlanması	45
3.2. Alt yapılara ait güdüklerin üretilmesi	47
3.2.1. Eklemeli olarak CoCr alt yapı (AM_CoCr) örneklerinin üretilmesi.....	47
3.2.2. Eksiltmeli olarak PEEK alt yapı (SM_PEEK) örneklerinin üretilmesi.....	48
3.2.3. Eksiltmeli olarak Titanyum alt yapı (SM_Ti) örneklerinin üretilmesi	49
3.3. Kron restorasyonların üretilmesi.....	50
3.3.1. Eksiltmeli olarak PMMA kron restorasyon (SM_PMMA) örneklerinin üretilmesi	50
3.3.2. Eklemeli olarak daimî kron restorasyon (AM_CT) örneklerinin üretilmesi.....	51
3.3.3. Eklemeli olarak uzun süreli geçici kron restorasyon (AM_CB) örneklerinin üretilmesi	53

3.4. Alt yapı ve kron örneklerin doğruluklarının incelenmesi	56
3.5. Alt Yapı ve kronlara yüzey işlemleri tatbiki ve simantasyon	59
3.6. Yapay yaşlandırma işlemi	62
3.7. Kırılma dayanım testi uygulanması	62
3.8. Kırılma tiplerinin incelenmesi	63
3.9. Verilerin istatistiksel analizi	63
4. BULGULAR	64
4.1. Alt yapı örneklerin doğruluklarının değerlendirilmesi	64
4.2. Kron restorasyon örneklerin doğruluklarının değerlendirilmesi	68
4.3. Kırılma Dayanımı Testi Bulguları	74
4.4. Kırık Tipleri Değerlendirilmesi Bulguları	78
4.5. KD ve başarısızlık tipleri arasında korelasyonun değerlendirilmesi	83
5. TARTIŞMA	84
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	103
7. KAYNAKLAR	105
8. ÖZGEÇMİŞ	129

TABLÖLAR DİZİNİ

Sayfa No

Tablo 2.1. Eklemeli üretim (AM) tekniklerinin sınıflandırılması.	18
Tablo 3.1. Tez çalışmasına ait akış şeması.	43
Tablo 3.2. Tez çalışmasında kullanılan materyaller.	44
Tablo 3.3. Tez çalışmasında kullanılan cihaz ve ekipmanlar.	45
Tablo 3.4. Çalışmada kullanılan grup kodları, örnek sayıları.	61
Tablo 4.1. Tek Yönlü Varyans Analizi (ANOVA) testine göre değişkenlerin değerlendirilmesi.	64
Tablo 4.2. Alt yapı grupları için ortalama RMS değerleri, standart sapma, standart hata, en yüksek ve en düşük değerler (μm).	65
Tablo 4.3. Alt yapı gruplarına ait ortalama RMS ve standart sapma değerleri, Tukey HSD testine göre çoklu karşılaştırma sonuçları.	65
Tablo 4.4. Tek yönlü varyans analizi (ANOVA) testine göre değişkenlerin değerlendirilmesi.	69
Tablo 4.5. Kron restorasyon grupları için ortalama RMS değerleri, standart sapma, standart hata, en düşük ve en yüksek değerler (μm).	70
Tablo 4.6. Kron restorasyon gruplarına ait ortalama RMS ve standart sapma değerleri, Tukey HSD testine göre çoklu grup karşılaştırma sonuçları.	71
Tablo 4.7. İki yönlü varyans analizi (ANOVA) testine göre değişkenlerin değerlendirilmesi.	75
Tablo 4.8. Çalışma grupları için KD ortalama değerleri, standart sapma, standart hata, en düşük ve en yüksek değerler (N).	76
Tablo 4.9. Test gruplarına ait ortalama KD ve SS değerleri (N), Tukey HSD testine göre çoklu grup karşılaştırma sonuçları.	76
Tablo 4.10. Alt yapı gruplarına ait kırık tiplerinin sayısal ve oransal dağılımları.	79
Tablo 4.11. Kron gruplarına göre kırık tiplerinin sayısal ve oransal dağılımları.	80
Tablo 4.12. Alt yapı-kron kompleks gruplarına göre kırık tiplerinin sayısal ve oransal dağılımları.	81
Tablo 4.13. Pearson korelasyon analiz sonuçları.	83

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa No

Şekil 2.1. CAD-CAM teknolojileri genel proses şeması	4
Şekil 2.2. PEEK polimerinin kimyasal yapı şeması	14
Şekil 2.3. Kök Kare Ortalaması (Root Mean Square) (RMS) hesaplama formülü.....	34
Şekil 4.1. Alt yapı gruplarına ait RMS değerlerini gösteren bar grafiği.....	66
Şekil 4.2. Kron restorasyon gruplarına ait RMS değerlerini gösteren bar grafiği.....	72
Şekil 4.3. Alt yapı gruplarına ait kırık tiplerinin oransal dağılımlarını gösteren bar grafiği.....	80
Şekil 4.4. Kron restorasyon gruplarına ait kırık tiplerinin oransal dağılımlarını gösteren bar grafiği.....	81
Şekil 4.5. Alt yapı-kron kombine gruplarına ait kırık tiplerinin oransal dağılımlarını gösteren bar grafiği.....	82

RESİMLER DİZİNİ

Sayfa No

Resim 2.1. Kazıyıcı cihazların aks izdüşümleri.....	11
Resim 2.2. Stereolitografi (SLA) teknolojisinin çalışma prensibi	21
Resim 2.3. Dijital ışık işleme (DLP) teknolojisi çalışma prensibi.....	22
Resim 2.4. Sıvı kristal ekran (LCD) teknolojisi çalışma prensibi.	23
Resim 2.5. Alt çene posterior bölgede toronto hibrit köprü proteze ait alt yapı ve üst yapıların intraoral görüntüsü	32
Resim 3.1. Maksilla ve mandibula fantom modellere ve kapanış kaydına ait pre-operatif dijital tarama verileri (R_STL).	45
Resim 3.2. Preparasyon tamamlandıktan sonra modellere ait görüntü ve post-operatif dijital tarama verileri (P_STL).	46
Resim 3.3. Kron restorasyon tasarımının pozisyonlandırılması, P-STL tarama kaydının R-STL tarama kayıtlarına adapte edilmesi.	47
Resim 3.4. CoCr alt yapı grubunun üretildiği DMLS cihazı ve CoCr alt yapı örneklerin sinterleme fırınında ısıtılma işlemi tabi tutulmadan önce üretim tablası üzerindeki görüntüsü, tüm CoCr alt yapı örneklerin görüntüsü.....	48
Resim 3.5. PEEK alt yapıların üretiminde kullanılan kazıma cihazı, çalışmada kullanılan PEEK disk, PEEK diskin frezelenmesi, kazıma sonucu elde edilen PEEK alt yapılar.....	49
Resim 3.6. Titanyum alt yapıların üretiminde kullanılan CNC cihazı ve üretimi tamamlanmış titanyum alt yapılar.	50
Resim 3.7. Çalışmada kullanılan PMMA blok, bloğun freze edilmiş hali, kronların destekleyici yapılardan ayrılması ve polisajı tamamlanmış bir PMMA kron örneği.	51
Resim 3.8. 3B yazıcı üretim programında kronların ve desteklerin konumlandırılması.	52
Resim 3.9. Daimî restorasyon reçinesinin karıştırılması, 3BY polimer haznesine tatbiki, baskının sonlanmasıyla beraber üretim tablasının asansörle yükselmesi, etil alkolle kronların temizlenmesi.	53
Resim 3.10. Üretim süreci tamamlanmış bir CT kron örneği.....	53

Resim 3.11. 3BY yazıcı üretim programında kronların ve desteklerin konumlandırılması	54
Resim 3.12. Uzun süreli geçici restorasyon reçinesinin karıştırılması, 3BY polimer haznesine tatbiki, baskının sonlanmasıyla beraber üretim tablasının asansörle yükselmesi, etil alkolle kronların temizlenmesi.	55
Resim 3.13. Üretim süreci tamamlanmış bir C&B kron örneği.	55
Resim 3.14. Alt yapı ve kron örneklerine ait STL dosyaları.	56
Resim 3.15. Geomagic Control X programında kron örneklerin referans ve ölçüm STL dosyalarının yüklenmesi, başlangıç ve en uygun hizalama prosedürlerinin uygulanması.	57
Resim 3.16. Geomagic Control X programında alt yapı örneklerin referans ve ölçüm STL dosyalarının yüklenmesi, başlangıç ve en uygun hizalama prosedürlerinin uygulanması.	58
Resim 3.17. Kron restorasyonun doğruluk inceleme programında analiz edilmesi ve deviasyon renk haritalarının oluşturulması.	59
Resim 3.18. Alt yapıların doğruluk inceleme programında analiz edilmesi ve deviasyon renk haritalarının oluşturulması.	59
Resim 3.19. Alt yapı örneklerinin içerisine gömüldüğü polimer kalıp ve yerleştirilmiş alt yapı örnekleri.	60
Resim 3.20. Alt yapı ve kronların kumlanması.	60
Resim 3.21. Alt yapı örneklerine metal primer, kron restorasyon örneklerine universal primer uygulanması.....	61
Resim 3.22. Alt yapı örneklerine simante edilmiş kronlar	62
Resim 3.23. Örnekler etüv içerisinde.	62
Resim 3.24. Universal kırma testi cihazı düzeneği ve düzeneğe yerleştirilen örnek.	63
Resim 4.1. AM_CoCr alt yapı grubuna ait marjinal ve internal bölgelerin deviasyon renk haritası.	67
Resim 4.2. SM_PEEK alt yapı grubuna ait marjinal ve internal bölgelerin deviasyon renk haritası.	68
Resim 4.3. SM_TI alt yapı grubuna ait marjinal ve internal bölgelerin deviasyon renk haritası.	68

Resim 4.4. SM PMMA kron restorasyon grubuna ait marjinal, internal ve eksternal bölgelerin deviasyon renk haritaları.....	73
Resim 4.5. AM CB kron restorasyon grubuna ait marjinal, internal ve eksternal bölgelerin deviasyon renk haritası	74
Resim 4.6. AM CT kron restorasyon grubuna ait marjinal, internal ve eksternal bölgelerin deviasyon renk haritası	74
Resim 4.7. Tamir edilebilir küçük çatlak veya kırık (Tip 1), kronun yarısından daha az madde kaybı görülen (Tip 2), kronun yarısından fazla madde kaybı görülen (Tip 3) ve tam kron kırığı görülen (Tip 4), tamir edilemez (katastrofik) kırık tiplerine ait örnekler	79



SİMGELER VE KISALTMALAR

<	: Küçüktür
=	: Eşittir
>	: Büyüktür
%	: Yüzde
μm	: Mikrometre
°	: Derece
3B	: 3 Boyutlu
3BY	: 3 Boyutlu Yazıcı
Al ₂ O ₃	: Alüminyum Oksit
AM	: Eklemeli Üretim
ASTM	: Amerikan Test ve Malzeme Kuruluşu
CAD-CAM	: Computer Aided Desing-Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Destekli Tasarım-Bilgisayar Destekli Üretim)
CNC	: Bilgisayarlı Sayısal Kontrol
CoCr	: Kobalt Krom
dk	: dakika
DLP	: Dijital Işık İşleme
DMLS	: Direkt Metal Lazer Sinterleme
FDM	: Erimiş Biriktirme Modelleme
ISO	: Uluslararası Standardizasyon Kuruluşu
KD	: Kırılma Dayanımı
LCD	: Sıvı Kristal Ekran

mm	: Milimetre
N	: Newton
n	: Örnek sayısı
PBS	: Toz Yataklı Füzyonu Yöntemi
PEEK	: PoliEterEterKeton
PMMA	: PoliMetilMetAkrilat
RMS	: Kök Ortalama Karesi
SEBM	: Seçici Elektron Işını ile Eritme
SLA	: Stereolitografi
SLM	: Selektif Lazer Ergitme
SLS	: Selektif Lazer Sinterleme
SM	: Eksiltmeli Üretim
sn	: Saniye
SP-3	: Sabit Protez 3
SS	: Standart Sapma
STL	: Standart Üçgen Dil
Ti	: Titanyum

1.GİRİŞ

CAD-CAM (Bilgisayar Destekli Tasarım-Bilgisayar Destekli Üretim) teknolojisi 1960lı yıllarda endüstriyel kullanıma sunulmuş diş hekimliğine ise ilk olarak 1971 yılında Francois Duret tarafından tanıtılmış ilk restorasyon ise 1983 yılında üretilmiş ve diş hekimliğine ilk CAD-CAM sistemi CEREC (Bilgisayar Destekli Seramik Rekonstrüksiyon) ticari adıyla Mörmann tarafından tanıtılmıştır (Davidowitz ve Kotick, 2011). CAD-CAM teknolojileri; zaman, malzeme ve maliyet tasarrufu, geleneksel-manuel yöntemlere duyulan ihtiyacı kısmen veya tamamen azaltması, standart üretim, artmış hasta konforu, randevu sayısında azalma, insan iş gücüne duyulan ihtiyacı azaltabilme potansiyeli, tekrarlanabilirlik gibi önemli üstünlükleri sayesinde dünya çapında laboratuvar ve kliniklerde giderek yaygınlaşmakta ve kullanım alanı bulmaktadır (Beuer ve ark., 2008). Diş hekimliğinde mevcut CAM teknolojileri, eksiltmeli ve eklemeli olarak sınıflandırılır. Kazıma veya frezeleme olarak bilinen eksiltmeli yöntem, bir blok veya diskten kesici uçlara sahip frezler veya lazer ablasyonu ile restorasyonun elde edilmesi esasına dayanır. Öte yandan 3B (3 Boyutlu) baskı ve Direkt Metal Lazer Sinterleme (DMLS), Selektif Lazer Eritme (SLM) teknolojileri gibi eklemeli yöntemler restorasyonları katman katman oluşturur, eklemeli üretim hızlı prototipleme olarak da isimlendirilir ve eksiltmeli tekniklere göre diş hekimliğinde daha yeni teknolojilerdir (Tamimi ve Hirayama, 2019). 3B baskı teknolojileri eksiltmeli yöntemlere göre, çok daha hızlı ve seri üretim yapması, neredeyse sıfır noktasında malzeme israfı, üretilmesi zor karmaşık geometriye sahip tasarımların üretilmesini mümkün kılması gibi önemli üstünlüklere sahip olup komplike protetik restorasyonların üretiminde kolaylıklar umut vaat etmektedir (Rungrojiwittayakul ve ark., 2020).

Diş kayıpları; çiğneme ve fonksiyon kaybı, fonetik problemler, estetik kaygı ve bunlara bağlı psikolojik sorunlara sebep olur. Parsiyel veya total rehabilitasyonlar için pek çok protetik yaklaşım bulunmasıyla birlikte implant kullanımı tedavi seçenekleri arasında hastalara sağlamış olduğu, mükemmel destek-tutuculuk, biyolojik ve psikolojik üstünlükler ile giderek artmaktadır. İmplant destekli protezler, tam veya kısmi dişsiz hastalar için iyi bir tedavi seçeneği olarak kabul edilir ve protezler için yüksek başarı ve sağ kalım oranları sunmaktadır (Wennerberg ve Albrektsson, 2011). İmplant üstü hibrit protezler; ileri seviyede kemik atrofisi ve yumuşak doku

rezorbsiyonu olan vakalarda ve hatalı implant açılanma-lokalizasyonunun olduğu durumlarda özellikle faydalanılabilen, hasta tarafından takıp çıkarılamayan ve hekim tarafından gerektiğinde çıkarılabilen, abutmentlere vida yoluyla sabitlenen bir alt yapı ve üst yapı restorasyon bileşenlerinden oluşan protezlerdir. Hibrit protezler; parsiyel ve tam dişsizlik olgularında yapılabilmekte olup tam ark rehabilitasyonlarında en az 4 implanttan destek alması gerektiği bildirilmiştir (Misch, 2004). Bu protezlerin alt yapı ve üst yapı restorasyonları geleneksel protezlere göre daha karmaşık üretim aşamaları içermekte olup konvansiyonel çözümler her zaman yeterli olamamaktadır (Herpel ve ark., 2021). Günümüzde pek çok protetik uygulamanın çok daha uyumlu, daha kolay ve biyomekanik açıdan daha başarı olarak üretilebilmesinde kullanılan CAD-CAM teknolojileri, geniş ve karmaşık sabit protetik uygulamalar ve hibrit protezleri için vazgeçilmez hale gelmiştir (Abou-Ayash ve ark., 2021).

Bu tez çalışmasının amacı, üç boyutlu yazıcılar ile üretilen rezin kronların farklı materyal-üretim teknikleri kullanılarak hazırlanmış olan alt yapılar üzerindeki kırılma dayanımları ve doğruluklarının incelenmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Bilgisayar Destekli Tasarım-Bilgisayar Destekli Üretim Teknolojisi (CAD-CAM)

CAD-CAM teknolojisi, geleneksel mekanik ve elektrikli araç-gereçlerin yerine bilgisayar kontrollü nümerik cihazların kullanıldığı bir disiplin olup ilk olarak 1971 yılında diş hekimliğine sunulmuş ve 1980 yılıyla beraber dental CAD-CAM teknolojileri önemli gelişmeler kaydetmeye başlamıştır (Mantri ve Bhasin, 2010). 1985 yılında ise devrim niteliğinde bir gelişme olmuş Zürih Üniversitesi'nde kameralar yardımıyla ölçümler gerçekleştirilmiş ve ardından bu ölçümlerin bilgisayar destekli kazıma cihazına aktarılmasıyla beraber frezeleme yöntemiyle restorasyon, hiçbir ilave laboratuvar işlemine maruz kalmadan üretilerek hasta ağızına simante edilmiştir yöntemiyle restorasyon üretilmiştir. Günümüzde ise hekim, teknisyen ve hastalar tarafından daha çok talep gören güncel ve yenilikçi diş hekimliği uygulamaları giderek bilgisayar destekli dijital teknolojilerin daha fazla kullanımını yaygınlaştırmıştır (Susic ve ark., 2017).

CAD-CAM teknolojileri; pek çok zaman alan klinik aşamanın elimine edilebilmesi, elde edilen verilerin dijital ortamda transfer ve arşivlenmesine olanak sağlaması, dijital ortamda analiz imkânı sunması, konvansiyonel malzeme ve tekniklerle yaşanan problemleri elimine edebilme potansiyeli, artmış hasta konforu, klinik işlemleri tek seansta bitirebilmeye olanak tanınması, zaman ve malzeme tasarrufu, üretimde standardizasyon ve tekrarlanabilirlik, klinik ve laboratuvarda üretkenlik-etkinlik artışı gibi üstün özellikleri sayesinde giderek yaygınlaşmaktadır (Tamimi ve Hirayama, 2019.)

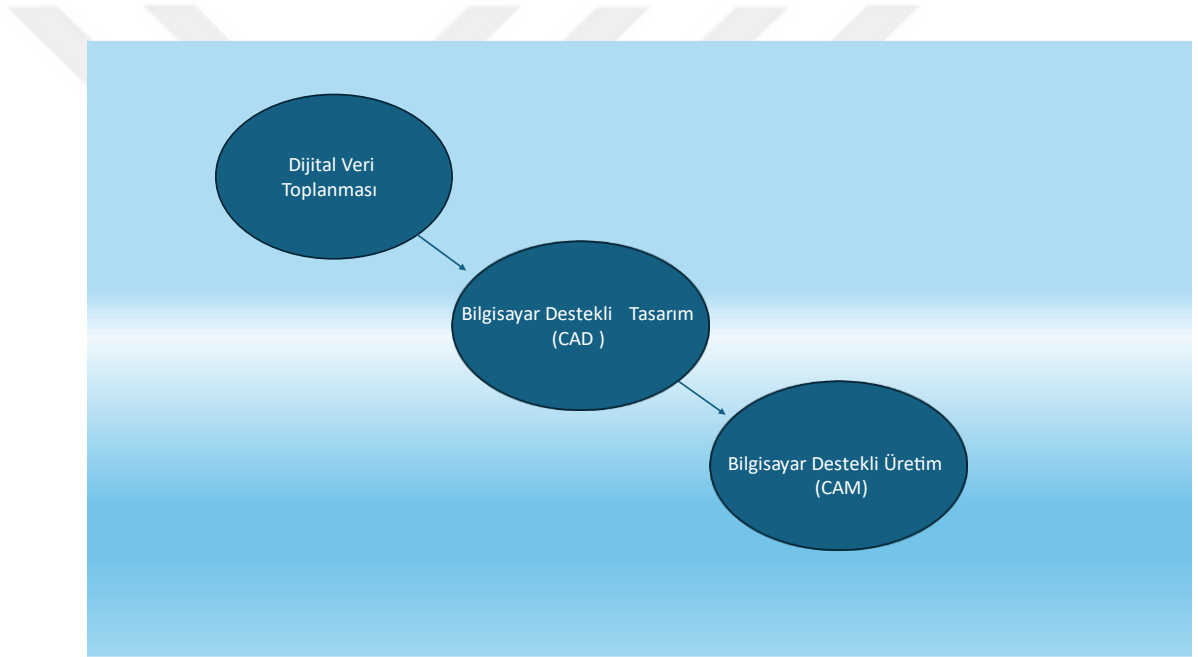
CAD-CAM teknolojisi başlıca üç üniteyi bünyesinde barındırmakta olup bunlar; veri toplama ünitesi (tarayıcı/scanner), tasarım ünitesi ve üretim ünitesi olarak sıralanabilir (Şekil 2.1) (Davidowitz ve Kotick, 2011).

1. Veri Toplama Ünitesi (Tarayıcı/Scanner): Ağız içerisindeki sert ve yumuşak dokuların üç boyutlu geometrisini dijital ortama aktaran optik veya mekanik tarayıcı sistemlerdir. Optik kamera yardımıyla dokuların üç boyutlu görüntüsünün oluşturulması, parçalı olarak kayıt altına alınan verilerin 3 boyutlu düzleme göre boyutlandırıp birleştirilmesiyle gerçekleştirilir. Bu birleştirme işleminde üçgensel

yüzeyli poligon sistemi adı verilen metot kullanılmaktadır. Ağız içerisinde yapılan optik tarama direkt dijital ölçü, konvansiyonel olarak alınan ölçüler veya elde edilen modellerin taranmasına ise indirekt dijital ölçü denilmektedir (Tamimi ve Hirayama, 2019).

2. Tasarım Ünitesi: Elde edilen tarama verileri üzerinde özel olarak geliştirilmiş bir bilgisayar yazılımıyla, üretilmesi amaçlanan dental aygıtların tasarımlarının ve düzenlemelerinin gerçekleştirilmesidir (Van Zeghbroeck, 2012).

3. Üretim Ünitesi: Dijital olarak yapılan tasarımların aktarılmasıyla birlikte dental restorasyonların üretimini yapan bilgisayar kontrollü cihazlar ünitesidir (Duret ve ark., 1988).



Şekil 2.1. CAD-CAM teknolojileri genel proses şeması (Hickel ve ark., 1997)

CAD-CAM teknolojisinin avantajları;

- Laboratuvar kökenli olası hataların eliminasyonu
- Randevu sayılarının azalması ve üretim sürecinin hız kazanması neticesinde zaman tasarrufu
- İnsan iş gücüne duyulan ihtiyacın azalması
- Konvansiyonel yöntemlerle oluşabilecek boyutsal değişimlerin önlenmesi neticesinde daha hassas ve uyumlu restorasyonların üretilmesi

- Tek seanslık tedavilere olanak sağlaması sebebiyle geçici restorasyonlara duyulan ihtiyacın azalması
- Klinik materyallerin laboratuvara transferi sırasında oluşabilecek kontaminasyon ve bulaşların azalması
- Uzun vadede ekonomik tasarruf sağlaması
- Bulantı refleksine sahip hastalarla daha konforlu çalışmaya imkân vermesi olarak sıralanabilmektedir (Duret ve ark., 1988; Feuerstein, 2004; Hickel ve ark., 1997; Londono ve ark., 2015).

CAD-CAM teknolojisinin dezavantajları;

- Sistemlerin kuruluş maliyetlerinin pahalı olması
- Operatör deneyimi gerektirmesi
- Aşındırılmalı üretim yöntemlerinde, frez maliyeti ve bloklardan uzaklaştırılan malzemenin israfı
- Konvansiyonel yöntemlere göre restorasyonlarda renk kısıtlılığı
- Bilgisayar programlarının zamanla güncelleme gerektirmesi
- Derin subgingival bölgelerin ve tam ark dişsizliklerin taranması ve restorasyon tasarımı sırasında karşılaşılan zorluklar olarak sıralanabilmektedir (Christensen, 2001; Mangano ve ark., 2017; Sun ve Zhang, 2012).

CAD-CAM teknolojileri diş hekimliğinin birçok alanında klinik-laboratuvar iş akışı içerisinde fayda sağlamakta olup bu sistemler sayesinde dijital ortamda tasarlanıp bilgisayar kontrollü cihazlar ile üretimi yapılabilen başlıca restorasyonlar şu şekilde sıralanabilir (Fasbinder, 2006; Kattadiyil ve ark., 2013, 2014; Romanini-Junior ve ark., 2020):

- İnley, onley, endokron gibi intrakoronal restorasyonlar
- Laminate veneerler
- Anatomik konturlu kron ve köprüler
- Diş ve implant üstü bölümlü sabit protezlerin altyapıları
- Şahsi ölçü kaşıkları
- Cerrahi rehberler
- Temporomandibular eklem splintleri

- Total ve parsiyel protezler
- Maksillofasiyal protezler
- Ortodontik splintler

2.1.1. Veri Toplama Üniteleri (Tarayıcı/Scanner)

Son yıllarda diş hekimliğindeki CAD-CAM teknolojilerinin gelişimine paralel olarak tanı, tedavi ve planlama aşamalarında faydalanan dijital veri toplama ünitelerinde de (Tarayıcı/Scanner) araştırma-geliştirme çalışmaları devam etmektedir. Ağız içi tarayıcılar ve laboratuvar tipi ekstraoral tarayıcıların yanı sıra çalışmalarda yüksek doğruluğa sahip, güvenilir endüstriyel sınıfı tarayıcılar da modellerin, tarama bayraklarının ve çeşitli protetik restorasyonların 3 Boyutlu (3B) dijital modellerinin ve görüntülerinin elde edilmesinde kullanılabilmektedir (Kihara ve ark., 2020; Yılmaz ve ark., 2023).

2.1.1.1. Ağız İçi Tarayıcılar (AİT)

Ağız içi tarayıcı (AİT) cihazlar, diş hekimliğinde doğrudan optik izdüşümleri kaydetmeye yarayan dijital veri toplama ünitesi olup intraoral yapıların direkt olarak dijital ölçüsünün alınabilmesi amacıyla ilk kez 1980 yılında Mörmann ve Brandestini isimli araştırmacılar tarafından tanıtılmıştır. Bu cihazlar dentogingival dokulara, restorasyonlara ve implant tarama bayraklarına lazer vb. bir ışık kaynağı yansıtırlar bu sayede görüntüleme sensörleri tarafından yakalanan dentogingival dokuların ve tarama bayraklarının optik izdüşümlerinin oluşturduğu nokta bulutları tarayıcı cihazdaki özel bilgisayar yazılımı tarafından birleştirilerek 3B dijital görüntü elde edilmiş olur (Mangano ve ark., 2017; Tamimi ve Hirayama, 2019). Kullanılan teknolojiye bağımsız olarak bütün AİT cihazlar, ağız boşluğundan alınan birden fazla görüntüyü yakalayıp birbirine birleştirilerek 3B modeller oluşturur bu birleştirme işlemi kritik öneme sahiptir ve bir dizi hatanın ortaya çıkabileceği ve doğruluğu tehlikeye atabileceği için en uygun hizalama yoluyla yapılır ayrıca birleştirme hataları, tarayıcının kontrol yazılımı içindeki matematiksel algoritmalarla düzeltilebilir, ancak bu süreç operatörün cihazı kullanma deneyimi gibi önemli bir faktöre duyarlıdır (Flügge ve ark., 2016; Giménez ve ark., 2015). AİT’ler tarafından oluşturulan Standart Mozaik Dili (STL) dosyalarının çözünürlüğü, kullanılan tarama kontrol yazılımına göre değişebilen nesne yüzeyini temsil etmek için kullanılan üçgen sayısına bağlıdır.

Bu faktör, sabit protezler için bitiş çizgilerinin görünürlüğü ve doğruluğunu etkileyebilir ve bu nedenle tasarımın ve dolaylı olarakta üretimi yapılacak son restorasyonun kalitesini tehlikeye atabilir. Bu nedenle, benzer donanıma sahip intraoral tarayıcılar, kontrol yazılımındaki değişikliklere bağlı olarak çok farklı performans gösterebilmektedir. Günümüzde klinik uygulamada kullanılan ağız içi tarayıcılar, sert dokulardan gelen ışık yansımaları önlemek için toz kullanımı gerektirenler ve gerektirmeyenler olmak üzere iki kategoriye ayrılabilir (Solaberrieta ve ark., 2015.; Tamimi ve Hirayama, 2019).

AİT cihazların kullanımı; gerçek zamanlı görselleştirme, klinik olarak geleneksel ölçü yöntemlerine göre daha konforlu, hızlı ve hasta tarafından daha kabul edilebilir olması, kolay ve selektif tekrarlanabilirlik, azalmış kontaminasyon riski, daha iyi fiziksel özelliklere sahip modellerin üretilmesine imkân sunması, arşivlenebilirlik, hızlı iletişimi olanaklı kılması, gerçek renk gösterimi gibi üstün avantajlar sunmaktadır. Öte yandan operatör deneyiminin önemi, kapsamlı restorasyonlarda dinamik oklüzyon simülasyonunda yaşanan zorluklar, ücretli veya kapalı sistemler gibi dezavantajların olduğu da göz önünde bulundurulmalıdır (Zimmermann, 2015). AİT cihazlarının doğruluğu ve hassasiyeti sırasıyla 20 ila 48 µm ve 4 ila 16 µm arasında değişmektedir (Ender ve Mehl, 2013; Ting-shu ve Jian, 2015).

2.1.1.2. Ekstraoral Tarayıcılar

Ekstraoral tarayıcılar, bir nesnenin veya modelin yüzeyinden lazer veya yapılandırılmış ışık kaynakları yardımıyla görüntü yakalayıp işleyerek onun 3B dijital bir temsilini oluşturabilen elektronik cihazlardır. Günümüz diş hekimliğinde, ağız boşluğunun AİTler ile direkt olarak veya geleneksel ölçülerden elde edilmiş alçı modellerin ekstraoral olarak laboratuvar tipi tarayıcılarla taranmasıyla dijital ortamda 3B görüntü ve modellerini elde etmek mümkündür (Tamimi ve Hirayama, 2019). Ekstraoral tarayıcılar çalışma prensiplerine göre başlıca kontakt ve non-kontakt olarak kategorize edilmektedir. Optik tarayıcılar olarak da adlandırılan non-kontakt tarayıcılar daha hızlı bir tarama sunması ve görüntünün tarama modelinin yüzey özelliklerinden etkilenmemesine karşın dokunsal yani kontakt tarayıcıların daha hassas olduğu bilinmektedir (González ve ark., 2016). Ekstraoral tarayıcıların tek diş

taramalarında doğruluk değerlerinin 29 ile 46 µm arasında, hassasiyet değerlerinin ise 37,5 ile 50,6 µm arasında olduğu bildirilmiştir (Mandelli ve ark., 2017).

2.1.1.3. Endüstriyel Tarayıcılar

Bu tip tarayıcılar, AİT ve ekstraoral tarayıcı cihazlarından farklı olarak yapılandırılmış ışık ile görüntü elde edilmesi esasına değil bilgisayarlı tomografi tarama prensibiyle çalışmakta olup yapılan model taramalarında görüntüleri birleştirme ihtiyacı olmadan tek bir taramada bütün 3B modeli oluşturma imkânı sunmaktadır. Endüstriyel sınıf tarayıcılar, referans taramaları oluşturmak için diş hekimliği araştırma-geliştirme çalışmalarında güvenilir olarak kullanılmaktadır. Ancak, endüstriyel sınıf tarayıcılar araştırmacılar için maliyetli ve erişimi zor olmakla birlikte deneyimsiz operatörler tarafından kullanıldığında doğruluk analizleri yapmak için pratik olmayabilir. Endüstriyel tarayıcıların doğruluk değerinin ± 10 µm olduğu bildirilmektedir (Dönmez ve ark., 2023; Yılmaz ve ark., 2023).

2.1.2. Bilgisayar Destekli Üretim (CAM)

1960 yıllarda uçak ve otomotiv endüstrisine uyarlanan sayısal kontrollü cihazlarla üretim yapabilmemizi sağlayan CAM teknolojisi, araştırmacılar tarafından kısa bir süre sonra diş hekimliği içinde de kullanıma sunulmuş ve böylelikle diş hekimliğinde teknolojik cihazlarla üretim çağı ilk kez başlamıştır (Davidowitz ve Kotick, 2011).

Üretim aşaması bir CAD yazılımında tasarlanan ve üretim parametreleri hesaplanan restorasyonun, temelde eksiltmeli (SM) veya eklemeli (AM) tekniklerle bir bilgisayar destekli işleme sürecinden geçerek fiziksel bir parçaya dönüştürülmesi olarak tanımlanmaktadır. Eksiltmeli üretim metotları; kazıma-öğütme (CAM) ve lazer ablasyon teknolojilerinden oluşurken, eklemeli üretim ise üç boyutlu (3B) baskı ve lazer ergitme teknolojilerini içermektedir (Tamimi ve Hirayama, 2019).

CEREC AC (Sirona, Charlotte, NC, ABD), E4D (D4D Teknolojileri, Richardson, TX, ABD), iTero (Cadent, Carlstadt, NJ, ABD) ve Lava COS (3M ESPE, St Paul, MN, ABD) CAD/CAM sistemlerinin diş hekimliği camiasında ilk örnekleri olarak kullanıma sunulmuştur (Davidowitz ve Kotick, 2011). CAD/CAM sistemlerinin kullanılmaya başlandığı ilk dönemlerde restorasyon üretimi yalnızca prefabrik hazır disk ve bloklardan frezelenerek-öğütülerek gerçekleştirilmekte olup eksiltmeli yöntem

olarak adlandırılan bu teknikte ulaşılması hedeflenen final geometrik şeklin elde edilmesi için malzemenin çoğu israf olmakta ve kesici uçların maliyeti göze çarpmakta olup eksiltmeli yöntemin bu ve benzeri dezavantajları zaman içerisinde alternatif olarak ekleme yoluyla üretim sistemlerini de dış hekimliğinde kullanıma sunmaya araştırmacıları yöneltmiştir (Mühlemann ve ark., 2021).

CAD-CAM teknolojilerinin dış hekimliğinde popülerliğinin artmasıyla birlikte hasta, hekim ve laboratuvarların restorasyonlardan estetik ve fonksiyonel beklentileri de beraberinde artmış ve bu durum farklı özelliklere sahip materyallerin bu sistemlere entegre edilip, işlenmesini gerek kılmıştır. Bu materyallerden bazı önemli olanları şu şekilde sıralanabilir:

- Feldspatik seramikler
- Lösitle güçlendirilmiş cam seramikler
- Lityum disilikatla güçlendirilmiş seramikler
- Zirkonya interpenetre lityumsilikat seramikler
- Zirkonya ve Alümina
- Kompozitler
- Hibrit seramikler
- Polimerler
- Metaller (Fasbinder, 1995; Giordano, 2006).

2.1.2.1. Eksiltmeli Üretim Teknolojisi (SM)

Eksiltmeli üretim teknoloji (SM); tasarımı gerçekleştirilen geometrik yapının 3,4 veya 5 akslı bilgisayar kontrollü frezleme cihazları tarafından, sırasıyla en kalın ve büyük grenli kesici uçlardan en ince ve küçük grenli kesici uçlar ile bir bütünden aşındırma yoluyla ürünün prefabrike blok veya disklerden elde edilmesi esasına dayanır (Shenoy ve Prabhu, 2015). Freze/işleme (milling/machining) teknolojisinde, büyük katı bloklardan eksiltme üretim tekniği kullanılarak, bir restorasyon elde edilir. Tüm aşamaları bilgisayar tarafından kontrol edilen, güç tahrikli takım tezgahlarının, kesme aletleriyle beraber bir materyalin istenilen boyut ve geometride üretilebilmesi için mekanik olarak kesilmesi temelinde bir bilgisayar sayımlı yönetim (Computer Numerical Control) (CNC) işleme prosedürüdür. CAD programında yapılan tasarım ardından CNC ünitesinde işlenmesi için transfer analizini yapılır ve frezeleme

biriminin tasarlanan protezi işleme kapasitesini doğrulamak için bir hesaplama simülasyonu çalıştırır. Tasarlanan protezin işlenebilirliğini onayladıktan sonra, CAM yazılımı kontrolünde CNC makinası başlatılabilir (Alghazzawi, 2016; Shenoy ve Prabhu, 2015). Farklı tasarım ve özelliklere sahip dental restorasyonlar 3, 4 ve 5 akslı freze cihazları ve farklı özellikteki materyaller kullanılarak eksiltmeli olarak üretilmektedir (Shenoy ve Prabhu, 2015). Öte yandan kazıma sistemlerinin, frezeleme esnasında neredeyse üretim için kullanılan materyal hacmi kadar miktarı israf etmesi, final restorasyonların doğruluğunun en küçük frez çapıyla sınırlanması, kurulum maliyetinin geleneksel yöntemlere göre çok daha fazla olması ve yazılım kaynaklı sınırlamalar gibi önemli dezavantajları da bulunmaktadır (Alghazzawi, 2016; Van Noort, 2012).

3 Akslı Cihazlar

Bu tip frezeleme cihazları hareket sadece üç uzamsal alanda (X, Y ve Z) gerçekleşerek frezeleme gerçekleştirilmektedir. 3 eksenli makinalar daha az hesaplama ve frezeleme süresine sahip olduğu için diğer cihazlardan hızlı olup kontrolü diğerlerinden daha kolay ve ucuzdur. Öte yandan bu cihazlar, uzaksama (diverjans), yakınsama ve yüksek tanımlı özellikler üretmeye geldiğinde sınırlıdır. Daha çok Cerec inLab (Sirona Dental Systems, Almanya) sistemi gibi klinik içi CAD-CAM sistemlerinde kullanılır (Beuer ve ark., 2008; Shenoy ve Prabhu, 2015).

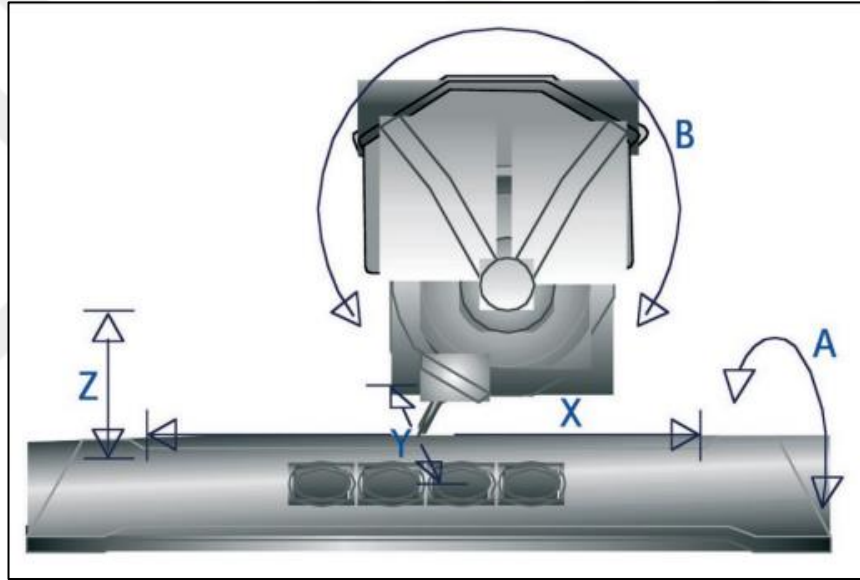
4 Akslı Cihazlar

Bu tip cihazlar X, Y ve Z eksenine ilave olarak gergi veya gerilim eksenini olarak adlandırılan bir rotasyon eksenini yani A ekseninde de frezeleme yeteneğine sahiptir. Bu cihazlar artmış hareket kabiliyetleri sayesinde 3 eksenli cihazlara göre daha komplike geometrilerin üretilmesine olanak sağlamakta öte yandan 5 eksenli cihazlara göre ise daha sınırlı kalmaktadırlar. 4 eksenli cihazlar ile sabit kısmi protez alt yapıları, kronlar, intrakoronal restorasyonlar üretilmektedir. Bu sistemlere örnek olarak Zeno 4030 (Wieland, Çin) verilebilir (Beuer ve ark., 2008; Tamimi ve Hirayama, 2019).

5 Akslı Cihazlar

Bu tip cihazlar, X, Y, Z, A eksenlerine ilave olarak B ekseninde de frezeleme yeteneğine sahiptir. Bu tip kazıma üniteleri karmaşık geometrilere sahip

restorasyonların eksiltmeli olarak üretilmesini olanaklı kılması, daha pürüzsüz yüzeyler oluşturması, 3 veya 4 eksenli freze makinelerinden daha yüksek doğrulukta restorasyonlar üretebilmesi gibi önemli üstünlüklerinin yanında artan hesaplama, üretim süresinin yanı sıra yüksek maliyette olmaları gibi dezavantajlara sahiptir. 5 akslı cihazlar daha çok protez laboratuvarlarında, daha büyük hacimli ve komplike restorasyonların üretilmesinde kullanılmaktadır. 5 eksenli freze makinesinde dijital modeller, implant abutment, bar, ataçman, protez kaidesi ve splintler gibi pek çok komplike restorasyon üretebilir. Bu sistemlere örnek olarak Everest (KaVo, Almanya) ve Ceramill Motion 2 (Amann Girrbach, Avusturya) verilebilir (Alghazzawi, 2016; Tamimi ve Hirayama, 2019).



Resim 2.1. Kazıyıcı cihazların aks izdüşümleri (Beuer ve ark., 2008).

Eksiltmeli üretim teknikleri ayrıca, frezeleme esnasında sıvı soğutmasına ihtiyaç bulunmayan kuru (Dry processing) ve soğutma ihtiyacı bulunan ıslak frezeleme (Wet milling) olmak üzere iki farklı gruba ayrılabilir (Kwon ve Park, 2023). Kuru frezeleme, ıslak yöntemle göre daha ucuz frez maliyeti, sinterleme gerektiren materyallerde sinterleme öncesi kurulum araçlarına ve zamanına gereksinim duyulmaması, materyallerde nem absorpsiyonu olmaması gibi avantajlara sahip iken sinterleme aşamasının uygun yapılmadığı durumlarda restorasyonlar yüksek büzülme gösterme dezavantajına sahiptir bu sistemlere örnek olarak Cercon Brain (DeguDent) verilebilir. Islak frezeleme de ise ön sinterleme yapılan zirkonya, metal ve camı

- Cam seramikler
- Polikristalin seramikler
- Hibrit rezin polimerler
- Polimerler (Poliüretan vb.)

materyalleri kullanılabilmekte (Tamimi ve Hirayama, 2019) olup bunlar protezler ve geniş-komplike sabit protetik uygulamalar için önemli bazı şunlardır:

Günümüzde, eksiltmeli CAD-CAM sistemlerinde;

- materyalleri kullanılabilmekte (Tamimi ve Hirayama, 2019) olup bunlardan hibrit protezler ve geniş-komplike sabit protetik uygulamalar için önemli bazı materyaller şunlardır:

Titanyum, düşük elastisite modülü, düşük özgül ağırlığı, olağanüstü korozyon direnci, ideal mukavemet-ağırlık oranı, osseointegrasyon göstermesi, iyi tribolojik özellikleri ve istisnai biyouyumluluğu nedeniyle implantoloji ve protetik diş tedavisi alanlarında en fazla tercih edilen biyomateryallerden biri olarak görülmektedir. Bu üstün özellikleri sayesinde protetik olarak birçok uygulamada yer bulan Ti alaşımı, özellikle CoCr alaşımına göre düşük özgül ağırlığa sahip olması ve kimyasal stabilitesiyle alternatif yaratmaktadır. Ti alaşımlar kemik içi implantların imalatından implant destekli hibrit ve geniş karmaşık protezlerin altyapısının oluşturulmasına kadar oldukça geniş bir yelpazede kullanıma sahiptir (Anusavice, 1999; Hoque ve ark., 2022).

12

Tip I Saf Ti: Kimyasal olarak saftır. Düşük fiziksel özelliklere ve dayanıklılığa sahiptir. Sert bir formda olmadığı için prosesi kolaydır (Amarnath ve ark., 2011).

Tip II Saf Ti: 275 MPa'dan fazla akma mukavemetine sahip aşınmaya karşı dayanıklı saf bir formdur (Shrestha ve Joshi, 2014).

Tip III Saf Ti: Kimyasal aşınmaya karşı dirençli, fiziksel olarak dayanıklı bir formdur (Shrestha ve Joshi, 2014).

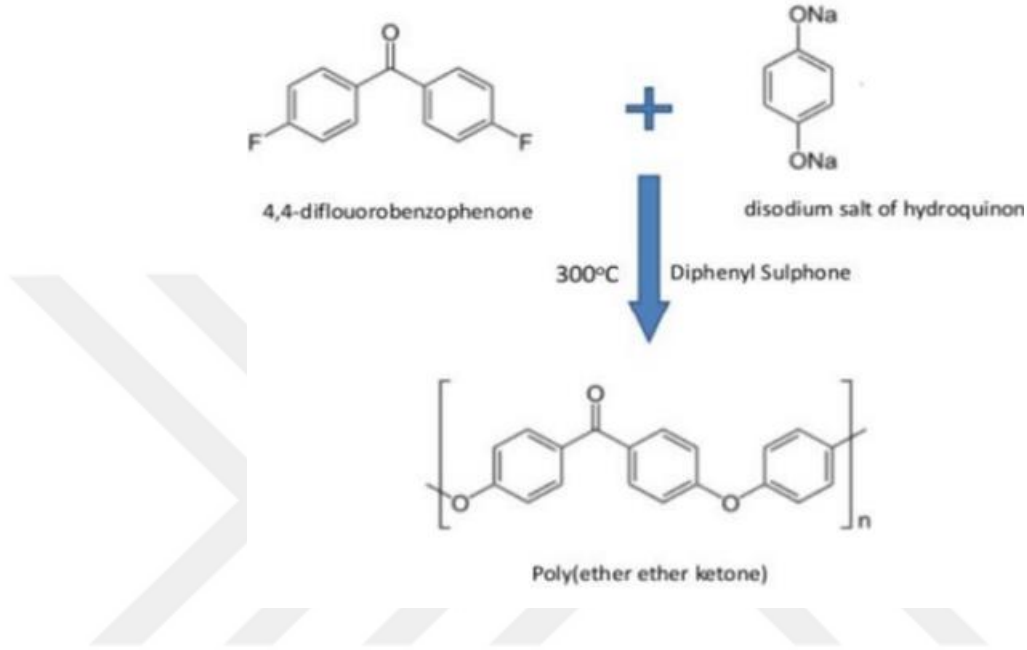
Tip IV Saf Ti: Saf formlar içerisinde en yüksek mekanik özelliklere sahip tiptir (Shrestha ve Joshi, 2014).

Tip V Ti (Ti-6Al-4V) Alaşımı: %6 alüminyum ve %4 vanadyum ihtiva etmesi sebebiyle yüksek dayanıklılık, kimyasal aşınmaya ve yorulmaya karşı iyi bir dirence sahiptir. Alüminyum, alaşımın özgül ağırlığını azaltır ve Young's modülünü istenilen değerlere çeker. Vanadyum ise termal yalıtkanlık kazandırır ayrıca sertlik değerini yükseltmektedir (Shrestha ve Joshi, 2014).

2.1.2.2.2. Polietereterketon (PEEK)

Polieter-eterketon (PEEK), 1978 yılında İngiltere merkezli laboratuvarlarda araştırmacılar tarafından geliştirilen eter ve keton fonksiyonel grupları ile aromatik bileşiklerden oluşan yüksek performanslı termoplastik bir materyaldir. Moleküler yapısı sentez prosedürlerine göre doğrusal veya dallanmış olabilir, semikristalin bir yapıdadır (El-Qoubaa ve Othman, 2015; Mishra ve Chowdhary, 2019). PEEK, yüksek sıcaklıklardaki kararlılığı (300 °C ve üzeri) ile öne çıkan bir polimer olup havacılık ve kimya endüstrisinde öneme sahip bir materyaldir. 1990'lı yıllarda ise kemiğe yakın elastisite modülleri (3 ila 4 GPa), ve yüksek biyouyumlulukları göz önünde bulundurularak ortopedik implant ve yine omurilik cerrahilerinde uzun zamandır kullanılan alaşımlar yerine (paslanmaz çelik, titanyum vb.) kullanımı gündeme gelmiştir. Takip eden yıllarda ise düşük özgül ağırlığı (1,3 g/cm³), yüksek çekme dayanımı, yüksek stres dağılımı, beyazımsı bir görünüme sahip olması, radyolüsent karakteri ve biyouyumluluğu düşünülerek dental sektör içerisindeki araştırmalarda yer bulmaya başlamıştır (Dede ve ark., 2022; Dede ve ark., 2021; Mishra ve Chowdhary, 2019).

PEEK molekül yapısına ilave edilen çeşitli anorganik bileşiklerle polimerin mevcut mekanik özelliklerinin daha da geliştirilmesi sağlanmıştır. Komplekse cam fiber katkısıyla oluşturulan GFR-PEEK'in Young's modülü 12 GPa'ya, karbon fiber katkısıyla oluşturulan CFR-PEEK'İN Young's modülü ise 18 GPa'ya ulaşmıştır (Ramakrishna ve ark., 2001).



Şekil 2.2. PEEK polimerinin kimyasal yapı şeması (Devaraju ve ark., 2012).

PEEK'in kimyasal ve mekanik olarak dirençli olması materyalin radyasyon ve kimyasal solüsyonlar aracılığıyla gerçekleştirilen sterilizasyon prosedürlerine uygun olması anlamı taşımaktadır. Bu ise tıbbi olarak tekrar tekrar sterilizasyon işlemlerine tabii tutulacak malzemelerin üretiminde kullanılabileceğine işarettir (McKeen, 2015).

Seramik ve rezin matriks içerikli materyallere göre diş hekimliği dünyasında oldukça yeni olan PEEK, sabit ve hibrit protezlerde altyapı, dijital tarama bayrakları, implant materyali, iyileşme başlıkları ve geçici restorasyonlarda abutment olarak tedavi planlamalarının farklı aşamalarında metal içerikli materyallerin yerini almaktadır. PEEK'in grimsi ve inci beyazı opak görünümü restorasyonlarda monolitik üretimi için kısıtlamadır. İnce fenotipli diş etlerinde veya zamanla oluşan fizyolojik gingival çekilmelerde titanyum implantların kullanıldığı tedavilerde yansımalar olabilmekte ve buna bağlı olarak estetik problemler oluşmaktadır bu durum yüksek gülme hattına sahip hastalarda özellikle önem taşımaktadır. İmplant materyali olarak geleneksel

metal alaşımlar yerine PEEK kullanımı söz konusu olduğunda ise bu yansıma problemi büyük ölçüde ortadan kalkabilmektedir. PEEK, yüksek kimyasal kararlılık ve mekanik özellikleri sayesinde giderek diş hekimliğinde popülaritesi artan bir polimerdir (Dede ve ark., 2022; Schwitalla ve Müller, 2013; Seferli ve Sarıdağ, 2020). Öte yandan PEEK yüzeyine uygulanan çeşitli yüzey işlemleriyle PEEK ve kompozit arasındaki bağlantının arttığı sonucuna varılmıştır. Bu durum altyapı olarak PEEK kullanımını öne çıkarmaktadır (Kern ve Lehmann, 2012).

2.1.2.2.3. Kobalt Krom Alaşımları (CoCr)

Kobalt-krom (CoCr) alaşımları dayanıklılığı, yüksek korozyon direnci, nispeten düşük maliyeti, yüksek elastisite modülü gibi önemli avantajlarıyla protetik diş hekimliğinde uzun yıllardır kapsamlı protetik restorasyonlarda alt yapı materyali olarak kullanılmaktadır. Öte yandan erime noktasının yüksek olması sebebiyle döküm işlemi oldukça zor olmakla birlikte bu aşamada karşılaşılabilecek olası sorunların varlığı her zaman göz önünde bulundurulmalıdır. Alaşımın yapısına karbon, molibden gibi periyodik cetvelin farklı üyelerinin de ilave edilmesiyle laboratuvar ortamında işlenebilirliği kolaylaşmaktadır (McCabe ve Walls, 2013.; Wataha ve Messer, 2004). CAD-CAM teknolojilerinde yaşanan gelişmelerle birlikte CoCr alaşımlarından hazırlanan alt yapıların üretimi geleneksel kayıp mum-döküm tekniği yerine giderek SM (kazıma) tekniğe entegre olmuştur. SM teknikle üretilen alt yapılarda alaşım disklerinin standart endüstriyel üretim koşullarında elde edilmesine bağlı olarak konvansiyonel metotta görülebilen gözenekler ve yüzey kusurları ortadan kaldırılır iken öte yandan bu materyalin kazınabilirliğinin zor olması ve buna bağlı olarak artan frez, makine bakım-onarım maliyetleri ve materyal israfı unutulmamalıdır. AM teknikle hazırlanan alt yapılar alaşım tozlarını yüksek güçlü bir lazer ışınının katman katman yığılması esasıyla üretilir. AM metotlarda mikroyapısal düzeyde daha homojen alt yapılar elde edilmesi sebebiyle mekanik özelliklerin döküm tekniğine göre daha iyi olduğu bildirilirken yüksek kurulum maliyetleri bu teknikle üretimi sınırlamaktadır (Kim ve ark., 2016).

2.1.2.2.4. Zirkonya

Periyodik tablonun D grubu elementlerinden olan ‘Zr’ sembolüne sahip zirkonyum elementi tabiatta serbest halde bulunmaz. Zirkonyum Oksit (ZrO_2) ve Zirkonyum Silikat ($ZrSiO_4$) başlıca zirkonyum bileşikleridir. Zirkonyum Oksit’in

yaygın kullanılan adlandırması Zirkonyadır (Piconi ve Maccauro, 1999). Monoklinik, tetragonal ve kübik olarak üç fazı bulunan zirkonyanın; oda sıcaklığında monoklinik fazı nonstabildir. Bu sebeple protetik diş tedavisinde kullanılan zirkonya itriyum ile parsiyel olarak stabilize edilen (Y-TZP) tetragonal yapıdaki zirkonyadır (Drago ve Howell, 2012).

Zirkonya düşük mikrobiyal tutulum ve yüksek fiziksel özellikleri ile protetik restorasyonlarda alt ve üst yapı materyalleri arasında öne çıkmaktadır. Y-TZP, ısısal yalıtkanlık, yüksek eğilme mukavemeti ve kimyasal aşınmaya direnç gibi niteliklere sahiptir (Katsoulis ve ark., 2014).

Yapılan literatür taramalarında zirkonyadan üretilen implant destekli protez altyapılarının Ti ve diğer metallerden imal edilen alt yapılara göre daha estetik sonuçlar verdiği bildirilmektedir (Cho ve Raigrodski, 2014).

Yüksek stres gibi faktörler zirkonya yapısındaki partiküllerde tetragonal fazdan monoklinik faza değişim yaratır. Bu değişim aynı zamanda hacim genişlemesine sebep olmakta ve bu artan hacimle beraber çatlakların ilerlemesine yol açacak enerji absorbe olmaktadır. Protetik diş tedavisinde kullanılan diğer porselenlerde tanımlanmayan bu fenomene ‘Dönüşüm Sertleşmesi’ denmektedir (Blatz ve ark., 2009).

2.1.2.2.5. Polimetilmetakrilat (PMMA) ve Rezin Bazlı Materyaller

Polimetilmetakrilat (PMMA) uzun yıllardır geleneksel toz-likit formunda konvansiyonel yığma tekniğiyle protetik diş hekimliğinde geçici restoratif materyali olarak kullanılmakta olup toz bileşen, PMMA, pigmentler ve akrilik sentetik lifler gibi katkı maddeleri içerirken sıvı bileşen ise çapraz bağlayıcılar ve inhibitörlerle birlikte metil metakrilat monomeri içermektedir. SM tekniklerin gelişmesiyle beraber basınç ve yüksek sıcaklık altında endüstriyel olarak standardize koşullarda üretilmiş bloklar kullanıma sunulmuş olup estetik özellikleri iyileştirilmiş, fiziksel dayanıklılığı ve mikroyapısal özellikleri artmış, yüksek yoğunluğa sahip üstün özellikli bu PMMA polimer bazlı materyaller ile geçici restorasyonların yanısıra daimî protetik restorasyonlarda kazımalı olarak üretilmiştir (Wiegand ve ark., 2015).

SM teknikle üretime uygun kompozit rezin bazlı disk ve blokların yüksek basınç ve ısı altında polimerize edilerek, artık monomer miktarının olabildiğince

minimalize edilmesi böylelikle yüzey özelliklerinin iyileşmesi ve mekanik özelliklere olumsuz etki eden plastikleştirici etkinin neredeyse ortadan kalkması gibi materyal üretim prosedürlerinin sağladığı avantajların yanında geliştirilmiş nano doldurucularında materyal içeriklerine daha homojen ve etkin ilavesiyle materyalin mikroyapısı da olumlu olarak etkilenmiştir. SM teknikle rezin kompozit materyalden daimî inlay, onlay, kron ve veneer restorasyonlar üretilmektedir (Lauvahutanon ve ark., 2014).

2.1.2.3. Eklemeli Üretim Teknolojisi (AM)

Eklemeli üretim (AM), katman katman malzeme ekleyerek ürünlerin üretilmesini sağlayan yenilikçi bir süreçtir. Bu tekniklerin gelişimi 1980'li yıllara kadar uzanmakta olup ilk ciddi örnek 1981 yılında Chuck Hull tarafından geliştirilen stereolitografi (SLA) ile görülmüştür. Ardından 1990'larda FDM (Eriyik Yığma Modelleme) ve SLS (Selective Laser Sintering) gibi diğer teknikler ortaya çıkmıştır. 2000'li yıllarda, özellikle metal materyallerin kullanıldığı doğrudan metal biriktirme (DMD) sistemleri yaygınlaşmaya başlamıştır. AM teknikler, son yıllarda özellikle endüstriyel uygulamalarda büyük bir ivme kazanmış ve farklı alanlarda araştırmacıların çalışmalarında ilgi odağı haline gelmiştir (Acierno ve Patti, 2023; Savini ve ark., 2015; Violante ve ark., 2007). Günümüzde tıbbi ve dental uygulamalar için kullanılan çok sayıda 3B baskı ve metal toz işleme için laser ergitme teknikleri mevcuttur. Bu teknikler arasındaki temel fark 3B nesneyi oluşturmak için katmanların biriktirilme şekli ve kullanılan malzemelerin çeşididir. Kullanılan malzemenin şekline bağlı olarak üç kategoride; sıvı bazlı, toz bazlı ve katı bazlı olarak sınıflandırılabilir (Dawood ve ark., 2015; Tamimi ve Hirayama, 2019). Bu teknolojiler katmanların hem statik hem de dinamik olarak birleştirilmesine olanak sunmakta ve böylelikle kompleks geometrik şekilli restorasyonların bile üretilmesini mümkün kılmaktadır (Atzeni ve Salmi, 2012). Özellikle eriyik yığma modelleme FDM teknolojisinin piyasada kullanımının serbestleşmesiyle beraber 3B yazıcılarda diş hekimliğinde daha çok yer bulmaya başlamıştır (Schweiger ve ark., 2021). ISO (Uluslararası Standardizasyon Kuruluşu) ve ASTM (Amerikan Test ve Malzeme Kuruluşu) 2021 yılında 52900 numaralı standart altında eklemeli üretim teknolojilerini kategorize etmişlerdir (Tablo 2.1) (Mousapour ve ark., 2020; Tamimi ve Hirayama, 2019).

Tablo 2.1. Eklemeli üretim (AM) tekniklerinin sınıflandırılması (Mousapour ve ark., 2020; Tamimi ve Hirayama, 2019).

3B Baskı	Stereolitografi (SLA) Doğrudan Işık Projeksiyonu (DLP) Sıvı Kristal Ekran (LCD)	Tekne Polimerizasyon Teknikleri
	Bağlayıcı Püskürtme	
	Materyal Püskürtme	
	Eriyik Yığılma Modelleme (FDM)	
	Toz Yatağında Kaynaştırma	
	Levha Tabakalama	
	Doğrudan Enerji Depolama	
Lazer Ergitme	Seçici Lazer Sinterleme (SLS)	
	Seçici Lazer Ergitme (SLM)	
	Direkt Metal Lazer Sinterleme (DMLS)	

Eklemeli üretim yöntemlerinin diş hekimliğinde kullanım alanları:

- Cerrahi rehberler
- Şahsi ölçü kaşıkları
- İmplant ölçüleri içi diş eti maskeleri
- Ortodontik aygıtlar
- Ölçü modelleri
- Total ve parsiyel protezler
- Sabit protez alt yapıları
- Geçici kron ve köprü restorasyonları
- Çene ve yüz protezleri
- Okluzal splintler olarak sıralanabilir (Tahayeri ve ark., 2018; Torabi ve ark., 2015; Yao ve ark., 2021.)

Eklemeli üretimin avantajları:

- Eksiltmeli üretim yöntemlerinde blok veya disklerin büyük bölümünün aşındırma esnasında yeniden kullanılamayacak şekilde israf olmasına karşın, bu teknolojide birden çok restorasyon, hemen hemen hiç artık oluşturmadan aynı seansta üretilip, arda kalan malzeme başka bir zamanda tekrar kullanılabilir (Berman, 2012).
- Frezlerin çap ve boyutlarındaki sınırlamalar dolayısıyla kazıma ile üretimde tasarımdaki hassas ve ayrıntılı yüzeylerin işlenememesi gibi önemli bir limitasyonla birlikte kullanılacak disk ve blokların boyutsal sınırlandırması mevcuttur bu duruma karşılık eklemeli üretimde böyle bir limitasyon yoktur ve böylelikle AM teknikler kompleks geometrilere sahip üretimi zor sayılabilecek tasarımların üretilebilmesini mümkün kılmaktadır (Berman, 2012; Ucar ve ark., 2009).
- Kazıma yöntemlerinin aksine AM tekniklerinde üretim esnasında materyale sert bir enstrümanla yoğun bir kuvvet uygulanmaz ve yüksek ısı-ses oluşmaz. Frezle aşındırma esnasında ise yüzeylerde kırık, çatlak gibi hasarların oluşması olasılığı mevcuttur (Abduo ve ark., 2014).
- 3B yazıcıların kazıma üretim sistemlerine göre ilk kurulum maliyetinin daha düşük olması, frez maliyeti gibi ekstra giderlerinin olmaması, çok daha hızlı üretim olanağı sunması ve SM tekniklere göre cihaz çeşitliliğinin fazla olması AM tekniklerin ulaşılabilirliğini arttırmıştır (Berman, 2012; Tahayeri ve ark., 2018).

Eklemeli Üretimin Limitasyonları:

- AM teknikleride tasarım, katman katman eklenerek ürün haline dönüştürülürken bu inşa sırasında materyallerin destekleyici uzantılara ihtiyacı vardır. Üretim sonrasında bu destek yapıları titizlikle uzaklaştırmak gerekmektedir (Liu ve ark., 2006).
- 3B yazıcılar dış hekimliğinde kazıyıcı cihazlara göre daha yeni bir teknoloji olduğu için, entegre sistemlerin geliştirilmesine ve özgüllüğünün arttırılmasına ihtiyaç vardır (Miyazaki ve ark., 2009).
- 3B yazıcıların üretici firmanın kullanım kılavuzunda belirtmiş olduğu periyotlarda kalibrasyonu dikkatle yapılmalı ve takip edilmelidir bunun

dışında hassas ve doğru üretim gerçekleştirebilmesi için değişen ortam sıcaklığı ve cihazın konumu da önem taşımaktadır (Revilla-León ve ark., 2019).

- AM tekniklerde polikristalin yapıdaki seramik materyallerle restorasyon üretimi 3B baskı teknolojilerindeki yeni gelişmeler ile mümkün hale gelmiştir fakat sıklıkla restorasyonlarda yoğun pöröz içeren yüzeyler bulunmakta ve son bitirme işlemleri zaman alıcı olabilmektedir bu sebeple görece olarak zirkonya ve alümina içerikli restorasyonların oluşturulmasında frezeleme ile kıyaslandığında bu tekniklerin geliştirilmesine ihtiyaç duyulmaktadır (Denry ve Kelly, 2014).
- Tabaka kalınlığı mümkün olabilecek en minimum seviyede ayarlanamaz ise özellikle eğimli yüzeylerde gözlemlenen basamaklar oluşabilmektedir, bu duruma literatürde ‘merdiven etkisi’ denmekte olup oluşmaması için parametreler gözden geçirilmeli gerekirse üretim süreci uzatılmalıdır (Masood ve ark., 2003).

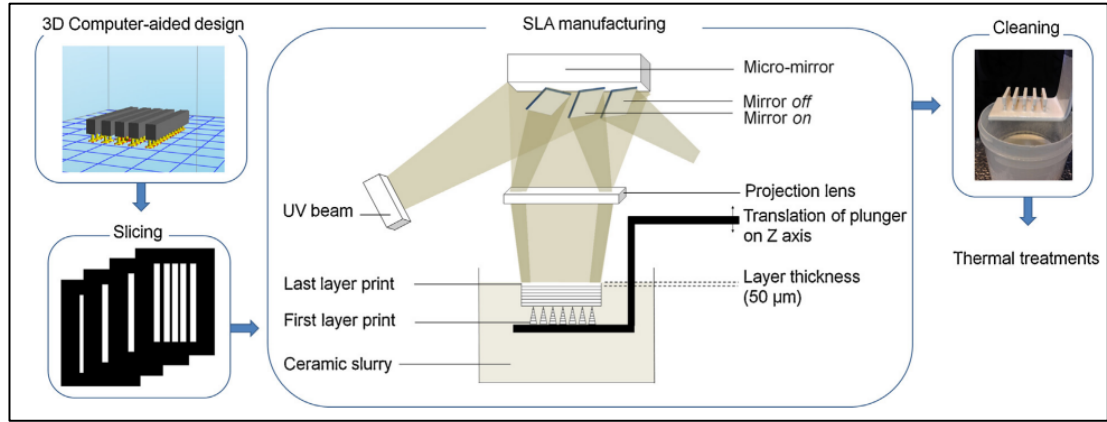
2.1.2.3.1. Diş Hekimliğinde Üç Boyutlu (3B) yazıcılar

Özellikle 2009 yılında FDM teknolojisinin kullanıma açık hale gelmesiyle beraber diş hekimliğinde 3B yazıcılar ve eklemeli üretim teknolojileri, hızlı ürün oluşturma ve ekonomik yarar sağlama politikaları da göz önünde tutularak hızla gelişim sağlamıştır. Diş hekimliğinin farklı alt disiplinlerinde kullanılan mum, polimer, metal ve seramik materyalleri bu cihazlara günümüze kadar entegre edilmiş veya laboratuvar ortamında entegrasyonu için araştırma-geliştirme çalışmaları devam etmektedir. Ayrıca geleneksel çalışma yöntemleri de zaman içerisinde 3B baskı teknolojileriyle bütünleşme göstererek diş hekimliği laboratuvarlarında kombine teknikler gelişmiştir (Türk ve ark., 2022; Schweiger ve ark., 2021).

Stereolitografi (SLA)

Diş hekimliği dünyasında yararlanılan 3B yazıcılarda en çok çalışma prensibi olarak gösterilen tekniklerden biri olarak SLA, ilk kez 1984 yılında Charles Hull tarafından geliştirilmeye başlandı ve 1986 yılında piyasaya sunuldu. SLA teknolojisi temel olarak, CAD tasarımını ultraviyole ışık yardımıyla bu ışığa duyarlı fotoreaktif rezinleri bir çukur içerisinde fotopolimerizasyona uğratarak tabakalar halinde üst üste

ekleyerek üç boyutlu hale getirme işleyişine dayanır(Stansbury ve Idacavage, 2016; Van Noort, 2012).



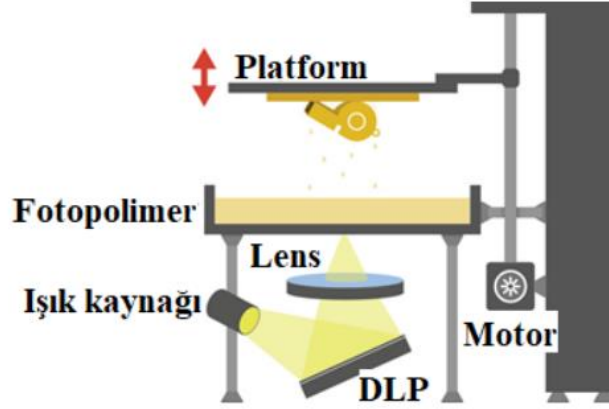
Resim 2.2. Stereolitografi (SLA) teknolojisinin çalışma prensibi (Dehurtevent ve ark., 2017).

SLA cihazlarda fotopolimerizasyon reaksiyonları her katman oluşturulup sonuç ürün meydana gelinceye kadar devam eder. Bir katman oluşunca o katmanın kalınlığı kadar aşağı yönde hareket olmaktadır. Yüksek kalitedeki baskılarda her bir katmanın aşağıya doğru oluşturduğu hareket miktarı düşük kalitedeki baskılara göre daha az olmaktadır (Wong ve Hernandez, 2012). SLA nispeten diğer eklemeli üretim yöntemlerine göre yavaş kalması ve pahalı bir teknoloji olmasına rağmen; yüksek doğruluk sunması ve tabakalar arasında kimyasal bağlar kurabilme yeteneğine bağlı olarak mekanik özellikleri yüksek ürünler ortaya koyması sebebiyle gözde bir teknolojidir. Diş hekimliği dışında havacılık gibi sektörlerde de popüler olan bu teknolojinin gelişimi devam etmektedir. Özellikle zirkonya ve alümina gibi polikristalin seramikleri SLA teknolojisinin hızlı prototiplemesiyle üretebilmek için deneysel çalışmalar son dönemde hız kazanmıştır (Dehurtevent ve ark., 2017; Stansbury ve Idacavage, 2016).

Dijital Işık İşleme (Digital Light Processing-DLP)

Dijital ışık işleme (DLP) teknolojisi, SLA teknolojisi ile benzer ürün oluşturma sürecine sahip olmaları sebebiyle ASTM kuruluşu tarafından aynı eklemeli üretim sınıfında kabul görmektedir. SLA ve DLP sistemler arasındaki esas fark fotopolimerizasyon yoluyla üst üste tabakalar oluşturacak rezinlere gönderilen foton kaynağıdır (Lee ve ark., 2015). DLP cihazların komponentleri temel olarak; bir dijital

foton huzmesi kaynağı, bir dijital ayna, sıvı polimer kazanı, bir yapı tablası ve bu yapı tablasının yüksekliğini ayarlayan kaldıraçtır (Kessler ve ark., 2020).

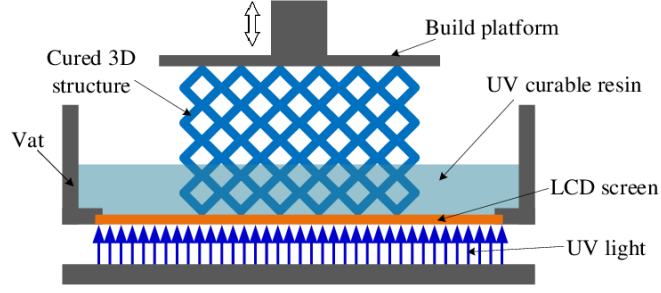


Resim 2.3. Dijital ışık işleme (DLP) teknolojisi çalışma prensibi (Sürmen, 2019)

DLP yazıcılar, yüksek doğruluk ve hassasiyetle baskı üretimi yapmasına rağmen, aynaların mikroskobik sınırlandırmaları nedeniyle ancak küçük boyutlu nesnelerin yazdırılmasında kullanılabilir. SLA cihazlarda DLP cihazlara göre daha derin rezin havuzları kullanıldığı için daha fazla atık oluşmaktadır. DLP cihazlar SLA sistemine sahip cihazlara göre daha hızlı üretim yaparlar bunun sebebi olarak ise DLP cihazların bünyesinde bulunan mikro dijital aynalardır; mikro aynalar ile bir katman bir seferde tamamen polimerize edilebilir (Park ve ark., 2019; Quan ve ark., 2020).

Sıvı Kristal Ekran Teknolojisi (Liquid Crystal Display (LCD))

Sıvı Kristal Ekran (LCD) teknolojisi temelde SLA ve DLP sistemlere benzer şekilde tekne polimerizasyon yöntemi esasına dayanmakta olup bu yazıcılar ışık kaynağı olarak bir likit kristal ekran barındırır. Bu ekran, ışığın paralel olarak parlamasını ve yapı alanına girmesini sağlayan LCD panellerden oluşur. Bu 3B baskı teknolojisinde, ışığı merceklerden veya diğer cihazlardan genişletmeye gerek yoktur. Bu işlem, bu 3B baskı teknolojisine avantaj sağlar çünkü sonuç herhangi bir piksel bozulmasından etkilenemez. LCD teknolojisi diğer tekne polimerizasyon yöntemlerine göre daha az maliyetli bir ışık kaynağı içerdiği için maddi anlamda avantaj sunmaktadır bu durum LCD yazıcıların giderek daha popüler hale getirmektedir (Tsolakis ve ark., 2022).



Resim 2.4. Sıvı kristal ekran (LCD) teknolojisi çalışma prensibi (Zhu, 2023).

Eriyik Yığma Modelleme (Fused Deposition Modeling (FDM))

Eriyik yığma modelleme tekniği (FDM), eski bir eklemeli üretim yöntemi olup esasen katı filaman materyallerin yüksek sıcaklıklarda eritilerek katı sıvı arasında bir form elde edilmesiyle koordinat düzleminin bütün eksenlerinde bir salınma tabancasıyla tabakalar halinde üretilmesi prensibine dayanmaktadır. Bu prensipten de anlaşılacağı üzere kullanılacak ham materyal termoplastik özelliklerde olmalıdır. Genellikle polilaktik asit (PLA), polikarbonatlar gibi polimer materyaller işlenir (Dawood ve ark., 2015). Salınımı yapılan ara formdaki malzeme hemen soğuyarak sertleşir bu aşama kritik bir aşama olup olası bozulmalardan kaçınmak için ısıtma odaları kullanılabilir (Azari ve Nikzad, 2009). Bu sistemin avantajları, basit bir işleyiş olması düşük maliyet ve zamandan tasarruftur. Dezavantajları ise final ürünlerin düşük mukavemet göstermesi ve kötü yüzey görüntüsüne sahip olmasıdır (Chohan ve ark., 2017).

Malzeme Püskürtme Teknolojisi (Material Jetting (MJT))

Malzeme Püskürtme Teknolojisi (MJT), özellikle polimer üretiminde kullanılan ve avantajlarıyla öne çıkan bir eklemeli imalat yöntemidir. MJT, ince katmanlar halinde üretim yaparak yüksek kaliteli baskı alınması ve ürün yüzeyinde olabildiğince minimum düzeyde merdiven etkisi olmasıyla öne çıkmaktadır (Gülcan ve ark., 2021). MJT sisteminde fotopolimer malzemeler hava içermeyen tanklar içerisinde depolanır bu malzemeler ısıtılmasının ardından tanktan bir iletim hattıyla çok ince katmanlar oluşturacak şekilde yapı platformuna mikro damlalar halinde püskürtülür bunun ardından ise kürlendirme için platforma ultraviyole ışınlar gönderilir (Pilipović ve ark., 2020). Bu teknik hassas imalat sürecine sahip olması ve

karmaşık şekillerin üretimine olanak sunmasıyla ön plana çıkarken, mali açıdan dezavantajlara sahiptir (Dawood ve ark., 2015).

Seçici Lazer Sinterleme/Seçici Lazer Ergitme/Doğrudan Metal Lazer Sinterleme (SLS/SLM/DMLS)

İlk olarak 1980’li yılların sonuna doğru Carl Deckard tarafından tanıtılan Seçici Lazer Sinterleme (SLS) teknolojisi; üretimi yapılmak istenilen bir CAD tasarımını, mikro parçacıklar halindeki seramik, metal (Direkt Metal Lazer Sinterleme (DMLS)) ve plastik taneciklerinden CO₂ gibi güçlü bir lazer ışını kullanarak üst üste katmanlar halinde 3B baskı üretilmesi esasına dayanır. SLS sistemlerde seramik, plastik, cam, metal gibi farklı materyaller kullanılabilirken DMLS sistemler metal tozlarını sinterler. Bu teknolojiler, kompleks şekilli yapıların üretimini olanaklı kılar (Vandenbroucke ve Kruth, 2007).

SLS teknolojisinde mikro tanecik halindeki materyal çembersel kesitli bir düzenek yardımıyla ürün tablasının üzerine püskürtülür ve CO₂ lazerin ışık huzmeleri sayesinde platform üzerinde tabaka tabaka oluşturulur ve oluşan her tabakanın üzerine yeniden sinterleme yapılarak tasarım artık 3B yapı olarak meydana getirilmiş olur (Zocca ve ark., 2015). SLS sistemlerde kullanılacak toz içeriğin hazırlanması üretim sürecinin kritik aşamaları arasında yer alır buna bağlı olarak toz haznesindeki materyal yoğunluğuyla sonuç ürünün kalitesi arasında bir ilişki vardır (Ligon ve ark., 2017). SLS sistemlerde Seçici Lazer Ergitme (SLM) sistemlerde olduğu gibi lazer fotonlarının enerjisi tanecikleri tümüyle eritmeye götürecek sıcaklığa yetmez bundan dolayı SLS sistemlerde sinterleme öncesinde Argon gibi bir koruyucu gaz eşliğinde ısıtılma işlemi gereksinim vardır (Kessler ve ark., 2020).

SLM teknolojisi SLS teknolojisine benzer çalışma prensiplerine sahip olmakla beraber daha güçlü bir lazer ışını kullanması sebebiyle partikülleri tamamen eriterek pörözite oluşmasını önleyecek şekilde sonuç ürün elde etmeye dayanır. SLM sistemlerde SLS’de olduğu gibi sinterleme öncesi bir ısıtılma işlemi gerek duyulmamaktadır bunun dışında bazı SLS sistemlerde kullanılan bağlayıcı malzemelerin SLM yazıcılarda yüksek enerjili lazer kullanılması sebebiyle uzaklaştırılma gibi bir ihtiyacı yoktur (Guo ve Leu, 2013).

SLS, SLM, DMLS temel olarak benzer mekanizmalarla çalışan teknolojiler olup dental ve sağlık sektörü haricinde havacılık gibi sanayinin farklı alanlarında fayda sağlayan sistemlerdir. Lazer ışınlarının enerjisi, foton hızı, foton boyutu ve partikül yoğunluğu gibi önemli parametreler bu sistemlerde kaliteli üretim için önemli nüanslar teşkil etmektedir (Jain ve ark., 2009).

2.2. Diş Hekimliğinde Eklemeli Üretimde Kullanılan Materyaller

Günümüz diş hekimliğinde eklemeli üretim teknolojisi önemli bir yer tutmakta ve gelecek yıllar için sektördeki konumunun önem kazanacağı araştırmalarla vurgulanmaktadır. Eklemeli üretim teknolojisi bünyesinde farklı sistemleri barındırmakta olup buna bağlı olarak diş hekimliğinde farklı malzemelerle üretim imkânı sunmaktadır (Barazanchi ve ark., 2017). Farklı 3B baskı teknolojileri sayesinde gerçekleştirecek tıbbi üretimlerde kullanılacak materyaller başlıca metaller, seramikler ve polimerler olarak sınıflandırılabilir (Bhargav ve ark., 2018).

Diş Hekimliğinde 3B yazıcılarda işlem görebilecek biyouyumlu materyaller:

1. Metaller

- Kobalt-Krom (Co-Cr)
- Titanyum (Ti)

2. Polimerler

- Vinil polimerler
- Stiren polimerler
- Akrilatlar
- Polyesterler
- Poliamidler (PA)
- Polieter-eterketon (PEEK)

3. Seramikler olarak sıralanabilir (Barazanchi ve ark., 2017; Bhargav ve ark., 2018; Jockusch ve Özcan, 2020).

2.2.1. Metaller

Metal alaşımlarıyla üretim gerçekleştiren bir 3B yazıcıda ilk amaç bir lazer veya elektron ışını enerji kaynağı olarak kullanarak tel veya toz formundaki metal materyalini eritmektir. Erimiş form ise üretimi hedeflenen 3B tasarıma göre, üst üste

metal alaşım katmanları oluşturmak için kullanılır ve katı bir ürün geliştirilir. SM tekniklerle karşılaştırıldığında, metallerin ve alaşımların 3B baskıyla üretiminin gerçekleştirilmesi karmaşık geometriye sahip ürünlerin oluşturulmasını kolaylaştırır. Otomotiv, havacılık, tıbbi ve savunma endüstrilerinde, metallerin ve alaşımların 3B baskısı çoğunlukla küçük hacimli üretim için kullanılır. Alüminyum alaşımları, kobalt alaşımları, nikel alaşımları, paslanmaz çelikler ve titanyum alaşımları çoğunlukla 3B baskıda kullanılan metal alaşımlardır. Toz yatak füzyonu, malzeme püskürtme, doğrudan enerji birikimi, bağlayıcı püskürtme ve levha tabakalama, metal ve alaşımların 3B baskısı için en sık kullanılan yöntemler arasındadır (Ranjan ve ark., 2022).

2.2.2. 3B Yazıcılarda Kullanılan Biyopolimerler

Polimer; 10.000 ila 100.000 arasında monomer olarak adlandırılan alt birimlerin, birtakım proseslerle daha farklı kimyasal ve fiziksel yapıya sahip bir madde elde edilmesi amacıyla kimyasal bağlarla birleşmesiyle oluşturulur. Çoğu polimer, polimer zincirindeki bir karbon (-C-C-C-C-) omurgasına dayanır, ancak birçok polimerde bir silikon (-O-Si-O-SiO-) omurgası önemlidir (O'Brien, 2002).

Polimerler dental sektörde; özellikle metallere göre düşük özgül ağrlıkları, ağrlıklarına kıyasla yüksek fiziksel özellik sergilemeleri, ekonomik olmaları, kimyasal aşınmaya ve strese karşı dirençleri, dayanıklı olmaları ve enerji soğurabilme özellikleriyle ön plana çıkmaktadır (Simsiriwong ve ark., 2015).

2.2.2.1. Vinil Polimerler

Vinil Polimerler, çoğunlukla taşıyıcı yapılar olarak kullanılırlar. Nem oranı yüksek olduğunda fiziksel özelliklerinin bozulmasıyla karakterizedirler. Üretimleri maliyetli olup suda çözünmeleri söz konusudur (Jockusch & zcan, 2020). Vinil polimerler sıklıkla SLS sistemler içerisinde üretimde kullanılır. Diş hekimliğinde 3B baskıda en sık kullanılan vinil polimer, Polimetilmetakrilat (PMMA) vinildir (zay ve Sarıdağ 2023).

2.2.2.2. Stiren Polimerler

Stiren polimerleri arasında, polistiren (PS) ve akrilonitril-bütadien-stiren (ABS) bulunmaktadır (Jockusch ve zcan, 2020).

PS, amorf bir yapıda olup sert ve kırılğan haliyle karakterizedir ayrıca yüksek dimansiyonel stabilite, düşük su emilimi ve kolay işlenebilirlik özelliklerini bünyesinde barındıran bir polimer çeşidi olup parlak ve şeffaf görünümlüdür. PS geniş bir uygulama yelpazesi içerisinde kullanılabilmektedir ve neredeyse bütün üretim teknolojileri için uyum göstermektedir. PS'nin mevcut ham özelliklerini katkı maddeleriyle değiştirmek mümkündür. PS kullanılarak elde edilen ürün özellikleri çoğunlukla kullanılan üretim teknolojisine bağlılık gösterir (Jockusch ve Özcan, 2020).

ABS PS'ye kıyasla daha yüksek mekanik mukavemet gösterir. ABS yüksek erime noktası ile karakterize olup PS'ye oranla daha düşük su emilimi, mekanik strese ve kimyasal çözücülere karşı daha fazla direnç göstermektedir. ABS yüksek dimansiyonel stabilite özelliğine sahip olup çoğunlukla sarımsı opak bir renktedir (Jockusch ve Özcan, 2020).

2.2.2.3. Akrlatlar

Akrlatlar, akrilik asit veya metakrilik asit ve bunların esterlerinin polimerleridir. PMMA uzun yıllardır endüstriyel olarak kullanılmaktadır. Dış hekimliğinde intrakoronel dolgular, geçici restorasyonlar ve protez kaide materyali olarak kullanıldığı için önemli bir yere sahiptir (Jockusch ve Özcan, 2020; O'Brien, 2002).

PMMA'nın kırılma direnci modifiye edilmiş poliakrilik esterler eklenerek arttırılabilir. Akrilonitril ilavesi ile kimyasal direnci artar. PMMA yüksek sertlik ve mukavemet ile karakterizedir. Su emme özelliği gösterir, yüzeyi cilalanabilir ve renklendirilebilir ayrıca yüksek ısı altında düşük boyutsal değişim göstermektedir (Jockusch ve Özcan, 2020).

2.2.2.4. Polyesterler

Polyesterler doymuş, doğrusal veya termoplastik kondensatlardır (Jockusch ve Özcan, 2020).

Polyester, polikarbonat, bisfenol A ve fosgen moleküllerinden oluşur. Genellikle amorf yapıda olup başka bileşiklerinde kompleks yapıya ilavesiyle fiziksel ve kimyasal özellikleri değiştirilebilir. Polyester yarı saydam bir görüntüde olup

yüksek sıcaklara karşı direnç gösteren, yalıtkan, radyoaktiviteye karşı koruyucudur. Boyutsal stabilitesinin iyi olması, kolay proses edilebilebilmesi, tıbbi kullanıma uygunluğu bu polimeri öne çıkaran özellikleridir (Jockusch ve Özcan, 2020).

2.2.2.5. Poliamidler (PA)

Poliamidler, 1936'dan beri endüstriyel olarak üretilmektedir. Yüksek aşınma direnci, yüksek dayanıklılık ve sertlik ile karakterizedir. Yüksek ısı altında boyutsal olarak stabil bir malzeme olup elektrik akımına karşı yalıtkan ve biyoyumlu polimerlerdir. Ortamdaki nem oranı poliamidlerin mekanik özellikleri üzerinde etkilidir. Alifatik ya da aromatik olup olmamasına bağlı olarak rengi değişir. Farklı destekleyici katkı maddelerinin polimerin yapısına ilavesiyle beraber PA'nın esneklik, kırılma dayanımı ve sertlik gibi özellikleri değiştirilebilir (Jockusch ve Özcan, 2020).

2.3. İmplant Destekli Protetik Restorasyonlar

İnsan vücudunda çeşitli nedenlerle hasara uğrayarak işlevini kaybeden bir organ veya eksik bir bölgenin tekrar işlev görebilmesi amacıyla canlı dokulara yerleştirilen organik veya inorganik aygıtlara implant denilmektedir. Dental implantlar ise, kısmi ve tam dişsiz boşlukların rehabilitasyonu için planlanan sabit veya hareketli protetik restorasyonlara destek ve tutuculuk sağlayan biyoyumlu, alloplastik malzemelerden üretilmiş, mukoza, periost veya kemik içerisine yerleştirilen materyallerdir (Duraccio ve ark., 2015; Guillaume, 2016).

Farklı merkezlerde birçok araştırmacı tarafından oral implantolojiye dair çeşitli deneyler olmuştur. Modern oral implantolojinin temelleri ise 1952 yılında Lund üniversitesinde Branemark'ın tavşanlar üzerinde yapmış olduğu çalışmalar ile atılmıştır. 1960'lı yıllara gelindiğinde Branemark ve arkadaşları, kemik ve mikrovasküler dokulardaki iyileşme sürecini incelemişlerdir ve 1969 yılında aynı araştırmacı grubu osseointegre implantlar ile gerçekleştirilen ilk vaka raporunu literatüre kazandırmışlardır. 1977 yılında ise birçok araştırmacı tarafından benimsenen ve ilerleyen yıllarda birçok merkezde üzerine araştırmalar yapılan 'canlı kemik ile kuvvet uygulanmış dental implant arasında, ışık mikroskopuyla görülebilen direkt bağlantı' anlamını karşılayan 'osseointegrasyon' terimi yine Branemark ve ark. tarafından kullanılmaya başlanmıştır (Adell, 1985; Branemark, 1983.)

İmplant destekli protetik restorasyonlar geçmiş yıllarda farklı araştırmacılar tarafından sınıflandırılmıştır. Günümüzde klinik ve akademik ortamda birçok diş hekimi tarafından Misch tarafından yapılan sınıflama kullanılmaktadır(Misch, 2004).

1989 yılında Misch tarafından protezlerin rehabilitasyon sağladığı sert-yumuşak konturlarını ve şeklini esas alarak oluşturulan sabit ve hareketli protezleri içeren sınıflama şu şekildedir:

1. Sabit Protez-1 (SP-1) : Kemik kaybının en az seviyede olduğu, sadece kronun restore edildiği protezlerdir.
2. Sabit Protez-2 (SP-2) : Bir miktar sert doku kaybı sebebiyle kron ile kökünde bir kısmının restore edildiği protezlerdir.
3. Sabit Protez-3 (SP-3) : Sert ve yumuşak dokularda kayıp söz konusudur. Kron, gingival dokular ve kök restore edilir. SP-3 protezlerde rezorbsiyon ve atrofi miktarına göre, metal altyapı üzerine porselenden yapılan protezler ve akrilik kaidelerle yapay dişlerden oluşan ve metal altyapı üzerine dizayn edilen protezler (hibrit protezler) olmak üzere 2 temel yaklaşım söz konusudur.
4. Hareketli Protez-4 (HP-4) : Sadece implantlardan destek alan hareketli protezlerdir.
5. Hareketli Protez-5 (HP-5) : Hem implant hem de yumuşak dokudan destek alan hareketli protezlerdir (Misch, 2004).

İmplant üstü protezler dentisyona göre şu şekilde kategorize edilebilir:

1. Tek diş eksikliğinde uygulanan implant destekli protezler
2. Parsiyel dişsiz ağızlarda uygulanan implant destekli protezler
3. Tam dişsizlik durumunda uygulanan implant destekli protezler (Gowd ve ark., 2017).

Tam dişsizlik tedavi planlamalarında yapılan implant destekli protezler ise şu şekilde kategorize edilebilir:

1. İmplant destekli sabit protezler
2. İmplant destekli hareketli protezler
3. Hibrit protezler (Bueno Samper ve ark., 2010).

2.3.1. İmplant Destekli Hibrit Protezler ve Geniş-Komplike Sabit Protetik Uygulamalar

‘Hibrit’ sözcüğü melez anlamını karşılayan ‘Hybrida’ kelimesinden gelmektedir. En az iki farklı maddenin bir araya gelerek bütünleşmesi anlamını taşımaktadır. Protez Terimleri Sözlüğü’ne göre ise farklı materyallerin kullanılması sonucu oluşturulan, geleneksel tasarımlara sahip olmayan protezlere ‘Hibrit Protezler’ ismi verilmektedir. Oral implantolojide, 4 veya daha fazla sayıda implantla desteklenen, bir altyapının yapay dişler ve protez kaidesi komponentlerine sahip, vida tutucularla implantlara sabitlenen ve hastanın kendisi tarafından değil sadece bir operatörün takıp çıkarabildiği protezlere ‘hibrit protezler’ denmektedir (Real-Osuna ve ark., 2012; “The Glossary of Prosthodontic Terms: Ninth Edition.” 2017).

Hibrit protezler, geleneksel olarak sabit veya hareketli protezlerin tasarım ve birçok farklı materyallerin alt-üst yapıda kombine edilmesiyle ve farklı imalat teknolojileriyle üretilmektedir. Bu nedenle tek bir standart hibrit protez tanımlaması ve sınıflaması yoktur. Literatürlerde hibrit protezler için çeşitli parametreler göz önünde bulundurularak yapılmış tanımlama ve sınıflamalar mevcuttur. Literatürde implant destekli sabit hibrit protezler için yapılan tanımlama ve sınıflama göre; (Baig ve ark., 2009.; Kapos ve ark., 2009; Kapos ve Evans, 2014; Lekholm, 1998; Salenbauch ve Langner, 1998; Tuna ve ark., 2015; Turkyilmaz, 2009) ;

1. Alt yapı materyallerine göre:

- Metal; soymetal, kobalt-krom, krom-nikel, titanyum
- Seramik; Zirkonyum
- Fiber; örgü tipi cam fiber

2. Üst yapı materyallerine göre:

- Akrilik
- Kompozit
- Seramik

3. Tasarıma göre:

- L tasarım
- I tasarım
- U tasarım

- Eliptik tasarım
- Prepare diş ve diş etini içeren tasarım

4. İmalat sistemlerine göre:

- Konvansiyonel teknikler
- Eksiltmeli CAM teknolojileri
- 3B baskı teknolojileri

İmplant Destekli Hibrit Protezlerin Avantajları:

- Yanlış tedavi planlamaları, morfolojik engeller ve cerrahi operasyon sırasında ortaya çıkan hatalı implant açılanmaları ve lokalizasyonlarını tolere etme olanağı sunar (Brånemark ve ark., 1995).
- Protez retansiyonu vidalı tutucularla sağlandığı için siman artığı sorunu olmayıp mukogingival alanlarda herhangi bir istenmeyen komplikasyon geliştiğinde protez diş hekimi tarafından kolaylıkla çıkartılabilir (Baig ve ark., 2009; Sadowsky, 1997).
- Protez unsurlarından olan akrilik kaide çiğneme yükleri karşısında karşılayıcı bir rol oynamakta ve stres dağılımını sağlamaktadır (Misch, 2004).
- Kemik ve yumuşak doku kaybının fazla olduğu vakalarda hem pembe hem de beyaz estetiği sağlayacak unsurların varlığı hastanın kaybolan estetiğinin iade edilmesini sağlar (Misch, 2004).

İmplant Destekli Hibrit Protezlerin Dezavantajları:

- Hibrit protezler bazı vakalarda istenilen labial desteği sağlayamayabilir (Sadowsky, 1997).
- Bağlantıyı sağlayan vidalarda gevşeme veya kırılma en sık karşılaşılan komplikasyonlardan birisidir (Real-Osuna ve ark., 2012).
- Dişlerin altyapıdan ayrılması, dişlerin kırılması, aşınmalar, akrilik kaidelerin kırılması gibi önemli sorunlar olasıdır. Üst yapıda veneerli seramik restorasyon kullanıldığında chipping problemi olasılığı meydana gelebilir (Rojas-Vizcaya, 2011).
- Protez ile yumuşak doku arasındaki olası boşluklar uygunsuz hava ve tükürük geçişine ve de konuşma problemlerine yol açabilir (Misch, 2004).

- Hasta, protezde özellikle gingival dokulara komşu yüzeylerin hijyenine dikkat etmeli olup bu bölgenin temizliği oldukça zordur. Bu bölgede yaşanacak hijyen eksiklikleri mukozitis ve papiller hiperplazi gibi istenmeyen enflamatuvar durumlarla sonuçlanabilir (Real-Osuna ve ark., 2012).

CAD-CAM sistemlerin ve bu teknolojilere entegre geliştirilmiş materyallerin sağlamış olduğu yenilik ve çözümlerle implant destekli hibrit ve geniş-komplike protezlerinde tasarım ve üretimlerinde değişikliklere sebep olmuş ve güvenilirliği yüksek, estetik özellikleri iyileştirilmiş yeni klinik yaklaşımları mümkün kılmıştır (Kodama, 2012). Vidalı ve simante restorasyonların sağlamış oldukları avantajlardan birlikte faydalanabilmek amacıyla vidalı bir alt yapı üzerine hazırlanan simante üst yapı restorasyonların beraber uygulandığı tedavi planlamalarıyla (Toronto köprü veya Malo köprü) geleneksel hibrit ve geniş-komplike protezlere daha estetik, psikolojik açıdan avantajlı tasarımlar dahil olmuştur (Çelik ve Küçükekenci, 2023; Maló ve ark., 2011).



Resim 2.5. Alt çene posterior bölgede toronto hibrit köprü proteze ait alt yapı ve üst yapıların intraoral görüntüsü

İmplant destekli hibrit ve geniş-komplike protezlerde alt yapı materyali olarak:

- CoCr alaşımları
- Ti alaşımları
- Zirkonya
- Yüksek performanslı biyopolimerler (PEEK, PEKK)

materyalleri kullanılabilir (Eraslan ve ark., 2021; Tekin ve ark., 2018).

İmplant destekli hibrit ve geniş-komplike protezlerde üst yapı materyali olarak ise:

- Metal destekli porselen
- Zirkonya ve Alümina
- Lityum disilikat türevli camsı seramikler
- Hibrit nanoseramikler
- PMMA

materyalleri kullanılabilir (Baysal ve ark., 2023; Cinquini ve ark., 2023; Tamimi ve Hirayama, 2019).

2.4. Diş Hekimliğinde Hassasiyet, Doğruluk, Kararlılık ve Uyum İfadeleri

Dijital ortamda yapılan dizaynların ve bu dizaynların proseslerinin tamamlanmasıyla elde edilen sonuç ürünlerin gerçeğe yakınlığını nicel olarak değerlendirebilmek için birtakım kavramlar tanımlanmıştır. Bu tanımlamalar; hassasiyet (accuracy), doğruluk (trueness), kararlılık (presicion)'tır. Uluslararası Standardizasyon Örgütü'ne (ISO) göre hassasiyet kavramı, doğruluk ve kararlılık (ISO5725-1) olarak iki başlıkta tanımlanabilir (Menditto ve ark., 2007)

Doğruluk; ölçülen değer (ortalama değer olarak XM) ile referans değer (XR) arasındaki fark ($XM - XR$) kullanılarak değerlendirilebilir. Doğruluğu değerlendirirken, ölçümlerin karşılaştırılacağı rehber değerleri bulmak genellikle önemli bir zorluktur. Doğruluğu değerlendirmek için iki temel teknik mevcuttur: Belirli bir malzeme (matris) için referans değerlerine göre kontrol etmek veya iyi tanımlanmış bir ölçüm prosedürüyle elde edilen bir sonuçtan kontrol etmektir. Uygun bir standart malzeme mevcut değilse, diğer teknikler kullanılmalıdır. Doğruluk, geniş bir ölçüm sonuçları serisinden elde edilen ortalama değer ile kabul edilen bir referans arasındaki uyumun yakınlığı olarak kabul edilir. Ölçüm yönteminin doğruluğu, kabul

edilen rehber değeri ile ölçüm yönteminin verdiği sonuçlar mukayese edilerek saptanabilir (ISO 5725). Kararlılık kavramı ise tekrarlanan ölçümler arasındaki benzerliği karşılar. Kararlılık, öngörülen koşullar altında elde edilen bağımsız test sonuçları arasındaki uyumun yakınlığı olarak tanımlanmaktadır. Hassasiyet; bir ölçüm sonucu ile ölçülenin değeri arasındaki uyumluluğun yakınlığını ifade eden bir performans özelliğidir. Bir sonucun hassasiyetine ilişkin matematiksel bir tahmin, ona verilebilecek güven skorunu ve bu sonuçtan çıkan kararların güvenilirliğini tanımlamaktadır (Menditto ve ark., 2007; Prenesti ve Gosmaro, 2015).

Doğruluk ölçümü, literatürde ‘Kök Kare Ortalaması (Root Mean Square)’ (RMS) olarak tanımlanmış nümerik bir formülden faydalanılarak yapılır. RMS, eksi (-) veya artı (+) değer almaz. Özel bir RMS birimi yoktur ortaya çıkan RMS değerinin birimi ölçümü yapılan ürünün birimi ile aynıdır. RMS aşağıdaki şekilde formülize edilmiştir (Şekil 2.2) (Wang ve ark., 2019).

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

Şekil 2.3. Kök Kare Ortalaması (Root Mean Square) (RMS) hesaplama formülü

Düşük bir RMS değeri, yüksek doğruluk anlamı taşımaktadır. Formüldeki n, toplam ölçüm sayısını, X₁ referans verileri ölçüm değerlerini, X₂ yapılan ölçümlerin değerini ifade etmektedir. RMS değerleri ‘doğruluk indeksi’ olarakta isimlendirilmiştir (Wang ve ark., 2019).

Restorasyon ve preparasyon kenarları arasındaki morfolojik adaptasyon marjinal uyum olarak tanımlanmaktadır. Restorasyonlarının başarılı olarak değerlendirilebilmesi ve uzun yıllar klinik olarak kullanılabilmesi için, marjinal uyumun mekanik özellikler kadar önemli bir kriter olduğu söylenmektedir. İdeal olmayan marjinal uyum destek dış, restorasyonlar ve gingival dokular üzerinde istenmeyen durumlar oluşturabilmektedir (Goldin ve ark., 2005). Geniş ve karmaşık protetik restorasyonlar için, restorasyonun ve restore edilen dişin uzun vadeli prognozu için yakın marjinal adaptasyon elde etmek önemlidir. Marjinal boşluğun olabildiğince minimum değere indirilmesi zamanla oluşabilecek adeziv materyallerin çözünme

riskini azaltmakta olup ayrıca olası plak birikimi için odak noktası görevi görebilecek bir alanın oluşmasını engelleyecektir böylelikle, periodontal dokuların iltihabi cevabına, çürüklere ve daha sonraki süreçte protezin başarısız olmasına neden olabilecek birçok sebep büyük oranda elimine edilecektir. Birçok çalışmada 120 µm'ye kadar olan marjinal açıklığın klinik olarak kabul edilebilir olduğu belirtilmiştir. Literatürde başlıca direkt ve indirekt yöntemler olarak sınıflandırılmak üzere birçok marjinal uyum ölçüm ve tespit yöntemi tanımlanmıştır (Boyle ve ark., 1993; Goldin ve ark., 2005).

2.4.1. Doğruluk ve Uyum Ölçme Yöntemleri

Marjinal uyum değerlendirmeleri, restorasyonun farklı noktalarından yapılan ölçümlerle tespit edilebilir. Marjinal uyumu değerlendirme yöntemleri, temel olarak direkt ve indirekt inceleme yöntemleri olarak iki ana başlıkta toplanır. Direkt yöntem herhangi bir tespit cihazı olmadan gözleme dayalı iken, indirekt yöntemde ise genellikle bir ölçüm aracı kullanılmakta olup bu teknikler; kesitlendirme, fotoğraflama, silikon replika, simantasyon sonrası epoksi replika, profilometre, mikro bilgisayarlı tomografi (CT) ve 3B dijital değerlendirme eşliğinde yapılan ölçümlerdir (Smail ve Yüzbaşıoğlu, 2024).

Kesitlendirme tekniği, örneklerden geri dönüşümsüz olarak çıkarılan bir bölgenin incelenmesi esasına dayanmaktadır. Genellikle kaynağı belli olmayan çekilmiş dişler tercih edilse de kesit alma sırasında zarar görmeyecek kronlarda da tercih edilebilir. Siman boşluğunu ve marjinal uyumu, vertikal ve horizontal düzlemlerde inceleme fırsatı veren bu yöntem, ölçüm esnasında restorasyonu konumlandırma hatalarını da en aza indirger. Ölçümler ışık mikroskopu veya SEM yardımıyla incelenir. Fakat bu yöntemde, örnekler tekrar kullanılamaz ve yalnızca elde edilen kesitlerdeki alanlar değerlendirilebilmektedir (Smail ve Yüzbaşıoğlu, 2024). Silikon replika tekniğinde ise restorasyonların simantasyonuyla benzer prosedür uygulanmaktadır. Temel olarak bu yöntem, protezin iç yüzeyine siman yerine silikon enjekte etmeyi hedefler. Diğer yöntemlere göre daha basit, maliyeti düşük bir yöntem olduğu için çalışmalarda yaygın olarak faydalanılmaktadır. Ancak kullanılan ölçü materyallerinin deformasyona uğrama olasılığı vardır. Ayrıca kesitlendirme tekniğine benzer olarak, silikon replika tekniğinde yalnızca iki boyutlu (2B) olarak analiz yapılabilir. Uygulanmasında ise restorasyonun iç yapısı, düşük viskoziteli hafif

gövdeli silikon malzeme ile doldurulur ve simantasyon prosedürünü simüle edecek şekilde uygulanır. Silikon sertleştikten sonra restorasyon dikkatli bir şekilde dayanak dıştan çıkarılır ve restorasyonun içinden ince hafif gövdeli silikon filmi stabilize etmek için içine ağır gövdeli silikon enjekte edilir. Elde edilen silikon yapı istenilen bölgeden kesilerek, ölçüm yapılacak düzlemler silikon üzerinde elde edilir (Smail ve Yüzbaşıoğlu, 2024). Mikro CT tekniğinde ise radyografik görüntüleme kullanılarak protezin iç ve marjinal uyumu ölçülür. Bu yöntemin avantajları arasında yüksek çözünürlük ve 3B görüntüler elde ederek değerlendirilmek istenen mesafeleri ölçme yeteneği bulunmaktadır. Öte yandan bu yöntemin, metal alaşım içerikli protezlerde yaşanabilecek ve ölçümü engelleyebilecek büyüklükte olası artefaktlar ve ölçümler sırasında radyasyona maruz kalma riski mevcuttur. Elde edilen görüntüler bilgisayar destekli programlar eşliğinde istenilen düzeylerde 3 boyutlu görüntüyü dilimlereyere 2 boyutlu görüntüler oluşturur. Elde edilen 2 boyutlu görüntüler arasında mesafeler ölçülerek marjinal uyumsuzluklar tespit edilmektedir (Smail ve Yüzbaşıoğlu, 2024).

CAD-CAM teknolojileri ve veri toplama ünitelerinde yaşanan olağanüstü gelişmeler sadece protetik restorasyonların tasarım ve üretim aşamalarında avantajlar sunmakta kalmayıp restorasyonların uyum ve doğruluklarında da dijital analizlerin gerçekleştirilmesini mümkün hale getirmiştir. CAD-CAM teknolojilerinde tasarım ve üretim için faydalanılan hizalama yazılımlarının tersine mühendislik programlarıyla birlikte kullanımı restorasyonların dijital ortamda gerçekleştirilen uyum ve doğruluk incelemelerinde de önemli fayda sağlamaktadır (Schlenz ve ark., 2020). Metroloji sınıfı doğruluk inceleme programlarının bu doğrultuda kullanımının yaygınlaşmasıyla beraber restorasyonlarda sadece istenilen yüzeylere ait sapma değerleri elde edilmemiş ayrıca renk deviasyon haritalandırmaları da gerçekleştirilmiş ve çalışmalara dahil edilmiştir (Peroz ve ark., 2022; Son ve ark., 2021b).

2.4.2. Dijital Doğruluk Ölçüm Yöntemleri

Dijital tarama kayıtlarının zamanla protetik diş hekimliğinde yaygınlaşmasıyla beraber tarama verilerinin farklı çakıştırılmasını sağlayan dijital hizalama yöntemlerinde de gelişmeler olmuştur. Bu farklı hizalama yöntemlerinden özellikle doğruluk ölçme, profilometrik değişim ölçme ve CAD yazılım programlarında yararlanılmaktadır. Bugün için en çok yararlanılan hizalama yöntemleri, en iyi uyum algoritması, işaret noktası tabanlı uyum ve referans-kesit tabanlı en iyi uyum

hizalaması olarak gösterilmektedir. Günümüzde diş hekimliği hizalama yöntemlerinde tam bir evrensel standartlaşma sağlanmamıştır ve bu konudaki araştırma-geliştirme çalışmaları devam etmektedir (O'Toole ve ark., 2019; Revilla-León ve ark., 2023).

2.4.2.1. En İyi Uyum Algoritması Hizalaması

En iyi uyum algoritması yöntemi, bütün tarama verilerini kullanarak iki ağı hizalamak ve iki nokta kümesi arasındaki tutarsızlığı en aza indirmek için yinelemeli en yakın nokta algoritması esasına dayanmaktadır ve böylelikle ölçüm içerisindeki olası hataları en aza indirebilmek için gereken kontrol hesaplamalarını yinelemeli olarak sayısallaştırmaktadır. Yinelemeli algoritmanın sonlandırma kriterlerinin doğası gereği, hizalama ağ mesafesi hatasını en aza indirecek ve hataları pozitif ve negatif sapmalara eşit şekilde yayacaktır. Büyük bir hata varsa, algoritma sonuçtan bağımsız olarak iki veri kümesi arasındaki mutlak mesafeyi en aza indirmeye çalışacaktır bu durum ise doğruluk analizinin gerçek dışı sonuçlar vermesine sebep olabileceği için dikkat edilmesi gereken önemli bir kriter olarak görülmektedir. Bu yöntemde iki seçili ağın hizalamasını gerçekleştirmek için kullanılan referans alan veya noktalarının manuel veya otomatik olarak seçilmesi gerekmesine rağmen verimli bir hizalama doğruluğu sağladığı birçok çalışmada bildirilmiştir (O'Toole ve ark., 2019; Revilla-León ve ark., 2023).

2.4.2.2. İşaret Noktası Tabanlı Uyum Hizalaması

İşaret noktası tabanlı hizalama, operatörün her veri kümesinde ortak işaret noktalarını manuel olarak seçmesi ve daha sonra yazılım tarafından hizalanmasıyla gerçekleştirilir. İşaret noktası hizalaması nispeten basittir ve mikron düzeyinde hassasiyetin gerekli olmadığı tıbbi uygulamalarda yaygın olarak kullanılır. Ancak, bu yöntem oldukça öznel ve operatörün hizalamanın becerisine ve anlayışına bağlıdır. İlk hizalama tahmininin zayıf olduğu veya bir işaret noktasında manuel hata yapıldığı durumlarda, hizalama süreci yalnızca kısmen tamamlanacaktır (O'Toole ve ark., 2019; Revilla-León ve ark., 2023).

2.4.2.3. Referans veya Kesit Tabanlı En İyi Uyum Hizalaması

Referans veya kesit tabanlı en iyi hizalama, hizalamayı veri kümesinin operatör tarafından belirlenen ve değişikliğe uğrama olasılığı en düşük olan bölümleriyle sınırlayarak veri kümelerini hizalama esasına dayanır. Bu durum ise ölçülecek ilgi

konusu kusuru en aza indirme hatasını önler ancak veri kümesinin bölümlerini seçerken olası bir operatör hatası söz konusu olabilir (O'Toole ve ark., 2019; Revilla-León ve ark., 2023).

2.5. Yapay Yaşlandırma Metotları

Termal, fiziksel ve kimyasal etkiler nedeniyle yapısal değişikliklerde bozulma ve mekanik özelliklerin zayıflamasına yaşlanma denir. Yapay yaşlandırma metotları, ağız içerisinde işlev gösteren veya göstermesi muhtemel biyouyumlu protetik ve restoratif malzemelerin mekanik, kimyasal ve estetik özelliklerinin araştırılması esnasında laboratuvar ortamlarında ısı, ışık ve nem siklusları yardımıyla deneysel olarak intraoral koşulların kısa bir sürede materyal üzerine etkilerini yansıtabilen uygulamalardır (Cenci ve ark., 2008; Deng ve ark., 2014). Restoratif malzemelerin in-vitro çalışmalarla yaşlanmaya karşı direncini inceleyerek, yüksek uzun vadeli başarı için gerekli faktörler belirlenebilir. Bu amaçla restoratif malzemelere yapay yaşlandırma işlemleri uygulanır. Yapay yaşlandırma işlemleri termal, kimyasal ve fiziksel faktörler kullanılarak yapılabilir (Cenci ve ark., 2008; Deng ve ark., 2014).

2.5.1. Termal Siklus ile Yaşlandırma

Isıl döngü yöntemi diş hekimliği araştırmalarında en çok kullanılan yapay yaşlandırma uygulamalarından birisidir. Bu yöntem, ağız içerisindeki in-vivo ortamı in-vitro deney örneklerine yansıtmak için ağız ortamına uygun en soğuk ve en sıcak ısı değerlerinden faydalanmaktadır. Termal döngü testleri, iki malzemenin ara yüzeyinde tekrarlanan stresleri tetikleyen sıcaklık değişikliklerine dayanır. Uygulama örneklerin 5°-55° C ısı değerlerindeki su tanklarında batırılmasıyla gerçekleştirilir. Her bir daldırma işlemi 'devir', bu süre içinde geçen zamana ise 'devir süresi' denmektedir. Diş hekimliği araştırmalarında 500-50.000 devir aralığı kullanılmaktadır. 10.000 devir ile yapılan yaşlandırmanın intraoral olarak bir senelik kullanıma eşdeğer olduğu söylenmektedir (Pacifi ve ark., 2013).

2.5.2. Sıvıda Bekleterek Yaşlandırma

Örneklerin çoğunlukla 37°C'de su veya %10'luk Sodyum Hipoklorit (NaOCl) solüsyon içerisinde belli bir süre bekletilmesiyle hibrit tabakanın çözülmesini hedefleyerek bağlantı dayanımında azalmaya sebep olan yaşlandırma yöntemidir. Hibrit tabakada su emilimi ve böylelikle gözenekli alanların artmasıyla yaşlanma

meydana gelmekte olup bağlanma dayanıklılığındaki azalma hidroliz reaksiyonlarından kaynaklanan bozulmalar sayesinde olur ayrıca su polimerize olmuş matris yapı içerisine sızarak çözülmüş monomerler oluşturur ve böylelikle mekanik dayanıklılık da azalmaktadır. Su içerisinde bekleme süresi birkaç aydan 4-5 yıl kadar uzun sürelerle kadar uzatılmaktadır (Cenci ve ark., 2008; Ayaz ve ark, 2011).

2.5.3. Mekanik Yaşlandırma

Mekanik simülatörler ile yaşlandırma metodu; intraoral ortamda çiğneme vuruşlarının oluşturduğu stresleri simüle etmek için, örneklere belirli bir döngü içerisinde statik ve dinamik kuvvetlerin uygulanması esasına dayanmaktadır. Genellikle termal devirleme uygulamalarıyla kombine olarak kullanılır (Aggarwal ve ark., 2008). Bu yöntem uygulanırken doğru sonuca ulaşabilmek için çiğneme sistemi olabildiğince gerçek anatomik koşullara en yakın şekilde yansıtılmalıdır. Çiğneme kuvveti kişiler arasında oldukça farklı değerler gösterebilmekte olup çiğneme ya da yutkunma esnasında fizyolojik ısırma kuvvetlerinin 10 ile 120 N arasında değişebildiği bildirilmektedir. Çiğneme simülatöründe yaklaşık olarak 240.000-250.000 siklus yaklaşık bir yıllık intraoral kullanıma karşılık gelmektedir. Araştırmalarda termomekanik yüklemeye maruz bırakılan ve 1.200.00 siklus sonunda kırılmadan kalan numunelerin ortalama 5 yıllık intraoral kullanımı karşıladığı bildirilmiştir (Heydecke ve ark., 2012.; Kohyama ve ark., 2004).

2.5.4. UV Işınları ile Yaşlandırma

Bu yöntem, örneklerin belirli nem ve ısı koşulları altında UV ışınlarına maruz kalması sonucunda, fiziksel özelliklerindeki değişikliklerin incelenmesi prensibine dayanır. 150 kJ/m² foton ile yapılan yaşlandırmanın bir yıllık intraoral sürece tekabül ettiği bildirilmiştir (Choi ve ark., 2021).

2.5.5. Otoklav ile Yaşlandırma

İçerisinde distile su bulunan cam kutulara konulan çalışma örneklerinin otoklava yerleştirilmesinin ardından 134°C'de ve 0,2MPa'lık bir basınç altında farklı sürelerde tutularak in-vivo olarak yaşlandırılmaktadır. Literatür taraması yapıldığında araştırmacıların genel fikri;1 saatlik otoklavda yaşlandırma protokolü (134°C; 0.2 MPa) uygulamasının in-vivo olarak yaklaşık 2 yıl, 5 saatlik bir uygulamanın ise 10 ile

20 yıllık kullanıma tekabül ettiği yönündedir (Lughi ve Sergo, 2010; Rafael ve ark., 2018).

2.6. Dental Materyallerin Mekanik Özellikleri

Ağız içerisinde kullanılacak olan dental restoratif materyallerin elastik modülüsü, mukavemeti, yorulma direnci, kırılma direnci, sertlik ve aşınma/aşındırma özellikleri, termal genleşme katsayısı ve biyo-uyumlulukları materyal seçimini etkileyen en önemli faktörlerdir (John, 2007). Kullanılacak restoratif materyalin elastik modülüsünün kuvvetin homojen dağılılabilmesi açısından, kemik ve dentinin elastik modülüne benzer değerlerde olması istenmektedir. Dental restoratif materyallerin, klinik kullanım sırasında karşılaşılan kuvvetlere karşı mukavemet göstermesi ve kalıcı deformasyona uğramaması gerekmektedir. Materyalin mekanik başarısızlığı ise, tek bir aşırı yükleme sonucu değil, aynı kuvvetlerin sürekli tekrar etmesinden dolayı oluşan yorgunluk nedeniyle meydana gelmektedir (John, 2007).

Gerilim, bir dış kuvvete karşı direnç gösteren bir kütlenin birim alanına uygulanan kuvvettir. Bir materyal üzerine üç yönde gerilim uygulanabilir; materyali sıkıştırmaya çalışan kuvvete karşı basma gerilimi, materyali uzatmaya çalışan kuvvete karşı çekme gerilimi, materyalin iki zıt yüzeyinin birbirine paralel ve ters yönde kaymalarına çalışan kuvvete karşı ise makaslama gerilimi ortaya çıkmaktadır. Gerinim ise gerilim karşısında materyalin sergilemiş olduğu davranıştır (Ilie ve ark., 2017; Kümbüloğlu, 2017). Gerilim ve gerinimin grafik üzerinde orantılı olduğu en yüksek gerilim değeri ise orantı sınırı olarak adlandırılmaktadır. Materyale orantı sınırını aşan değerlerde kuvvet uygulandığında ortaya çıkan kalıcı şekil değişikliğine ise daimî deformasyon denmektedir (Kümbüloğlu, 2017).

Esneklik (Reziliens veya fleksibilite), materyallerin gerilime maruz kaldıktan sonra yeniden orijinal halini alabilmesi yeteneği olarak tanımlanmaktadır. Çok az miktarda gerilimlerle büyük gerilme istendiği durumlar da mevcuttur. Maksimum esneklik ise materyale orantı sınırına kadar gerilim uygulanması durumunda ortaya çıkan gerilme miktarı olarak tanımlanmaktadır (Kümbüloğlu, 2017).

Elastisite modülü (Young modülü), materyalin kuvvet altında elastik olarak şekil değiştirmesinin ölçüsü veya bir diğer ifadeyle farklı zorlanmalara bağlı olarak değişen farklı gerilmelerin oranı olarak tanımlanmakta olup birim kesit alanına sahip

bir materyalde birim boyu bir kat arttırmak için uygulanması gereken kuvvet miktarıdır. Bir materyalin elastisite modülü arttıkça o cismin elastik özelliği azalır dayanıklılığı ise artar (Willems ve ark, 2013).

Dayanıklılık, bir malzemenin kuvvet karşısında göstereceği direnç olarak tanımlanmaktadır. Bir materyalin dayanıklılığı sadece doğal yapısal özellikleri ve bileşenlerinden değil aynı zamanda numunenin geometrisi, numunenin hazırlanma kalitesi, test yöntemlerinin fonksiyonel değişkenleri, test koşulları, numunenin iç yapısındaki boşluklar ve yüzey özellikleri gibi faktörlerden de önemli derecede etkilenir. Gerilim tipine göre basma, çekme ve makaslama dayanıklılığı olarak isimlendirilir. (Ilie ve ark., 2017; Kümbüloğlu, 2017).

Sertlik, kalıcı yüzey girintilerine veya penetrasyona karşı direncin bir ölçüsüdür. Restoratif diş hekimliğinde sertliği ölçmenin önemi, doğal dişlerin maruz kalabileceği bir materyalin aşındırıcılığının belirlemesidir. Brinell, Knoop, Vickers gibi testlerle sertlik değerleri ölçülür. Kırılma tokluğu ise belirli bir kusurun büyümeye başladığı kritik stres yoğunluğu seviyesi olarak tanımlanır ve bir restorasyonun hızlı çatlak yayılmasına ve bunun sonucunda oluşan olası kırıkların dağılmasına karşı koyabilme yeteneğini gösterir. Kırılma tokluğunun önemi, bir materyalin ağız içerisinde kullanılabilirliğini göstermesidir (Albakry ve ark., 2003).

Dental materyaller ağız ortamında tekrar eden kuvvetlere maruz kalmakta ve materyalin yorulma direnci, restorasyonun başarısını etkilemektedir. Restoratif materyallerin fonksiyon sırasında karşıt dentisyondaki bütünlüğü koruması gerekmektedir. Bahsedilen tüm bu mekanik özelliklerin ağız ortamında test yapılarak değerlendirilmesini kısıtlayan birçok faktör bulunmaktadır. Mekanik özelliklerin takibinin zaman alıcı ve zor olması nedeniyle, dental materyallerin fiziksel ve mekanik özelliklerinin değerlendirilmesinde, in-vivo metodlara oranla in-vitro testler sıklıkla tercih edilmektedir. Etkin ve çabuk sonuç veren in-vitro testleri, sonuçlarının kıyaslanabilir olması dolayısıyla da avantajlıdır (Ayaz ve ark., 2011). Ağız içi kuvvetlerin daha çok basma şeklinde protezlere iletilmesi sebebiyle mekanik yönden başarıda bu gerilim tipi ön plana çıkmaktadır. Basma kuvvetlerinin iletimiyle universal cihazlarda gerçekleştirilen kırılma dayanım testi ise bir materyalin çatlağın yayılmasına karşı direncini tanımlar ve restoratif materyallerin mekanik özelliklerinin

değerlendirilmesinde oldukça yaygın kullanılan bir testtir. Öte yandan basma kuvvetleriyle gerçekleştirilen testlerde, restorasyonlar üzerine kuvvetin iletimiyle beraber büyük oranda farklı gerilim tiplerinin de oluştuğunu ve kırılmanın sonradan gelişen bu karmaşık gerilimler ile gerçekleştiğini belirten araştırmacılar da vardır. Ayrıca kuvvet iletimini sağlayan silindirik gövdeli düz uçların test örnekleriyle temas ettiği yüzeydeki sürtünme kuvvetlerinin, test yönteminin prensiplerini ihlal eden karmaşık stresler oluşturabilmesi hususuna da dikkat edilmesi gerekmektedir (Heintze ve ark., 2011). Uygun koşulların sağlandığı bir laboratuvar ortamında yük karşısında ilk kırılma değerini ölçen basma kuvvetleriyle gerçekleştirilen testler, materyalin mekanik davranışları hakkında önemli veri ve fikir verebilmesine rağmen ağız içi mekanik koşulların tam olarak simüle edilebilmesine imkân tanımamaktadır (Pallis ve ark., 2004; Mazumdar ve Chowdhury, 2021).

2.7. Amaç ve Hipotez

Bu in-vitro çalışmanın amacı, üç boyutlu yazıcılar ile üretilen rezin kronların farklı materyal-üretim teknikleri kullanılarak hazırlanmış olan alt yapılar üzerindeki kırılma dayanımları ve doğruluklarının incelenmesidir.

Bu tez çalışmasının geçersiz hipotezleri (H_0): (1) Farklı materyal-üretim teknikleri kullanılarak hazırlanan kron ve alt yapıların doğruluklarının aynı olacağı ve (2) farklı materyal-üretim teknikleri kullanılarak hazırlanan alt yapıların, kronların kırılma dayanıklılığı ve kırık tiplerini aynı olacağı, ayrıca (3), kullanılan materyal ve üretim tekniği tipinin doğruluk, kırılma dayanımı ve kırık tipleri üzerinde etkisinin olmayacağıdır.

3. MATERYAL VE METOT

Bu in vitro tez çalışması Ordu Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından **B-2329** proje numarası ile desteklenmiştir. Yapılan bu tez çalışması, Ordu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Laboratuvarı, Ordu Üniversitesi Merkezi Araştırma Laboratuvarı cihaz ve ekipmanları kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Bu tez çalışmasının iş akış şeması, çalışmada kullanılan materyal ve cihazlar sırasıyla Tablo 3.1, 3.2 ve 3.3'te gösterilmiştir.

Tablo 3.1. Tez çalışmasına ait akış şeması.

-
1. Çalışma modelinin hazırlanması
 2. Alt yapılara ait güdüklerin üretilmesi
 3. Kron restorasyonların üretilmesi
 4. Alt yapı ve kron örneklerin doğruluklarının incelenmesi
 5. Alt yapı ve kronlara yüzey işlemleri tatbiki ve simantasyon
 6. Yapay yaşlandırma işlemi
 7. Kırılma dayanım testi uygulanması
 8. Kırılma tiplerinin incelenmesi
 9. Verilerin istatistiksel analizi
-

Tablo 3.2. Tez çalışmasında kullanılan materyaller.

Materyal	Ürün Adı	İçerik	Üretici Firma
3B kron baskı reçinesi (Daimî)	Crowntec	Pirojenik silika, 2-methylprop-2 enoic acid, inorganik doldurucular (%30-50), izopropildifenol, başlatıcılar.	Saremco, Rebstein, İsviçre
3B kron baskı reçinesi (Uzun Süreli Geçici)	C&B MFH	MMA, UDMA, Mikrofil hibrit doldurucular	Nextdent, Soesterberg, Hollanda
PMMA CAD-CAM Disk	DuoCad Temp Disk	PMMA	FSM dental, Ankara, Türkiye
PEEK	Dental PEEK	Polietereterketon, TiO ₂	Wieland Metal, Shanghai, Çin
Titanyum	Titanium tube	Tip IV titanyum alaşımı	SiTi Industrial Co. Ltd., Lianhu, Çin
Co-Cr	CoCr Powder	Co-Cr metal tozu (Tip 5)	Scheftner, Mainz, Almanya
Primer	G-Multi Primer	MDP, etanol, 3-Methacryloxypropyl trimethoxysilane	GC Dental, Tokyo, Japonya
Rezin Siman	PANAVIA™ SA Cement	TEGDMA, Bis-GMA, MDP, HEMA, doldurucular	Kuraray, Okayama, Japonya
Metal Primer	Alloy Primer	MDP, VBATDT, MMA	Kuraray, Okayama, Japonya

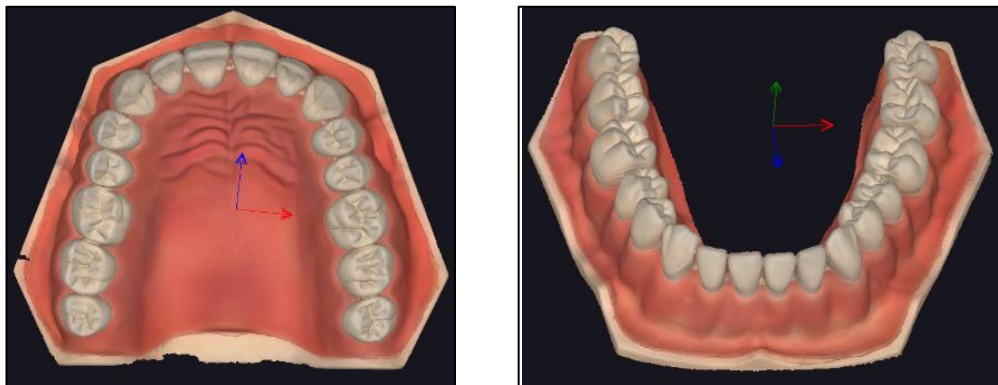
PMMA: PoliMetilMetAkrilat, **MMA:** MetilMetAkrilat, **TiO₂:** Titanyum dioksit, **VBATDT:** 6-(4-Vinilbenzil-N-Propil) Amino-1,3,5-Triazin-2,4-Ditiol, **MDP:** 10-metakriloiloksidesil dihidrojen fosfat, **UDMA:** Uretan Dimetilakrilat, **HEMA:** 2-hidroksietil metakrilat, **TEGDMA:** trietilen glikol dimetakrilat, **Bis-GMA:** Bisfenol A diglisidilmetakrilat.

Tablo 3.3. Tez çalışmasında kullanılan cihaz ve ekipmanlar.

Cihazlar	Üretici Firma
İntraoral Tarayıcı	Trios 3; 3SHAPE, Kopenhag, Danimarka
3B yazıcı	Nextdent 5100; 3DSYSTEMS, Güney Karolina, ABD
Universal Test Cihazı	AGX-S; Shimadzu, Kyoto, Japonya
Post Kürleme Cihazı	LC-3DPrintBox; 3DSYSTEMS, Güney Karolina, ABD
Reçine Karıştırma Cihazı	LC-3DMixer; 3DSYSTEMS, Güney Karolina, ABD
Frezeleme Üretim Cihazı	SB-20R Type G; Star Micronics Co. LTD., Misawa, Japonya
	DWX 52Di; Roland, Tokyo, Japonya
	Hybrid Eco; Redon Teknoloji, İstanbul, Türkiye
Metal Lazer Sinter Cihazı	VM-120; Vulcaneer, Hannover, Almanya
Sinterleme Fırını	MFX-1010; Mikrotek Dental, Ankara, Türkiye

3.1. Çalışma modelinin hazırlanması

Maksilla ve mandibula fantom eğitim modelleri (SD-A3 F; Prodent, New Jersey, ABD) ve kapanışına ait dijital ölçü kayıtları bir AİT (Trios 3; 3 Shape Corp, Kopenhag, Danimarka) kullanılarak, herhangi bir kesim işlemi uygulamadan önce, ilerleyen aşamalarda gerçekleştirilecek olan dijital tasarımlara referans teşkil edebilmesi ve biyokopya olarak kullanılması amacıyla elde edilmiş (Resim 3.1) ve veriler STL formatında kaydedilmiştir (R_STL).



Resim 3.1. Maksilla ve mandibula fantom modellere ve kapanış kaydına ait pre-operatif dijital tarama verileri (R_STL).

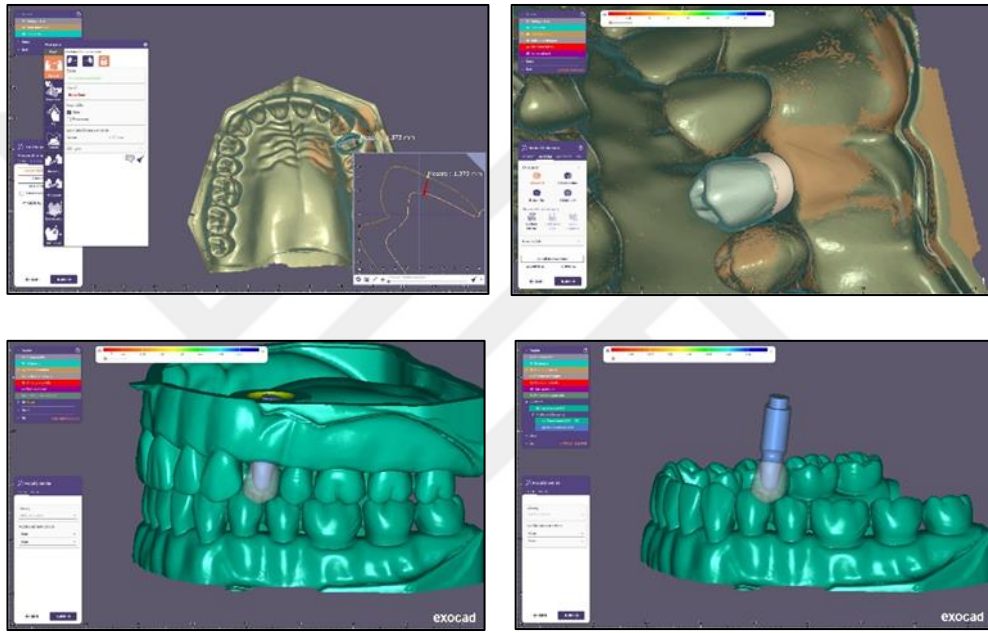
Üst çene model üzerinde sol birinci premolar dişin anatomik preparasyon prensipleri göz önünde bulundurularak, rehber oluk ve silikon indeks referansında; 1-1,5 mm aksiyal, 1,5- 2 mm okluzal, 1 mm chamfer marjin konfigürasyonu ve 6-8° koniklik açısı verilerek preparasyon işlemi gerçekleştirilmiştir (Çakmak ve ark., 2024). Preparasyon yüzey pürüzlülüğünün azaltılması, doğruluk üzerindeki etkisinin minimize edilmesi için preparasyon yüzeyi, kırmızı-sarı kuşak chamfer elmas frezler (859 017F, 862 018 XF; SWS Dental Ltd., İzmir, Türkiye) ve ardından parlatma diskleri (Sof-lex; 3M ESPE, Minnesota, ABD) kullanılarak cilalanmıştır. Maksilla ve mandibula fantom modeller ve kapanış kayıtları preparasyon sonrasında yeniden elde edilerek STL veriler kaydedilmiştir (P_STL) (Resim 3.2).



Resim 3.2. Preparasyon tamamlandıktan sonra modellere ait görüntü ve post-operatif dijital tarama verileri (P_STL).

Çenelere ait preoperatif (R_STL) ve post-operatif (P_STL) tarama ve çene kayıt verileri bir laboratuvar tasarım programına (DentalCAD 3.0 Galway; Exocad GmbH, Darmstadt, Almanya) aktarılmasının ardından, maxillar sol birinci premolar dişe ait anatomik kron tasarımı, minimum 0,5 mm kalınlık, 50 µm siman aralığı ve restoratif materyal olarak 3BY reçinesi seçimleri yapıldıktan sonra verilere karşılaştırılarak restorasyon tasarımı gerçekleştirilmiştir. Seçilen generik tasarım modeli,

marjin çizgisinin belirlenmesi, giriş yolunun ayarlanması ve kronun pozisyonlandırılması aşamaları sonrasında, P-STL verisi üzerindeki kron tasarımı R-STL verisine ait pre-operatif taramaya adapte etme fonksiyonundan faydalanılarak tamamlanmıştır. Böylece, tasarım programının mevcut özelliği sayesinde, preparasyonu yapılmayan dişim biyokopyası olan yeni rekonstriksiyon tamamlanmıştır. Ardından tasarım programı üzerinde maksiller çeneye ait güdüklü model tasarlanarak, çalışmada kullanılacak alt yapıların (güdük) hazırlanmasında kullanılacak tasarım modeli elde edilmiştir (Resim 3.3).



Resim 3.3. Kron restorasyon tasarımının pozisyonlandırılması, P-STL tarama kaydının R-STL tarama kayıtlarına adapte edilmesi.

3.2. Alt yapılara ait güdüklerin üretilmesi

Bu tez çalışmasında, iki parçalı hibrit veya SP3 sabit bölümlü protetik restorasyonlardaki alt yapıyı taklit etmesi için AM ve SM üretim teknikleri ve materyallerin (PEEK, CoCr, Ti) kullanılarak hazırlanmış 3 farklı alt yapı grubu oluşturulmuştur. Her bir alt yapı grubu için 24 toplam 72 adet örnek üretilmiştir.

3.2.1. Eklemeli olarak CoCr alt yapı (AM_CoCr) örneklerinin üretilmesi

Daha önceki aşamada hazırlanan alt yapı tasarımı, 30 µm gren boyutlu Tip V CoCr metal alaşım tozundan (Starbond Cos 30 CoCr Powder; Scheftner, Mainz, Almanya) Ordu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Bölümü Laboratuvarı bünyesinde bulunan bir DMLS cihazın (VM-120; Vulcantech GmbH,

Hannover, Almanya), CAM yazılımı (Materialise Venea3D; Vulcantech GmbH, Hannover, Almanya) kullanılarak üretim tablasında, güdük tabanı horizontal olarak paralel ve güdük tablaya dik olarak konumlandırılması, desteklerin eklenmesi ve üretilecek örnek sayısı kadar yinelenmesi sonrasında katman kalınlığı 50 µm olarak belirlendikten sonra dilimleme programında (VSlicer Venea3D; Vulcantech GmbH, Hannover, Almanya) 250 katman olarak üretim hesap edilmiş ve 1305-1400°C erime aralığında eklemeli olarak üretilmiştir. Ardından mekanik özelliklerinin iyileştirilmesi ve artık streslerin uzaklaştırılması amacıyla üretici firmanın önerileri doğrultusunda bir sinterleme fırınında (MFX-1010; Mikrotek Dental, Ankara, Türkiye) 4 saat boyunca 450-900°C arasında ısıtılma işlemi tabii tutulmuştur (Resim 3.4).



Resim 3.4. CoCr alt yapı grubunun üretildiği DMLS cihazı ve CoCr alt yapı örneklerin sinterleme fırınında ısıtılma işlemi tabii tutulmadan önce üretim tablası üzerindeki görüntüsü, tüm CoCr alt yapı örneklerin görüntüsü.

3.2.2. Eksiltmeli olarak PEEK alt yapı (SM_PEEK) örneklerinin üretilmesi

Bu alt yapı grubuna ait örneklerin elde edilmesi için, alt yapı tasarım verisi kullanılan CAM sistemine ait yazılıma (Hyperdent dental CAM; Hyperdent, Braila, Romanya) yüklenmesi ve kazıma işlemi için uygun konumlandırma ve hesaplama

prosedürlerinin ardından, üretim hesaplaması yapılan nesneye ait 24 adet kopya örnek daha elde edilmiş ve 98 x 22 mm'lik bir PEEK bloktan (Dental PEEK; Wieland Metal, Shanghai, CHC) 5-akslı bir frezeleme cihazı (DWX-52Di; Roland, Tokyo, Japonya) ve 0.6, 1 ve 2 mm çaplarındaki elmas kaplı iki yönlü frezlerle (CDD 007, CDD 008, CDD 009; Çatak Diş Deposu, Ankara, Türkiye) eksiltmeli olarak üretilmiştir. Kazıma işlemi sonrasında, blok üzerindeki örnekler dikkatli bir şekilde, tungstent karbit frez (HM375R; Meisinger GmbH, Neuss, Almanya) ve 15000 dev/dk hızda çalışan dizden kumandalı mikromotor kullanılarak çıkartılmış ve güdük üzerindeki fazlalıklar ise bir silikon disk (WM-01 Silicone Polisher ;Vimel Dental Co., Foshan, CHC) yardımıyla uzaklaştırılmıştır (Resim 3.5).



Resim 3.5. PEEK alt yapıların üretiminde kullanılan kazıma cihazı, çalışmada kullanılan PEEK disk, PEEK diskin frezelenmesi, kazıma sonucu elde edilen PEEK alt yapılar.

3.2.3. Eksiltmeli olarak Titanyum alt yapı (SM_TI) örneklerinin üretilmesi

Bu alt yapı grubuna ait örneklerin elde edilmesi için, alt yapı tasarım verisi kullanılan CAM sistemine entegre bir bilgisayar programına (PowerMILL; Delcam, Birmingham, İngiltere) aktarılmış ve kazıma işlemi için uygun hesaplama ve konumlandırma prosedürleri gerçekleştirildikten sonra, Tip IV titanyum alaşım bir

silindir çubuğun (Titanium tube; SiTi Industrial Co. Ltd., Lianhu, CHC) bir sayısal kontrollü frezeleme cihazında (SB-20R Type G; Star Micronics Co. LTD., Misawa, Japonya) (Resim 3.6) kazınması ile 24 adet alt yapı üretilmiştir Resim (3.7).



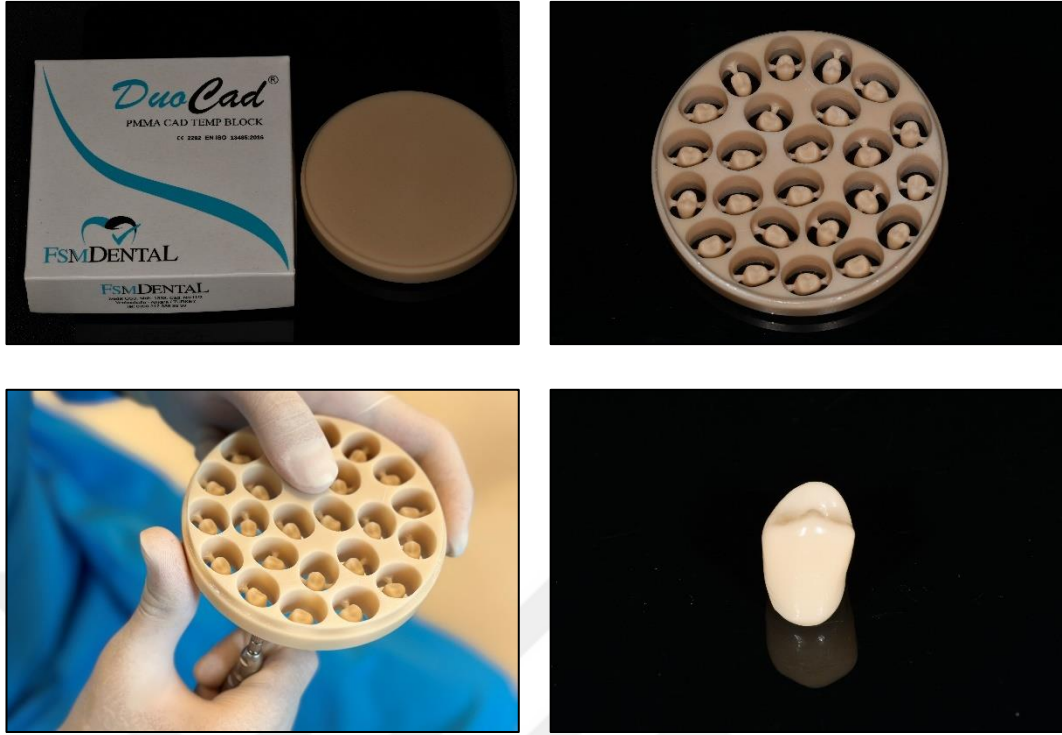
Resim 3.6. Titanyum alt yapıların üretiminde kullanılan CNC cihazı ve üretilmiş titanyum alt yapılar.

3.3. Kron restorasyonların üretilmesi

Bu tez çalışmasında kırılma dayanımlarının karşılaştırılması ve doğruluklarının incelenmesi amacıyla daha önceki aşamalarda dijital tasarımı yapılmış olan kron restorasyonu, 3 farklı materyalden 24'er adet olmak üzere toplam 72 adet üretilmiştir.

3.3.1.Eksiltmeli olarak PMMA kron restorasyon (SM_PMMA) örneklerinin üretilmesi

Bu kron restorasyon grubu örneklerinin elde edilebilmesi için, kron tasarımı kullanılacak CAM cihazına uygun bir yazılım programına (Xpert 5-Axis; Worknc Dental, Gloucester, İngiltere) aktarılmış hesaplama ve konumlandırmaların tamamlanmasının ardından örnekler, 98*16 mm boyutlarında bir PMMA geçici bloktan (Duotemp; FSM Dental, Ankara, Türkiye) 5-akslı bir freze cihazında (Hybrid Eco; Redon Teknoloji, İstanbul, Türkiye) 0,6, 1 ve 2 mm çaplarında iki yönlü elmas frezlerle aşındırılarak (CDD 10, CDD11, CDD12; Çatak Diş Deposu, Ankara, Türkiye) toplam 24 adet olarak üretilmiştir. Kazıma işlemi sonrasında, blok üzerindeki kronlar dikkatli bir şekilde, tungstent karbit frez (HM375R; Meisinger GmbH, Neuss, Almanya) ve 15000 dev/dk hızda çalışan mikromotor kullanılarak çıkartılmış ve kronlar üzerindeki fazlalıklar ise bir silikon disk (WM-01 Silicone Polisher ;Vimel Dental Co., Foshan, CHC) yardımıyla uzaklaştırılmıştır (Resim 3.7).

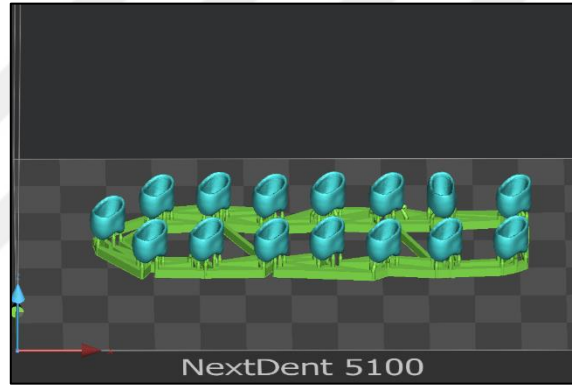


Resim 3.7. Çalışmada kullanılan PMMA blok, bloğun freze edilmiş hali, kronların destekleyici yapılardan ayrılması ve polisajı tamamlanmış bir PMMA kron örneği.

3.3.2. Eklemeli olarak daimî kron restorasyon (AM_CT) örneklerinin üretilmesi

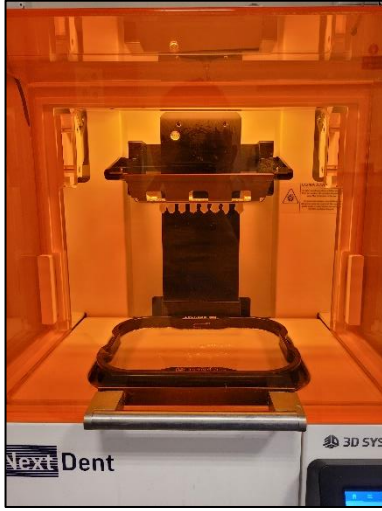
Bu gruba ait kron restorasyonların üretilmesi, krona ait tasarımın bir SLA tabanlı 3BY'ye (Nextdent 5100; 3DSYSTEMS, Güney Karolina, ABD) ait yerleştirme yazılımına aktarılmasının (3D Sprint v2.13; 3D SYSTEMS, Güney Karolina, ABD) ardından kronun okluzal yüzeyi tablaya paralel ve uzun aksı dik olacak şekilde (0°) tablaya en yakın konumda pozisyonlandırılması, otomatik destek ekleme işlemi sonrası marjin ve iç yüzeyler gibi kritik bölgelere gelen desteklerin yerlerinin değiştirilmesi sonrası elde edilen tasarımın çoğaltılarak üretilecek örneklerin standardize edilmesi ve hesaplanması şeklinde sürdürülmüştür (Resim 3.8). Ardından üretimin gerçekleştirilmesinde üretici önerileri doğrultusunda ilk kullanımdan önce bir reçine karıştırma cihazında (LC-3DMixer; 3DSYSTEMS, Güney Karolina, ABD) 30 dk boyunca 250 Rpm devir ayarında homojen olarak karıştırılan bir daimî kron reçinesi (Crowntec; Saremco, Rebstein, İsviçre), 3BY'nin reçine haznesine yeterli miktarda doldurulması sonrasında gerçekleştirilmiştir. Üretim 50 μ m katman kalınlığı kullanılarak yaklaşık 44 dk içinde gerçekleştirilmiştir. Üretim tablası hazneden

uzaklaştıktan sonra 3 dk artık reçinenin akarak uzaklaşması için beklenmiş ve örnekler üretim tablasından üreticinin önerdiği ekipman ve teknikle nazikçe çıkartılmıştır. Ardından artık reçine %96 'lık etil alkol (Ethanol 96%; İnterlab, İstanbul, Türkiye) emdirilmiş pamuk ve tek kullanımlık fırça ile 3 dakika ön temizlik, havayla kurutma ve 2 dakika da esas temizlik uygulanmıştır (Resim 3.9). Örnekler ışık geçirmez bir ortamda 10 dk boyunca alkolün buharlaşması için bekletildikten sonra, ultraviyole foton lambaları olan bir post kürleme cihazında (LC-3DPrintBox; 3DSYSTEMS, Güney Karolina, ABD) mekanik özelliklerin iyileştirilmesi ve artık monomerlerin eliminasyonu amacıyla kürlenmiştir. Ardından örneklerin üzerindeki destek yapıları uzaklaştırılmış ve mekanik polisaj işlemi gerçekleştirilmiştir (Çakmak ve ark., 2024; Kucukekenci ve ark., 2024) (Resim 3.10).



Resim 3.8. 3B yazıcı üretim programında kronların ve desteklerin konumlandırılması.





Resim 3.9. Daimî restorasyon reçinesinin karıştırılması, 3BY polimer haznesine tatbiki, baskının sonlanmasıyla beraber üretim tablasının asansörle yükselmesi, etil alkolle kronların temizlenmesi.

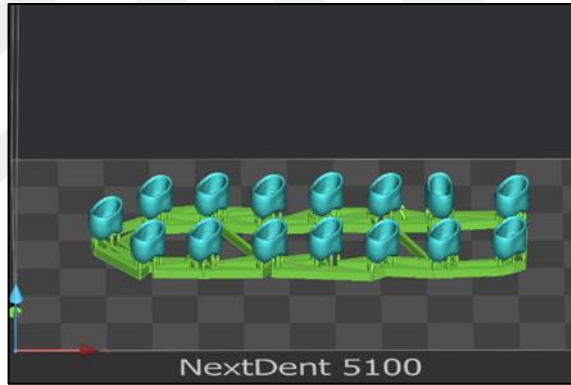


Resim 3.10. Üretim süreci tamamlanmış bir CT kron örneği.

3.3.3. Eklemeli olarak uzun süreli geçici kron restorasyon (AM_CB) örneklerinin üretilmesi

Bu gruba ait kron restorasyonların üretilmesi, krona ait tasarımın SLA tabanlı 3BY'ya ait yerleştirme yazılımına aktarılmasının ardından kronun okluzal yüzeyi tablaya paralel ve uzun aksı dik olacak şekilde (0°) tablaya en yakın konumda pozisyonlandırılması, otomatik destek ekleme işlemi sonrası marjin ve iç yüzeyler gibi kritik bölgelere gelen desteklerin yerlerinin değiştirilmesi sonrası elde edilen tasarımın çoğaltılarak üretilcek örneklerin standardize edilmesi ve hesaplanması şeklinde sürdürülmüştür (Resim 3.11). Ardından üretimin gerçekleştirilmesinde üretici önerileri doğrultusunda ilk kullanımdan önce reçine karıştırma cihazında 2 saat 30 dk süre boyunca 250 Rpm devir ayarında homojen olarak karıştırılan bir uzun süreli geçici

kron reçinesi (C&B MFH; Nextdent, Soesterberg, Hollanda), 3BY'nın reçine haznesine yeterli miktarda doldurulması sonrasında gerçekleştirilmiştir. Üretim 50 µm katman kalınlığı kullanılarak yaklaşık 17 dakika içinde gerçekleştirilmiştir. Üretim tablası haznedan uzaklaştıktan sonra 3 dakika artık reçinenin akarak uzaklaşması için beklenmiş ve örnekler üretim tablasından üreticinin önerdiği ekipman ve teknikle nazikçe çıkartılmıştır. Ardından artık reçine ultrasonik banyo sisteminde %96'lık etil alkol içerisinde 3 dk yıkanmış ve havayla kurutma sonrasında tek kullanımlık fırçalar ile 2 dkda esas temizlik uygulanmıştır. Örnekler ışık geçirmez bir ortamda 10 dk boyunca alkolün buharlaşması için bekletildikten sonra, ultraviyole foton lambaları olan bir post kütleme cihazında mekanik özelliklerin iyileştirilmesi ve artık monomerlerin eliminasyonu amacıyla kürlenmiştir (Resim 3.12) ve örneklerin üzerindeki destek yapıları uzaklaştırılmış ve mekanik polisaj işlemi gerçekleştirilmiştir (Resim 3.13).



Resim 3.11. 3BY yazıcı üretim programında kronların ve desteklerin konumlandırılması



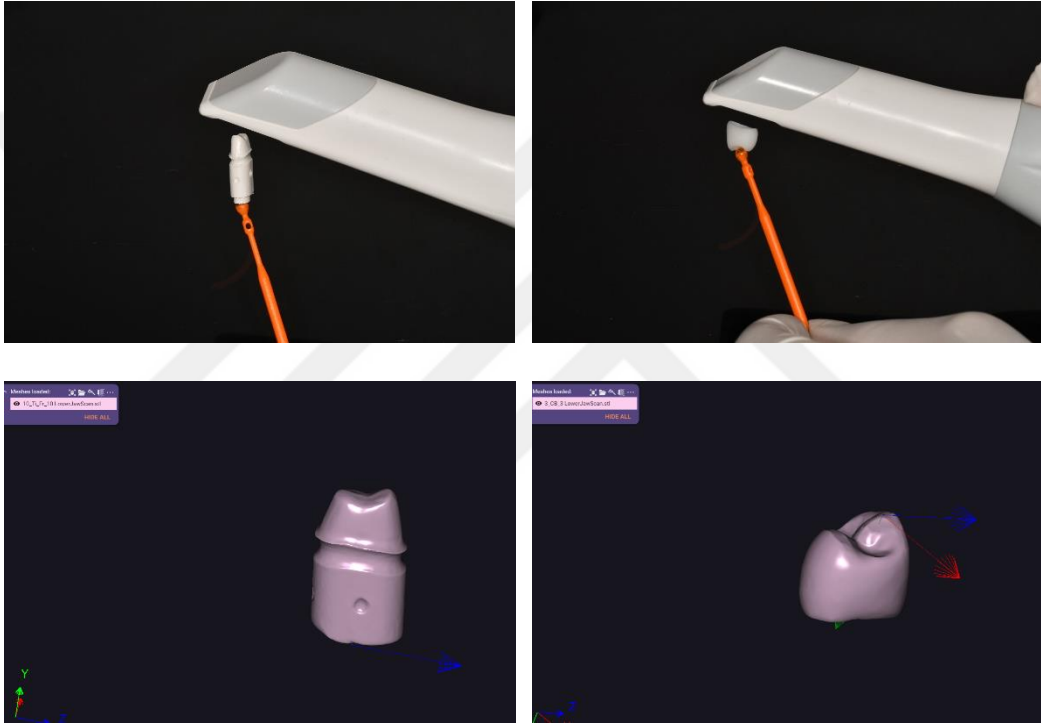
Resim 3.12. Uzun süreli geçici restorasyon reçinesinin karıştırılması, 3BY polimer haznesine tatbiki, baskının sonlanmasıyla beraber üretim tablasının asansörle yükselmesi, etil alkolle kronların temizlenmesi.



Resim 3.13. Üretim süreci tamamlanmış bir C&B kron örneği.

3.4. Alt yapı ve kron örneklerin doğruluklarının incelenmesi

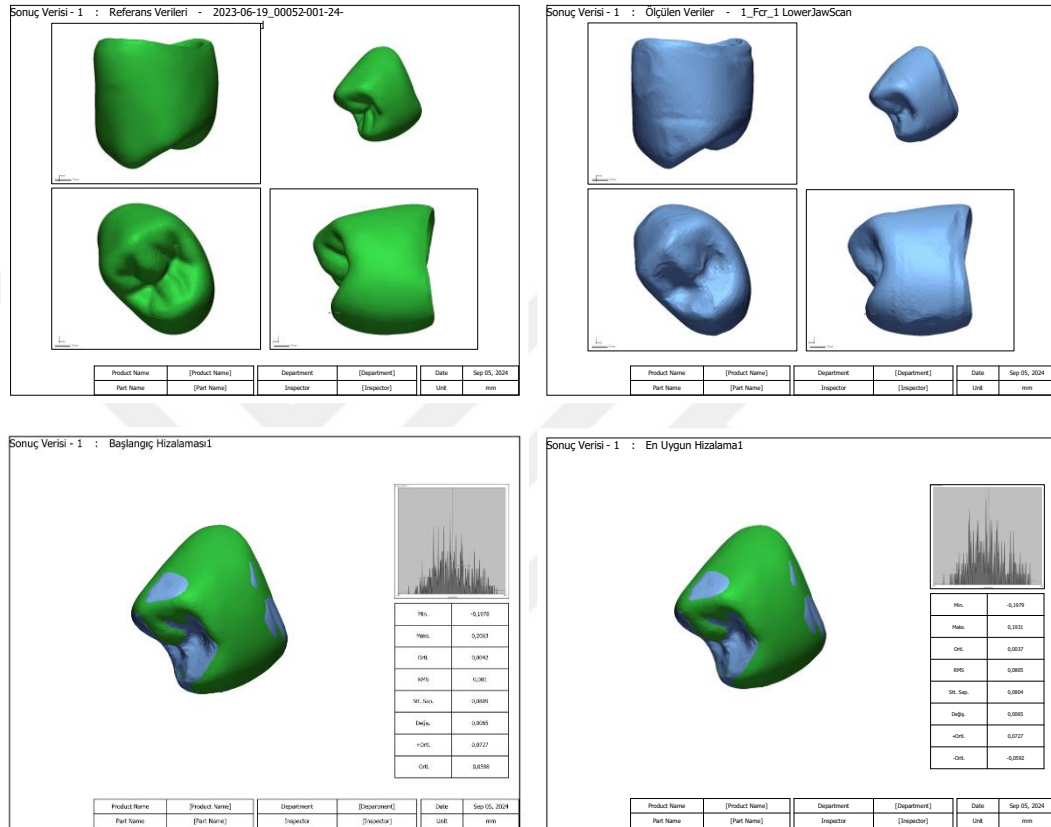
Üretim süreçleri, desteklerin uzaklaştırılması ve polisaj işlemleri yapılan alt yapı ve kron restorasyonlara ait 10' ar adet örnek rastgele olarak seçilmiş ve numaralandırılmıştır. Numaralandırılan alt yapı örneklerin karşılaştırma işleminin kolaylaştırılması için değerlendirme dışı tutulan güdük yüzeylerine rehber oluklar açılmıştır. Tüm örnekler intraoral tarayıcıda bütün yüzeyleri, herhangi bir kesme ve doldurma işlemi uygulamadan detaylı bir şekilde kaydedilmiş ve STL formatında isimlendirilerek kaydedilmiştir (Resim 3.14).



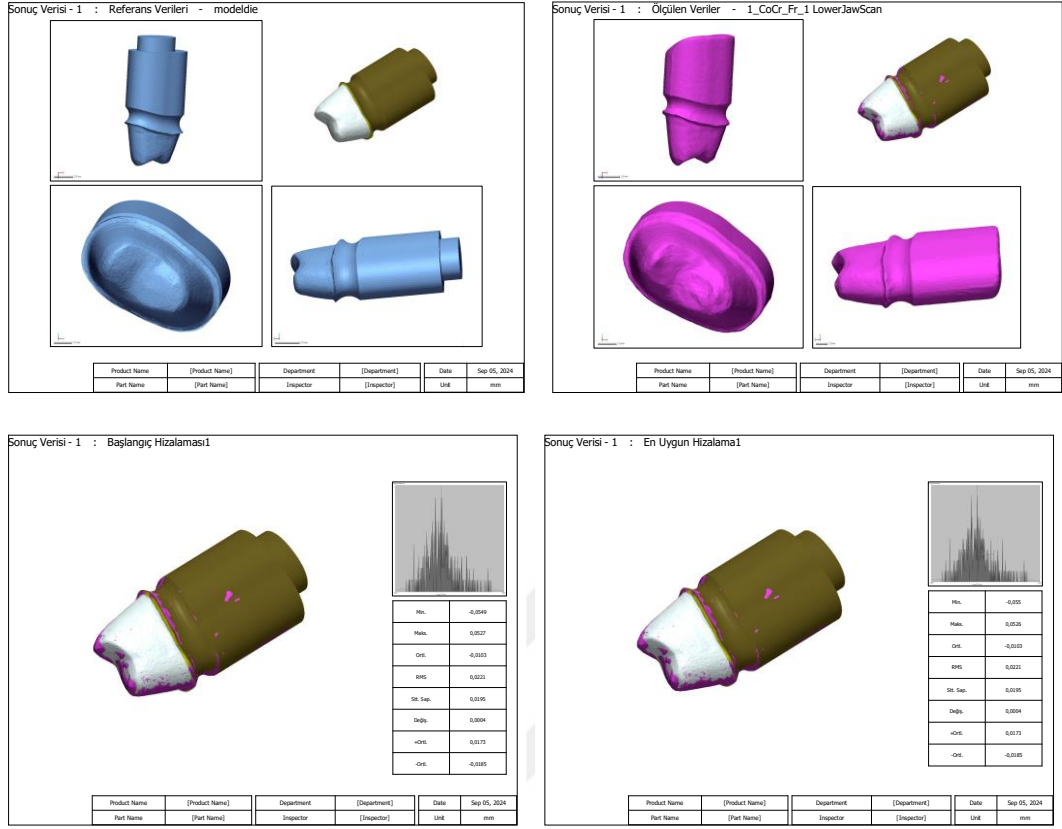
Resim 3.14. Alt yapı ve kron örneklerine ait STL dosyaları.

Tasarıma ait ana STL dosyalarıyla beraber her bir örneğe ait tarama STL dosyası bir tersine mühendislik programına (Geomagic Control X v 2022.1; 3D Systems, Kuzey Karolina, A.B.D.) aktarılmıştır. Ardından kron ve alt yapıya ait ana STL dosyası referans, taraması yapılan örneklerin STL dosyaları ise ölçülen veri alanına aktarılmıştır. Referans verileri üzerinde otomatik segmentasyon işlemi uygulanmasının ardından, kron restorasyonlarda marjın, internal, external ve tüm yüzey deviasyon analizleri ve alt yapılarda marjın, internal ve tüm yüzey deviasyon analizleri ayrı olarak değerlendirebilmek için; bu bölgelerin net olarak sınırları

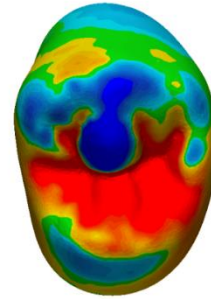
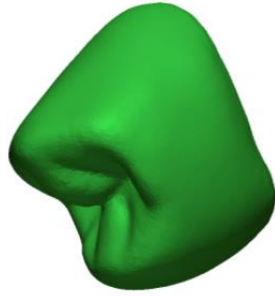
segmentasyon uygulamasında bölme ve birleştirme adımları uygulanarak gerçekleştirilmiştir. Ardından referans ve ölçüm verileri başlangıç ve en uygun hizalama prosedürleri uygulanarak karşılaştırılmıştır (Resim 3. 15-16). Tüm kron ve alt yapı örnekleri için deviasyon analiz işlemleri tekrar edilmiş ve RMS değerleri kaydedilmiştir (Resim 3.17-18).



Resim 3.15. Geomagic Control X programında kron örneklerin referans ve ölçüm STL dosyalarının yüklenmesi, başlangıç ve en uygun hizalama prosedürlerinin uygulanması.

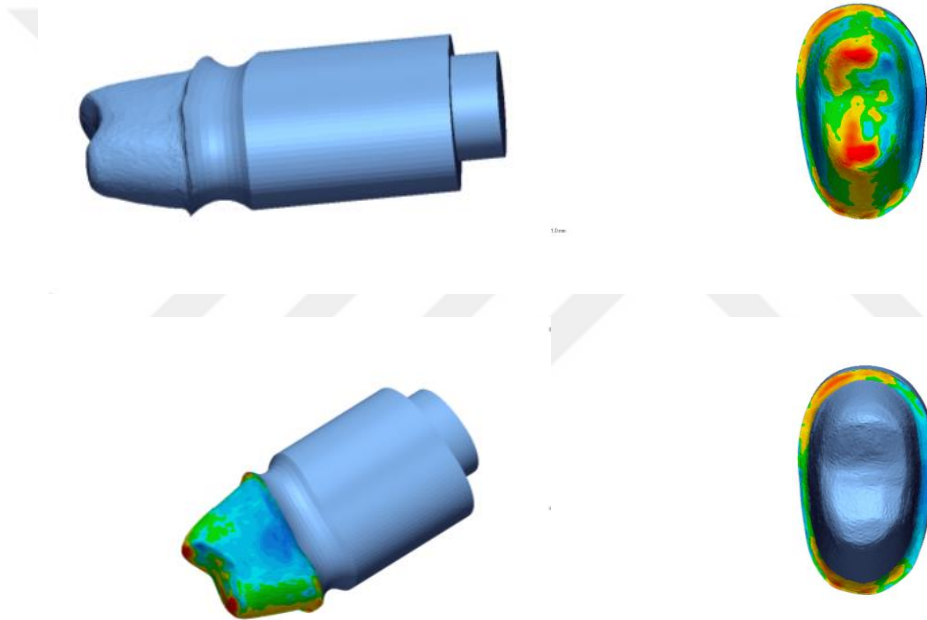


Resim 3.16. Geomagic Control X programında alt yapı örneklerin referans ve ölçüm STL dosyalarının yüklenmesi, başlangıç ve en uygun hizalama prosedürlerinin uygulanması.





Resim 3.17. Kron restorasyonun doğruluk inceleme programında analiz edilmesi ve deviasyon renk haritalarının oluşturulması.



Resim 3.18. Alt yapıların doğruluk inceleme programında analiz edilmesi ve deviasyon renk haritalarının oluşturulması.

3.5. Alt Yapı ve kronlara yüzey işlemleri tatbiki ve simantasyon

Bu tez çalışmasında kırılma dayanım testini yapabilmek amacıyla alt yapı örneklerinin içerisine yerleşebildiği silindirik polimer kalıplardan faydalanılmıştır. Bu polimer kalıplara 72 alt yapı örneği mine-sement sınırının 2 mm. aşağısı sınır olacak şekilde okluzal düzlemin yer düzlemine paralel olması esas alınarak gömülmüştür (Resim 3.19).



Resim 3.19. Alt yapı örneklerinin içerisine gömüldüğü polimer kalıp ve yerleştirilmiş alt yapı örnekleri.

Daha sonra bütün alt yapı ve kron örnekleri bir laboratuvar tipi kumlama cihazında (Basic Eco; Renfert, Hilzingen, Almanya), 110 μm Al_2O_3 kum (Akroxide; Akrodent, Ankara, Türkiye) ile 2,5 bar basınç altında, 10 mm mesafeden 10 sn mekanik olarak pürüzlendirilmiştir (Resim 3.20).



Resim 3.20. Alt yapı ve kronların kumlanması.

Mekanik yüzey işlemlerinin tamamlanmasının ardından bütün alt yapı örneklerine metal primer (Alloy Primer; Kuraray, Okayama, Japonya), bütün kron örneklerine ise bir universal primer (G-Multi Primer; GC Dental, Tokyo, Japonya) tatbik edilmiştir (Resim 3.21).

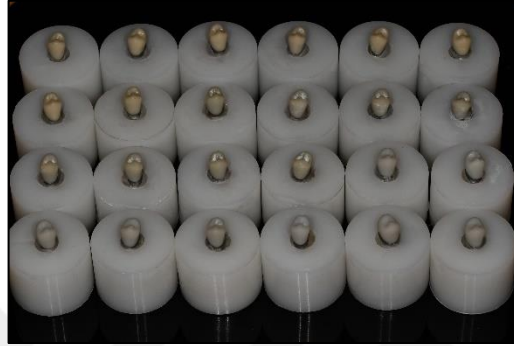


Resim 3.21. Alt yapı örneklerine metal primer, kron restorasyon örneklerine universal primer uygulanması.

Mekanik ve kimyasal bütün yüzey işlemlerinin tamamlanmasını takriben simantasyon gerçekleştirilmiştir. 8'er adet SM_PMMA, AM_CT, AM_CB kron örneği AM_CoCr, SM_PEEK, SM_Ti alt yapılara kontrollü bir şekilde self adeziv dual cure bir rezin simanla (PANAVIA™ SA Cement; Kuraray, Okoyama, Japonya) ile yapıştırılmıştır ve çalışma grupları hazır hale getirilmiştir (Resim 3.22).

Tablo 3.4. Çalışmada kullanılan grup kodları, örnek sayıları.

Grup Kodu	Örnek Sayısı (n)	Alt Yapı	Kron Restorasyon
CoCr_PMMA	8	CoCr	PMMA
CoCr_CB	8	CoCr	C&B MFH
CoCr_CT	8	CoCr	Crowntec
PEEK_PMMA	8	PEEK	PMMA
PEEK_CB	8	PEEK	C&B MFH
PEEK_CT	8	PEEK	Crowntec
Ti_PMMA	8	Titanyum	PMMA
Ti_CB	8	Titanyum	C&B MFH
Ti_CT	8	Titanyum	Crowntec



Resim 3.22. Alt yapı örneklerine simante edilmiş kronlar

3.6. Yapay yaşlandırma işlemi

Simantasyon işlemi tamamlanan örnekler Ordu Üniversitesi Merkezi Araştırma Laboratuvarında bulunan bir Etüv cihazında (Drying Oven; SCI FINETECH, Seul, Güney Kore) 37°C sabit sıcaklık altında 24 saat boyunca bekletilerek yaşlandırılmıştır (Resim 3.23).



Resim 3.23. Örnekler etüv içerisinde.

3.7. Kırılma dayanım testi uygulanması

Oluşturulan 9 çalışma grubundaki toplam 72 örnek Ordu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ArGe Laboratuvarında bulunan universal kırma testi cihazında (AGX-S; Shimadzu, Kyoto, Japonya) 1 mm/dakika başlık hızında kronların oklüzal

düzlemleri yer düzlemine paralel olacak şekilde santral fossalarından ilk kırılma oluncaya dek kuvvete tabii tutuldu. Kırılma kuvvetleri her bir örnek için Newton (N) cinsinden kaydedildi (Resim 3.24).



Resim 3.24. Universal kırma testi cihazı düzeneği ve düzeneğe yerleştirilen örnek.

3.8. Kırılma tiplerinin incelenmesi

Kırma testi bitirilen 72 örnekte kırık tipleri açısından incelendi ve bir dijital fotoğraf makinesi ile alınan görseller yardımıyla kırık tipleri kaydedilmiştir. Kırık tipleri; tamir edilebilir küçük çatlak veya kırık (1), kronun yarısından daha az madde kaybı görülen (2), kronun yarısından fazla madde kaybı görülen (3) ve tam kron kırığı görülen (4) tamir edilemez (katastrofik) olarak kaydedilmiştir.

3.9. Verilerin istatistiksel analizi

Bu tez çalışmasında elde edilen ortalama RMS ve kırılma dayanımı değerleri istatistiksel olarak analiz edilmiştir. Verilerin normal ve homojen dağılımlarının hesaplanmasında Shapiro-Wilk normallik ve Levene's homojenite testlerinden faydalanılmıştır. Homojen dağılım gösteren ortalama RMS ve kırılma dayanımı değerleri üzerinde; alt yapı ve kron restorasyonlarının üretim teknikleri ve kullanılan materyaller parametrelerinin etkili olup olmadığının ve etkileşimlerinin değerlendirilebilmesi için tek ve iki yönlü varyans analizi (ANOVA) testi kullanılmıştır. Verilere ait tanımlayıcı istatistiksel analizler tek ve iki yönlü varyans analizi (ANOVA) testi ile hesaplandıktan sonra, farklı alt yapı ve restorasyon grubu içerisindeki karşılaştırmalar Tukey HSD testi kullanılarak gerçekleştirilmiştir ($\alpha=,05$). Tüm istatistiksel analizler SPSS 20.0 V (SPSS 20.0 V; SPSS Inc., Chicago, IL, ABD) bilgisayar programı kullanılarak yapılmış olup tüm testler için anlamlılık değeri $P<,05$ olarak kabul edilmiştir.

4.BULGULAR

4.1. Alt yapı örneklerin doğruluklarının değerlendirilmesi

Alt yapılara ait doğrulukların hesaplanmasında kullanılan RMS verilerine ait normalite ve varyansların dağılımları, Shapiro-Wilk normalite testi ve Levene's homojenite testinden faydalanılarak değerlendirilmiş, verilerin normal dağıldığı ve varyansların homojen olduğu görülmüştür ($P>,05$).

Değişkenlerin doğruluk üzerindeki etkisi ve tanımlayıcı istatistiksel analizlerin elde edilmesi için yapılan tek yönlü varyans analiz testi (ANOVA) sonuçlarına göre; farklı alt yapı materyal-üretim tekniğinin RMS değerleri üzerinde marjinal, internal ve tüm yüzey için anlamlı derecede etkili olduğu görülmüştür ($P<,001$) (Tablo 4.1).

Tablo 4.1. Tek Yönlü Varyans Analizi (ANOVA) testine göre değişkenlerin değerlendirilmesi.

Bölge	F	df1	df2	P
Marjinal	29,4	2	15,6	<,001
İnternal	58,9	2	14,1	<,001
Tüm yüzey	62,3	2	14,1	<,001

df: serbestlik derecesi, p: istatistiksel anlamlılık düzeyi

Tek yönlü varyans analizi testi (ANOVA) sonuçlarına göre; AM_CoCr grubunun RMS değerleri ortalaması marjinal bölgede $29,36 \pm 6,54 \mu\text{m}$, internal bölgede $21,62 \pm 3,41 \mu\text{m}$, tüm yüzeylerde $22,8 \pm 3,29 \mu\text{m}$ arasında olduğu görülmüştür. SM_PEEK grubunun RMS değerleri ortalaması marjinal bölgede $54,51 \pm 12,38 \mu\text{m}$, internal bölgede $49,14 \pm 9,61 \mu\text{m}$, tüm yüzeylerde $49,91 \pm 9,07 \mu\text{m}$ arasında olduğu görülmüştür. SM_TI grubunun RMS değerleri ortalaması marjinal bölgede $65,26 \pm 16,88 \mu\text{m}$, internal bölgede $52,25 \pm 11,81 \mu\text{m}$, tüm yüzeylerde $53,61 \pm 11,78 \mu\text{m}$ arasında olduğu görülmüştür. Tablo 4.2.'de tüm alt yapı gruplarına ait ortalama RMS değerleri, standart sapma, standart hata ve %95'lik güven aralığında en yüksek ve en düşük değerler de sunulmuştur.

Tablo 4.2. Alt yapı grupları için ortalama RMS değerleri, standart sapma, standart hata, en yüksek ve en düşük değerler (μm).

%95 güven aralığı						
Bölge	Grup	Ortalama	Ss	Sh	Edd	Eyd
Marjinal	AM_CoCr	29,36	6,54	2,06	24,68	34,04
	SM_PEEK	54,51	12,38	3,91	45,65	63,36
	SM_TI	65,26	16,88	5,33	53,18	77,33
İnternal	AM_CoCr	21,62	3,41	1,08	19,17	24,06
	SM_PEEK	49,14	9,61	3,04	42,25	56,02
	SM_TI	52,25	11,81	3,73	43,8	60,7
Tüm yüzey	AM_CoCr	22,8	3,29	1,04	20,44	25,15
	SM_PEEK	49,91	9,07	2,86	43,42	56,4
	SM_TI	53,61	11,78	3,72	45,18	62,04

Ss: Standart sapma **Sh:** Standart hata **Edd:** En düşük değer **Eyd:** En yüksek değer

Tablo 4.3'te alt yapı çalışma gruplarına ait ortalama RMS ve standart sapma değerleri ile test grupları arasındaki çoklu karşılaştırmalara ait Tukey HSD testi sonuçları harflendirmelerle gösterilmiştir.

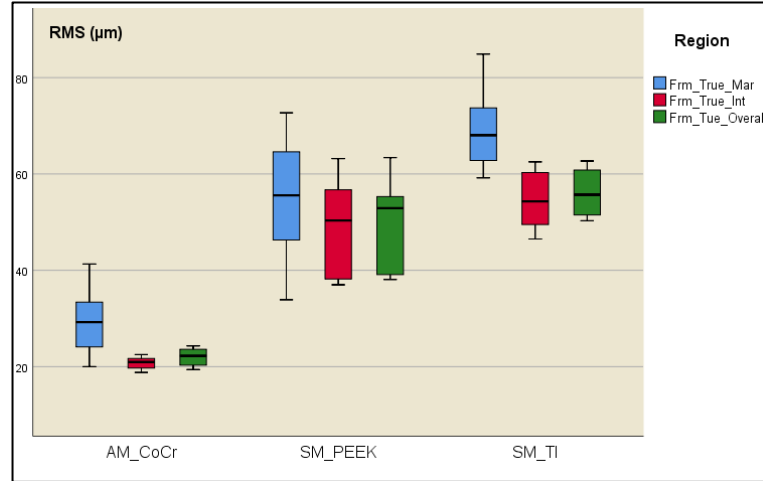
Tablo 4.3. Alt yapı gruplarına ait ortalama RMS ve standart sapma değerleri, Tukey HSD testine göre çoklu karşılaştırma sonuçları.

Alt yapı			
Bölge	AM_CoCr	SM_PEEK	SM_TI
Marjinal	29,36 $\pm$ 6,54 ^a	54,51 $\pm$ 12,38 ^b	65,26 $\pm$ 16,88 ^b
İnternal	21,62 $\pm$ 3,41 ^a	49,14 $\pm$ 9,61 ^b	52,25 $\pm$ 11,81 ^b
Tüm yüzey	22,8 $\pm$ 3,29 ^a	49,91 $\pm$ 9,07 ^b	53,61 $\pm$ 11,78 ^b

*Çalışma grupları arasındaki çoklu karşılaştırmalar Tukey HSD testi gerçekleştirilerek harflendirmelerle gösterilmiştir. Farklı üst simge küçük harfler satırlardaki anlamlı farklılıkları gösterir ($P < 0,05$).

Farklı materyal-üretim teknikleriyle üretilen alt yapı gruplarının ortalama RMS değerleri, Tukey HSD çoklu karşılaştırma testi ile değerlendirildiğinde;

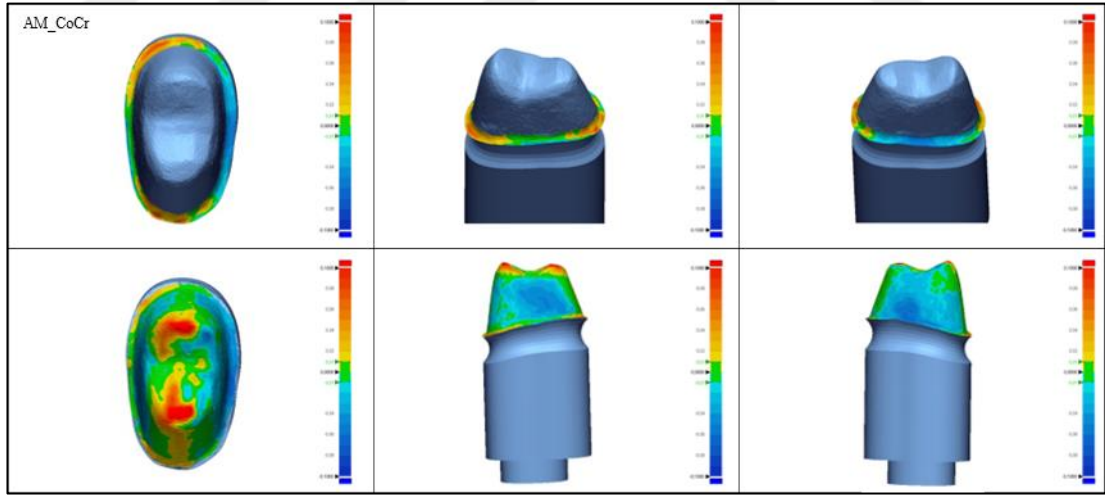
- Marjinal bölgede: AM_CoCr alt yapı grubunun ortalama RMS değerlerinin ($29,36 \pm 6,54 \mu\text{m}$), diğer alt yapı gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük olduğu ($P<,05$), SM_PEEK ($54,51 \pm 12,38 \mu\text{m}$) ve SM_TI ($65,26 \pm 16,88 \mu\text{m}$) grupları arasında anlamlı bir fark olmadığı ($P=,159$) görülmüştür.
- İnternal bölge için: AM_CoCr alt yapı grubunun ortalama RMS değerlerinin ($21,62 \pm 3,41 \mu\text{m}$), diğer alt yapı gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük olduğu ($P<,05$), SM_PEEK ($49,14 \pm 9,61 \mu\text{m}$) ve SM_TI ($52,25 \pm 11,81 \mu\text{m}$) grupları arasında anlamlı bir fark olmadığı ($P=,723$) görülmüştür.
- Tüm yüzeyler için: AM_CoCr alt yapı grubunun ortalama RMS değerlerinin ($22,8 \pm 3,29 \mu\text{m}$), diğer alt yapı gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük olduğu ($P<,05$), SM_PEEK ($49,91 \pm 9,07 \mu\text{m}$) ve SM_TI ($53,61 \pm 11,78 \mu\text{m}$) grupları arasında anlamlı bir fark olmadığı ($P=,619$) görülmüştür (Şekil 4.1).



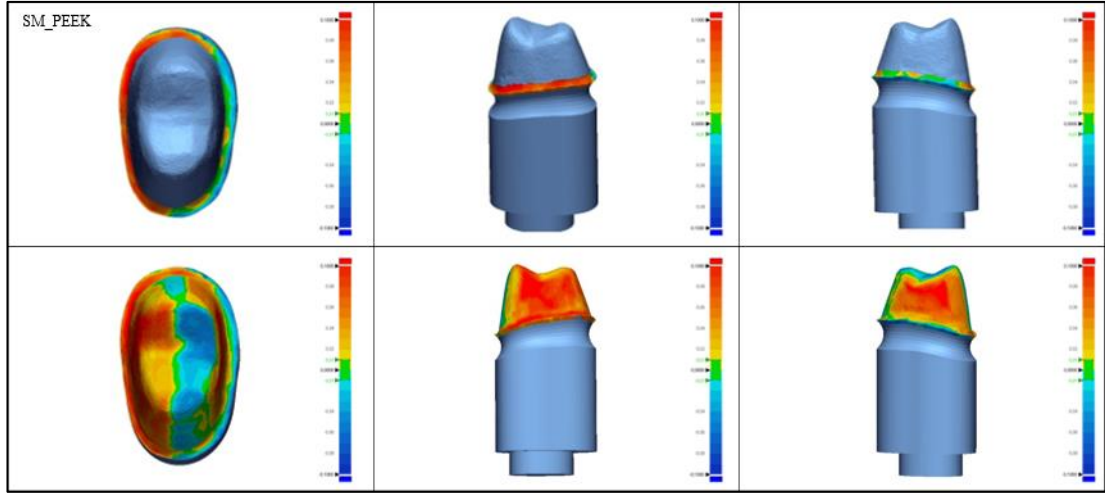
Şekil 4.1. Alt yapı gruplarına ait RMS değerlerini gösteren bar grafiği

Farklı materyal-üretim teknikleriyle üretilen alt yapı gruplarının marjinal ve internal bölgeleri için elde edilen deviasyon renk haritaları değerlendirildiğinde;

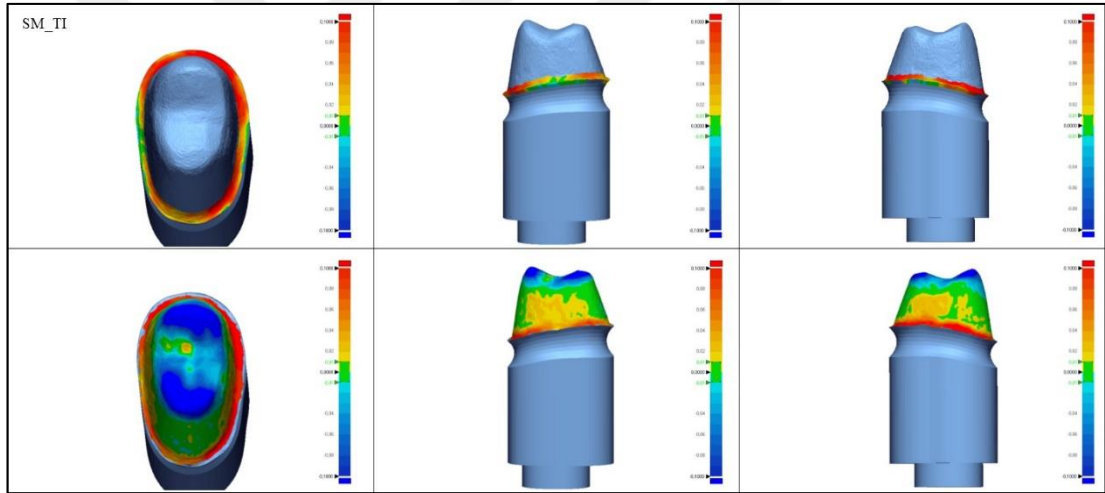
- AM_CoCr alt yapı örneklerinde marjinal bölgede uyumlu olduğunu gösteren yeşil ve minimal kontur azlığı-fazlalığı gösteren açık mavi-sarı alanlar birlikte görülmekte iken, kasp tepelerine doğru ise yeşil ve kontur fazlalığını gösteren koyu turuncu alanların birlikte hâkim olduğu, aksiyal duvarlarda ise yeşil ve açık mavi alanların birlikte izlendiği tespit edilmiştir (Resim 4.1).
- SM_PEEK alt yapı örneklerinde marjinal bölgede kontur fazlalığını gösteren kırmızı-turuncu ve daha uyumlu olduğunu gösteren yeşil alanlar birlikte görülmekte iken, kasp tepelerine doğru ise minimal düzeyde kontur azlığı-fazlalığı gösteren sarı ve açık mavi alanların birlikte hâkim olduğu ve aksiyal duvarlarda ise kontur fazlalılığını gösteren sarı-turuncu alanların gözlendiği tespit edilmiştir (Resim 4.2).
- SM_TI alt yapı örneklerinde marjinal bölgede kontur fazlalığını gösteren belirgin kırmızı ve turuncu alanlar görülmekte iken, kasp tepelerine doğru ise kontur eksikliğini gösteren koyu mavi alanların hâkim olduğu ve aksiyal duvarlarda ise daha uyumlu olduğunu gösteren yeşil alanların gözlendiği tespit edilmiştir (Resim 4.3).



Resim 4.1. AM_CoCr alt yapı grubuna ait marjinal ve internal bölgelerin deviasyon renk haritası.



Resim 4.2. SM_PEEK alt yapı grubuna ait marjinal ve internal bölgelerin deviasyon renk haritası.



Resim 4.3. SM_TI alt yapı grubuna ait marjinal ve internal bölgelerin deviasyon renk haritası.

4.2. Kron restorasyon örneklerin doğruluklarının değerlendirilmesi

Kron restorasyonlara ait doğrulukların hesaplanmasında kullanılan RMS verilerine ait normalite ve varyansların dağılımları, Shapiro-Wilk normalite testi ve Levene's homojenite testinden faydalanılarak değerlendirilmiş, verilerin normal dağıldığı ve varyansların homojen olduğu görülmüştür ($P>,05$).

Değişkenlerin doğruluk üzerindeki etkisi ve tanımlayıcı istatistiksel analizlerin elde edilmesi için yapılan tek yönlü varyans analiz testi (ANOVA) sonuçlarına göre

farklı kron restorasyon materyal-üretim tekniğinin RMS değerleri üzerinde marjinal, internal, eksternal ve tüm yüzey için anlamlı derecede etkili olduğu görülmüştür ($P<,001$) (Tablo 4.4).

Tablo 4.4. Tek yönlü varyans analizi (ANOVA) testine göre değişkenlerin değerlendirilmesi.

Bölge	F	df1	df2	p
Marjinal	19,2	2	15,5	<,001
İnternal	100,9	2	17,9	<,001
Eksternal	10,2	2	17,4	<,001
Tüm yüzey	37,6	2	17,8	<,001

df: serbestlik derecesi, p: istatistiksel anlamlılık düzeyi

Tek yönlü varyans analizi testi (ANOVA) tanımlayıcı istatistiksel analiz sonuçlarına göre; SM_PMMA grubunun RMS değerleri ortalaması marjinal bölgede $40,34 \pm 7,5 \mu\text{m}$, internal bölgede $82,15 \pm 5,25 \mu\text{m}$, eksternal bölgede $75,7 \pm 9,74 \mu\text{m}$, tüm yüzeylerde $76,38 \pm 6,78 \mu\text{m}$ arasında olduğu görülmüştür. AM_CB grubunun RMS değerleri ortalaması marjinal bölgede $24,91 \pm 4,03 \mu\text{m}$, internal bölgede $51,94 \pm 6,29 \mu\text{m}$, eksternal bölgede $59,53 \pm 6,19 \mu\text{m}$, tüm yüzeylerde $53,33 \pm 5,16 \mu\text{m}$ arasında olduğu görülmüştür. AM_CT grubunun RMS değerleri ortalaması marjinal bölgede $38,21 \pm 11,06 \mu\text{m}$, internal bölgede $51,78 \pm 5,24 \mu\text{m}$, eksternal bölgede $60,4 \pm 7,71 \mu\text{m}$, tüm yüzeylerde $56,62 \pm 6,07 \mu\text{m}$ arasında olduğu görülmüştür. Tablo 4.5.'de tüm kron restorasyon gruplarına ait ortalama RMS değerleri, standart sapma, standart hata ve %95'lik güven aralığında en yüksek ve en düşük değerler de sunulmuştur.

Tablo 4.5. Kron restorasyon grupları için ortalama RMS değerleri, standart sapma, standart hata, en düşük ve en yüksek değerler (μm).

%95 Güven aralığı						
Bölge	Grup	Ortalama	Ss	Sh	Edd	Eyd
Marjinal	SM_PMMA	40,34	7,5	2,37	34,97	45,7
	AM_CB	24,91	4,03	1,27	22,02	27,79
	AM_CT	38,21	11,06	3,49	30,29	46,12
İnternal	SM_PMMA	82,15	5,25	1,66	78,38	85,91
	AM_CB	51,94	6,29	1,99	47,43	56,44
	AM_CT	51,78	5,24	1,65	48,03	55,53
Eksternal	SM_PMMA	75,7	9,74	3,08	68,73	82,66
	AM_CB	59,53	6,19	1,95	55,1	63,96
	AM_CT	60,4	7,71	2,44	54,88	65,92
Tüm yüzey	SM_PMMA	76,38	6,78	2,14	71,52	81,23
	AM_CB	53,33	5,16	1,63	49,63	57,02
	AM_CT	56,62	6,07	1,92	52,27	60,96

Ss: Standart sapma, **Sh:** Standart hata, **Edd:** En düşük değer **Eyd:** En yüksek değer

Tablo 4.6’da kron restorasyon gruplarına ait ortalama RMS ve standart sapma değerleri ile test grupları arasındaki Tukey HSD çoklu karşılaştırma test sonuçları harflendirmelerle gösterilmiştir.

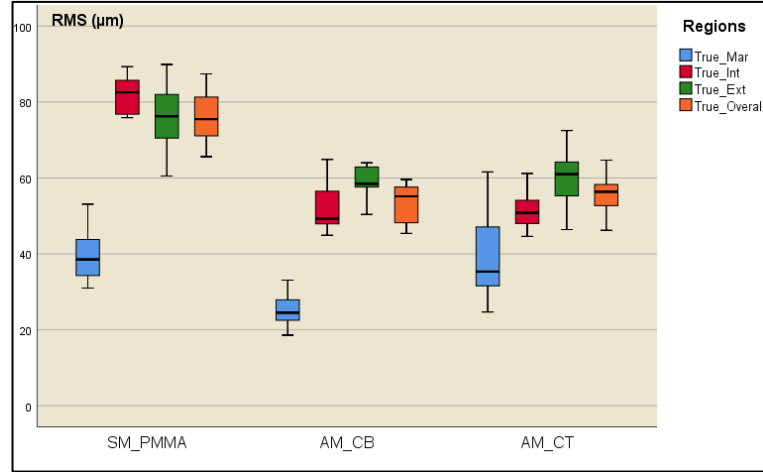
Tablo 4.6. Kron restorasyon gruplarına ait ortalama RMS ve standart sapma değerleri, Tukey HSD testine göre çoklu grup karşılaştırma sonuçları.

Kron restorasyon			
Bölge	SM_PMMA	AM_CB	AM_CT
Marjinal	40,34 ± 7,5 ^b	24,91 ± 4,03 ^a	38,21 ± 11,06 ^b
İnternal	82,15 ± 5,25 ^b	51,94 ± 6,29 ^a	51,78 ± 5,24 ^a
Eksternal	75,7 ± 9,74 ^b	59,53 ± 6,19 ^a	60,4 ± 7,71 ^a
Tüm yüzeyler	76,38 ± 6,78 ^b	53,33 ± 5,16 ^a	56,62 ± 6,07 ^a

*Çalışma grupları arasındaki çoklu karşılaştırmalar Tukey HSD testi gerçekleştirilerek harflendirmelerle gösterilmiştir. Farklı üst simge küçük harfler satırlardaki anlamlı farklılıkları gösterir ($P<,05$).

Farklı materyal-üretim teknikleriyle üretilen kron restorasyon gruplarının ortalama RMS değerleri, Tukey HSD çoklu karşılaştırma testi ile değerlendirildiğinde,

- Marjinal bölge için: AM_CB grubunun ortalama RMS değerlerinin ($24,91 \pm 4,03 \mu\text{m}$), diğer kron restorasyon gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük olduğu ($P<,05$), SM_PMMA ($40,34 \pm 7,5 \mu\text{m}$) ve AM_CT ($38,21 \pm 11,06 \mu\text{m}$) grupları arasında anlamlı bir fark olmadığı ($P=,826$) görülmüştür.
- İnternal bölge için: SM_PMMA kron restorasyon grubunun ortalama RMS değerlerinin ($82,15 \pm 5,25 \mu\text{m}$) diğer kron restorasyon gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu ($P<,001$), AM_CB grubu ($51,94 \pm 6,29 \mu\text{m}$) ve AM_CT ($51,78 \pm 5,24 \mu\text{m}$) grupları arasında anlamlı bir fark olmadığı ($P=,998$) görülmüştür.
- Eksternal bölge için: SM_PMMA kron restorasyon grubunun ortalama RMS değerlerinin ($75,7 \pm 9,74 \mu\text{m}$) diğer kron restorasyon gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu ($P<,001$), AM_CB grubu ($59,53 \pm 6,19 \mu\text{m}$) ve AM_CT ($60,4 \pm 7,71 \mu\text{m}$) grupları arasında anlamlı bir fark olmadığı ($P=,968$) görülmüştür.
- Tüm yüzeyler için: SM_PMMA kron restorasyon grubunun ortalama RMS değerlerinin ($76,38 \pm 6,78 \mu\text{m}$) diğer kron restorasyon gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu ($P<,001$), AM_CB grubu ($53,33 \pm 5,16 \mu\text{m}$) ve AM_CT ($56,62 \pm 6,07 \mu\text{m}$) grupları arasında anlamlı bir fark olmadığı ($P=,453$) görülmüştür (Şekil 4.2).

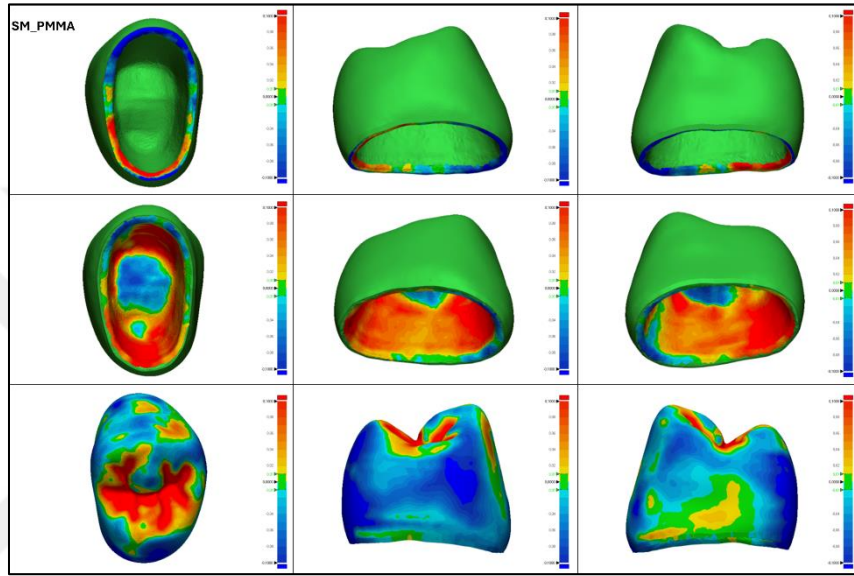


Şekil 4.2. Kron restorasyon gruplarına ait RMS değerlerini gösteren bar grafiği

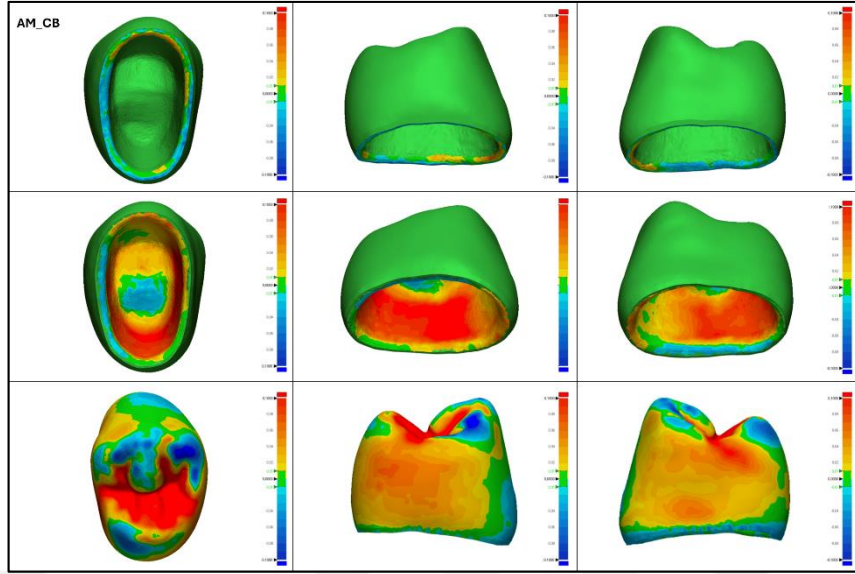
Farklı materyal-üretim teknikleriyle üretilen kron restorasyon gruplarının marjinal, internal ve eksternal bölgeleri için elde edilen deviasyon renk haritaları değerlendirildiğinde;

- SM_PMMA kron restorasyon örneklerinde marjinal bölgede kontur eksikliği ve fazlalığını ifade eden mavi ve kırmızı renklerin birlikte görüldüğü, internal bölgede aksiyal duvarlarda kontur fazlalığı anlamı taşıyan ve klinik olarak giriş yolunda uyumsuzluk yaratabilecek turuncu-kırmızı alanların hâkim olduğu oklüzal duvarda ise mavi alanların görüldüğü, eksternal bölgede ise aksiyel duvarlarda klinik olarak potansiyel estetik problemler ve açık proksimal temaslar anlamını taşıyan mavi alanların ve minimal deviasyonu ifade eden yeşil-sarı alanların birlikte görüldüğü oklüzal kısımda ise santral fossada turuncu-kırmızı alanların görüldüğü tespit edilmiştir (Resim 4.4).
- AM_CB kron restorasyon örneklerinde marjinal bölgede yüksek doğruluğu ifade eden yeşil alanlarla minimal deviasyon miktarını ifade eden açık mavi-sarı alanların birlikte görüldüğü, internal bölgede aksiyal duvarlarda kontur fazlalığı anlamı taşıyan ve klinik olarak giriş yolunda uyumsuzluk yaratabilecek turuncu-kırmızı alanların hakim olduğu, eksternal bölgede ise yeşil, açık mavi-sarı alanların birlikte görüldüğü oklüzal kısımda santral fossada ise yoğun kırmızı alanların görüldüğü tespit edilmiştir (Resim 4.5).
- AM_CT kron restorasyon örneklerinde marjinal bölgede kontur eksikliğini ifade eden ve klinik olarak potansiyel marjinal açıklık anlamı taşıyan mavi alanların hâkim olduğu, internal bölgede aksiyal duvarlarda kontur eksikliğini

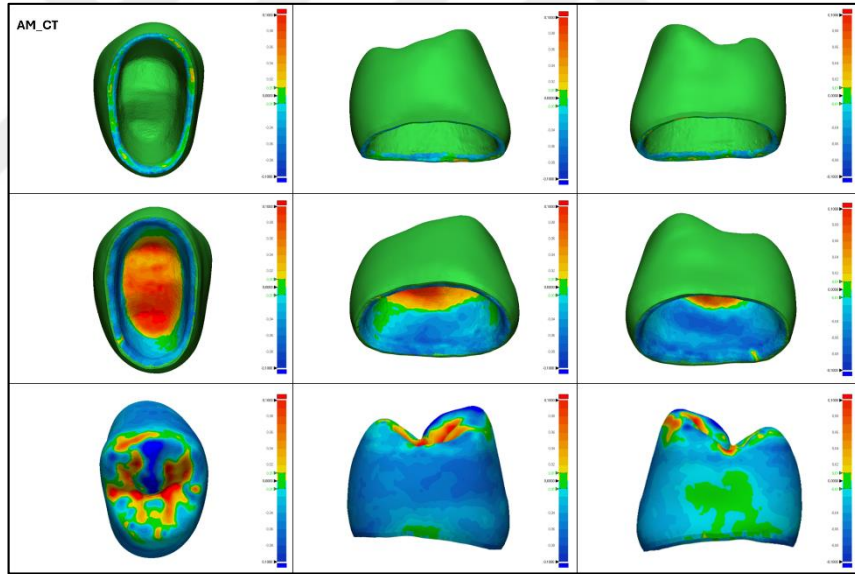
ifade eden ve klinik olarak potansiyel artmış siman aralığı anlamını taşıyan mavi alanların hakim olduğu oklüzal duvarda ise turuncu-kırmızı alanların görüldüğü, eksternal bölgede ise aksiyel duvarlarda bütünüyle klinik olarak potansiyel estetik problemler ve açık proksimal temaslar anlamını taşıyan mavi alanların hakim olduğu oklüzal kısımda ise santral fossada turuncu-kırmızı alanların görüldüğü tespit edilmiştir (Resim 4.6).



Resim 4.4. SM PMMA kron restorasyon grubuna ait marjinal, internal ve eksternal bölgelerin deviasyon renk haritaları



Resim 4.5. AM CB kron restorasyon grubuna ait marjinal, internal ve eksternal bölgelerin deviasyon renk haritası



Resim 4.6. AM CT kron restorasyon grubuna ait marjinal, internal ve eksternal bölgelerin deviasyon renk haritası

4.3. Kırılma Dayanımı Testi Bulguları

Alt yapı ve kron restorasyonlara ait kırılma dayanımı (KD) testi verilerine ait normalite ve varyansların dağılımları, Shapiro-Wilk normalite testi ve Levene's homojenite testleri kullanılarak değerlendirilmiş, verilerin normal dağıldığı ve varyansların homojen olduğu görülmüştür ($P>,05$).

Değişkenlerin KD üzerindeki etkisi ve tanımlayıcı istatistiksel analizlerin elde edilmesi için yapılan iki yönlü varyans analiz testi (ANOVA) sonuçlarına göre farklı alt yapı ve kron restorasyon materyal-üretim teknikleri ile bunların etkileşimlerinin KD değerleri üzerinde anlamlı derecede etkili olduğu görülmüştür ($P<,001$) (Tablo 4.7).

Tablo 4.7. İki yönlü varyans analizi (ANOVA) testine göre değişkenlerin değerlendirilmesi.

Kaynak	KT	df	SM	F	P
Alt yapı (A)	504331,583	2	252165,792	34,793	<,001
Kron (B)	894082,583	2	447041,292	61,681	<,001
(A x B)	953279,583	4	238319,896	32,882	<,001
Hata	456601,750	63	7247,647		
Toplam	98511908	72			

KT: Tip III kareler toplamı, **SM:** Ortalamaların karesi, **df:** serbestlik derecesi, **p:** istatistiksel anlamlılık düzey

İki yönlü varyans analizi testi (ANOVA) sonuçlarına göre; Grup CoCr_CB $1006,12 \pm 82,57$ N arasında, Grup CoCr_CT $799 \pm 103,2$ N arasında, Grup CoCr_PMMA $1332,37 \pm 82,63$ N arasında, Grup PEEK_CB $1319,25 \pm 97,88$ N arasında, Grup PEEK_CT $1230,5 \pm 51,37$ N arasında, Grup PEEK_PMMA $1200,62 \pm 66,23$ N arasında, Grup TI_CB $1352,62 \pm 120,94$ N arasında, Grup TI_CT $956,87 \pm 77,45$ N arasında, Grup TI_PMMA $1178,87 \pm 60,78$ N arasında KD değerleri göstermiştir. Tablo 4.8.'de tüm çalışma gruplarına ait ortalama KD değerleri yanında standart sapma, standart hata ve %95'lik güven aralığında en yüksek ve en düşük değerler belirtilmiştir.

Tablo 4.8. Çalışma grupları için KD ortalama değerleri, standart sapma, standart hata, en düşük ve en yüksek değerler (N).

				%95 Güven aralığı		
Grup		Ortalama	Ss	Sh	Edd	Eyd
CoCr	CB	1006,12	82,57	29,2	937,1	1075,16
	CT	799,00	103,2	36,48	712,72	885,28
	PMMA	1332,37	82,63	29,21	1263,3	1401,45
PEEK	CB	1319,25	97,88	34,6	1237,41	1401,08
	CT	1230,5	51,34	18,16	1187,54	1273,45
	PMMA	1200,62	66,23	23,41	1145,24	1256
TI	CB	1352,62	120,94	42,75	1251,51	1453,73
	CT	956,87	77,45	27,38	892,11	1021,63
	PMMA	1178,87	60,78	21,5	1128,05	1229,7

Ss: Standart sapma, Sh: Standart hata, Edd: En düşük değer Eyd: En yüksek değer

Tablo 4.9’da çalışma gruplarına ait ortalama kırılma dayanımı ve standart sapma değerleri ile birlikte test grupları arasındaki çoklu karşılaştırmalara ait Tukey HSD testi sonuçları harflendirmelerle gösterilmiştir.

Tablo 4.9. Test gruplarına ait ortalama KD ve SS değerleri (N), Tukey HSD testine göre çoklu grup karşılaştırma sonuçları.

Kron restorasyon				
Alt yapı	AM_CB	AM_CT	SM_PMMA	Total
AM_CoCr	1006,1±82,6 ^{Ba}	799,0±103,2 ^{Aa}	1332,4±82,6 ^{Cb}	1045,8±240,2 ^x
SM_PEEK	1319,3±97,9 ^{Ab}	1230,5±51,4 ^{Ac}	1200,6±66,2 ^{Aab}	1250,1±87,8 ^z
SM_TI	1352,6±120,9 ^{Cb}	956,8±77,4 ^{Ab}	1178,8±60,8 ^{Ba}	1162,8±186,5 ^y
Total	1226,0±186,7 ^Y	995,5±197,6 ^X	1237±96,6 ^Y	

*Çalışma grupları arasındaki karşılaştırmalar Tukey HSD testi ile gerçekleştirilmiş olup aynı harfle simgelenen gruplar arasında anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($P>,05$). **Küçük harfler, aynı restorasyon için alt yapı grupları arasındaki karşılaştırmaları gösterirken, büyük harfler ise aynı alt yapı için kron restorasyon grupları arasındaki karşılaştırmaları göstermektedir.

Aynı alt yapı materyaline simante edilen farklı kron restorasyon gruplarının ortalama KD değerleri, Tukey HSD çoklu karşılaştırma testi ile değerlendirildiğinde;

- AM_CoCr alt yapı için: SM_PMMA grubun ortalama KD değerlerinin, ($1332,4 \pm 82,6$ N) diğer restorasyon gruplarından anlamlı derecede yüksek olduğu ($P<,05$), AM_CT ($799,0 \pm 103,2$ N) grubunun ise diğer restorasyon gruplarından anlamlı derecede düşük olduğu ($P<,05$) görülmüştür.
- SM_PEEK alt yapı için: kron restorasyon grupları arasında istatiksel olarak anlamlı bir fark ($P>,05$) görülmemiştir.
- SM_TI alt yapı için: AM_CB grubun ortalama KD değerlerinin, ($1352,6 \pm 120,9$ N) diğer restorasyon gruplarından anlamlı derecede yüksek olduğu ($P<,05$), AM_CT ($956,8 \pm 77,4$ N) grubunun ise diğer restorasyon gruplarından anlamlı derecede düşük olduğu ($P<,05$) görülmüştür.

Aynı kron restorasyon grubuna simante edilen farklı alt yapı materyal gruplarının ortalama KD değerleri, Tukey HSD çoklu karşılaştırma testi ile değerlendirildiğinde;

- AM_CB kron restorasyonları için: AM_CoCr alt yapı grubun ortalama KD değerlerinin ($1006,1 \pm 82,6$ N) diğer alt yapı gruplarına göre anlamlı derecede düşük olduğu ($P<,05$), SM_PEEK ($1319,3 \pm 97,9$ N) ve SM_TI ($1352,6 \pm 120,9$ N) grupları arasında ise anlamlı bir fark olmadığı ($P=,68$) görülmüştür.
- AM_CT kron restorasyonları için: SM_PEEK grubun ortalama KD değerlerinin ($1230,5 \pm 51,4$ N) diğer alt yapı gruplarından anlamlı derecede yüksek olduğu ($P<,05$), AM_CoCr ($799,0 \pm 103,2$ N) grubunun ise diğer alt yapı gruplarından anlamlı derecede düşük olduğu ($P<,05$) görülmüştür.
- SM_PMMA kron restorasyonları için: AM_CoCr ($1332,4 \pm 82,6$ N) grubunun ortalama KD değerlerinin SM_TI ($1178,8 \pm 60,8$ N) grubuna göre anlamlı derecede yüksek olduğu ($P<,05$), SM_PEEK ($1200,6 \pm 66,2$ N) grubu ile arasında anlamlı bir fark olmadığı ($P=0,68$), SM_PEEK ($1200,6 \pm 66,2$ N) ile SM_TI ($1178,8 \pm 60,8$ N) grupları arasında da anlamlı bir fark olmadığı ($P=,951$) görülmüştür.

Alt yapı materyal gruplarına ait ortalama KD değerleri, Tukey HSD çoklu karşılaştırma testi ile değerlendirildiğinde;

- SM_PEEK ($1250,1 \pm 87,8$ N) alt yapı grubunun diğer gruplardan anlamlı derecede yüksek olduğu ($P<,05$) ve AM_CoCr ($1045,8 \pm 240,2$ N) grubunun ise diğer gruplardan anlamlı derecede düşük olduğu ($P<,05$) görülmüştür.

Kron restorasyon grupları ortalama KD değerleri, Tukey HSD çoklu karşılaştırma testi ile değerlendirildiğinde:

- AM_CT ($995,5 \pm 197,6$ N) grubunun diğer gruplardan anlamlı derecede düşük olduğu ($P<,05$), AM_CB ($1226,0 \pm 186,7$ N) ile SM_P MMA ($1237 \pm 96,6$ N) grupları arasında ise anlamlı bir fark olmadığı ($P>,05$) görülmüştür.

4.4. Kırık Tipleri Değerlendirilmesi Bulguları

Farklı materyal-üretim tekniklerinin alt yapılar ve kron restorasyonlardaki kırık tiplerinin üzerindeki etkisinin değerlendirilmesi amacıyla her bir alt yapı-kron kombine grubundan farklı kırık tiplerine ait örnekler görsel olarak olarak incelenmiş ve bir tek yansımali dijital fotoğraf makinesi ile kaydedilmiştir. Kırık tipleri; tamir edilebilir küçük çatlak veya kırık (1), kronun yarısından daha az madde kaybı görülen (2), kronun yarısından fazla madde kaybı görülen (3) ve tam kron kırığı görülen (4) tamir edilemez (katastrofik) olarak kaydedilmiştir (Resim 4.7).





Resim 4.7. Tamir edilebilir küçük çatlak veya kırık (Tip 1), kronun yarısından daha az madde kaybı görülen (Tip 2), kronun yarısından fazla madde kaybı görülen (Tip 3) ve tam kron kırığı görülen (Tip 4), tamir edilemez (katastrofik) kırık tiplerine ait örnekler

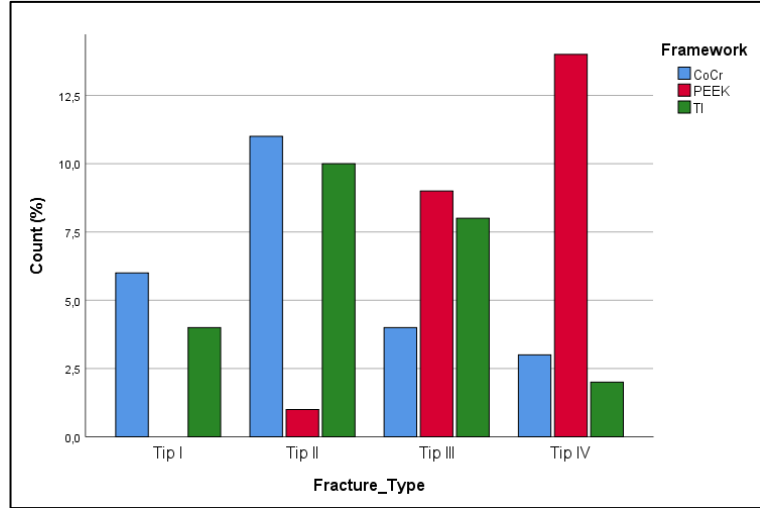
Farklı alt yapı, kron restorasyon ve alt yapı-kron kombinasyon çalışma gruplarına göre kırık tiplerinin sayısal ve oransal dağılımı sırasıyla tablo 4.10, 4.11, 4.12’de gösterilmiştir.

Tablo 4.10. Alt yapı gruplarına ait kırık tiplerinin sayısal ve oransal dağılımları.

Kırık Tipi					
Grup	Tip 1	Tip 2	Tip 3	Tip 4	Toplam
AM_CoCr	6 (%25)	11 (%45,8)	4 (%16,7)	3 (%12,5)	24 (%100)
SM_PEEK	0 (%0)	1 (%4,2)	9 (%37,5)	14 (%58,3)	24 (%100)
SM_TI	4 (%16,7)	10 (41,7)	8 (%33,3)	2 (%8,3)	24 (%100)
Toplam	10 (%13,9)	22 (%30,6)	21 (%29,2)	19 (%26,2)	72 (%100)

*Tamir edilebilir küçük çatlak veya kırık (Tip 1), kronun yarısından daha az madde kaybı görülen (Tip 2), kronun yarısından fazla madde kaybı görülen (Tip 3) ve tam kron kırığı görülen (Tip 4), tamir edilemez (katastrofik) kırıklar.

Alt yapı gruplarına göre kırık tiplerinin dağılımları değerlendirildiğinde; AM_CoCr alt yapı bulunan çalışma gruplarında oransal olarak en çok Tip 2 (%45,8), SM_PEEK alt yapı bulunan çalışma gruplarında oransal olarak en çok Tip 4 (%58,4), SM_TI alt yapı bulunan çalışma gruplarında oransal olarak en çok Tip 2 (%41,7), kırık tespit edilmiştir. Tüm alt yapı gruplarının genel ortalaması değerlendirildiğinde ise, en çok Tip 2 (%30,6) ve Tip 3 (%29,2) kırıklar tespit edilmiştir (Şekil 4.3).



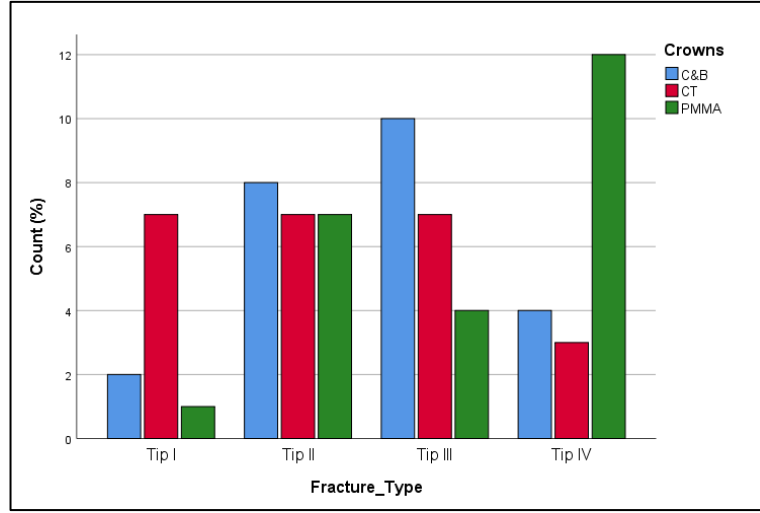
Şekil 4.3. Alt yapı gruplarına ait kırık tiplerinin oransal dağılımlarını gösteren bar grafiği

Tablo 4.11. Kron gruplarına göre kırık tiplerinin sayısal ve oransal dağılımları.

Kırık Tipi					
Grup	Tip 1	Tip 2	Tip 3	Tip 4	Toplam
AM_CB	2	8	10	4	24
	(8,3)	(%33,3)	(%41,7)	(%16,7)	(%100)
AM_CT	7	7	7	3	24
	(%29,2)	(%29,2)	(%29,2)	(%12,5)	(%100)
SM_PMMA	1	7	4	12	24
	(%4,2)	(%29,2)	(%16,7)	(%50)	(%100)
Toplam	10	22	21	19	72
	(%13,9)	(%30,6)	(%29,2)	(%26,4)	(%100)

*Tamir edilebilir küçük çatlak veya kırık (Tip 1), kronun yarısından daha az madde kaybı görülen (Tip 2), kronun yarısından fazla madde kaybı görülen (Tip 3) ve tam kron kırığı görülen (Tip 4), tamir edilemez (katastrofik) kırıklar.

Kron restorasyon gruplarına göre kırık tiplerinin dağılımları değerlendirildiğinde; AM_CB kron bulunan çalışma gruplarında en çok Tip 3 (%41,7), AM_CT kron bulunan çalışma gruplarında en çok Tip 1 (%29,2), Tip 2 (%29,2) ve Tip 3 (%29,2), SM_PMMA kron bulunan çalışma gruplarında en çok Tip 4 (%50), kırık tespit edilmiştir. Tüm kron gruplarının genel ortalaması değerlendirildiğinde ise, en çok Tip 2 (%30,6) ve Tip 3 (%29,2) kırıklar tespit edilmiştir (Şekil 4.4).



Şekil 4.4. Kron restorasyon gruplarına ait kırık tiplerinin oransal dağılımlarını gösteren bar grafiği

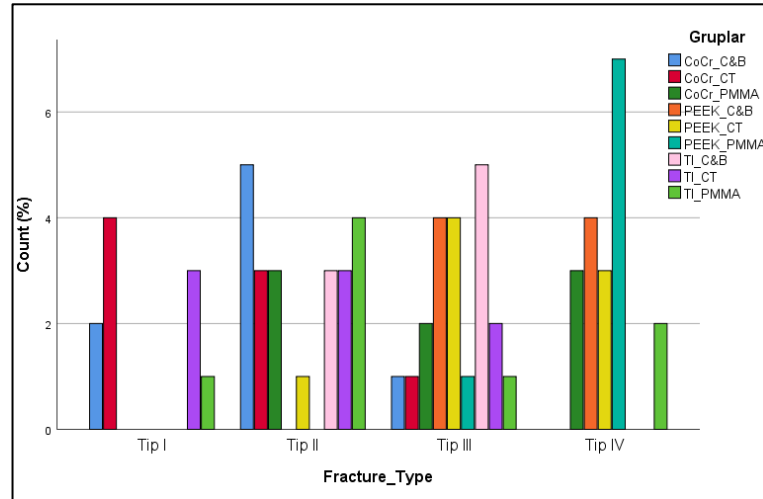
Tablo 4.12. Alt yapı-kron kompleks gruplarına göre kırık tiplerinin sayısal ve oransal dağılımları.

Kırık Tipi					
Grup	Tip 1	Tip 2	Tip 3	Tip 4	Toplam
CoCr CB	2	5	1	0	8
	(%25)	(%62,5)	(%12,5)	(%0)	(%100)
CT	4	3	1	0	8
	(%50)	(%37,5)	(%12,5)	(%0)	(%100)
PMMA	0	3	2	3	8
	(%0)	(%37,5)	(%25)	(%37,5)	(%100)
Toplam	6	11	4	3	24
	(%25)	(%45,8)	(%16,7)	(%12,5)	(%100)
PEEK CB	0	0	4	4	8
	(%0)	(%0)	(%50)	(%50)	(%100)
CT	0	1	4	3	8
	(%0)	(%12,5)	(%50)	(%37,5)	(%100)
PMMA	0	0	1	7	8
	(%0)	(%0)	(%12,5)	(%87,5)	(%100)
Toplam	0	1	9	14	24
	(%0)	(%4,2)	(%37,5)	(%58,3)	(%100)

TI	CB	0 (%0)	3 (%37,5)	5 (%62,5)	0 (%0)	8 (%100)
	CT	3 (%37,5)	3 (%37,5)	2 (%25)	0 (%0)	8 (%100)
	PMMA	1 (%12,5)	4 (%50)	1 (%12,5)	2 (%25)	8 (%100)
Toplam		4 (%16,7)	10 (%41,7)	8 (%33,3)	2 (%8,3)	24 (%100)
Genel		10	22	21	19	72
Toplam		(%13,9)	(%30,6)	(%29,2)	(%26,4)	(%100)

*Tamir edilebilir küçük çatlak veya kırık (Tip 1), kronun yarısından daha az madde kaybı görülen (Tip 2), kronun yarısından fazla madde kaybı görülen (Tip 3) ve tam kron kırığı görülen (Tip 4), tamir edilemez (katastrofik) kırıklar.

Alt yapı-kron kombine çalışma gruplarına göre kırık tiplerinin dağılımları değerlendirildiğinde; CoCr_CB grubunda en çok Tip 2 (%62,5), CoCr_CT grubunda en çok Tip 1 (%50), CoCr_PMMA grubunda en çok Tip 2 (%37,5) ve Tip 4 (%37,5), PEEK_CB grubunda en çok Tip 3 (%50) ve Tip 4 (%50), PEEK_CT grubunda en çok Tip 3 (%50), PEEK_PMMA grubunda en çok Tip 4 (%87,5), TI_CB grubunda en çok Tip 3 (%62,5), TI_CT grubunda en çok Tip 1 (%37,5) ve Tip 2 (%37,5), TI_PMMA grubunda en çok Tip 2 (%50), kırık tespit edilmiştir (Şekil 4.5).



Şekil 4.5. Alt yapı-kron kombine gruplarına ait kırık tiplerinin oransal dağılımlarını gösteren bar grafiği

4.5. KD ve başarısızlık tipleri arasında korelasyonun değerlendirilmesi

KD değerleri ve başarısızlık tipleri arasındaki Pearson korelasyon analizi değerlendirilmesine göre, KD ve başarısızlık tipleri arasındaki korelasyonun istatistiksel olarak anlamlı olduğu ($P<,001$; $r^2=0,549$) ve bu iki değişkenler arasındaki korelasyonun orta seviyede olduğu anlaşılmaktadır (Tablo 4.13).

Tablo 4.13. Pearson korelasyon analiz sonuçları.

	Korelasyon	KD	Kırık Tipi
KD	Pearson Korelasyon	1	,549
	Anlamlılık derecesi		<,001*
	N	72	72
Kırık Tipi	Pearson Korelasyon	,549	1
	Anlamlılık derecesi	<,001*	
	N	72	72

*Korelasyon anlamlılık derecesi $P<,05$ 'tir.

5.TARTIŞMA

Bu tez çalışmasının sıfır hipotezleri (H_0) elde edilen bulgular doğrultusunda reddedilmiş olup: (1) Farklı materyal-üretim teknikleri kullanılarak hazırlanan alt yapı ve kron restorasyonların doğruluklarının farklı olduğu, (2) farklı materyal-üretim teknikleri kullanılarak hazırlanan alt yapı ve kron restorasyonların kırılma dayanıklılığı ve kırık tiplerinin farklı olduğu görülmüştür. Ayrıca (3), kullanılan materyal ve üretim tekniği tipinin doğruluk, kırılma dayanımı ve kırık tipleri üzerinde etkisinin olduğu da tespit edilmiştir.

İmplant destekli sabit protetik restorasyonların tasarımında önemli bir faktör olan kron/kök oranı, günümüzde implant tedavisinin yaygınlaşması, implant tedavisinin uygulandığı hasta oranının ve yaş aralığının giderek artmasına bağlı olarak, özellikle ileri boyutta kemik kaybı bulunan vakalarda giderek kritik seviyelere (0.5) ulaşmaktadır (Hadzik ve ark., 2018). Özellikle implant sayısı ve çaplarının da oldukça sınırlı olduğu, stres dağılımı açısından kritik olan bu gibi vakalar için, sabit protetik uygulamalarda yaygın kullanılmayan alternatif alt yapı ve üst yapı materyallerin kullanıldığı sabit veya hibrit protezler tercih edilerek, stres dağılımı açısından avantaj elde edilmeye çalışılmaktadır (Çalışkan ve Yöndem, 2019). Bu protezler, ciddi seviyelerde kemik ve yumuşak doku kaybının olduğu durumlarda gereksinim duyulan ileri cerrahi teknikleri protetik rekonstrüksiyonla elimine edilebilmesi, kaybolan diş eti estetiğini geri kazandırması, düşük miktarda keratinize doku varlığında uygulanabilmesi, uygun olmayan aç ve konumdaki implantlara çözüm getirmesi ve böylelikle anatomik risk varlığında implant cerrahisi esnasında esnek davranmaya olanak tanınması, kemik-yumuşak doku greftleme ihtiyacını azaltması, kemik defekti olan olgularda rekonstrüksiyonu kolaylaştırması, iyi bir tutuculuğa sahip olması, hasta konforu ve psikolojik avantajları gibi önemli üstünlükler sunmakta olup; vida gevşemesi veya kırılması, üst yapı restorasyon materyalinde kırılma ve aşınmalar ile alt yapıda kırılma, komplike laboratuvar ve klinik prosedürleri ile klinik bakım zorlukları gibi ciddi dezavantajlara da sahiptirler (Malo ve ark., 2011; Real-Osuna ve ark., 2012; Rojas-Vizcaya, 2011). Öte yandan bir vidalı alt yapı üzerine hazırlanan simante üst yapı restorasyonların beraber uygulandığı sabit protetik uygulamalar da (Toronto köprü veya Malo köprü), farklı materyallerinin kullanılabilmesine olanak tanınması, vida deliklerinin yarattığı fonksiyonel ve estetik problemlerin elimine

edilmesi gibi önemli avantajlarıyla, kron/kök oranının ve stres dağılımının kritik olduğu benzer olgular için geliştirilmiştir (Çelik ve Küçükekenci, 2023; Kodama, 2012). Kaybolan estetik ve fonksiyonun yeniden kazandırılmasında mükemmel sonuçlar veren bu protezler; vida deliğinin ağız ortamına açılmamasıyla birlikte hem estetik avantaj sunarken hem de vida deliğinden bakteri geçişini engellemekte ve üst yapı restorasyonlarda olası bir başarısızlıkta tüm protezin alt yapısıyla birlikte çıkarılmasına gerek kalmadan, sadece ilgili üst yapıda tamir veya yenileme yapılabilmesine olanak tanımaktadır (Grande ve ark., 2023; Malo ve ark., 2011; Ponnanna ve ark., 2021).

Günümüzde pek çok protetik uygulamanın çok daha uyumlu, daha kolay ve biyomekanik açıdan daha başarılı olarak üretilmesinde kullanılan CAD-CAM teknolojileri, geniş ve karmaşık sabit protetik uygulamalar ve hibrit protezleri için vazgeçilmez hale gelmiştir (Abou-Ayash ve ark., 2021; Yilmaz ve ark., 2024). Çoğunlukla eksiltmeli CAD-CAM üretim teknikleri kullanılarak hazırlanan titanyum alaşımı, düşük özgül ağırlığı ve yüksek biyomekanik özellikleri sayesinde bu protezler için en ideal alt yapı materyali olarak gösterilmektedir (Al-Meraikhi ve ark., 2018). Öte yandan eksiltmeli olarak üretilen Ti alt yapıların yüksek malzeme israfı ve artan maliyetiyle, frezeleme işleminin zorluğu ve frezeleme aletlerine bağlı üretim sınırlamaları alternatif teknikler ve malzemelere olan ihtiyacı doğurmuştur (Kayıkçı ve Ates, 2022). Yüksek performanslı PEEK polimerler materyali, benzersiz biyomekanik özellikleri, düşük ağırlıkları ve şok emme kabiliyeti ile kemiğe benzer elastik modülü sayesinde geniş ve karmaşık sabit protetik uygulamalar ve hibrit protezlerin yapılmasında kullanılabilmektedir. Öte yandan bu polimer bazlı restorasyonları üretmek için yaygın olarak enjeksiyon kalıplama ve SM teknikleri kullanılmaktadır (Wang ve ark., 2022). Ancak bu polimer bazlı restorasyonların başlıca sınırlamaları; estetik olmayan görünümünün giderilmesi için ilave üst yapı veya veneerleme gereksinimi, veneer veya abutment materyaline sınırlı bağlanma kapasitesi ve yine yüksek maliyettir (Dede ve ark., 2024). Aynı anda çeşitli seramik, polimer ve metal bazlı malzemeler kullanılarak daha karmaşık ve daha büyük restorasyonlar üretmek için geliştirilen eklemeli CAD-CAM üretim teknikleri (AM) mevcuttur ve daha az atık miktarı nedeniyle daha düşük maliyet ortaya çıkarmaktadır (Abou-Ayash ve ark., 2021; Wang ve ark., 2019; Yilmaz ve ark., 2024). Halen dış

hekimliğine en yaygın olarak kullanılan CoCr alaşımı, uygun maliyeti, yeterli biyouyumluluğu, işleme prosedürlerinin kolaylığı, düşük ısı iletkenliği ve yüksek mekanik özelliklere sahip olmakla beraber, üretim hassasiyetinin artırılması ve standardizasyonu için; metal tozlarını lazer enerjisi ile katman katman eriterek birleştirme temeline dayanan direkt metal lazer sinterleme (DMLS) ve seçici lazer eritme (SLE) gibi eklemeli üretim yöntemleri de kullanılarak üretilmektedir (Kaleli ve Saraç, 2017). Ancak AM tekniğiyle üretilen CoCr alt yapıların mekanik özelliklerinin geliştirilmesinde, üretim sonrasında ısıl işlemlere ihtiyaç duyulmakta olup bu işlemler sonrası görülebilecek uyumsuzluklar ve katmanlı üretimin hassasiyetine bağlı olarak değişebilecek olan doğruluk ve marjinal uyumunun, özellikle geniş ve karmaşık sabit protetik uygulamalar ve hibrit protez alt yapıları için değerlendirilmesi gerekmektedir (Daou, 2021; Yılmaz ve ark., 2018). Restorasyonlara ait alt yapıların üretim tekniği, kullanılan materyal, tasarımı ve yapısal özellikleri özellikle uzun açıklıklı (long span) sabit protezler için nihai gerçekliği ve uyumu etkileyebilir (Pacquet ve ark., 2023.; Yılmaz ve ark., 2024). Bu restorasyonların üretim doğruluğu ve marjinal uyum problemleri ise en önemli başarısızlık nedenlerinden biridir (Daou, 2021; Yılmaz ve ark., 2018).

CAD-CAM teknolojilerindeki gelişmelerle birlikte restoratif malzemelerin yelpazesi de genişlemiş, implant destekli sabit protetik restorasyonlar için yeni malzemeler kullanılabilir hale gelmiştir. Geleneksel seramik ve zirkonya materyallerin yanı sıra, rezin içerikli kron materyalleri yeterli mekanik dayanıklılık, kolay işlenebilme, polisajlanabilme, tamir edilebilme, düşük aşındırıcılık ve özellikle dentine yakın elastik modülüsü sayesinde daha az stres yoğunlaşmasının elde edilmesi gibi üstünlükleri sayesinde hem geçici hem de daimî amaçla olarak sabit protetik uygulamalarda kullanılabilmektedir (Pinargote ve ark., 2024; Tamimi ve Hirayama, 2019). Yapılan çalışmalarda CAD-CAM teknolojileri kullanılarak hazırlanan rezin içerikli sabit protetik restorasyonların, daha yüksek üretim doğruluğu ve mekanik özellikler göstermesi nedeniyle eksiltmeli olarak üretilmesinin uygun olacağı bildirilmektedir (Skorulska ve ark., 2021). Ancak daha hızlı, daha düşük maliyetli ve geniş- komplike tasarımların üretilmesine izin veren eklemeli üretim teknikleri ise, rezin içerikli restorasyonların üretilmesinde daha popüler hale gelmiştir (Çakmak ve ark., 2022b). Günümüzde farklı fiziksel-mekanik özelliklere sahip, farklı içerikler ve

doldurucu çeşitliliğine sahip olan pek çok sabit protetik restorasyon rezin materyali bulunmaktadır (Aati ve ark., 2021). Özellikle eklemeli tekniklerle üretilen rezin içerikli restorasyonların üretim doğruluğu, mekanik özellikleri ve de restorasyon başarısı üzerinde, kullanılacak olan rezin materyaline ait özellikler kadar üretimi etkileyebilecek diğer faktörler de oldukça önemlidir. (Çakmak ve ark., 2022b; Yılmaz ve ark., 2022b). Eklemeli üretimde kullanılacak 3BY'ye ait özelliklerle birlikte üretim esnasında restorasyonun yapı platformunda doğru konumlandırılması (0-90° açılandırma ve X-Y eksen konumu), yapıyı üretim esnasında destekleyecek unsurların boyutu, miktarı, konumu ve kullanılan ışık projeksiyonuna ait parametreler (dalga boyu, güç ve maruz kalma süresi), katman kalınlığı ve baskı adım boyutu gibi birçok faktörün optimal hale getirilmesi gerekmektedir (Schweiger ve ark., 2021). Bununla beraber üretim sonrasında artık rezin materyalin uzaklaştırılması için kullanılan yöntem ve ajanlar kadar, dayanıklılığı arttırmak için kullanılacak olan foto-polimerizasyon işlemleri de optimize edilmeli ve üretici talimatları izlenmelidir (Kim ve ark., 2020). Bütün bu faktörlerin optimize edilmesi hususunda yapılmış olan birçok çalışma bulunmakta olup (Çakmak ve ark., 2022a; Türksayar ve ark., 2022), yapılan literatür taramasında, farklı kimyasal içeriklere sahip rezin materyaller kullanılan restorasyonların üretim doğrulukları, farklı üretim teknikleri-materyaller kullanılarak hazırlanmış alt yapılarla olan uyumları ve bu alt yapılar üzerindeki kırılma dayanımlarını karşılaştıran bir çalışma bulunamamıştır. Bu tez çalışmasında ise, geniş-komplike sabit protetik uygulamalar ile hibrit protezleri simüle etmek için, eklemeli ve eksiltmeli üretim teknikleri kullanılarak üretilen alt yapı ve üst yapıyı oluşturan kron restorasyonların üretim doğrulukları, kron restorasyonların bu alt yapılar üzerindeki kırılma dayanımları ve kırılma paternleri değerlendirilmiştir.

Dijital teknolojilerde yaşanan hızlı gelişmeler, diş hekimliğinde ölçme ve değerlendirme amacıyla yeni metotların geliştirilmesi, konvansiyonel metotlara göre çok daha hızlı, tekrarlanabilir ve doğru sonuçların alınabilmesini sağlamıştır (Çakmak ve ark., 2024; Pacquet ve ark., 2023). Üretilen restorasyonun orijinal tasarım veya ana modeliyle ne oranda uyumlu olduğunu gösteren doğruluk (trueness) değeri, restorasyonların alt-yapı veya dayanaklar üzerinde minimum marjinal açıklık ve pasif olarak yerleşmesi ve de sağ kalımı hususunda son derece önemli bir faktördür (Tamimi ve Hirayama, 2019; Yılmaz ve ark., 2018). Üretilen restorasyonların doğruluğunun

değerlendirilebilmesi için, restorasyonun hassas bir şekilde taranması ve elde edilen dijital verilerin aynı hassasiyette analiz edilerek bir referans veriyle karşılaştırılması gerekmektedir. Bu hususta ISO (International Organization for Standardization), 12836 nolu standardında yüksek hassasiyete sahip ($<10 \mu\text{m}$) mekanik veya optik endüstriyel tarayıcılar (Örneğin; ATOS Core 80 5MP; GOM GmbH, Braunschweig, Almanya) ile metroloji sınıfı tersine mühendislik yazılımlarının kullanılması tavsiye edilmektedir (ISO, 2015; Çakmak ve ark., 2022a). Ağız içi tarayıcı (AİT) cihazlar kullanılarak yapılan taramaların, geleneksel ölçü yöntemlerine göre daha iyi sonuç verdiği ve özellikle arkın sınırlı alanında çalışılması veya küçük restorasyonların doğruluğu için tercih edilmesi durumunda sonuçların güvenilir olabileceği bildirilmiştir (Cui ve ark., 2021; Zimmermann ve ark., 2020). Bununla beraber, AİT cihazlar ve laboratuvar tarayıcıların tarama hassasiyetlerini, endüstriyel tarayıcıların performansı ile karşılaştıran bir çalışmada, değerlendirilen Primescan (Dentsply Sirona, Bensheim, Almanya) ve Trios 3 (3Shape, Kopenhag, Danimarka) AİT'lerin tam ark PEEK alt yapıların tarama doğruluklarının, endüstriyel tarayıcıya yakın sonuçlar verdiği bildirilmiştir (Yılmaz ve ark., 2023). AİT'lerin kullanımının kolay, uygulayıcıların yeterli deneyime sahip, kolay ulaşılabilirliği gibi üstünlükleri ile bu tez çalışmasında taraması yapılacak olan alt yapı ve kron restorasyonların boyutlarının küçük ve olası deviasyon oranının da buna bağlı olarak daha küçük olacağı göz önünde bulundurulduğunda, alt yapı ve kron restorasyonların taramalarının yapılmasında kliniğimizde de kullanmış olduğumuz bir AİT (Trios 3; 3Shape, Kopenhag, Danimarka) cihaz tercih edilmiştir. Dijital doğruluk ölçme yöntemlerindeki limitasyonlar nedeniyle erken dönem çalışmalarda restorasyonların yalnızca marjinal bölge değerlendirmelerinde kullanılan bu teknikler, tersine mühendislik programları ve ölçüm tekniklerinin gelişim ve çeşitlilik göstermesiyle beraber çok daha karmaşık ve büyük restorasyonların internal, eksternal, aksiyal ve oklüzal yüzeyler gibi farklı bölgeleri için detaylı değerlendirmeler yapılabilir (Ha ve Cho, 2016; Kang ve ark., 2018). Bir nesneyi optik-mekanik yöntemlerle sayısal olarak modelledikten sonra dijital ortamda 3B doğruluk analizi için kullanılan en yaygın yöntem, en iyi uyum hizalaması yoluyla test edilecek tarama verisinin referans tarama verisi üzerine karşılaştırılması esasına dayanır. Bu yöntem, operatöre dayalı kararları atlayan ve test taraması ile referans taraması arasındaki ortalama mesafeyi kök ortalama kare (RMS)

kullanarak hesaplayan, yinelemeli en yakın nokta algoritmasına dayanır. Ancak en iyi uyum hizalamasının sonuçları, hizalama protokolündeki farklılıklar nedeniyle kullanılan yazılımın türüne ve sürümüne bağlı olarak değişebilir (Çakmak ve ark., 2022b; Yılmaz ve ark., 2022). Bu tez çalışmasında alt yapı ve kron restorasyonların doğruluk analizlerinde ISO'nun 12836 (ISO, 2015; Cakmak ve ark., 2022b; Yılmaz ve ark., 2022) numaralı standardında tavsiye edilen metroloji sınıfı bir tersine mühendislik programı (Geomagic Control X v 2022.1; 3D Systems, Kuzey Karolina, ABD) kullanılmıştır.

Dijital doğruluk analiz programlarında STL dosyaları üst üste hizalanarak değerlendirme yapılmakta ve karşılaştırılan dosyalar arasındaki seçili noktasal, vektörel, alansal ve boyutsal birçok farklılık deviasyon olarak hesaplanabilmektedir. Yapılan çalışmalarda CAD-CAM sabit protetik restorasyonlar için klinik olarak kabul edilebilir deviasyon miktarının ortalama 100 µm olabileceği ve bazı çalışmalarda ise dış yüzeyler için ise bu deviasyon miktarının 150 µm'yi geçmemesi gerektiği bildirilmiştir (Lee ve ark., 2021; Rungrojwittayakul ve ark., 2020; Wang ve Sun, 2021). Bu tez çalışmasında değerlendirilen tüm alt yapı ve kron restorasyonların ortalama RMS değerlerinin, ilgili çalışmalarda bildirilen klinik olarak kabul edilebilen maksimum deviasyon miktarından (100 µm) oldukça düşük olduğu ve tüm örneklerin kabul edilebilen bir boyutsal doğruluğa sahip olduğu söylenebilir.

Bu tez çalışmasında farklı materyal ve üretim teknikleriyle hazırlanan alt yapı grupları için yapılan marjinal, internal ve tüm yüzey deviasyon değerlendirmelerinde, AM_CoCr grubuna ait RMS değerlerinin, SM_PEEK ve SM_TI gruplarına göre istatistiksel açıdan anlamlı derecede düşük olduğu ($P<.05$) ve çok daha yüksek doğruluğa sahip olduğu öte yandan daha düşük doğruluğa sahip olan SM alt yapı grupları arasında ise istatistiksel açıdan anlamlı bir fark olmadığı ($P>.05$) görülmüştür. Literatürde farklı materyal-üretim teknikleriyle elde edilen alt yapılar arasında doğruluk, hassasiyet marjinal uyumu değerlendiren çalışmalarda, AM ve SM üretim tekniklerinin sonuçları karşılaştırıldığında, birbirleriyle çelişen sonuçların bildirildiği görülmüştür. Farklı materyaller ile konvansiyonel döküm (CoCr), eksiltmeli (Kazıma CoCr, titanyum, zirkonya ve PEEK) ve eklemeli üretim (DMLS CoCr) teknikleri kullanılarak hazırlanan implant üstü 3 üyeli sabit bölümlü restorasyon alt yapılarının premolar ve molar dayanaklarda, marjinal ve internal uyumunu inceleyen bir

çalışmada; premolar dayanak için, marjinal bölgede SM titanyum grubunun daha yüksek uyum gösterirken, SM PEEK grubunun ise en uyumsuz alt yapı grubu olduğu, molar dayanak için ise, SM CoCr grubunun daha yüksek uyum gösterirken, AM CoCr grubunun en uyumsuz alt yapı grubu olduğu bildirilmiştir. Öte yandan aynı çalışmada premolar dayanak için internal bölgede AM kobalt-krom grubunun daha yüksek uyum gösterirken, SM PEEK grubunun ise en uyumsuz alt yapı grubu olduğu, molar dayanak için ise SM CoCr grubunun daha yüksek uyum gösterirken, yine SM PEEK grubunun en uyumsuz alt yapı grubu olduğu bildirilmiştir (Kayıkçı ve Ates, 2022). Eklemeli ve eksiltmeli üretim yöntemleriyle elde edilmiş yeni nesil, güçlendirilmiş polimer içerikli farklı hibrit protez alt yapı materyallerinin, doğruluk analizlerinin karşılaştırıldığı bir başka çalışmada, abutmentler bölgesinde AM grubu, oklüzal bölgede SM grubu, tüm yüzeylerde SM grubu, oklüzal bölge olmadan tüm yüzeyler değerlendirildiğinde ise yine AM üretim tekniğine ait materyal gruplarının doğruluğunun daha iyi olduğu bildirilmiştir (Yılmaz ve ark., 2024). Öte yandan, kazıma (SM) ve mikro stereolitografi (AM) yöntemiyle elde edilmiş 3 üye CoCr metal alt yapıların marjinal ve internal uyumlarının değerlendirildiği başka bir çalışmada ise, her iki bölge için de, SM grubuna ait alt yapıların, AM grubuna göre daha uyumlu olduğu bildirilmiştir (Kim ve ark., 2017). Bir eksiltmeli (Kazıma), iki farklı eklemeli (SLA ve polyjet) CAD-CAM üretim tekniğiyle elde edilen metal alt yapıların marjinal uyumlarının değerlendirildiği bir çalışmada, polyjet AM teknolojisiyle üretilen grubun en yüksek uyuma sahip olduğu, SLA ve kazıma yöntemiyle elde edilen gruplar arasında ise anlamlı bir fark olmadığı bildirilmiştir. Bu çalışmada, SM üretim tekniğinde elde edilen sonucun kazıma yapan cihazın kapasitesi ve en küçük çaplı frezin boyutuna bağlı olduğu, limitasyonların özellikle iç yüzeylerde hassasiyet ve uyumun olumsuz yönde etkilenmesine ve keskin iç açılar elde edilmesinde zorlukların yaşanmasına sebep olabileceği bildirilmiştir. Öte yandan AM tekniklerinin ise üretim kapasitesinin ve hızının artmasının yanı sıra, üretim esnasında katmanlar arasında yaşanan homojen olmayan büzülmeler ve basamak etkisi sebebiyle uyum ve doğruluğun olumsuz yönde etkilenebileceği ve katman kalınlığı ile üretim teknolojisinin doğruluk üzerinde etkili olduğu vurgulanmıştır (Khaledi ve ark., 2019). Kennedy Sınıf I ve III vakalarda, hareketli bölümlü protez alt yapıların doğruluk ve destek dişlerle uyumlarının karşılaştırıldığı başka bir çalışmada, eksiltmeli olarak üretilen PEEK alt yapıların

eklemeli olarak üretilen CoCr alt yapılara göre grubuna göre daha uyumlu olduğu ve daha yüksek üretim doğruluğuna sahip olduğu, bu sonuç üzerinde ise temelde üretimde kullanılan kazıma cihazının hassasiyetinin, ayar ve kalibrasyonun etkili olduğu, bitirme-parlatma prosedürlerinin etkilerinin de göz ardı edilmemesi gerektiği vurgulanmıştır (Barbosa ve ark., 2024). Restorasyonlara ait alt yapıların doğruluk ve uyumlarının değerlendirildiği bu çalışmalarda farklı sonuçlar üzerinde temel olarak tercih edilen üretim prosedürlerine bağlı değişkenler etki ederken, kullanılan farklı materyallerin yapısal özellikleri, üretim sonrası uygulanan işlemler, bitirme ve cilalama prosedürleri ile veri toplamada kullanılan cihazlar ve uyum-doğruluk değerlendirilmesindeki farklılıkların da etkili olabileceği bildirilmiştir (Kayıkçı ve Ateş, 2022). Bu tez çalışmasında elde edilen farklı sonuçlar ile, eksiltmeli üretim tekniğiyle hazırlanan PEEK ve TI güdüklerin (alt yapı) marjinal, internal ve tüm yüzeylerde eklemeli olarak üretilen CoCr güdüklerden daha düşük doğruluğa sahip olmasının, çalışmalarda kullanılan kazıma cihazlarının hassasiyet, ayar ve kalibrasyonundaki limitasyonlar ile kullanılan frezlerin çap (en düşük 0,6 mm) ve etkinliğindeki limitasyonların etkili olduğu düşünülmektedir.

Bu tez çalışmasında farklı materyal ve üretim teknikleriyle hazırlanan kron restorasyon grupları için yapılan marjinal, internal, eksternal ve tüm yüzey deviasyon değerlendirmelerinde; marjinal bölgede haricindeki tüm bölgelerde AM_CB ve AM_CT gruplarının SM_PMMA grupları ile karşılaştırıldığında istatistiksel açıdan anlamlı derecede düşük RMS değerlerine ($P<.05$) ve daha yüksek doğruluğa sahip olduğu görülürken, marjinal bölgede AM_CT grubunun RMS değerinin SM_PMMA grubuna yakın ve daha düşük doğruluğa sahip olduğu görülmüştür. Ayrıca üç kron grubuna ait deviasyon renk haritaları incelendiğinde; AM_CB grubu için marjinal bölgede yüksek doğruluğu ifade eden yeşil renkli alanların, internal bölgede yeşille birlikte minimal deviasyonları ifade eden açık sarı-mavi alanların, eksternal bölgede ise yine yeşil, açık sarı-mavi alanların, oklüzal yüzey içerisinde santral fossada ise kontur fazlalığını temsil eden kırmızı alanların hâkim olduğu görülmüştür. AM_CT grubu için marjinal bölgede kontur yetersizliğini ifade eden ve klinik olarak marjinal açıklık anlamı taşıyabilecek mavi alanların internal bölgede aksiyal yüzeylerde mavi oklüzal kısımda ise turuncu ve kırmızı alanların, eksternal bölgede bütün aksiyal yüzeylerde açık-koyu mavi alanların hakim olduğu bu durumun yetersiz kontur ve

buna bağı olarak estetik problemler ile açık interproksimal kontaklar sonucunu doğurabileceği oklüzal yüzeyde ise koyu kırmızı alanın hâkim olduğu görülmüştür. SM_PMMA grubu için marjinal bölgede kontur eksikliği-fazlalığını ve marjinal uyumsuzluğu ifade mavi kırmızı alanların birlikte olduğu, internal bölgede giriş yolunda uyumsuzluk yaratabilecek kırmızı, eksternal bölgede ise aksiyal yüzeylerde mavi oklüzal yüzeyde ise kırmızı alanların olduğu sonuçlarına ulaşılmıştır. Bu tez çalışmasında elde edilen sonuçlarla paralellik gösteren, AM olarak SLA ve DLP tabanlı 3BY ile SM olarak (kazıma) üretilen anatomik konturlu geçici kron restorasyonların marjinal, aksiyal, oklüzal ve tüm yüzeylerdeki doğruluklarının karşılaştırıldığı başka bir çalışmada; değerlendirilen dört bölgede de, 3BY sistemi fark etmeksizin AM olarak üretilen grupların SM grubuna göre daha yüksek doğruluk gösterdiği, SLA ve DLP gruplar arasında ise marjinal, aksiyal ve tüm yüzeylerde anlamlı bir fark olmazken, oklüzal bölgede ise SLA kron grubunun DLP gruba göre daha yüksek doğruluk gösterdiği bildirilmiştir. Ayrıca deviasyon renk haritaları değerlendirildiğinde ise, SLA ve DLP gruplar arasında büyük benzerlik olduğu, kazıma grubunda ise bu tez çalışmasındaki SM_PMMA grubu örneklerle benzer şekilde, özellikle açılanmaların fazla olduğu bölgelerde kontur fazlalıklarını ifade eden turuncu- kırmızı renklerin yoğunluk gösterdiği bildirilmiştir. Bu çalışmada, SM grubunda kullanılan frez boy ve çaplarının sınırlamaları sebebiyle özellikle restorasyonların internal yüzeylerinde doğruluğun olumsuz yönde etkilenilebileceği, frez boy ve çap çeşitliliğinin arttırılmasıyla daha yüksek doğruluğa sahip yüzeylerin elde edilebileceği ancak bu durumun da üretimde yavaşlama ve verimliliğin düşmesine sebep olabileceği hususuna değinilmiştir (Son ve ark., 2021). AM ve SM tekniikle hazırlanan tam anatomik daimi kron restorasyon gruplarının marjinal, internal, aksiyal, oklüzal ve tüm yüzeylerde doğruluklarının değerlendirildiği bir başka çalışmada; analiz yapılan beş bölgede de istatistiksel olarak en düşük RMS değerinin kazımayla üretilen polimer infiltre seramik (Enamic; Vita Zahnafabrik) kron restorasyon grubunda (Grup E), internal bölgede en yüksek RMS değerini 3BY’de üretilen fotopolimerize rezin (Crowntec; Saremco Dental AG) kron restorasyon grubunda (Grup C), diğer bölgelerde ise 3BY’de üretilen seramik infiltre hibrit kompozit (Varseo Smile Crown Plus; Bego GmbH) kron restorasyon grubuna (Grup VSCP) ait olduğu bildirilmiştir. Bu çalışmada kazıma esnasında daha geniş hareket spektrumu

oluşturabilmesi ve böylelikle daha hassas ve doğruluğu yüksek restorasyonlar üretebilmek için özellikle küçük çaplı frezlerin kullanımının önemli olduğu, kazıma cihazının eksen sayısının doğruluk üzerinde etkili olduğu ve 3B baskı üretiminde ise; kullanılan 3BY türünün, seçilen katman kalınlığı ve kullanılan toplam katman sayısının, katman başına verilen enerjinin (UV yoğunluğu), yazıcının çalışma dalga boyunun, genel restorasyon kalınlığının, üretim tablası içindeki kronların konumsal düzenlemesinin, uygulanan son işlem yöntemlerinin ve destek yapılarının tasarımının doğruluk üzerinde etkili olduğu bildirilmiştir (Al-Ramadan ve ark., 2024). 3BY kullanılarak rezin kompozit (Crowntec; Saremco Dental AG) rezin (CT) ve hibrit kompozit (Varseo Smile Crown Plus; Bego GmbH) rezin (VS) içerikli reçinelerden üretilen kron restorasyonlar ile kazıma yöntemiyle güçlendirilmiş kompozit (Brilliant Crios; Coltene AG) rezin (BC) ve polimer infiltre (Enamic; Vita Zahnfabrik) seramik (EN) bloklardan üretilmiş kron restorasyonların marjinal, internal, eksternal ve tüm yüzeylerdeki doğruluklarının değerlendirildiği bir çalışmada; marjinal bölgede VS ve EN grupları, internal bölgede CT ve VS grupları, eksternal bölgede BC grubu, tüm yüzeylerde ise VS ve BC gruplarının daha yüksek doğruluk gösterdiği bildirilmiştir. Deviasyon renk haritaları değerlendirildiğinde ise, kazıma gruplarda bütün yüzeylerde kontur fazlalığını belirten turuncu-kırmızı renklerin hâkim olduğu ve EN grubunda internal bölgede kontur fazlalığının yoğunluğunu ifade eden koyu kırmızı alanlar görüldüğü, bu durumun ise klinik olarak ciddi uyumsuzluklar ve uzun süren uyumlamaları gerekebileceği bildirilmiştir. Diğer çalışmalarla benzer olarak, kazıma kullanılan frez boy ve çaplarındaki sınırlamaların ana neden olduğu, özellikle internal bölge ve açılanmaların görüldüğü aksiyal yüzey-köşelerde kırmızı alanların yoğunlaştığı bildirilmiştir. Ayrıca tüm 3BY gruplarında, internal bölge haricinde kontur yetersizliği ve interproksimal alanlarda ise kontak eksikliği anlamı taşıyan mavi renklerin hâkim olduğu, CT grubunda bu kontur-kontak eksikliğinin daha belirgin olduğu ve bu sonuç üzerinde ise 3BY ile üretilen kronların üretim sonrası yapılan fotopolimerizasyon işlemi neticesinde yaşanan büzülmenin en fazla etki ettiği bildirilmiştir (Demirel ve ark., 2023). 3B baskı teknolojisi ile eklemeli olarak üretilen kompozit rezin içerikli (Crowntec; Saremco Dental AG) kron grubuyla (MS) kazıma olarak üretilen güçlendirilmiş kompozit (Brilliant Crios; Coltene AG) rezin (BC), PMMA (breCAM.monoCOM, Bredent GmbH) nanografin ile güçlendirilmiş PMMA

(G-CAM; Graphenano Dental) (GR) içerikli kron gruplarının marjinal, internal, eksternal, oklüzal ve tüm yüzeylerde doğruluklarının karşılaştırıldığı bir çalışmada; marjinal bölgede BC grubun daha yüksek doğruluk gösterdiği ve MS, PMMA, GR grupları arasında anlamlı bir fark olmadığı, internal bölgede GR grubun ardından MS grubun daha yüksek doğruluk gösterdiği BC ve PMMA gruplar arasında anlamlı bir fark olmadığı, eksternal bölgede en yüksek doğruluğu GR grubun en düşük doğruluğu ise MS grubun gösterdiği, oklüzal yüzeyde MS ve GR gruplarının en yüksek doğruluk gösterdiği tüm yüzeylerde ise kazıma gruplar arasında fark olmadığı MS grubun ise en düşük doğruluğu gösterdiği bildirilmiştir. Ayrıca bu çalışmada ortaya sunulan deviasyon renk haritalarına göre marjinal bölgede bütün gruplarda yüksek doğruluğu ifade eden yeşil alanların hâkim olduğu, dış yüzeylerde MS grubun kazıma gruplara göre yetersiz kontur ve açık interproksimal yüzeylere sebep olabileceği anlamını taşıyan çok daha yoğun koyu mavi alanlar içerdiği BC grubunda ise estetik problemler doğurabileceği düşünülen kontur fazlalığı ve sıkı interproksimal temas anlamını taşıyan turuncu-kırmızı rengin hakim olduğu, oklüzal yüzeyde ise MS grubunda kazıma gruplara göre kontur fazlalığını ifade eden turuncu-koyu kırmızı alanların daha yoğun olduğu bu durumun 3B baskıda oklüzal yüzeye konumlandırılan destekleyici yapıların uzaklaştırılmasındaki yetersizlik sebebiyle olabileceği ve bunun hasta başında daha fazla uyumlama gerektirebileceği bildirilmiştir (Çakmak ve ark., 2024). 3BY’de üretilen kron restorasyonlarının üretim tablasında farklı eğim açılarıyla yerleştirilmesinin doğruluğa etkisini inceleyen bir çalışmada; 3B baskı restorasyonların doğruluğunun, kullanılan cihaza, operatör deneyimine, reçine malzemenin içeriğine, yararlanılan teknolojinin çalışma prensibine ve üretim parametreleri gibi önemli faktörlerden etkilendiği bildirilmiştir (Derchi ve ark., 2024). 3B analiz programlarının ve taramayı gerçekleştiren operatörün dijital taramalardaki ölçülen deviasyon miktarlarına etkisinin değerlendirildiği bir çalışmada; doğruluk incelemeleri ve elde edilen deviasyon miktarları üzerinde, 3B analiz programlarının ve operatörün etkisinin olduğu bildirilmiştir (Çakmak ve ark., 2022b).

Bu tez çalışmasında SM_PMMA kron restorasyonların doğruluk değerlerinin ilgili çalışmaların sonuçlarıyla paralel olarak AM gruplarına göre daha sınırlı olduğu ve bu sonuç üzerinde, çalışmalarda kullanılan kazıma cihazlarının hassasiyet, ayar ve kalibrasyonundaki limitasyonlar ile kullanılan frezlerin çap (en düşük 0,6 mm) ve

etkinliğindeki limitasyonların etkili olduğu düşünülmektedir. SM tekniklerle daha iyi sonuç alınabilmesi hususunda, üretimde yavaşlama ve verimliliğin düşmesine sebep olabilme potansiyeline rağmen, frez boy ve çap çeşitliliğinin artırılması ve hassas kazıma seçeneklerinin kullanılması tavsiye edilmektedir. AM kron restorasyonların doğruluğu üzerinde etki edebilecek tüm parametrelerin optimize edilmesi, kullanılacak rezin materyaline ait özelliklerin doğruluğu etkileyebileceği ve üretim sonrası büzülme ve uyumsuzlukların sınırlandırılması için yıkama ve fotopolimerizasyon işlemlerinin tüm ekipman-cihazlar için optimize edilmesi gerekmektedir. Bu tez çalışmasının sonuç ve sınırlamaları göz önüne alındığında, kullanılan materyallerle hem AM hem de SM teknikleriyle elde edilmiş kron restorasyonların klinik olarak kabul edilebilir doğruluğa ($<100 \mu\text{m}$) sahip olduğu tespit edilmiş, kullanılan cihaz-ekipmanlar, materyaller ve metodolojik sınırlamalar dahilinde AM tekniğiyle üretilen her iki rezin restorasyonların da marjinal, internal, external ve tüm yüzey doğruluklarının, SM teknikle üretilen PMMA restorasyonlardan daha iyi sonuç verdiği görülmüştür. AM teknikle hazırlanacak kron restorasyonların doğruluğunu etkileyecek parametrelerin mevcut tez çalışması ve gelecekte yapılacak in-vivo ve in-vitro çalışmalardan elde edilecek sonuçlar doğrultusunda standardize edilmesi ve geliştirilmesi sayesinde, çok daha iyi sonuçların elde edilebileceği düşünülmektedir.

Doğal dişler üzerine etki eden fizyolojik oklüzal kuvvetlerin 200 N ila 900 N aralığında olduğu ve posterior dişlerdeki maksimum ısırma kuvvetinin kadınlarda 402 N ila 650 N, erkeklerde ise 490 N ila 807 N aralığında olduğu bildirilmiştir (Çakmak ve ark., 2024b; Kiliaridis ve ark., 1993; Martín-Ortega ve ark., 2022). Mevcut tez çalışmasında, CoCr alt yapı üzerine hazırlanacak CT kron restorasyonların ortalama KD ($799 \pm 103,2 \text{ N}$) haricindeki tüm alt yapı-kron restorasyon kombinasyonlarının, bildirilen maksimum ısırma kuvveti sınırı olan 900 N'den daha yüksek olduğu görülmüştür. Ayrıca tüm alt yapı-restorasyon kombinasyonlarının KD değerlerinin, premolar bölge için bildirilen maksimum çiğneme kuvveti olan 200-445 N değerinden (Dönmez ve Okutan, 2022) önemli ölçüde yüksek olduğu gerek premolar gerekse de molar bölge için test edilen hemen hemen tüm alt yapı-restorasyon kombinasyonlarının, bu tez çalışmasının değişkenleri göz önünde bulundurulduğunda, klinik olarak yeterli mekanik dayanıklılığa sahip olabileceği söylenebilir.

SM ve AM tekniklerle üretilen diş ve implant üstü kron restorasyonların KD değerlendiren benzer çalışmaların birçoğunda, AM restorasyonların üretiminde kullanılan rezin materyallerin içeriği fark etmeksizin, SM tekniklerle üretilen kron restorasyonların daha iyi sonuç verdiği gösterilmiştir (Turksayar ve ark., 2022; Othman ve ark., 2023). Konu hakkında yapılan başka bir çalışmada, üst çene birinci molar bölge için AM tekniklerle hibrit rezin içerikli (Crown; Sprinray) (3DPPa) ve nanoseramik hibrit içerikli (Ceramic Crown; SprintRay) (3DPPb) iki farklı rezin materyalden üretilen kron restorasyonların, SM teknikle PMMA (Telio CAD; Ivoclar Vivadent) materyalinden üretilen restorasyonlarla KD değerlerini karşılaştırılmış, 3DPPa grubu ortalama KD değerinin $1231 \pm 380,1$ N, 3DPPb grubu ortalama KD değerinin $1029,9 \pm 166,4$ N ve PMMA grubunun ortalama KD değerinin ise $1427,9 \pm 36,9$ N olduğu bildirilmiştir. Ayrıca yapılan çoklu karşılaştırma analizlerinde, PMMA grubuna ait ortalama KD değerinin diğer gruplardan anlamlı derecede yüksek olduğu ($P<,05$), 3DPPb grubuna ait ortalama KD değerinin ise diğer gruplardan anlamlı derecede düşük olduğu ($P<,05$) bildirilmiştir. Mevcut çalışmada SM olarak üretilen restorasyonlar için kullanılan PMMA disklerin standardize edilmiş üretim süreçleri sayesinde yüksek monomer dönüşümü gösterdiği, böylelikle artık monomerlerin oluşturmuş olduğu plastikleştirici etkinin büyük oranda elimine edildiği ve sonuç olarak materyalin yüksek yüzey sertliği ve dayanıklılık gösterdiği vurgulanmıştır (Abad-Coronel ve ark., 2023). Üst çene birinci premolar bölgesinde eklemeli ve eksiltmeli yöntemlerle Ti-base dayanaklar üzerine vida tutuculu olarak üretilmiş kronların KDlarının karşılaştırıldığı bir çalışmada; AM olarak üretilen Grup CT daimi rezin kronların (Crowntec; Saremco Dental AG) ortalama KD değeri 536 ± 58 N, Grup VS kronların (Varseo Smile Crown Plus; Bego GmbH) ortalama KD değeri ise 587 ± 49 N olarak tespit edilmişken, SM olarak üretilen Grup BC güçlendirilmiş kompozit rezin (Brilliant Crios; Coltene AG) kronların ortalama KD değeri 616 ± 56 N, Grup EN polimer infiltre seramik kronların (Enamic; Vita Zahnfabrik) ortalama KD değeri ise 803 ± 51 N olduğu bildirilmiştir. Yapılan Tukey HSD çoklu karşılaştırma analiz sonuçlarına göre, standartlaştırılmış polimerizasyon süreci ve test edilen materyaller arasında en yüksek seramik içeriğine sahip olan Grup EN en yüksek KD değerine sahipken, en düşük KD değeri Grup CT iken, Grup VS ile Grup BC arasında ise anlamlı bir fark olmadığı ($P>,05$) bildirilmiştir. Ayrıca bu çalışmada, CT kron

grubunun üretildiği Crowntec materyalinin, KD'nın değerlendirildiği diğer alakalı çalışmalara göre daha düşük değerler göstermesi, tasarımda bir vida deliği bulunmasına ve çalışma örneklerine termomekanik yaşlandırma yapılmasına dayandırılmıştır (Türksayar ve ark., 2024).

Üst çene birinci premolar bölgesinde TI prefabrike abutmentlar üzerine simante olarak AM ve SM yöntemlerle üretilmiş kronların KD değerlerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada; AM olarak üretilen kompozit rezin kronların (Crowntec; Saremco Dental AG) (Grup SP) ortalama KD değerinin ($1413,91 \pm 140,49$ N), SM (kazıma) olarak üretilen güçlendirilmiş kompozit rezin (Brilliant Crios; Coltene AG) (Grup BC) ($1333,23 \pm 144,73$ N), polimer infiltre nanoseraamik (Enamic; Vita Zahnfabrik) (Grup VE) ($1359,25 \pm 159,63$ N) ve hibrit nanoseraamik (Cerasmart 270; GC Dental AG) (Grup CS) kronların ortalama KD değerlerinden ($1274,32 \pm 135,8$ N) daha yüksek olmakla beraber, aralarında anlamlı bir fark olmadığı belirtilmiştir ($P=,209$). Bu çalışmada, AM olarak üretilen Crowntec restorasyonların daha yüksek KD değerine sahip olması, eklemeli üretim ve kütleme süreçlerindeki gelişmelerin, restoratif materyallerin geliştirilmiş organik matriks ve doldurucu içeriğinin mekanik özelliklere olumlu yöndeki etkisine dayandırılmaktadır. (Dönmez ve Okutan, 2022). Konu hakkında yapılan benzer bir çalışmada ise; farklı materyaller kullanılarak konvansiyonel (Jet; Lang Dental), AM (FreePrint Temp; DETAX GmbH) ve SM (Zirlux Temp; HenrySchein Dental) olmak üzere üç farklı üretim tekniğiyle hazırlanan implant destekli 3 üyeli posterior geçici köprü protezlerde KD değerleri incelenmiş, AM olarak (3BY) üretilen restorasyonların diğer gruplardan anlamlı derecede yüksek KD gösterdiği ($P<,05$), SM (kazıma) ve konvansiyonel olarak üretilen PMMA restorasyon grupları arasında ise anlamlı bir fark olmadığı ($P>.05$) bildirilmiştir. Bu çalışmada, AM ile üretilen restorasyonların gösterdiği yüksek bükülme mukavemetinin, bu restorasyonların daha iyi stres dağılımı ve şok absorpsiyonu göstererek daha yüksek kırılmaya dayancı elde edilmiş olabileceği bildirilmiştir (Suralik ve ark., 2020).

Bu tez çalışmasında, test edilen kron restorasyonların KD değerleri, alt yapı değişkenleri fark etmeksizin değerlendirildiğinde, SM_PMMA (1237 ± 96 , N) ve AM_CB ($1226,0 \pm 186,7$ N) restorasyonların KD değerlerinin AM_CT ($995,5 \pm 197,6$ N) grubunun ortalama KD değerinden anlamlı derecede yüksek ($P<,05$), ve kendi

aralarında ise anlamlı bir fark olmadığı görülmüştür ($P>,05$). Benzer çalışmaların sonuçları göz önünde bulundurularak elde edilen bu sonuçların, kullanılan PMMA diskin, yüksek ısı ve basınç altında standardize edilmiş üretim süreçleri kullanılarak elde edilmiş olması sayesinde, yüksek monomer dönüşümü gösterdiği ve sonuç olarak da içeriğinde ilave bir doldurucu bulunmamasına rağmen, mevcut tasarım ve değişkenler göz önünde bulundurulduğunda oldukça yüksek KD değerleri göstermiştir. AM olarak üretilen mikrofil hibrid rezin (C&B MFH) içerikli kron restorasyonların, diğer çalışmaların sonuçlarına paralel olarak yüksek KD değeri göstermiş olması, özellikle SM_TI alt yapı üzerinde ise daha iyi sonuçlara sahip olması ise eklemeli üretim ve üretim sonrası süreçlerindeki gelişmelerin, materyallerin geliştirilmiş organik matriks ve doldurucu içeriğinin mekanik özelliklere olumlu yöndeki etkisine dayandırılabilir. Öte yandan, diğer çalışmaların sonuçlarında oldukça yüksek KD değerleri ve en yüksek doldurucu oranına (%30-50) sahip olan kompozit rezin (Crowntec) restorasyonların KD değerlerinin, diğer test gruplarıyla karşılaştırıldığında AM_CoCr ve SM_TI alt yapılar üzerinde daha düşük olduğu, bu sonucun ise üretim, yıkama ve kürlleme parametreleri ile süreçlerinin, kullanılan rezin için optimize edilememiş olmasından kaynaklanabileceği düşünülmektedir. Yapılan çalışmalar, ortam ısısı, kürlleme süresi, yoğunluğu kadar, kullanılan kürlleme cihazına ait özelliklerin de rezin restorasyonların monomer dönüşüm oranı ve mekanik dayanıklılığını etkileyebileceğini bildirmiş (Berghaus ve ark., 2023; Šimunović ve ark., 2024), çalışmamızda test edilen Crowntec kompozit rezin materyalin polimerizasyonu için ise nitrojen-oksit gaz atmosferi altında bir xenon polimerizasyon cihazının (Otoflash G171; NK Optik) kullanılması önerilmektedir (Saremco, 2024). Ancak bu tez çalışmasında, Crowntec restorasyonların kürlenmesi için üretici tarafından kullanılabileceği onaylanmış olan bir ultraviyole foton lambalı bir kürlleme cihazı (LC-3DPrintBox; 3D Systems) tercih edilmiş olup, bu durumun ise elde edilen sınırlı KD değerleri üzerinde etki etmiş olabileceği düşünülmektedir.

İmplant üstü geniş-komplike protetik restorasyonların uzun dönem başarısında kullanılan alt yapı materyalinin mekanik özellikleri büyük önem taşımaktadır. TI ve zirkonya gibi SM tekniğiyle üretime uygun materyaller, biyouyumlu olması, yüksek korozyon direnci gibi özellikleri sayesinde bu tip komplike protezlerde uzun yıllardır alt yapı materyali olarak kullanılmaktadır. Öte yandan bu materyallerin yüksek elastik

modülüsleri (TI: 115 GPa, Zirkonya: 205 GPa), eğilme mukavemetleri ve yüzey sertlikleri gibi özellikleri nedeniyle, implantlar etrafındaki çekme ve sıkıştırma tarzındaki kuvvetlerinin artmasına ve oklüzal yüklerin dağıtılması esnasında implant-kemik arayüzlerinde yoğun stres birikimine sebep olduğu bu durumun ise özellikle parafonksiyonel alışkanlığı olan bireylerde krestal bölgede yoğun kemik kayıplarına ve boyun bölgesinde implant kırıkları gibi istenmeyen durumlarla sonuçlanabileceği bildirilmiştir (Shash ve ark., 2023; J. Wang ve ark., 2022). Öte yandan mandibulada all-on-four sistemler üzerinde alt yapı olarak PEEK, titanyum ve zirkonya materyalleri için sonlu elemanlar stres analizi metoduyla, stres dağılımlarının değerlendirildiği bir çalışmada; bu üç farklı alt yapı materyali arasında, hem aksiyel hem de oblik yüklemeler altında implant-kemik arayüzlerinde en fazla gerilim birikiminin PEEK alt yapıda olduğu ve en düşük stres konsantrasyonun ise zirkonya alt yapıda gözlendiği ve bu durumun PEEK materyalin düşük elastik modülüsü sebebiyle deformasyona uğrayıp kuvveti karşıyalamaması, zirkonya materyalinin ise yüksek elastik modülüsü sayesinde stres kalkanı gibi davranmasından kaynaklandığı bildirilmiştir (Kelkar ve ark., 2021). Ayrıca PEEK alt yapıların düşük özgül ağırlıkları (1,3 g/cm³) sayesinde all-on-four sistemler üzerinde diğer alt yapı materyallerinin kullanıldığı protezlere göre çok daha hafif protezler elde edilmesiyle hasta konforunu arttırdığı ve memnuniyet seviyesinin arttığı bildirilmiştir (Zoidis, 2018). Bununla beraber yüksek performanslı PEEK polimeri ise kemiğe yakın elastik modülü (3-4 GPa), yüksek eğilme mukavemeti sayesinde geniş-komplike protezlerde alt yapı materyali olarak kullanıldığında implant üstü restorasyonlarda adeta bir stres kırıcı olarak işlev görmek ve yapılan retrospektif klinik çalışmalarda diğer alt yapı materyallerine göre daha az kemik kaybına ve mekanik kaynaklı komplikasyonlara sebep olduğu bildirilmiştir (Wang ve ark., 2022; Zoidis, 2018). Ayrıca SM olarak CAD-CAM ve konvansiyonel tabakalama teknikleriyle üretilen kompozit rezin içerikli veneer materyallerinin, PEEK posterior kron alt yapı tasarımı üzerindeki KD'nın değerlendirildiği bir çalışmada; her iki veneer grubunun KD değerlerinin posterior bölge maksimum çiğneme kuvvetinden oldukça yüksek (SM, 1674 N; konvansiyonel 1294 N) olduğu ve sonuç üzerinde PEEK alt yapıyı kompozit rezin içerikli materyallere daha yakın elastik modülüse sahip olması sayesinde, altyapı-veneer arayüzünde meydana gelen stres yoğunlaşmasını azaltarak, KD'nın artmasını sağladığı

bildirilmiştir (Beleidy ve Ziada, 2020). Bu tez çalışmasında alt yapıların üst yapı kron restorasyon grubu fark etmeksizin KD değerlendirildiğinde ise, PEEK alt yapıların hem CoCr hem de TI alt yapılara göre anlamlı derecede yüksek KD gösterdiği ($P<,05$) ve ayrıca, CT kron restorasyonların hem CoCr hem de TI alt yapılar üzerindeki düşük KD'leri ile karşılaştırıldığında, PEEK alt yapı üzerinde KD değerinin anlamlı derecede yükseldiği görülmektedir. Söz konusu bu sonucun, implant üstü PEEK alt yapıların stres dağılımları ve KD'nin değerlendirildiği benzer çalışmalarının sonuçları da göz önünde bulundurularak (Santing ve ark., 2012; Shash ve ark., 2023) değerlendirildiğinde; PEEK alt yapıların kemiğe yakın elastik modülü ve esnekliği sayesinde, güçlendirilmiş kompozit içerikli CT kron restorasyonların üzerine etki eden kuvvetlerin daha homojen dağılarak stres yoğunlaşmasının önlenmesini sağlamış olabileceği ve KD değerinin de buna bağlı olarak anlamlı derecede yükselmiş olabileceği düşünülmektedir.

Üst çene birinci premolar ve molar bölgesinde AM ve SM teknikle mikrohirit kompozit rezin (PriZma 3D Bio Prov; MarkertechLab) (Grup RP) ve PMMA (Vipiblock Trilux; VIPI) (Grup CC) materyallerinden üretilmiş 3 üyeli geçici restorasyonların KD değerlerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada; SM restorasyonların ortalama KD değerlerinin ($1663,57 \pm 130,25$ N), AM restorasyonların ortalama KD değerlerine ($1437,74 \pm 73,41$ N) göre anlamlı derecede yüksek olduğu ($P<,05$) bildirilmiştir. Ayrıca kırıkların mikroskopik incelemelerinde SM restorasyonlarda daha keskin ve ayrılmış hatlar görüldüğü, AM restorasyonlarda ise daha yüzeysel, belirsiz ve saçaklı hatlar, çizgisel kopmalar ve yırtılmalar şeklinde ifade edilen başarısızlıklar olduğu bildirilmiştir. SM_PMMA restorasyonlar için bildirilen yüksek KD değerleri, yüksek ısı ve basınç altında, standart şartlarda üretilen blokların olumlu özelliklerine dayandırılırken, bu restorasyonların kırık paternini ise, yüksek okluzal yüklemeler altında oluşan kırık hattının, materyal içinde herhangi bir dirençle karşılaşmadan ve absorbe edilmeden, restorasyon bağlantı yüzeyine doğru ilerlemesine karşın, AM restorasyonlarda ise daha düşük KD değerlerine rağmen çatlakların ilerlemesinin daha yavaş olmasına, üretim aşamasında katmanlar arasında oluşan yüksek kimyasal bağlara, çalışmada kullanılan baskı katman kalınlığının ince olmasına ve böylelikle daha iyi polimerizasyon sağlanıp direncin artmasına sebep olabileceği bildirilmiştir (Abad-Coronel ve ark., 2021). Bu tez çalışmasında kron

restorasyon gruplarına göre kırık tiplerinin dağılımları değerlendirildiğinde; AM_CB kron gruplarında daha çok kronun yarısından fazla madde kaybı görülen ve tamir edilemez kırıkların (%41,7), AM_CT kron gruplarında ise tamir edilebilir küçük çatlak veya kırıklar (%29,2), kronun yarısından daha az madde kaybı görülen (%29,2) ve kronun yarısından fazla madde kaybı görülen kırık (%29,2) tamir edilemez tipteki kırıkların nerdeyse eşit dağıldığı görülmüştür. Öte yandan SM_PMMA kron gruplarında ise en çok tam kron kırığı şeklinde tamir edilemez (katastrofik) (%50) kırık tipinin görülmüştür. Kırık tiplerinin oransal dağılımları göz önünde bulundurulduğunda, AM tekniikle üretilen kronlardaki başarısızlık tiplerinin daha az madde kaybıyla sonuçlan lokalize kırıklar olduğu, özellikle de CT kronların KD'nın diğer iki gruba göre anlamlı derecede düşük olmasına rağmen ($P<,05$), kırık tiplerinin tamir edilebilir çatlak-kırıklar ve koheziv ayrışmalar şeklinde veya lokalize olarak kaldığı görülmüştür. Bu durumun, CT materyali içerisinde bulunan yüksek doldurucu miktarı (%30-50) sebebiyle gerçekleşmiş olabileceği düşünülmektedir. PMMA restorasyonlarda ise kırıkların daha fazla ışımsal çizgiler içerdiği ve ayrışmaların daha keskin hatlarla, bütün kron yüzeyinde parçalanma şeklinde sonuçlandığı görülmüş ve bu durum ise, benzer çalışmalarda olduğu gibi, kullanılan diskin yüksek basınç ve ısı altında standardize koşullarda üretilmiş olmasına rağmen doldurucu içermemesiyle açıklanabilir.

Bu tez çalışmasının mevcut metodolojisi göz önünde bulundurulduğunda bazı limitasyonları bulunmaktadır: Bu in-vitro tez çalışmasında test edilen alt yapı ve kron restorasyonları, sanal ve ideal preparasyon, dizayn ve üretim koşulları altında hazırlanmış olup, gerçek klinik ve laboratuvar şartları için elde edilen sonuçlar değişiklik gösterebilir. Hazırlanan restorasyonlar için belirlenen siman aralığı ($50\mu\text{m}$), kalınlık, dizayn ve üretim parametreleri ile mikro-mekanik ve kimyasal şartlandırma işlemleri ve adeziv sistemler standardize edilmiş olup, bu parametrelerdeki değişiklikler, elde edilecek sonuçları ciddi oranda etkileyebilir. AM tekniikle hazırlanan kron restorasyon örneklerini elde edebilmek için iki farklı rezin polimer ile bir SLA tabanlı 3BY'de üretimler yapılmış ve ardından kürlleme işlemleri ultraviyole foton lambaları olan bir post kürlleme cihazında gerçekleştirilmiştir. SM tekniikle hazırlanan kron restorasyonlar ise sınırlı sayıdaki boy ve çaptaki frezlerle PMMA içerikli bir diskten kalibrasyon ve ayarlamaları bir laboratuvar operatörü tarafından

yapılan kazıma cihazlarında üretilmiştir. Ancak farklı materyal-üretim tekniklerinin alt yapı ve kron restorasyonlardaki doğruluk ve KD üzerindeki etkisinin daha iyi bir şekilde değerlendirilebilmesi adına AM teknikle elde edilecek örneklerin çeşitli organik matriks ve dolduruculardan oluşan hibrit rezin polimerlerin farklı teknoloji tiplerine sahip birden çok 3BY’de üretildikten sonra üretici talimatlarına uygun, gaz atmosferi altında kürleme işlemi gerçekleştirileceği SM teknikle elde edilecek örneklerin ise daha uygun boy ve çaptaki frezlerle farklı içeriklere sahip güçlendirilmiş PMMA disklerden kalibrasyonu gerçekleştirilmiş kapasitesi literatürdeki farklı çalışmalarla desteklenen kazıyıcı cihazlarda üretimi gerçekleştirileceği in-vitro çalışmalarla değerlendirilmeli ve in-vivo çalışmalarla da desteklenmelidir.

Bu tez çalışmasında simüle edilen geniş-komplike sabit bölümlü ve hibrit protezlerin sadece kısıtlı bir kesitinin incelendiği, bu restorasyonlar için kullanılacak farklı materyal-üretim tekniği seçiminin alt yapı ve kron restorasyonlar için doğruluk ve KD üzerindeki etkisinin daha iyi değerlendirilebilmesi için test örneklerinin gerçek boyutlarda üretileceği in-vitro çalışmalarla değerlendirilmeli ve in-vivo çalışmalarla desteklenmelidir.

KD testi gerçekleştirilmeden önce örneklerle sadece hidrolitik yaşlandırma (37°C ve suda etüv 24 saat bekletme) ve KD testi üniversal test cihazında statik yükleme altında gerçekleştirilmiştir. Ancak ağız içi ortamı daha iyi simüle edebilmek ve restorasyonun uzun dönem başarısının değerlendirilmesinde, kron restorasyonlara etki edecek çok yönlü kuvvetler altında dinamik ve termal devirleme gibi yaşlandırma işlemlerinin uygulanması tavsiye edilmektedir.

Bu tez çalışmasında alt yapı ve kron restorasyonlar üzerinde doğruluk ve KD değerlendirmeleriyle beraber restorasyon uyumlarının değerlendirilmemiş olması, materyallerin mekanik özelliklerini doğrudan etkileyebilecek monomer dönüşüm oranları gibi kimyasal özelliklerin değerlendirilmemesi, bruksizm ve diş sıkma gibi önemli parafonksiyonel alışkanlıkların simüle edildiği farklı koşullarda KD değerlendirmesi yapılmamış olması gibi önemli limitasyonların varlığı göz önünde bulundurularak bu parametreler gelecek in-vitro ve in-vivo çalışmalar içerisinde değerlendirilmelidir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu tez çalışmasının test prosedürleri ve sınırlamaları göz önünde bulundurularak ulaşılan sonuç ve öneriler:

1. Bu tez çalışmasında değerlendirilen tüm alt yapı ve kron restorasyonların ortalama RMS değerlerinin, bildirilen klinik olarak kabul edilebilen maksimum deviasyon miktarından (100 μ m) oldukça düşük olduğu ve tüm örneklerin kabul edilebilen bir boyutsal doğruluğa sahip olduğu görülmüştür.
2. SM teknikle hazırlanan hem alt yapıların hem de kron restorasyonların AM teknikle üretilen hem alt yapılar hem de kron restorasyonlardan daha yüksek RMS değeri ve daha düşük doğruluğa sahip olmasının, kullanılan kazıma cihazlarının hassasiyet, ayar ve kalibrasyonundaki limitasyonlar ile kullanılan frezlerin çap ve etkinliğindeki limitasyonların etkili olduğu söylenebilir.
3. SM tekniklerle daha iyi sonuç alınabilmesi hususunda, üretimde yavaşlama ve verimliliğin düşmesine sebep olabilme potansiyeline rağmen, frez boy ve çap çeşitliliğinin artırılması, hassas kazıma seçeneklerinin kullanılması, ayar ve kalibrasyon hususunda dikkat edilmesi tavsiye edilebilmektedir.
4. AM kron restorasyonların doğruluğu üzerinde etki edebilecek parametrelerin optimize edilmesi, kullanılacak rezin materyaline ait özelliklerin doğruluğu etkileyebileceği ve üretim sonrası büzülme ve uyumsuzlukların sınırlandırılması için yıkama ve fotopolimerizasyon işlemlerinin tüm ekipman-cihazlar için optimize edilmesi gerektiği söylenebilir.
5. AM_CoCr alt yapı üzerine hazırlanan AM_CT kron restorasyonlar ($799 \pm 103,2$ N) haricindeki tüm alt yapı-restorasyon kombinasyonlarının bildirilen maksimum ısırma kuvvetinden daha fazla KD (>900 N) gösterdiği görülmüştür. CoCr_CT haricindeki tüm alt yapı-restorasyon kombinasyonlarının, bu tez çalışmasının değişkenleri göz önünde bulundurulduğunda, klinik olarak yeterli mekanik dayanıklılığa sahip olabileceği söylenebilir.
6. Bu tez çalışmasında farklı üretim tekniği- materyaller kullanılarak hazırlanan alt yapılar için ideal tek bir kron restorasyon üretim tekniği-materyali bulunmamakla beraber; AM_CoCr alt yapılar üzerine hazırlanacak restorasyonlar için, özellikle oklüzal kuvvetlerin kritik seviyelerde olacağı

parafonksiyonel alışkanlıkları bulunan vakalarda, içeriğinde ilave bir doldurucu bulunmamasına rağmen, standardize edilmiş üretim süreçleri sayesinde yüksek monomer dönüşümü gösteren SM_PMMA restorasyonlar tercih edilebilir.

7. SM_TI alt yapılar üzerine hazırlanacak restorasyonlar için AM_CB materyalinin daha uygun olabileceği, ancak SM_PEEK alt yapılar için ise her iki materyalden AM tekniğiyle üretilcek rezin restorasyonların tercih edilebileceği söylenebilir.



7. KAYNAKLAR

- Aati S., Akram Z., Ngo H., Fawzy A. S. (2021). Development of 3D printed resin reinforced with modified ZrO₂ nanoparticles for long-term provisional dental restorations. *Dental Materials*, 37(6), 360-374.
- Abad-Coronel C., Bravo M., Tello S., Cornejo E., Paredes Y., Paltan C. A., Fajardo J. I. (2023). Fracture Resistance Comparative Analysis of Milled-Derived vs. 3D-Printed CAD/CAM Materials for Single-Unit Restorations. *Polymers*, 15(18).
- Abad-Coronel C., Carrera E., Córdova N. M., Fajardo J. I., Aliaga P. (2021). Comparative analysis of fracture resistance between cad/cam materials for interim fixed prosthesis. *Materials*, 14(24).
- Abduo J., Lyons K., Bennamoun M. (2014). Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics: A review of the available streams. *International Journal of Dentistry*, 2014.
- Abou-Ayash S., Schimmel M., Özcan M., Ozcelik B., Brägger U., Yilmaz B. (2021). Trueness and marginal fit of implant-supported complete-arch fixed prosthesis frameworks made of high-performance polymers and titanium: An explorative in-vitro study. *Journal of Dentistry*, 113.
- Acierno D., Patti A. (2023). Fused Deposition Modelling (FDM) of Thermoplastic-Based Filaments: Process and Rheological Properties—An Overview. In *Materials* (16,24).
- Adell R. (1985). Tissue integrated prostheses in clinical dentistry. *International Dental Journal*, 35(4), 259–265.
- Aggarwal V., Logani A., Jain V., Shah N. (2008). Effect of cyclic loading on marginal adaptation and bond strength in direct vs indirect class II MO composite restorations. *Operative Dentistry*, 33(5), 587–592.
- Albakry M., Guazzato M., Swain M. V. (2003). Fracture toughness and hardness evaluation of three pressable all-ceramic dental materials. *Journal of Dentistry*, 31 (3), 181–188.

- Alghazzawi T. F. (2016). Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. In *Journal of Prosthodontic Research* (Vol. 60, Issue 2, pp. 72–84).
- Al-Meraikhi H., Yilmaz B., Mcglumphy E., Brantley W., Johnston W. M. (2018). In vitro fit of CAD-CAM complete arch screw-retained titanium and zirconia implant prostheses fabricated on 4 implants. *Journal of Prosthetic Dentistry* 119 (409-16).
- Al-Ramadan A., Abualsaud R., Al-Dulaijan Y. A., Al-Thobity A. M., Alalawi H. (2024). Accuracy and Fit of Ceramic Filled 3D-Printed Resin for Permanent Crown Fabrication: An In Vitro Comparative Study. *Prosthesis*, 6(5), 1029–1041.
- Amarnath G., Muddugangadhar B., Tripathi S., Dikshit S. (2011). Biomaterials for Dental Implants: An Overview. *International Journal of Oral Implantology & Clinical Research*, 2(1), 13–24.
- Anusavice, K. J. (1999). *Phillips's science of dental materials*. 588. https://books.google.com/books/about/Phillips_Science_of_Dental_Materials.html?hl=tr&id=gzUeKDhP-KQC
- Atzeni E., Salmi A. (2012). Economics of additive manufacturing for end-usable metal parts. *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 62(9–12), 1147–1155.
- Ayaz DF, Tağtekin D, Yanıkoğlu F. (2011). Dentine bağlanma ve değerlendirme metodları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2011(4), 49-56.
- Azari A., Nikzad S. (2009). The evolution of rapid prototyping in dentistry: A review. *Rapid Prototyping Journal*, 15(3), 216–225.
- Baig M.-R., Rajan G., Rajan M. (2009). Edentulous arch treatment with a cad/ cam screw-retained framework and cemented crowns: a clinical case report. *Journal of Oral Implantology*, 35 (6): 295–299.
- Barazanchi A., Li K. C., Al-Amleh B., Lyons K., Waddell J. N. (2017). Additive Technology: Update on Current Materials and Applications in Dentistry. *Journal of Prosthodontics*, 26(2), 156–163.

- Barbosa L., Figueiral M. H., Neves C. B., Malheiro R., Sampaio-Fernandes M. A., Oliveira S. J., Sampaio-Fernandes M. M. (2024). Fit Accuracy of Cobalt–Chromium and Polyether Ether Ketone Prosthetic Frameworks Produced Using Digital Techniques: In Vitro Pilot Study. *Applied Sciences*, 14(1).
- Baysal N., Erol B. F., Ayyıldız S., Sipahi C. (2023). Unilateral hybrid prosthesis for the rehabilitation of extensively resorbed maxillary partial alveolar ridge: case report. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*, 12(3), 450–453.
- Beleidy M., Ziada A. (2020). Marginal Accuracy and Fracture Resistance of Posterior Crowns Fabricated from CAD/CAM PEEK Cores Veneered with HIPC or Nanohybrid Conventional Composite. *Egyptian Dental Journal*, 66(4), 2541–2552.
- Berghaus E., Klocke T., Maletz R., Petersen S. (2023). Degree of conversion and residual monomer elution of 3D-printed, milled and self-cured resin-based composite materials for temporary dental crowns and bridges. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 34(5).
- Berman B. (2012). 3-D printing: The new industrial revolution. *Business Horizons*, 55(2), 155–162.
- Beuer F., Schweiger J., Edelhoff D. (2008). Digital dentistry: An overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British Dental Journal*, 204(9), 505–511.
- Bhargav A., Sanjairaj V., Rosa V., Feng L. W., Fuh YH, J. (2018). Applications of additive manufacturing in dentistry: A review. In *Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials* (V 106, I 5, pp. 2058–2064).
- Blatz M. B., Bergler M., Holst S., Block M. S. (2009). Zirconia abutments for single-tooth implants--rationale and clinical guidelines. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery : Official Journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 67(11), 74–81.

- Boyle J. J., Naylor W. P., Blackman R. B. (1993). Marginal accuracy of metal ceramic restorations with porcelain facial margins. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 69(1), 19–27.
- Brånemark P. I., Svensson B., Van Steenberghe D. (1995). Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum Brånemark in full edentulism. *Clinical Oral Implants Research*, 6(4), 227–231.
- Bueno Samper A., Hernández Aliaga M., Calvo Guirado J. L. (2010). The implant-supported milled bar overdenture: a literature review. *Medicina Oral*, 15(2), 16.
- Çakmak G., Donmez M. B., Cuellar A. R., Kahveci Ç., Schimmel M., Yilmaz, B. (2022). Additive or subtractive manufacturing of crown patterns used for pressing or casting: A trueness analysis. *Journal of Dentistry*, 124.
- Çakmak G., Donmez M. B., Molinero-Mourelle P., Kahveci Ç., Abou-Ayash S., Peutzfeldt A., Yilmaz B. (2024). Fracture resistance of additively or subtractively manufactured resin-based definitive crowns: Effect of restorative material, resin cement, and cyclic loading. *Dental Materials*, 40(7), 1072–1077.
- Çakmak G., Marques V. R., Donmez M. B., Lu W. E., Abou-Ayash S., Yilmaz B. (2022b). Comparison of measured deviations in digital implant scans depending on software and operator. *Journal of Dentistry*, 122.
- Çakmak G., Rusa A. M., Donmez, M. B., Akay C., Kahveci Ç., Schimmel M., Yilmaz B. (2024). Trueness of crowns fabricated by using additively and subtractively manufactured resin-based CAD-CAM materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 131(5), 951-958.
- Çalışkan A., Yöndem İ. (2019). Stress Analysis Of Fixed Dental Prostheses Produced With Different Materials According To The All-On-Four Concept. *Journal of Biotechnology and Strategic Health Research*, 3(3), 183–191.
- Çelik E., Küçükekenci A. S. (2023). A Digital and Conventional Approach to the Rehabilitation of Complete Edentulous with a Toronto Infrastructure-Designed Hybrid Prosthesis: a Case Report. *Middle Black Sea Journal of Health Science*, 9(4), 728–736.

- Cenci M. S., Venturini D., Pereira-Cenci T., Piva E., Demarco F. F. (2008). The effect of polishing techniques and time on the surface characteristics and sealing ability of resin composite restorations after one-year storage. *Operative Dentistry*, 33(2), 169–176.
- Cho Y., Raigrodski A. J. (2014). The rehabilitation of an edentulous mandible with a CAD/CAM zirconia framework and heat-pressed lithium disilicate ceramic crowns: a clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 111(6), 443–447.
- Chohan J. S., Singh R., Boparai K. S., Penna R., Fraternali F. (2017). Dimensional accuracy analysis of coupled fused deposition modeling and vapour smoothing operations for biomedical applications. *Composites Part B: Engineering*, 117, 138–149.
- Choi Y.-S., Kang K.-H., Att W. (2021). Evaluation of the response of esthetic restorative materials to ultraviolet aging. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 126(5), 679-685.
- Christensen G. J. (2001). Computerized restorative dentistry: State of the art. *Journal of the American Dental Association*, 132(9), 1301–1303.
- Cinquini C., Alfonsi F., Marchio V., Gallo F., Zingari F., Bolzoni A. R., Romeggio S., Barone A. (2023). The Use of Zirconia for Implant-Supported Fixed Complete Dental Prostheses: A Narrative Review. In *Dentistry Journal* 11(6).
- Cui N., Wang J., Hou X., Sun S., Huang Q., Lim H. K., Cai H., Jia Q., Lee E. S., Jiang, H. B. (2021). Bias Evaluation of the Accuracy of Two Extraoral Scanners and an Intraoral Scanner Based on ADA Standards. *Scanning*.
- Daou E. E. (2021). Comparison of fit accuracy of three-unit fixed ceramic-CoCr dental prostheses fabricated by three different techniques. *The International Journal of Prosthodontics*, 34(5), 642–649.
- Davidowitz G., Kotick P. G. (2011). The Use of CAD/CAM in Dentistry. In *Dental Clinics of North America* 55(3), (559–570).
- Dawood A., Marti B. M., Sauret-Jackson V., Darwood A. (2015). 3D printing in dentistry. *British Dental Journal*, 219(11), 521–529.

- Dede D. Ö., Çakmak G., Donmez M. B., Küçükekenci A. S., Lu W.-E., Ni A. A., Yilmaz B. (2024). Effect of analysis software program on measured deviations in complete arch, implant-supported framework scans. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 132(1):211-218.
- Dede D. Ö., Ercan U. K., Küçükekenci A. S., Kahveci Ç., Özdemir G. D., Bağış B. (2022). Influence of non-thermal plasma systems and two favorable surface treatments on the shear bond strength of PAEKs to composite resin. *Journal of Adhesion Science and Technology*, 36(7), 748–761.
- Dede D.Ö., Küçükekenci A. S., Kahveci Ç. (2021). Influence of chairside surface treatments on the shear bond strength of PEKK polymer to veneering resin materials: An in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 125(4), 703e1-703e7.
- Dehurtevent M., Robberecht L., Hornez J. C., Thuault A., Deveaux E., Béhin P. (2017). Stereolithography: A new method for processing dental ceramics by additive computer-aided manufacturing. *Dental Materials*, 33(5), 477–485.
- Demirel M., Diken Türksayar A. A., Donmez M. B. (2023). Fabrication trueness and internal fit of hybrid abutment crowns fabricated by using additively and subtractively manufactured resins. *Journal of Dentistry*, 136.
- Deng D., Yang, H., Guo J., Chen X., Zhang W., Huang C. (2014). Effects of different artificial ageing methods on the degradation of adhesive-dentine interfaces. *Journal of Dentistry*, 42(12), 1577–1585.
- Denry I., Kelly J. R. (2014). Emerging ceramic-based materials for dentistry. In *Journal of Dental Research* 93(12), (1235–1242).
- Derchi G., Marchio V., Cinquini C., Federici M. I., Barone A., Pagano S. (2024). Evaluation of Accuracy of Different Print Angulations for 3D Printed Dental Crowns. *Medziagotyra*, 30(1), 114–120.
- Devaraju S., Vengatesan M. R., Selvi M., Kumar A. A., Alagar M. (2012). Synthesis and characterization of bisphenol-A ether diamine-based polyimide POSS

- nanocomposites for low K dielectric and flame-retardant applications. *High Performance Polymers*, 24(2), 85–96.
- Diken Türksayar A. A., Demirel M., Donmez M. B., Olcay, E. O., Fırat T. E., Özcan, M. (2023). Comparison of wear and fracture resistance of additively and subtractively manufactured screw-retained, implant-supported crowns. *The journal of prosthetic dentistry* 132(1):154-164.
- Diken Türksayar A. A., Donmez M. B., Olcay E. O., Demirel M., Demir E. (2022). Effect of printing orientation on the fracture strength of additively manufactured 3-unit interim fixed dental prostheses after aging. *Journal of Dentistry*, 124.
- Donmez M. B., Çakmak G., Dede D. Ö., Küçükekenci A. S., Lu W. E., Schumacher F. L., Revilla-León, M., Yilmaz, B. (2023). Effect of scan powder and scanning technology on measured deviations of complete-arch implant supported frameworks digitized with industrial and intraoral scanners: Trueness of intraoral scanners for digital deviation analyses. *Journal of Dentistry*, 138.
- Donmez M. B., Okutan Y. (2022). Marginal gap and fracture resistance of implant-supported 3D-printed definitive composite crowns: An in vitro study. *Journal of Dentistry*, 124.
- Drago C., Howell K. (2012). Concepts for designing and fabricating metal implant frameworks for hybrid implant prostheses. *Journal of Prosthodontics : Official Journal of the American College of Prosthodontists*, 21(5), 413–424.
- Duraccio D., Mussano F., Faga M. G. (2015). Biomaterials for dental implants: current and future trends. In *Journal of Materials Science* 50(14), 4779–4812.
- Duret F., Blouin J. L., Duret B. (1988). CAD-CAM in dentistry. *Journal of the American Dental Association* (1939), 117(6), 715–720.
- El-Qoubaa Z., Othman R. (2015). Characterization and modeling of the strain rate sensitivity of polyetheretherketone's compressive yield stress. *Materials and Design*, 66, 336–345.

- Ender A., Mehl A. (2013). Ender and Mehl Clinical Implications Accuracy of complete-arch dental impressions: A new method of measuring trueness and precision. In J Prosthet Dent 109.
- Eraslan R., Colpak E. D., Kilic K., Akin Polat Z. (2021). Biomechanical properties and biocompatibility of implant-supported full arch fixed prosthesis substructural materials. Nigerian Journal of Clinical Practice, 24(9), 1373–1379.
- Fasbinder D. J. (1995). Article in Compendium of continuing education in dentistry. Compenium 31(4).
- Fasbinder D. J. (2006). Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. In Journal of the American Dental Association 137(9), 22-31.
- Feuerstein P. (2004). Can technology help dentists deliver better patient care? Journal of the American Dental Association, 135 11-16.
- Flügge T., Att W., Metzger M., Nelson K. (2016). Precision of Dental Implant Digitization Using Intraoral Scanners. The International Journal of Prosthodontics, 29(3), 277–283.
- Giménez B., Özcan M., Martínez-Rus F., Pradíes G. (2015). Accuracy of a digital impression system based on active wavefront sampling technology for implants considering operator experience, implant angulation, and depth. Clinical Implant Dentistry and Related Research, 17(1), 54–64.
- Giordano R. (2006). Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. In Journal of the American Dental Association 137 (9) 14-21). American Dental Association.
- Goldin E. B., Boyd N. W., Goldstein G. R., Hittelman E. L., Thompson V. P. (2005). Marginal fit of leucite-glass pressable ceramic restorations and ceramic-pressed-to-metal restorations. In the journal of prosthetic dentistry (143).
- González De Villaumbrosia P., Martínez-Rus F., García-Orejas A., Salido M. P., Pradíes, G. (2016). In vitro comparison of the accuracy (trueness and precision)

- of six extraoral dental scanners with different scanning technologies. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 116(4), 543-550.
- Gowd M. S., Shankar T., Ranjan R., Singh A. (2017). Prosthetic consideration in implant-supported prosthesis: A review of literature. In *Journal of International Society of Preventive and Community Dentistry* 7(7), 1–7.
- Türk G.A., Çömlekoğlu Dünder M., Çömlekoğlu M.E. (2022). Eklemeli Bilgisayar Destekli Üretim Yöntemleri. *EÜ Dişhek Fak Derg, Özel sayı* 85-94.
- Grande F., Cesare P. M., Mochi Zamperoli E., Gianoli C. M., Mollica F., Catapano S. (2023). Evaluation of Tension and Deformation in a Mandibular Toronto Bridge Anchored on Three Fixtures Using Different Framework Materials, Abutment Systems, and Loading Conditions: A FEM Analysis. *European Journal of Dentistry*, 17(4), 1097–1105.
- Guillaume B. (2016). Les implants dentaires revue. In *Morphologie* 100(331), 189–198).
- Gülcan O., Günaydın K., Tamer A. (2021). The state of the art of material jetting—a critical review. *Polymers* 13(16).
- Guo N., Leu M. C. (2013). Additive manufacturing: Technology, applications and research needs. In *Frontiers of Mechanical Engineering* 8(3), 215–243).
- Ha S. J., Cho J. H. (2016). Comparison of the fit accuracy of zirconia-based prostheses generated by two CAD/CAM systems. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 8(6), 439–448.
- Hadzik J., Krawiec, M., Sławecki, K., Kunert-Keil, C., Dominiak, M., & Gedrange, T. (2018). The Influence of the Crown-Implant Ratio on the Crestal Bone Level and Implant Secondary Stability: 36-Month Clinical Study. *BioMed Research International*.
- Heintze S. D., Albrecht T., Cavalleri A., Steiner M. (2011). A new method to test the fracture probability of all-ceramic crowns with a dual-axis chewing simulator. *Dental Materials*, 27(2).

- Herpel C., Springer A., Puschkin G., Zimmermann L., Stober T., Rammelsberg P., Schwindling F. S. (2021). Removable partial dentures retained by hybrid CAD/CAM cobalt–chrome double crowns: 1-year results from a prospective clinical study: CAD/CAM cobalt–chrome double crowns: 1-year results. *Journal of Dentistry*, 115.
- Heydecke G., Butz F., Èrg J., Strub R. (2001). Fracture strength and survival rate of endodontically treated maxillary incisors with approximal cavities after restoration with different post and core systems: an in-vitro study. *Journal of dentistry* 29 (427-433).
- Hickel R., Dasch, W., Mehl A., Kremers L. (1997). CAD/CAM- Fillings of the future? *International Dental Journal*, 47(5), 247–258.
- Hoque M. E., Showva N.-N., Ahmed M., Rashid A. Bin, Sadique S. E., El-Bialy T., Xu, H. (2022). Titanium and titanium alloys in dentistry: current trends, recent developments, and future prospects. *Heliyon*, 8(11).
- Ilie N., Hilton T. J., Heintze S. D., Hickel R., Watts D. C., Silikas N., Stansbury J. W., Cadenaro M., Ferracane J. L. (2017). Academy of Dental Materials guidance—Resin composites: Part I—Mechanical properties. *Dental Materials*, 33(8), 880–894.
- International Organization of Standardization, ISO 12836. Dentistry Digitizing Devices for CAD/CAM Systems for Indirect Dental Restorations: Test Methods for Assessing Accuracy, ISO, Geneva, 2015. Teknik döküman: <https://www.iso.org/obp/ui/#iso:std:iso:12836:ed-2:v1:en>.
- Jain P. K., Pandey P. M., Rao P. V. M. (2009). Effect of delay time on part strength in selective laser sintering. *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 43(1–2), 117–126.
- Jockusch J., Özcan M. (2020). Additive manufacturing of dental polymers: An overview on processes, materials and applications. *Dental Materials Journal*, 39(3), 345–354.

- John KRS. (2007). Biocompatibility of dental materials. *Dental Clinics of North America*, 51(2), 10-19.
- Kaleli N., Saraç D. (2016). Comparison of porcelain bond strength of different metal frameworks prepared by using conventional and recently introduced fabrication methods. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 118(1), 76-82.
- Kang S. Y., Park J. H., Kim J. H., Kim W. C. (2018). Accuracy of provisional crowns made using stereolithography apparatus and subtractive technique. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 10(5), 354–360.
- Kapos T., Ashy L. M., Gallucci G. O., Weber H.-P., Wismeijer D. (2009). Computer-aided design and computer-assisted manufacturing in prosthetic implant dentistry. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 24, 110–117.
- Kapos T., Evans C. (2014). CAD/CAM technology for implant abutments, crowns, and superstructures. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 29, 117–136.
- Katsoulis J., Mericske-Stern R., Rotkina L., Zbären C., Enkling N., Blatz M. B. (2014). Precision of fit of implant-supported screw-retained 10-unit computer-aided-designed and computer-aided-manufactured frameworks made from zirconium dioxide and titanium: An in vitro study. *Clinical Oral Implants Research*, 25(2), 165–174.
- Kattadiyil M. T., Goodacre C. J., Baba N. Z. (2013). CAD/CAM complete dentures: a review of two commercial fabrication systems. *Journal of the California Dental Association*, 41(6), 407–416.
- Kattadiyil M. T., Parciak E., Puri S., Scherer M. D. (2014). CAD/CAM Guided Surgery in Implant Dentistry: A Brief Review. *Alpha Omegan*
- Kayikci O., Ates S. M. (2022). Comparison of marginal and internal fit of three-unit implant-supported fixed prosthetic substructures fabricated using CAD/CAM systems. *Clinical Oral Investigations*, 26(2), 1283–1291.

- Kelkar K. C., Bhat V., Hegde C. (2021). Dental Research Journal Finite element analysis of the effect of framework materials at the bone-implant interface in the all-on-four implant system. *Dental Research Journal*, 18(1).
- Kern M., Lehmann F. (2012). Influence of surface conditioning on bonding to polyetheretherketon (PEEK). *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 28(12), 1280–1283.
- Kessler A., Hickel R., Reymus M. (2020). 3D printing in dentistry-state of the art. *Operative Dentistry*, 45(1), 30–40.
- Khaledi A., Farzin M., Akhlaghian M., Pardis S., Mir N. (2019). Evaluation of the marginal fit of metal copings fabricated by using 3 different CAD-CAM techniques: Milling, stereolithography, and 3D wax printer. *Journal of Prosthetic Dentistry* 124(1), 81-86.
- Kihara H., Hatakeyama W., Komine F., Takafuji K., Takahashi T., Yokota J., Oriso K., Kondo H. (2020). Accuracy and practicality of intraoral scanner in dentistry: A literature review. In *Journal of Prosthodontic Research* 64(2), 109–113.
- Kiliaridis S., Kjellberg H., Wenneberg B., Engström C. (1993). The relationship between maximal bite force, bite force endurance, and facial morphology during growth: A Cross-sectional study. *Acta Odontologica Scandinavica*, 51(5), 323–331.
- Kim D., Shim J. S., Lee D., Shin S. H., Nam N. E., Park K. H., Shim J. S., Kim J. E. (2020). Effects of post-curing time on the mechanical and color properties of three-dimensional printed crown and bridge materials. *Polymers*, 12(11), 1–20.
- Kim D. Y., Kim E. Bin, Kim H. Y., Kim J. H., Kim W. C. (2017). Evaluation of marginal and internal gap of three-unit metal framework according to subtractive manufacturing and additive manufacturing of CAD/CAM systems. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 9(6), 463–469.
- Kim H. R., Jang, S. H., Kim Y. K., Son J. S., Min B. K., Kim K. H., Kwon T. Y. (2016). Microstructures and mechanical properties of Co-Cr dental alloys fabricated by three CAD/CAM-based processing techniques. *Materials*, 9(7).

- Küçükekenci A.S., Dönmez M.B., Dede D.Ö., Çakmak G., Yılmaz B. (2024). Bond strength of recently introduced computer-aided design and computer-aided manufacturing resin-based crown materials to polyetheretherketone and titanium. *Journal of Prosthetic Dentistry* 132(5), 1066e1-e8.
- Kümbüloğlu Ö. (2017). Diş Hekimliğinde Kullanılan Materyallerin Mekanik Özellikleri. *Türkiye Klinikleri J Prosthodont-Special Topics*, 3(3), 196-202
- Kodama T. (2012). Implant-supported full-mouth reconstruction Malo Implant Bridge. *Journal of the California Dental Association*, 40(6), 497–508.
- Kohyama K., Hatakeyama E., Sasaki T., Dan H., Azuma T., Karita K. (2004). Effects of sample hardness on human chewing force: A model study using silicone rubber. *Archives of Oral Biology*, 49(10), 805–816.
- Kwon W.-C., Park M.-G. (2021). Evaluation of mechanical properties of dental zirconia in different milling conditions and sintering temperatures. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2023130(6), 909-916.
- Lauvahutanon S., Takahashi H., Shiozawa M., Iwasaki N., Asakawa Y., Oki M., Finger W. J., Arksornnukit M. (2014). Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dental Materials Journal*, 33(5), 705–710.
- Lee B. Il, You S. G., You S. M., Kim D. Y., Kim J. H. (2021). Evaluating the Accuracy (trueness and Precision) of Interim Crowns Manufactured Using Digital Light Processing According to Post-curing Time: an in Vitro Study. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 13(2), 89–99.
- Lee M. P., Cooper G. J. T., Hinkley T., Gibson G. M., Padgett M. J., Cronin L. (2015). Development of a 3D printer using scanning projection stereolithography. *Scientific Reports*, 5.
- Lekholm U. (1998). Surgical considerations and possible shortcomings of host sites. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 79(1), 43–48.
- Ligon S. C., Liska R., Stampfl J., Gurr M., Mülhaupt R. (2017). Polymers for 3D Printing and Customized Additive Manufacturing. *Chemical Reviews* 117(15), 10212–10290.

- Liu Q., Leu M. C., Schmitt S. M. (2006). Rapid prototyping in dentistry: Technology and application. *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 29(3–4), 317–335.
- Londono J., Abreu A., Baker P. S., Furness A. R. (2015). Fabrication of a definitive obturator from a 3D cast with a chairside digital scanner for a patient with severe gag reflex: A clinical report. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(5), 735–738.
- Lughi V., Sergo V. (2010). Low temperature degradation -aging- of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dental Materials* 26(8),807–820.
- Maló P., De M., Nobre A. (2011). The rehabilitation of completely edentulous maxillae with different degrees of resorption with four or more immediately loaded implants: a 5-year retrospective study and a new clas. Article in *European Journal of Oral Implantology* 4(3):227-43.
- Mandelli F., Gherlone E., Gastaldi G., Ferrari M. (2017). Evaluation of the accuracy of extraoral laboratory scanners with a single-tooth abutment model: A 3D analysis. *Journal of Prosthodontic Research*, 61(4), 363–370.
- Mangano F., Gandolfi A., Luongo G., Logozzo S. (2017). Intraoral scanners in dentistry: A review of the current literature. *BMC Oral Health*, 17(1).
- Mantri S. S., Bhasin A. S. (2010). Cad/cam in dental restorations: an overview. *Annals and Essences of Dentistry*, 2(3), 123-128.
- Martín-Ortega N., Sallorenzo A., Casajús J., Cervera A., Revilla-León M., Gómez-Polo M. (2022). Fracture resistance of additive manufactured and milled implant-supported interim crowns. *The journal of prosthetic dentistry* 127(2), 267-274.
- Masood S. H., Rattanawong W., Iovenitti P. (2003). A generic algorithm for a best part orientation system for complex parts in rapid prototyping. *Journal of Materials Processing Technology*, 139(1), 110–116.
- McKeen L. (2015). *Fluorinated coatings and finishes handbook: The definitive user's guide*.
<https://books.google.com/books?hl=tr&lr=&id=o5DmBQAAQBAJ&oi=fnd&pg=PP1&dq=Mckeen+LW.+Fluorinated+Coatings+And+Finishes+Handbook:+T>

he+Definitive+User%27s+Guide.+2015+William+Andrew&ots=X3G0WCwN-k&sig=aGGqHkW8wFSAZlu5rvoC0FoxmdQ

Menditto A., Patriarca M., Magnusson B. (2007). Understanding the meaning of accuracy, trueness and precision. *Accreditation and Quality Assurance* 12, (1),45–47.

Misch C. (2004). Dental implant prosthetics-E-book. <https://books.google.com/books?hl=tr&lr=&id=PmM0kmya-9MC&oi=fnd&pg=PR3&dq=Misch+CE.+Dental+implant+prosthetics-E-book:+Elsevier+Health+Sciences%3B+2004&ots=3SDjgbZ46p&sig=1Tgg8mLJKraHDq5uCbgpkJZd0j4>

Mishra S. Chowdhary R. (2019). PEEK materials as an alternative to titanium in dental implants: A systematic review. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 21(1)208–222.

Miyazaki T., Hotta Y., Kunii J., Kuriyama S., Tamaki Y. (2009). A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental Materials Journal*, 28(1).

Mousapour M., Partanen Advisor J., Salmi M., Salmi, T. (2020). Multi-metal 3D printing with extrusion method Title Multi-metal 3D printing with extrusion method Degree programme Chemical, Biochemical and Materials Engineering Major Sustainable Metals Processing Code of major.

Mühlemann S., Hjerpe J., Hämmerle C. H. F., Thoma D. S. (2021). Production time, effectiveness and costs of additive and subtractive computer-aided manufacturing (CAM) of implant prostheses: A systematic review. In *Clinical Oral Implants Research* 32(21), 289–302.

O'Brien W. J., William J. (2002). Dental materials and their selection. Quintessence Pub., 3ncü Baskı.

Othman, A., Sandmair M., Alevizakos V., See C. (2023). The fracture resistance of 3D-printed versus milled provisional crowns: An in vitro study. *Plos one*, 18(9).

O'Toole S., Osnes C., Bartlett D., Keeling A. (2019). Investigation into the accuracy and measurement methods of sequential 3D dental scan alignment. *Dental Materials*, 35(3), 495–500.

- Özay M., Sarıdağ S. (2023). Diş Hekimliğinde Fotopolimerizasyon ile 3 Boyutlu Üretim Yöntemleri ve Kullanım Alanları. *Selcuk Dental Journal*, 10(2), 479–485.
- Pacifici E., Bossù M., Giovannetti A., La Torr G., Guerra, F., Polimeni A. (2013). Surface roughness of glass ionomer cements indicated for uncooperative patients according to surface protection treatment. *Annali Di Stomatologia*, 4(3–4), 250–258.
- Pacquet W., Tapie L., Mawussi B., Boitelle P. (2023). Volumetric and dimensional accuracy assessment of CAD-CAMmanufactured dental prostheses from different materials. *Journal of prosthetic dentistry*, 129(1), 150-159.
- Pallis K., Griggs J. A., Woody R. D., Guillen G. E., Miller A. W., Program G. (2004). Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. *Journal of prosthetic dentistry* 91(6), 561-9.
- Park G. S., Kim S. K., Heo S. J., Koak J. Y., Seo D. G. (2019). Effects of printing parameters on the fit of implant-supported 3D printing resin prosthetics. *Materials*, 12(16).
- Paromita Mazumdar, Deepshikha Chowdhury (2021). *Manual of Laboratory Testing Methods for Dental Restorative Materials-Wiley-Blackwell*.
- Peroz S., Spies B. C., Adali U., Beuer F., Wesemann C. (2022). Measured accuracy of intraoral scanners is highly dependent on methodical factors. *Journal of Prosthodontic Research*, 66(2), 318–325.
- Piconi C., Maccauro G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20, 1-25.
- Pilipović A., Baršić G., Katić M., Havstad M. R. (2020). Repeatability and reproducibility assessment of a polyjet technology using x-ray computed tomography. *Applied Sciences*, 10(20), 1–14.
- Ponnanna A. A., Maiti S., Rai N., Jessy P. (2021). Three-dimensional-printed malo bridge: Digital Fixed prosthesis for the partially edentulous maxilla. *Contemporary Clinical Dentistry*, 12(4), 451–453.

- Prenesti E., Gosmaro F. (2015). Trueness, precision and accuracy: a critical overview of the concepts as well as proposals for revision. *Accreditation and Quality Assurance*, 20(1), 33–40.
- Quan H., Zhang T., Xu H., Luo S., Nie J., Zhu X. (2020). Photo-curing 3D printing technique and its challenges. *Bioactive Materials* 5(1), 110–115.
- Rafael C. F., Cesar P. F., Fredel M., Magini R. de S., Liebermann A., Maziero Volpato C. A. (2018). Impact of laboratory treatment with coloring and fluorescent liquids on the optical properties of zirconia before and after accelerated aging. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 120(2), 276–281.
- Ramakrishna S., Mayer J., Wintermantel E., Leong K. W. (2001). Biomedical applications of polymer-composite materials: a review. *Composites Science and Technology*, 61, 1189-1224.
- Ranjan R., Kumar D., Kund M., Chandra Moi S. (2022). A critical review on Classification of materials used in 3D printing process. *Materials Today: Proceedings*, 61, 43–49.
- Real-Osuna J., Almendros-Marqués N., Gay-Escoda C. (2012). Prevalence of complications after the oral rehabilitation with implant-supported hybrid prostheses. *Medicina Oral*, 17(1), 116-21.
- Revilla-León M., Gohil, A., Barmak A. B., Zandinejad A., Raigrodski A. J., Alonso Pérez-Barquero, J. (2023). Best-Fit Algorithm Influences on Virtual Casts' Alignment Discrepancies. *Journal of Prosthodontics*, 32(4), 331–339.
- Revilla-León M., Meyers, M. J., Zandinejad A., Özcan M. (2019). A review on chemical composition, mechanical properties, and manufacturing work flow of additively manufactured current polymers for interim dental restorations. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 31(1), 51–57.
- Rojas-Vizcaya F. (2011). Full zirconia fixed detachable implant-retained restorations manufactured from monolithic zirconia: clinical report after two years in service. *Journal of Prosthodontics: Official Journal of the American College of Prosthodontists*, 20(7), 570–576.

- Romanini-Junior J. C., Hirata R., Bonfante E. A., Bordin D., Kumagai R. Y., Fardin V. P., Coelho P. G., Reis A. F. (2020). Monolithic CAD/CAM laminate veneers: Reliability and failure modes. *Dental Materials*, 36(6), 724–732.
- Rungrojwittayakul O., Kan J. Y., Shiozaki K., Swamidass R. S., Goodacre B. J., Goodacre, C. J., & Lozada, J. L. (2020). Accuracy of 3D Printed Models Created by Two Technologies of Printers with Different Designs of Model Base. In *Journal of Prosthodontics* 29(2), 124–128.
- Sadowsky S. J. (1997). The implant-supported prosthesis for the edentulous arch: design considerations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 78(1), 28–33.
- Salenbauch N. M., Langner J. (1998). New ways of designing suprastructures for fixed implant-supported prostheses. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 18(6), 604–612.
- Santing H. J., Meijer H. J. A., Raghoobar G. M., Özcan, M. (2012). Fracture Strength and Failure Mode of Maxillary Implant-Supported Provisional Single Crowns: A Comparison of Composite Resin Crowns Fabricated Directly Over PEEK Abutments and Solid Titanium Abutments. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 14(6), 882–889.
- Saremco website. Teknik döküman: https://www.saremco.ch/wp-content/uploads/2022/03/D600248_GA_saremco-print-CROWNTEC_EN_USA_edited-02-2022_DRUCK_frei.pdf. Erişim, 18 Mart 2024.
- Savini A., Member S., Savini G. (2015). A Short History of 3D Printing, a Technological Revolution Just Started. *Histelcon 2015* 1-8.
- Schlenz M. A., Adrian, J., Vogler H., Schmidt A., Rehmann P., Wöstmann, B. (2020). Chairside measurement of the marginal and internal fit of crowns: a new intraoral scan-based approach. *Clinical oral investigations*, 24(7), 2459-2468.
- Schweiger J., Edelhoff D., Güth, J. F. (2021). 3d printing in digital prosthetic dentistry: An overview of recent developments in additive manufacturing. In *Journal of Clinical Medicine* 10(9).

- Schwitalla A., Müller W. D. (2013). PEEK dental implants: A review of the literature. *Journal of Oral Implantology* (39)6, 743–749.
- Seferli Z., Sarıdağ S. (2020). PEEK Polimerinin Dişhekimliğinde Kullanımı. *Selcuk Dental Journal*, 7(2), 354–363.
- Shash Y. H., El-Wakad M. T., Eldosoky M. A. A., Dohiem M. M. (2023). Evaluation of stress and strain on mandible caused using “All-on-Four” system from PEEK in hybrid prosthesis: finite-element analysis. *Odontology*, 111(3), 618–629.
- Shenoy V., Prabhu Mb. (2015). Computer-aided design/computer-aided manufacturing in dentistry – Future is present. *Journal of Interdisciplinary Dentistry*, 5(2), 60–64.
- Shrestha S., Sarita Joshi. (2014). Current Concepts in Biomaterials in Dental Implant. *Science Research*, 2(1), 7-12.
- Sidambe A. T. (2014). Biocompatibility of Advanced Manufactured Titanium Implants-A Review. *Materials*, 7(12), 8168–8188.
- Simsiriwong J., Shrestha R., Shamsaei N., Lugo M., Moser R. D. (2015). Effects of microstructural inclusions on fatigue life of polyether ether ketone (PEEK). *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 51, 388–397.
- Šimunović L. Jurela A., Sudarević K., Bačić I., Haramina T., Meštrović S. (2024). Influence of Post-Processing on the Degree of Conversion and Mechanical Properties of 3D-Printed Polyurethane Aligners. *Polymers*, 16(1).
- Skorulska A., Piszko P., Rybak Z., Szymonowicz M., Dobrzyński M. (2021). Review on polymer, ceramic and composite materials for cad/cam indirect restorations in dentistry—application, mechanical characteristics and comparison. *Materials*, 14(7).
- Smail F. S., Yüzbaşıoğlu E. (2024). Sabit Protetik Restorasyonlarda Marjinal Adaptasyonun In Vitro Ölçüm Yöntemleri. *Türk Diş Hekimliği Araştırma Dergisi*, 2(3), 288–293.

- Solaberrieta E., Otegi J. R., Goicoechea N., Brizuela A., Pradies G. (2015). Comparison of a conventional and virtual occlusal record. *Journal of Prosthetic Dentistry* 114(1), 92-7.
- Solís Pinargote N. W., Yanushevich O., Krikheli N., Smirnov A., Savilkin S., Grigoriev, S. N., Peretyagin P. (2024). Materials and Methods for All-Ceramic Dental Restorations Using Computer-Aided Design (CAD) and Computer-Aided Manufacturing (CAM) Technologies—A Brief Review. *Dentistry Journal* 12(3).
- Son K., Lee J. H., Lee K. B. (2021a). Comparison of intaglio surface trueness of interim dental crowns fabricated with sla 3d printing, dlp 3d printing, and milling technologies. *Healthcare*, 9(8).
- Son K., Lee W. S., Lee K. B. (2021b). Effect of different software programs on the accuracy of dental scanner using three-dimensional analysis. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18(16).
- St. John K. R. (2007). Biocompatibility of Dental Materials. In *Dental Clinics of North America* 51(3), 747–760.
- Stansbury J. W., Idacavage M. J. (2016). 3D printing with polymers: Challenges among expanding options and opportunities. *Dental Materials*, 32(1), 54–64.
- Sun J., Zhang F. Q. (2012). The Application of Rapid Prototyping in Prosthodontics. *Journal of Prosthodontics*, 21(8), 641–644.
- Suralik K. M., Sun, J., Chen C. Y., Lee S. J. (2020). Effect of Fabrication Method on Fracture Strength of Provisional Implant-Supported Fixed Dental Prostheses. *Prosthesis*, 2(4), 325–332.
- Sürmen H. K. (2019). Eklemeli imalat (3b baskı): teknolojiler ve uygulamalar. *Uludağ University Journal of The Faculty of Engineering*, 24(2), 373–392.
- Susic I., Travar M., Susic M. (2017). The application of CAD / CAM technology in Dentistry. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, 200(1).

- Tahayeri A., Morgan M. C., Fugolin A. P., Bompolaki D., Athirasala A., Pfeifer C. S., Ferracane J. L., Bertassoni L. E. (2018). 3D printed versus conventionally cured provisional crown and bridge dental materials. *Dental Materials*, 34(2), 192–200.
- Tamimi F., Hirayama H. (2019). *A Guide to Materials, Equipment, and Clinical Procedures Digital Restorative Dentistry*.
- Tekin S., Cangül S., Adıgüzel Ö., Değer Y. (2018). Areas for use of PEEK material in dentistry. *International Dental Research*, 8(2), 84–92.
- The Glossary of Prosthodontic Terms: Ninth Edition. (2017). *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 117(5), 1-105.
- Ting-shu S., Jian S. (2015). Intraoral Digital Impression Technique: A Review. *Journal of Prosthodontics*, 24(4), 313–321.
- Torabi K., Farjood E., Hamedani S. (2015). Rapid Prototyping Technologies and their Applications in Prosthodontics, a Review of Literature. In *J Dent Shiraz Univ Med Sci* 16(1).
- Tsolakis I. A., Papaioannou W., Papadopoulou E., Dalampira M., Tsolakis A. I. (2022). Comparison in Terms of Accuracy between DLP and LCD Printing Technology for Dental Model Printing. *Dentistry Journal*, 10(10).
- Tuna S. H., Özçiçek Pekmez N., Kürkcüoğlu I. (2015). Corrosion resistance assessment of Co-Cr alloy frameworks fabricated by CAD/CAM milling, laser sintering, and casting methods. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(5), 725–734.
- Turkyilmaz I. (2009). Use of distal implants to support and increase retention of a removable partial denture: a case report. *Journal (Canadian Dental Association)*, 75(9), 655–658.
- Ucar Y., Akova T., Akyil M. S., Brantley W. A. (2009). Internal fit evaluation of crowns prepared using a new dental crown fabrication technique: Laser-sintered Co-Cr crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 102(4), 253–259.
- Van Noort R. (2012). The future of dental devices is digital. *Dental Materials*, 28(1);3–12.

- Van Zeghbroeck L. (2012). CAD/CAM treatment for the elderly- A case report. *Gerodontology*, 29(2).
- Vandenbroucke B., Kruth J. P. (2007). Selective laser melting of biocompatible metals for rapid manufacturing of medical parts. *Rapid Prototyping Journal*, 13(4), 196–203.
- Violante M. G., Iuliano L., Minetola P. (2007). Design and production of fixtures for free-form components using selective laser sintering. *Rapid Prototyping Journal*, 13(1), 30–37.
- Wang B., Huang M., Dang P., Xie J., Zhang X., Yan X. (2022). PEEK in Fixed Dental Prostheses: Application and Adhesion Improvement. *Polymers*, 14(12).
- Wang J., Wu P., Liu H. L., Zhang L., Liu L. P., Ma C. F., Chen J. H. (2022). Polyetheretherketone versus titanium CAD-CAM framework for implant-supported fixed complete dentures: a retrospective study with up to 5-year follow-up. *Journal of Prosthodontic Research*, 66(2), 279–287.
- Wang W., Sun J. (2021). Dimensional accuracy and clinical adaptation of ceramic crowns fabricated with the stereolithography technique. *Journal of prosthetic dentistry*, 125(4), 657-663).
- Wang W., Yu, H., Liu Y., Jiang X., Gao B. (2019). Trueness analysis of zirconia crowns fabricated with 3-dimensional printing. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 121(2), 285–291.
- Wataha J. C., Messer R. L. (2004). Casting alloys. *Dental Clinics of North America*, 48(2), 499–512.
- Wennerberg A., Albrektsson T. (2011). Current challenges in successful rehabilitation with oral implants. In *Journal of Oral Rehabilitation* 38(4), 286–294).
- Wiegand A., Stucki L., Hoffmann R., Attin T., Stawarczyk B. (2015). Repairability of CAD/CAM high-density PMMA- and composite-based polymers. *Clinical Oral Investigations*, 19(8), 2007–2013.

- Willems G., Celis J. P., Lambrechts P., Braem M., Vanherle G. (1993). Hardness and Young's modulus determined by nanoindentation technique of filler particles of dental restorative materials compared with human enamel. *J Biomed Mater Res.* 27(6), 747-55.
- Wong K. V., Hernandez A. (2012). A Review of Additive Manufacturing. *ISRN Mechanical Engineering*, 2012, 1–10.
- Yao Q., Morton D., Eckert G. J., Lin W.-S. (2020). The effect of surface treatments on the color stability of CAD-CAM interim fixed dental prostheses. *Journal of prosthetic dentistry*, 126(2), 248-253.
- Yilmaz B., Donmez M. B., Kahveci Ç., Rodrigues Cuellar A., Silva De Paula M., Schimmel M., Abou-Ayash S., Çakmak G. (2022). Effect of printing layer thickness on the trueness and fit of additively manufactured removable dies. *Journal of prosthetic dentistry* 128(6).
- Yilmaz B., Dede D. Ö., Donmez M. B., Küçükekenci A. S., Lu W. E., Schumacher F. L., Çakmak, G. (2023). Comparison of intraoral and laboratory scanners to an industrial-grade scanner while analyzing the fabrication trueness of polymer and titanium complete-arch implant-supported frameworks. *Journal of Dentistry*, 138.
- Yilmaz B., Donmez M. B., Güven M. E., Jamjoom F. Z., Kahveci Ç., Schimmel M., Çakmak G. (2024). Trueness and fit of complete-arch implant-supported frameworks in new-generation additively and subtractively manufactured polymers: An in-vitro study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 26(5), 986-997.
- Yilmaz B., Guo X., Schimmel M., Abou-Ayash S., (2023). Effect of industrial scanner and framework material interaction on the marginal gaps of CAD-CAM complete arch implant frameworks. *Journal of prosthetic dentistry* 130(5), 723-730.
- Yilmaz B., Kale E., Johnston W. M. (2018). Marginal discrepancy of CAD-CAM complete-arch fixed implant-supported frameworks. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 120(1), 65–70.

- Yilmaz B., Marques V. R., Donmez M. B., Cuellar A. R., Lu W. E., Abou-Ayash S., Çakmak, G. (2022). Influence of 3D analysis software on measured deviations of CAD-CAM resin crowns from virtual design file: An in-vitro study. *Journal of Dentistry*, 118.
- Zhu Z. (2023). Freeform Optics for Achieving Collimated and Uniform Light Distribution in LCD-Type UV-Curable 3D Printing. *IEEE Photonics Journal*, 15(4).
- Zimmermann M., Ender A., Mehl A. (2020). Local accuracy of actual intraoral scanning systems for single-tooth preparations in vitro. *Journal of the American Dental Association*, 151(2), 127–135.
- Zimmermann M., Mehl A., Mörmann W. H., Reich S. (2015). Intraoral scanning systems-a current overview. *International Journal of Computerized Dentistry*, 18(2), 101-129.
- Zocca A., Colombo P., Gomes C. M., Günster J. (2015). Additive Manufacturing of Ceramics: Issues, Potentialities, and Opportunities. *Journal of the American Ceramic Society*, 98(7), 1983–2001.
- Zoidis P., (2018). The all-on-4 modified polyetheretherketone treatment approach: A clinical report. *Journal of prosthetic dentistry*, 119(4), 516-521.

8. ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Mustafa Barış POMAY

Yabancı Dili : İngilizce

Öğrenim Durumu : Yüksek Lisans

Derece	Bölüm/Program	Üniversite	Yıl
Y. Lisans	Diş Hekimliği	Ordu Üniversitesi	2012-2017

İş Deneyimi :

Görev	Görev Yeri	Yıl
Araştırma Görevlisi	Ordu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı	2021-