



**CAD/CAM SİSTEMLERİ KULLANILARAK
ÜRETİLEN ÜÇ ÜYELİ İMPLANT DESTEKLİ
SABİT BÖLÜMLÜ PROTEZ ALTYAPILARININ
MARJİNAL VE İNTERNAL UYUMLARININ
KARŞILAŞTIRILMASI**

Dt. Özlem KAYIKÇI
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Tez Danışmanı
Doç. Dr. Sabit Melih ATEŞ

Uzmanlık Tezi – 2020

T.C.
RECEP TAYYİP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**CAD/CAM SİSTEMLERİ KULLANILARAK ÜRETİLEN
ÜÇ ÜYELİ İMPLANT DESTEKLİ SABİT BÖLÜMLÜ
PROTEZ ALTYAPILARININ MARJİNAL VE İNTERNAL
UYUMLARININ KARŞILAŞTIRILMASI**

Dt. Özlem KAYIKÇI

Protetik Diş Tedavisi Programı
Uzmanlık Tezi

Tez Danışmanı
Doç. Dr. Sabit Melih ATEŞ

RİZE
2020

T.C.
RECEP TAYYİP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ UZMANLIK EĞİTİM PROGRAMI

**CAD/CAM SİSTEMLERİ KULLANILARAK ÜRETİLEN ÜÇ
ÜYELİ İMPLANT DESTEKLİ SABİT BÖLÜMLÜ PROTEZ ALT
YAPILARININ MARJİNAL VE İNTERNAL UYUMLARININ
KARŞILAŞTIRILMASI**

Dt. Özlem KAYIKÇI

Tez Savunma Tarihi : 09.10.2020

Tez Danışmanı : Doç. Dr. Sabit Melih ATEŞ
(Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ
(Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Bora BAĞIŞ
(İzmir Demokrasi Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Doç. Dr. İpek ÇAĞLAR
(Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Dr. Öğr. Üyesi Murat ALKURT
(Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi)

Onay

Bu çalışma yukarıdaki jüri tarafından **Uzmanlık Tezi** olarak kabul edilmiştir.


Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ
Fakülte Dekanı

**Uzmanlık Tezi
RİZE - 2020**

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	V
ÖZET	VI
ABSTRACT.....	VIII
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	X
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	XIII
TABLolar DİZİNİ.....	XV
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Diş Eksikliği	3
2.1.1. Hareketli Protezler	4
2.1.2. Sabit Protezler.....	4
2.1.2.1. Diş Destekli Sabit Protezler	4
2.1.2.2. İmplant Destekli Sabit Bölümlü Protezler	4
2.2. Diş Eksikliğinin Tedavisinde Dental İmplant Kullanımı	5
2.2.1. İmplant Destekli Protezlerin Sınıflandırılması	6
2.2.1.1. Vida Tutuculu İmplant Destekli Sabit Protezler.....	7
2.2.1.2. Siman Tutuculu İmplant Destekli Sabit Protezler	8
2.3. İmplant Destekli Sabit Protezlerde Kullanılan Restorasyon Tipleri.....	9
2.3.1. Metal Destekli Seramik Restorasyonlar	9
2.3.1.1 Metal Destekli Seramik Restorasyonlarda Kullanılan Alaşımlar ve Özellikleri	11
2.3.2 Tam Porselen Restorasyonlar	18

2.4. CAD/CAM Sistemleri.....	19
2.4.1. CAD/CAM Sistemlerinin Üretim Parçaları.....	21
2.4.1.1 Verilerin Elde Edilmesi	22
2.4.1.2 Restorasyonların Tasarımı	22
2.4.1.3 Restorasyonların Üretimi.....	22
2.4.2 CAD/CAM Sistemleri ile Kullanılan Malzemeler.....	34
2.4.2.1. Zirkonyum	34
2.4.2.2. Polietereeterketon	36
2.4.2.3. Seramikler.....	39
2.4.2.4. Kompozit	40
2.5. Marjinal ve İnternal Uyum	41
2.5.1. Sabit Protezlerde Uyumunun Değerlendirilmesinde Kullanılan Teknikler.....	43
2.5.1.1 Direk Gözlem ve Dokunma Hissi ile Ölçüm.....	44
2.5.1.2 Direkt Day Üzerinden Ölçüm Tekniği.....	44
2.5.1.3. Kesit Alma Tekniği.....	44
2.5.1.4 Radyograflar	45
2.5.1.5. Üç Boyutlu Yüzey Tarama Cihazları Kullanılarak Yapılan Ölçümler.....	45
2.5.1.6. Basınç Tespit Edici Ajanların Kullanılması	45
2.5.1.7. Ağırlık Ölçüm Tekniği.....	46
2.5.1.8. Değişimli Parmak Basıncı	46
2.5.1.9. Tek Vida Testi	46
2.5.1.10. Vida Direnç Testi.....	46

2.5.1.11. Rezin Replika Tekniği	47
2.5.1.12 Siman Aralığı – Silikon Replika Tekniği	47
3. GEREÇ VE YÖNTEM	49
3.1. Ana Modelin Hazırlanması.....	49
3.2. Altyapıların Hazırlanması.....	50
3.2.1. Geleneksel Döküm Yoluyla Elde Edilen Co-Cr Altyapıların Hazırlanması	50
3.2.2. Freze Tekniği ile Üretilen Co-Cr Metal Altyapıların Hazırlanması	52
3.2.3. Direkt Metal Lazer Sinterizasyonu (DMLS) Yöntemiyle Elde Edilen Co-Cr Altyapıların Hazırlanması.....	54
3.2.4. Titanyum Altyapıların Hazırlanması	55
3.2.5. Zirkonyum Altyapıların Hazırlanması.....	56
3.2.6. PEEK Altyapıların Hazırlanması.....	58
3.3. Silikon Replikların Elde Edilmesi	59
3.4. Marjinal ve İnternal Aralık Ölçümleri	62
3.5. Verilerin İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi	63
4. BULGULAR	64
4.1 Marjinal Uyum.....	64
4.2 İnternal Uyum	65
5. TARTIŞMA.....	70
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	92
KAYNAKLAR	93
EKLER	107

EK-1 ÖZGEÇMİŞ	107
----------------------------	------------



TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam süresince gösterdiği hoşgöründen ve yardımlarından dolayı sayın hocam ve tez danışmanım Doç. Dr. Sabit Melih ATEŞ'e,

Lisans ve uzmanlık eğitimim boyunca destek olan, zaman ayıran, engin bilgi ve tecrübesini esirgemeyen saygıdeğer hocam Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ'a,

Mesleğimdeki ve bilimsel açıdan gelişmemdeki katkılarından dolayı anabilim dalımızın değerli öğretim üyeleri Sayın Doç. Dr. Murat ALKURT ve Doç. Dr. İpek ÇAĞLAR'a,

Tez çalışmamın istatistik aşamasında yapmış olduğu değerli katkılarından dolayı Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Sayın Prof. Dr. Tamer TÜZÜNER'e,

Bu tez çalışmasını TDH-2019-1014 proje numarası ile destekleyen Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğüne,

Tez örneklerimin hazırlanmasını büyük bir dikkat ve titizlikle gerçekleştiren Özel Optimal Diş Protez Laboratuvarı sahibi Ahmet ÜNAL ve laboratuvar çalışanlarına,

Fakülteye ilk geldiğim günden itibaren yardımlarını ve dostluğunu esirgemeyen; tezimin düzenlemesinde büyük emeği geçen Ali SİNALOĞLU'na,

Birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum tüm çalışma arkadaşlarıma,

Hayatımın her anında hiçbir fedakârlıktan kaçınmayan canım annem, biricik babam ve sevgili kardeşime,

Hayatımda var olduğu ilk günden itibaren bana sevgisini, anlayışını ve desteğini esirgemeyen sevgili Ömer KARABAK'a teşekkürlerimi sunarım.

Özlem KAYIKÇI

ÖZET

CAD/CAM Sistemleri Kullanılarak Üretilen Üç Üyeli İmplant Destekli Sabit Bölümlü Protez Altyapılarının Marjinal ve İnternal Uyumlarının Karşılaştırılması

Amaç: Bu çalışmanın amacı, implant destekli sabit protezlerde farklı teknik ve malzemeler kullanılarak üretilen altyapıların marjinal ve internal uyumunu karşılaştırmaktır.

Gereç ve Yöntem: Kısmi dişsizliği temsil etmek amacıyla epoksi rezinden hazırlanmış alt çene modeli üzerindeki 35 ve 37 numaralı dişler bölgesine iki adet dental implant yerleştirildi ve üzerine simante dayanaklar vidalandı. Elde edilen ana model laboratuvar tarayıcısı ile tarandı ve altyapı üretimi için tasarım programına aktarıldı. Altı farklı altyapı tipi için her gruptan 10'ar tane olmak üzere toplam 60 adet altyapı üretildi (n=10). Grup 1; Geleneksel döküm yöntemi ile üretilen Co-Cr altyapıyı (kontrol), Grup 2; CAD/CAM freze ile üretilen Co-Cr altyapıyı, Grup 3; Direk metal lazer sinterizasyonu (DMLS) ile üretilen Co-Cr altyapıyı, Grup 4; CAD/CAM ile üretilen titanyum altyapıyı, Grup 5; CAD/CAM ile üretilen zirkonyum altyapıyı ve Grup 6; CAD/CAM ile üretilen polietereeterketon (PEEK) altyapıyı temsil etmektedir. Marjinal ve internal uyumu değerlendirmek için silikon replika tekniği kullanıldı. Altyapıların marjinal ve internal uyum değerlendirmeleri stereomikroskop ile yapıldı. Bu görüntülerden elde edilen marjinal ve internal aralık değerleri için gruplar arası karşılaştırmalar tek yönlü ANOVA testi ve Tukey's Post Hoc testi (çoklu karşılaştırma testi) ile, destek dişler arasındaki farklılıklar ise Independent T testi (bağımsız örneklem t testi) ile gerçekleştirildi. Sonuçlar $p<0.05$ anlamlılık düzeyinde değerlendirildi.

Bulgular: Çalışma sonuçlarına göre, marjinal aralık ölçümlerinde PEEK ile titanyum grupları arasındaki istatistiksel olarak anlamlı fark bulunurken ($p<0.05$), diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p>0.05$). İnternal aralık

ölçümlerinde, PEEK ile DMLS ve CAD/CAM freze ile üretilen Co-Cr grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunurken ($p<0.05$), diğer gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p<0.05$). Destek dişler arasında ise sadece titanyum grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunurken ($p<0.05$), diğer gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p<0.05$).

Sonuç: Geleneksel döküm ve CAD/CAM teknikleri ile üretilen tüm altyapıların marjinal ve internal uyum değerlerinin literatürde kabul edilen klinik sınır değerler içinde olduğu tespit edildi.

Anahtar Sözcükler: CAD/CAM, Dental implant, İnternal uyum, Marjinal aralık, Sabit bölümlü protezler

ABSTRACT

Comparison of Marginal and Internal Adaptation in the Frameworks of Three-Unit Implant Supported Fixed Partial Denture Produced by Using CAD/CAM Systems

Purpose: The purpose of this study was to compare the marginal fit and internal adaptation of frameworks produced with different techniques in implant supported fixed partial denture.

Material and Method: In order to exemplify the partial edentulism, two dental implants were implanted into the teeth region number 35 and 37 on the lower jaw made of epoxy resin, and then cemented abutments were screwed on the implants. The obtained master model was scanned by the laboratory scanner and transferred to the design programme for the production of the framework. For six different types of frameworks, totally sixty pieces of frameworks were produced having ten of each group (n=10). These frameworks were produced by using different CAD/CAM systems. Group 1 represents the Co-Cr framework produced by using traditional metal casting method (control group). Group 2 represents the Co-Cr framework produced by using CAD/CAM milling. Group 3 represents the Co-Cr framework produced by direct metal laser sintering (DMSL). Group 4 represents the titanium (Ti) framework produced by CAD/CAM. Group 5 represents zirconium (Zr) framework produced by CAD/CAM. Group 6 represents the polyether ether ether ketone (PEEK) framework produced by CAD/CAM. The silicone replica technique was implemented so as to evaluate the marginal and internal adaptation of the frameworks. The measurements for evaluation was carried out by a stereomicroscope (at $\times 20$ magnification). An intergroup comparison was made in concern with the marginal and internal gap obtained from the photomicrographs. Intergroup comparisons were made by using ANOVA test and Tukey's Post Hoc Test (multiple

comparison test). As for the differences between the abutment teeth, Independent T Test was carried out. Results were evaluated at a significance level of $p < 0.05$.

Results: According to the result of this study, significant differences were observed between PEEK and titanium groups in the marginal gap ($p < 0.05$). On the other hand a statistically significant difference was not found among the other groups ($p > 0.05$). A significant difference in the measurement of internal gap was found among the groups of PEEK, DMLS and Co-Cr framework produced by CAD/CAM milling ($p < 0.05$), whereas no significant difference was found among the other groups ($p > 0.05$). However, only for the titanium groups statistically significant difference was observed in abutment teeth ($p < 0.05$), no significant difference was found among the other groups ($p > 0.05$).

Conclusion: All of the marginal and internal adaptation values, which were acquired by traditional metal casting method and CAD/CAM techniques, were within the clinical limit values as affirmed in the literature.

Key Words: CAD/CAM, Dental implant, Internal adaptation, Marginal fit, Fixed partial denture

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

ADA	: Amerikan Diş Hekimliği Birliği
AG	: Aksiyo-gingival
Ag	: Gümüş
Al	: Alüminyum
AO	: Aksiyo-oklüzal
ASTM	: American Society for Testing and Materials
Au	: Altın
°C	: Derece santigrat
CAD	: Computer Aided Design (Bilgisayar destekli tasarım)
CAM	: Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar destekli üretim)
CaO	: Kalsiyum oksit
CeO	: Seryum oksit
CEREC	: Computer aided ceramic reconstruction
Cm³	: Santimetreküp
Co	: Kobalt
Cr	: Krom
Cu	: Bakır
DMLS	: Direkt metal lazer sinterleme
g	: Gram
GPa	: Gigapaskal
IM	: İntermarjinal
ISO	: International Organization for Standardization
μCT	: Mikro bilgisayarlı tomografi

μm	: Mikrometre
M	: Marjinal
m^2	: Metrekare
MgO	: Magnezyum oksit
MI	: Molar destek internal aralık ortalaması
mm	: Milimetre
MM	: Molar destek marjinal aralık ortalaması
MPa	: Megapaskal
MRI	: Manyetik rezonans görüntüleme
N	: Newton
Nd:YAG	: Neodmiyum:Yitrium-alüminyum-garnet
Ni	: Nikel
Ni_3Al	: Nikel alüminid
O	: Oklüzal
Pd	: Palladyum
PEEK	: Poli eter eter keton
PI	: Premolar destek internal aralık ortalaması
PM	: Molar destek marjinal aralık ortalaması
Pt	: Platin
SLA	: Stereolitografi
SLM	: Selective Laser Melting (Seçici Lazer Eritme)
SLS	: Selective Laser Sintering (Seçici Lazer Sinterleme)
SnO_2	: Kalay oksit
SPSS	: Statistical Package for the Social Sciences
Ti	: Titanyum

TiO₂	: Titanyum oksit
W	: Watt
Y₂O₃	: Yitriyum oksit
Y-TZP	: Yitriyum-stabilize tetragonal zirkonyum
Zr	: Zirkonyum
ZrO₂	: Zirkonyum oksit



ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
Şekil 2.1. Marjinal uyumsuzluk terminolojisi	42
Şekil 3.1. Kennedy sınıf 1 epoksi model	49
Şekil 3.2. İmplant ve dayanakları yerleştirilmiş ana model	50
Şekil 3.3. 3D Printer kullanılarak üretilen PMMA altyapı.....	51
Şekil 3.4. Rezin esaslı altyapıların tijlenmesi ve manşete alınması	51
Şekil 3.5. Çalışmada kullanılan Co-Cr döküm altyapılar	52
Şekil 3.6. Altyapı tasarımı (3Shape yazılım).....	53
Şekil 3.7. Metal blok kazıyan CAD/CAM cihazı.....	53
Şekil 3.8. Çalışmada kullanılan freze Co-Cr altyapılar	54
Şekil 3.9. DMLS yoluyla üretim yapan CAD/CAM cihazı.....	55
Şekil 3.10. Çalışmada kullanılan DMLS Co-Cr altyapılar	55
Şekil 3.11. Çalışmada kullanılan Ti altyapılar	56
Şekil 3.12. Zirkonyum kazıyan CAD/CAM cihazı	57
Şekil 3.13. Çalışmada kullanılan zirkonyum altyapılar.....	57
Şekil 3.14. Çalışmada kullanılan PEEK altyapılar	58
Şekil 3.15. Çalışmada kullanılan tüm altyapı örnekleri.....	59
Şekil 3.16. Silikon ölçü malzemeler	59
Şekil 3.17. Silikon replikaların hazırlanışı	61
Şekil 3.18. Silikon replikalardan sagital ve koronal kesitlerin elde edilmesi	62
Şekil 3.19. Kesitlerin şematik görünümü	62
Şekil 3.20. Silikon replikanın stereomikroskop altında incelenmesi.....	63
Şekil 4.1. Marjinal aralık değerlerinin dağılımı (μm)	64
Şekil 4.2. İnternal aralık değerlerinin dağılımı (μm).....	66

Şekil 4.3. Döküm metal altyapılara ait stereomikroskop görüntüleri.....	67
Şekil 4.4. Freze metal altyapılara ait stereomikroskop görüntüleri.....	67
Şekil 4.5. DMLS altyapılara ait stereomikroskop görüntüleri.....	68
Şekil 4.6. Titanyum altyapılara ait stereomikroskop görüntüleri	68
Şekil 4.7. Zirkonyum altyapılara ait stereomikroskop görüntüleri.....	69
Şekil 4.8. PEEK altyapılara ait stereomikroskop görüntüleri.....	69



TABLÖLAR DİZİNİ

<u>Tablo No</u>	<u>Sayfa No</u>
Tablo 2.1. Metal-porselen restorasyonlarda kullanılan alaşımlar	12
Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan altyapı malzemeleri	49
Tablo 4.1. Premolar ve molar dayanaklardaki marjinal aralık ölçümlerinin ortalama ve standart sapma değerleri	64
Tablo 4.2. Premolar ve molar dayanaklardaki internal aralık ölçümlerinin ortalama ve standart sapma değerleri	65



1. GİRİŞ

İmplant destekli sabit protezler, kısmi diş eksikliğinin giderilmesinde başarılı sonuçlar ortaya koyduğundan sıklıkla tercih edilen standart bir tedavi prosedürü haline gelmiştir. Özellikle implant sistemlerinin, protetik parçaların, klinik tekniklerin ve dental malzemelerin gelişmesi ile birlikte implant tedavilerinin başarısı daha da artmıştır.¹ İmplant destekli sabit protezler sayesinde kaybedilmiş dişlere komşu doğal dişlere preparasyon yapmadan, bu dişlerin uzun dönemdeki sağlığını koruyacak restorasyonların üretimi mümkün hale gelmiştir.²

Sabit protetik restorasyonun ana amacı yapılan protezin dayanağa iyi adapte olmasıdır. Başarılı klinik performans için esas belirleyici faktörler yüksek marjinal doğruluk ve yeterli internal uyumdur.³ Marjinal ve internal uyumdaki başarısızlıklar plak birikiminin artmasına, bakteri adezyonuna ve bu şekilde mikrofloranın değişimine yol açarak implant çevresi dokularda inflamasyona neden olabilmektedir.⁴ Pasif uyum implant diş hekimliğinde biyolojik dengenin yanı sıra mekanik dengeyi de sağlayarak, dayanak-vida-implant düzeneğinin ve destek kemiğin aşırı yüklenmesini önler.⁴

Diş hekimliğindeki sabit protez uygulamalarında genellikle metal destekli altyapılı restorasyonlar kullanılmaktadır. Uzun yıllardır kullanılan metal destekli protezlerin klinik güvenilirliği kabul edilse de, hem estetik ihtiyacın artması hem de yapılan restorasyonların daha iyi klinik şartlara getirilmek istenmesi yeni malzemelerin ortaya çıkmasına neden olmuştur.

Bilgisayar destekli tasarım./bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) teknolojilerinin, seramik restorasyonları ve akrilik reçineler dahil olmak üzere çeşitli dental malzemelerin işlenmesine imkan verdiği, dental restorasyonlar oluşturmak için standart ve tekrarlanabilir bir yöntem sağladığı ve mevcut döküm tekniğinin yerini alabildiği bilinmektedir.⁵ İlerleyen teknolojiyle beraber gelişen CAD/CAM sistemleri ve

kullanıma yeni sunulan dental malzemelerin klinik başarısı hakkında literatürde yeterli düzeyde çalışma bulunamamıştır.

Bu çalışmanın amacı, implant destekli sabit protezlerde farklı teknik ve malzemeler kullanılarak üretilen altyapıların marjinal ve internal uyumunu karşılaştırmaktır. Bu doğrultuda çalışmanın sıfır hipotezi; farklı üretim tekniği ve malzemelerin kullanılmasının altyapıların marjinal ve internal uyumunu etkilemeyeceği şeklinde oluşturulmuştur.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Diş Eksikliği

Dişler ark üzerinde birbirlerini destekleyen belli yapısal bütünlük içerisinde dengeli bir şekilde dizilmişlerdir. Bir veya daha çok sayıda diş kaybı arkın yapısal bütünlüğünün bozulmasına yol açar. Eksik olan dişlerin yerine komşu ve karşıt dişlerin hareket etmesiyle diş arkı yeniden bir denge içerisine girmeye çalışır. Diş eksikliği durumlarında komşu dişlerde devrilme hareketi görülürken, karşıt çene dişlerinde boşluğa doğru uzama görülür.⁶

Diş eksiklikleriyle beraber karşıt ve komşu dişlerde görülen uzama ve devrilme hareketleri oklüzal dikey boyutun azalmasına, çiğneme sistemindeki dengenin bozulmasına ve çiğneme fonksiyonlarının düzgün bir şekilde yerine getirilememesine sebep olabilir. Bu nedenle, kaybolan dişlerin yerine kısa süre içerisinde restorasyonların yapılması önem arz etmektedir.

Protetik Terimler Sözlüğü'nde dental restorasyon “bir veya birden fazla dişin, dişle ilgili yumuşak ve/veya sert oral dokuların belli malzemelerle yerine konması” şeklinde ifade edilmektedir.⁷

Günümüzde kaybedilmiş diş veya dişlerin, sert ve yumuşak dokuların protetik olarak rehabilitasyonu için iki farklı seçenek mevcuttur. Bunlar;

1. Hareketli protezler
 - a. Tam protezler
 - b. Bölümlü protezler
 - c. İmplant destekli hareketli protezler
2. Sabit protezler
 - a. Diş destekli sabit bölümlü protezler
 - b. İmplant destekli sabit bölümlü protezler

2.1.1. Hareketli Protezler

Hareketli protezler; tam veya kısmi dişsiz hastalarda kaybolan diş ve dişleri çevreleyen dokuların rehabilitasyonu amacıyla yapılan protezlerdir.⁷

2.1.2. Sabit Protezler

Bir veya birden fazla dişin veya implant dayanağının tutucu olarak kullanıldığı hasta tarafından takılıp çıkarılamayan protezlerdir.⁷ Sabit protezler, diş eksikliklerinin tedavisinde üstün özellikli malzemelerle üretilen ve doğal diş işlevine en yakın olan restorasyon tipidir. Güncel teknoloji ile birlikte diş desteğinin yeterli olmadığı durumlarda kaybedilen diş veya dişlerin yerini alan implant uygulamaları gündeme gelmiştir.⁸ Böylece, serbest sonlu dişsizliklerde distal desteğin yerine konması ve tek diş eksikliklerinde boşluğa komşu dişler prepare edilmeden restorasyonların implant destekler üzerine yapılması sağlanmıştır.²

2.1.2.1. Diş Destekli Sabit Protezler

Desteğini sadece dişlerden alıp çiğneme basıncını da dişler üzerinden çene kemiğine ileten protezlerdir. Dayanak olarak kullanılacak dişlerin periodontal bakımdan sağlıklı olması ve diş eksikliği olan bölgenin uzunluğu protezin başarısını etkileyen faktörlerdir.⁶

2.1.2.2. İmplant Destekli Sabit Bölümlü Protezler

Tam veya kısmi diş eksikliği durumlarında uygun pozisyonda ve yeterli sayıda implant üzerine yapılan, desteğini tamamen implantlardan sağlayan sabit protez tipidir.

İmplant destekli sabit bölümlü protezlerin endikasyonları;⁹

- Diş destekli sabit bölümlü protez yapılamayacak kadar uzun dişsiz boşluğun bulunması,
- Diş destekli sabit bölümlü proteze destek olabilecek yeterli sayıda doğal dişin bulunmaması,

- Diş destekli sabit bölümlü proteze destek olabilecek periodontal olarak sağlıklı doğal dişin bulunmaması,
- Hastanın sabit bir restorasyon kullanmak istemesi,
- Sosyoekonomik durumu gereği hastanın hareketli protez kullanamamasıdır.

2.2. Diş Eksikliğinin Tedavisinde Dental İmplant Kullanımı

Dental implantlar, sabit veya hareketli protetik restorasyonlara destek sağlamak amacıyla çene kemiği içerisine yerleştirilen alloplastik maddeden üretilmiş malzemelerdir.⁷ Günümüzde dental implant kullanımının yaygınlaşması ile uygulanan klasik tedavi teknikleri giderek azalmaya başlamış ve bu tedaviler yerini implant destekli protetik restorasyonlara bırakmıştır.¹⁰

Dental implantlar son çeyrek asırda en ilgi çekici bilimsel icat olarak görülmüş ve uygulama alanı 90'lı yılların başından günümüze önemli derecede artmıştır.¹¹ Dental implantlarla yapılan başarılı tedaviler, tedavi stratejilerinde birçok değişikliği ortaya çıkarmıştır.² Bu doğrultuda, hareketli protez kullanımında hastanın konforunu olumsuz yönde etkileyen, ağız içi dokularda geniş alan kaplayan ve yetersiz performans gösteren kaide plağından kaçınılmasına olanak sağlamıştır. Benzer şekilde, sabit protetik restorasyonlarda ise eksik dişlerin komşu dişlerde preparasyona ihtiyaç duyulmadan daha konservatif olarak tedavi edilebilmesi sağlanmıştır.²

Tek veya çift taraflı serbest sonlu vakalarda hareketli bölümlü protezler veya implant destekli protezler gibi tedavi seçenekleri bulunmaktadır. Tedavinin fonksiyonel başarısı, estetiği ve uzun süreli kullanımı dikkate alındığında implant destekli sabit protezler diğer tedavi seçenekleri arasında öne çıkmaktadır.⁹

Geleneksel tedavi tekniklerinde, özellikle çok sayıda diş eksikliği olan hastalarda sabit protetik restorasyonlar açısından kısıtlı tedavi seçeneği bulunmaktadır. İmplant uygulamaları ile çene kemiği üzerinde yeni bir dayanak noktası oluşturulabilmektedir. Bu

şekilde kemik dokunun uyarılması sağlanarak, kemik rezorbsiyonu engellenmekte ve protetik restorasyonun uzun dönemdeki başarısı artabilmektedir. Dental implantlarla tedavi edilen hastaların uzun dönemdeki klinik başarısı ortaya konmuş ve günümüzde sıklıkla tercih edilen protetik tedavi seçeneği haline gelmiştir.¹² İlk olarak 1969 yılında Brenemark ve ark.¹³ vakalarında önerdiği ve başarılı sonuçların bildirildiği dental implant tedavisi günümüzde birçok farklı vakada kullanılmaktadır. Her tedavide olduğu gibi implant tedavisinde de öncelikle protetik restorasyonun planlamasının yapılması büyük önem arz etmektedir. Bu nedenle cerrahi ve protetik olarak doğru ve eksiksiz bir endikasyon belirlenip, hatasız uygulama yapılması gerekmektedir.¹³

2.2.1. İmplant Destekli Protezlerin Sınıflandırılması

Misch¹⁴ implant destekli protezler için dental implant ve implant destekli protetik restorasyonun birbiri ile ilişkisini esas alan bir sınıflandırma yapmıştır. Bu sınıflandırmaya göre implant destekli protezler esas olarak sabit ve hareketli protezler olarak iki ana gruba ayrılmıştır;

1. İmplant destekli sabit protezler;

- a. SP-1: Sadece anatomik krunun restore edildiği protez tipidir.
- b. SP-2: Dişin anatomik krunuyla birlikte kökün bir bölümünü de yerine koyan protez tipidir.
- c. SP-3: Dişin anatomik krununu, diş eti rengini ve dişsiz bölgenin bir kısmının dahil olduğu yumuşak dokuyu da yerine koyan protez tipidir.

2. İmplant destekli hareketli protezler;

- a. HP- 4: Sadece implanttan destek alan hareketli protez tipidir.
- b. HP-5: İmplant ve yumuşak doku desteğinin bir arada olduğu protez tipidir.

İmplant destekli sabit protezlerde, protezin dayanak ile bağlantısı vida aracılığıyla ya da simantasyonla sağlanmaktadır. Bu nedenle implant destekli sabit protezler vida

tutuculu ve simante olmak üzere iki grupta değerlendirilir. Yapılacak protezin vida tutuculu veya siman tutuculu olmasına implant tedavisinden önce yapılan cerrahi ve protetik değerlendirmeye göre karar verilir.¹⁵

2.2.1.1. Vida Tutuculu İmplant Destekli Sabit Protezler

Vida tutuculu implant destekli sabit protezler özellikle arka bölgedeki restorasyonlarda, oklüzal mesafenin yetersiz olması nedeniyle sınırlı kuron yüksekliği olan ve estetiğin ön planda tutulmadığı durumlarda tercih edilmektedir.¹⁴ Bu tip protezlerin avantajları;^{14, 16}

- Arklar arası mesafenin yetersiz olduğu durumlarda tutuculuğun vida yardımı ile sağlanabilmesi,
- Restorasyonda ve/veya implantta herhangi bir problem oluştuğunda klinisyenin restorasyonu kolayca çıkarabilmesi,
- Diş eti oluşunda siman artığı kalma riskinin olmaması,
- Küçük boyutlarda dahi tutuculuğun yüksek olmasıdır.

Dezavantajları ise;

- Restorasyondaki vida çıkış yerinin estetiği olumsuz yönde etkilemesi,
- Vida çıkışı nedeniyle ideal oklüzal yüzeyin oluşturulamaması,
- Vida çıkışının düzgün bir şekilde kapatılamaması nedeniyle bu bölgede bakteri üremesi,
- Laboratuvar ve klinik aşamalarının karmaşık olması,
- Maliyetinin yüksek olması,
- Vida gevşemesi veya kırılması gibi oklüzal kuvvetlere bağlı oluşan mekanik komplikasyon risklerinin yüksek olmasıdır.

2.2.1.2. Siman Tutuculu İmplant Destekli Sabit Protezler

Siman tutuculu implant destekli sabit protezler, diş arkları arası mesafenin yeterli olduğu, estetik beklentinin ön planda tutulduğu ve implant açılarının uygun şekilde yerleştirilemediği vakalarda tercih edilmektedir.¹⁴ Siman tutuculuğu, implant dayanağının aksiyel yüzeylerinin paralelliğine (*taper*), kullanılan siman tipine, dayanağın yüzey alanına ve bu yüzeylerin pürüzlülüğüne bağlıdır.¹⁷ Bu tip protezlerin avantajları,¹⁴

16

- Pasif retansiyon sağlanabilmesi,
- Oklüzal kuvvetlerin oluşturduğu basıncın siman tabakası tarafından absorbe edilebilmesi,
- Siman boşluğunda oluşan uyumsuzlukların tolere edilebilmesi,
- Estetik olması,
- İmplant açılanması nedeniyle ideal pozisyonda yerleştirilemeyen vakalarda başarılı estetik sonuçlar göstermesi (özellikle ön bölgede dişetinden çıkış profili gerekli olduğu durumlarda),
- Klinik ve laboratuvar aşamalarının daha kolay, maliyetinin düşük olması,
- Vida gevşemesi, vida kırığı veya porselen çatlaması gibi oklüzal kuvvetlere bağlı meydana gelebilecek mekanik komplikasyon risklerinin daha düşük olmasıdır.

Dezavantajları ise;

- Diş eti oluğunda siman artığı kalma riskinin olması,
- İmplantta, dayanakta veya dayanak vidasında bir problem oluştuğunda üst yapının sökülmesi zor olacağından tamir işlemlerinin daha karmaşık olması,

- Simantasyondan sonra artık simanın temizlenmesi sırasında restorasyon üzerinde mikro çizikler oluşabileceğinden bunların plak birikimine neden olması,
- Simantasyon aşamasında yapılan hatalara bağlı olarak mikro boşlukların meydana gelmesi ve bu boşlukların ilerleyen dönemde makro boşluklara neden olup restorasyonun kısa süre içerisinde desimante olması,
- Siman malzemesinin zamanla ağız sıvılarında çözünmesi nedeniyle biyolojik ve/veya mekanik komplikasyonlara yol açmasıdır.

2.3. İmplant Destekli Sabit Protezlerde Kullanılan Restorasyon Tipleri

İmplant destekli sabit protezlerde tam seramik (zirkonyum altyapılı) ya da metal destekli seramikler sıklıkla tercih edilmektedir.⁹

2.3.1. Metal Destekli Seramik Restorasyonlar

Metal destekli seramik restorasyonlar 1960'lı yılların başından itibaren başlayıp günümüze kadar gelen zaman içerisinde diş eksikliklerinin tedavisinde sıklıkla tercih edilen tedavi seçeneğidir. Bu restorasyonlar, metalin dökümle kolaylıkla üretilip işlenebilmesi, metalle porselenin bağlanma dayanımının gerilim kuvvetlerine karşı dirençli olması, marjinal ve internal uyumlarının başarılı olması, uzun dönem klinik performansları ve porselenin estetik özellikleri nedeniyle diş hekimliğinde halen ilk sırada tercih edilmeye devam etmektedir. Metal destekli seramik restorasyonlarda metal altyapıların üretimi için dört farklı yöntem kullanılmaktadır. Bunlar;

- Güdük üzerine metal folyonun tepilmesi ve fırınlanması,
- Kıymetli veya kıymetsiz metallerin duplike edilmiş güdük üzerine elektrodpozisyonu,
- Metal ingotlardan bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) yoluyla üretimi,

- Saf metal ve alaşımların kayıp mum tekniği kullanılarak dökümüdür.²²

Diş hekimliğinde döküm tekniği ilk olarak 1891 yılında Dr. Martin tarafından ağız içerisinde mumla şekillendirilen inley kavitelerinde mumun eritilip oluşturduğu boşluğa altın dökülmesiyle gerçekleştirilmiştir. Dr. Philbrook tarafından 1896 yılında metalin basınç altında dökümü yapılmıştır. İlk döküm cihazı ise 1907 yılında Dr. Taggart tarafından geliştirilmiştir.¹⁸

Geleneksel döküm tekniği, istenilen yapının mumdan modelasyonunun yapılması ve çeşitli metaller ile döküm işleminin gerçekleştirilmesi şeklindedir.¹⁹ Üretilen mum modelasyon, revetman içerisinde döküm işlemine tabi tutulur. Döküm işlemi, ısı ile beraber ya vakum altında ya da santrifüjlü döküm cihazlarında gerçekleştirilmektedir.²⁰ Her işlemde olduğu gibi döküm tekniklerinde istenen durum altyapılarda porozitelerin olmaması, iyi bir marjinal ve internal uyum göstermesidir.

İki tabaka şeklinde üretilen restorasyonlarda (veneer) dayanak ile uyumunun sağlanmasında etkili olan esas faktör altyapıdır. Metal destekli seramik restorasyonlarda metal altyapıların kayıp mum tekniği kullanılarak üretilmesinde birçok hassas basamak bulunduğundan restorasyonların başarısı bu işlemlerin teknik hassasiyetine bağlıdır.²¹ CAD/CAM sistemlerinin kullanılmasıyla döküm tekniğine göre üretim aşamalarının daha basit bir hale dönüştürüldüğü ve bu şekilde zaman ve maliyet açısından avantaj sağlandığı bilinmektedir.^{22, 23}

Metal destekli seramik restorasyonlarda metal-porselen bağlantısının oluşumu için metal altyapı üretildikten sonra ön ısı işlemine tabi tutularak yüzeyin oksitlenmesi sağlanır. Ardından metal renginin maskelenmesi için zirkonyum oksit (ZrO_2), titanyum dioksit (TiO_2), kalay oksit (SnO_2) gibi oksitler içeren opak porselen uygulanır. Son olarak da bu yapı üzerine dentin, mine ve translusent özellikteki glazür porselenleri uygulanır.²⁴

Metal destekli restorasyonlarda metal altyapıların ışık geçirgenliğinin olmaması, zaman içerisinde restorasyonun kole bölgesinde metal iyonlarının korozyona uğrayarak diş etinde grimsi bir renklenmeye neden olması ile meydana gelen metal yansıması, kullanılan bazı metallerin alerjik reaksiyona neden olması gibi olumsuzluklar bu restorasyonlara alternatif üretmeye yönelik çalışmaları arttırmıştır.^{25, 26} Son yıllarda hastaların estetik restorasyonlara olan beklentisinin artması, mekanik özellikleri kuvvetlendirilmiş tam porselen sistemlerinin geliştirilmesine yol açmıştır. Tam porselen restorasyonlar estetik açıdan metal destekli porselen restorasyonlara göre daha başarılı bulunsa da, tam porselen restorasyonların marjinal ve internal uyumları konusunda halen tartışmalı sonuçlar bulunmaktadır.²⁷ Marjinal ve internal uyumsuzluk çoğunlukla porselenin altyapı ile yeterince desteklenememesinden kaynaklanmaktadır.^{27, 28}

2.3.1.1 Metal Destekli Seramik Restorasyonlarda Kullanılan Alaşımlar ve Özellikleri

Periyodik cetvelde yer alan elementlerin çoğu ve doğada en sık görüleni metallerdir.²⁹ Doğada saf halde tek bir elementten oluşan metallere, özelliklerinin geliştirilmesi amacıyla metal veya metal olmayan farklı elementler ilave edilir.³⁰ Bu şekilde saf metale özelliklerini değiştirmek amacıyla eklenen veya bu metal tarafından tutulan metalik veya metalik olmayan elementlere alaşım adı verilir.⁷

Doktor Taggart'ın 1907 yılında bir döküm tekniği olan “kayıp mum” (*lost-wax*) tekniğinin patentini almasıyla ilk defa metaller ve metal alaşımları diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır.³¹ Bu doğrultuda kullanılan ilk malzeme saf altındır. Daha sonra fiziksel ve mekanik özellikleri bakımından daha başarılı ve maliyeti daha düşük olan dental alaşımlar araştırılmaya başlanmıştır.³²

Seramik tek başına basınçlara karşı dayanıklı olmasına rağmen gerilme ve bükülme tipi kuvvetlere karşı dayanıksızdır. Bu sebeple, seramiğin metal bir altyapı ile

birlikte kullanılması direnç ve estetiği bir araya getirmiştir.³³ Metal destekli porselen restorasyonlarda farklı iki malzemenin bir araya getirilebilmesi için bazı noktalarda birbirlerini tamamlamaları gerekmektedir. Bu tip restorasyonların fonksiyonel kısmı porselen ile kaplı olsa da, restorasyonun başarısının en büyük ölçütü altyapıda kullanılan metalin fiziksel ve kimyasal özelliklerinin iyi olmasına bağlıdır.³³

Günümüzde metal destekli porselen restorasyonlar için geliştirilmiş farklı alaşımlar bulunmaktadır.³³ Literatürde metal altyapılı porselen restorasyonlarda kullanılan metal alaşımlara ait, metallerin maliyetlerine göre, kullanım şekillerine göre ve içeriklerine göre birçok sınıflama mevcuttur.³² Amerikan Diş Hekimleri Birliği (ADA) 1984 yılında döküm alaşımlarını metallerin yüzdesel değerlerine göre; yüksek değerli (soy), değerli (yarı soy) ve değersiz (soy olmayan ve ya ağırlıklı olarak baz) metal alaşımlar olmak üzere üç ana gruba ayırmıştır. Yüksek değerli alaşımlar; ağırlıklı olarak en az % 40'ı altın olmak üzere % 60, değerli alaşımlar; ağırlık olarak en az % 25, değersiz alaşımlar ise; %25'in altında değerli metal içeriğine sahiptirler.²⁹ Metal-porselen restorasyonlarda kullanılan alaşımlar Tablo 2.1.'de gösterilmiştir.

Tablo 2.1. Metal-porselen restorasyonlarda kullanılan alaşımlar

Yüksek değerli (soy) metal	Değerli (yarı-soy) metal	Değersiz (soy olmayan) metal
Altın-platin-palladyum	Palladyum-gümüş	Nikel-krom
Altın-palladyum-gümüş	Palladyum-bakır	Nikel-krom-berilyum
Altın-palladyum		Kobalt-krom
		Titanyum ve titanyum alaşımları

Soy ve Yarı-Soy Metal Alaşımları

Altın-Platin-Palladyum (Au-Pt-Pd) Alaşımları: Yüksek oranda altın (% 84-86), erime derecesinin yükselmesi için platin (% 4-10) ve palladyum (% 5-7), metal-porselen bağlantısını oluşturan metal oksitlerin oluşması için eser miktarda indiyum, kalay ve demir gibi elementler içeren alaşımlardır. Bu alaşımlar korozyona karşı oldukça dirençlidirler. Metal destekli porselen restorasyonlarda kullanılan en eski sistemlerden biri olan bu alaşımların döküm işlemlerinin kolay olmasına karşın, maliyetlerinin yüksek olması, ısıya bağlı esneme dirençlerinin düşük olması, deformasyona yatkın olması ve sarı renkte olması porselen restorasyonların estetiğinde problemler yaratmaktadır. Bu nedenlerden dolayı günümüzde sınırlı bir uygulama alanı bulmaktadır.²⁹

Altın-Palladyum (Au-Pd) Alaşımları: Gümüş içermeyen altın-palladyum alaşımları, gümüşün neden olduğu renk sorununu azaltmak için geliştirilmiştir. Bu alaşımların altın içeriği azaltılmış (% 44-55), palladyum (% 35-45) içeriği artırılmıştır. Porselen bağlantısı için indiyum, dökülebilirlik için rutenyum ilave edilmiştir. Au-Pd alaşımlar beyaz renkte olup “Beyaz altın” adıyla ticari olarak başarılı olmuşlardır. Bu alaşımlarda da altyapıların renginin maskelenmesi sorun yaratabilmektedir. Au-Pt-Pd alaşımlarından daha serttirler ve döküm sıcaklıkları daha yüksektir. Bundan dolayı yüksek genleşme oranına sahip porselenlerle uyum sağlayamaması ve maliyetlerinin yüksek olması dezavantajlarıdır.²⁹

Altın-Palladyum-Gümüş (Au-Pd-Ag) Alaşımları: Au-Pd alaşımlarından daha az Palladyum (% 25-35) içerirler, bu alaşımlarda Ag (% 12-22) oranı daha fazladır. Alaşımın yapısında porselen bağlantısı için indiyum, dökülebilirlik için rutenyum bulunur. Gümüş içeriğinin fazla oluşu alaşımın ekonomik olmasını sağlarken, porselenin pişirilmesi sırasında difüzyon sonucu yeşil renklenme oluşturmaları dezavantajıdır.²⁹

Palladyum-Gümüş Alaşımları: Altın içerikli kıymetli alaşımlara göre daha ekonomik olması için üretilmiş altın içermeyen yüksek oranda gümüş içeren alaşımlardır. Porselen bağlantısı için indiyum ve kalay, dökülebilirlik için rutenyum bileşime ilave edilmiştir. Değerli alaşımlar içinde en yüksek elastiklik modülüne sahip alaşımlardır. Bu alaşımların özelliklerinin altın-palladyum alaşımları ile benzerlik göstermesine karşın yoğunlukları daha azdır.²⁹

Palladyum-Bakır (Pd-Cu) Alaşımları: Altın içerikli alaşımlarda kullanılan bakır porselende renk değişimine neden olurken, paladyum ile birlikte kullanıldıklarında renk değişimine veya metal porselen bağlantısında olumsuzluğa neden olmamaktadır. Yüksek oranda palladyum (%74-79) ve %10-15 oranında bakır içerirler. Ayrıca bileşime porselen bağlantısı için indiyum, döküm sıcaklığının kontrolü için galyum ilave edilmiştir. Bu alaşımlar beyaz renktedir. Yüksek sertlik ve dayanım göstermelerine rağmen bükülme dirençleri düşüktür. Ayrıca yüksek sertliğe sahip olmaları nedeniyle tesviye ve polisaj işlemleri zordur.²⁹

Değersiz (Soy olmayan) Metal Alaşımları

Modern diş hekimliğinde kullanılan metal alaşımların birçoğu değerli metalleri içermeyip “soy olmayan metal alaşımlar” olarak adlandırılmaktadır.³⁴ Ağırlıkça %25’ten az soy metal içerirler. Nikel ve kobalt bazlı olmak üzere iki ana gruba ayrılmıştır. Her iki grubun içeriğinde de en çok bulunan ikinci metal kromdur. Soy olmayan metal alaşımlarının bazı avantaj ve dezavantajları bulunmaktadır.

Bu alaşımların avantajları;

- Yüksek elastisite modülüne ve akma direncine sahip olduğundan uzun köprülerde güvenle kullanılabilir olması,
- Soy alaşımlara oranla altyapı dayanıklılığında kayıp olmadan inceltilbilir olması,

- Oksit tabakası oluşması için ilave bir işleme tabi tutulmalarına gerek olmaması, oksit tabakasından dolayı metal-porselen bağlantısının kuvvetli olması,
- Maliyetinin düşük olmasıdır.

Dezavantajları ise:

- Soy alaşımlarına oranla dökümlerinin zor olması, restorasyon marjinlerinin istenilen formda çıkarılamaması,
- Sertliği nedeniyle tesviye ve polisaj işlemlerinin zor ve zaman alıcı olması,
- Yüzeyde oksit tabakasının kalın oluşması halinde metal-porselen bağlantısında sorunlar oluşabilmesi ve bunun porselende renklenmeye neden olması,
- İçeriğinde nikel olan alaşımların alerjik reaksiyona sebep olmasıdır.³⁵

Nikel-Krom Alaşımları: Nikel-krom alaşımları % 60-80 nikel, %10-27 krom ve %2-14 molibden, az miktarda alüminyum, demir, berilyum, galyum ve manganez içerirler. Krom, korozyona ve lekelenmeye karşı direnç sağlarken, alüminyum içeren alaşımlarda oluşan Ni_3Al yapının dayanıklılığını artırır. Molibden, alaşımların termal genişleme katsayısını düşürüp, porselenin genişleme katsayısı ile dengelemektedir. Bu alaşımlar soy metal alaşımlardan daha sert olmalarına karşın, esneme dirençleri daha düşüktür. Yüksek elastiklik modülüne sahip olması soy metal alaşımlarından hazırlanan altyapılardan daha ince şekillendirilebilmesine, böylece üst yapı porseleni için daha fazla yer kazanılmasına olanak sağlar. Yoğunlukları soy metal alaşımlarından düşük, döküm sıcaklıkları ise daha yüksektir.²⁹

Kobalt-Krom Alaşımları: İçeriğinde % 55-80 kobalt, % 15-25 krom, eser miktarda molibden, alüminyum, demir, galyum, rutenyum ve tungsten gibi elementler bulunmaktadır. Bu alaşımlarda da krom, korozyon ve lekelenmeye karşı direnç sağlar. Molibden termal genişleme katsayısını düşürür, rutenyum ise alaşımların dökülebilirliğini artırır. Metal-porselen restorasyonlarda kullanılan kobalt-krom alaşımlarının yapısında

iskelet protezlerde kullanılan alaşımlardan farklı olarak dayanıklılığı arttıran ve karbid oluşumunu sağlayan karbon bulunmamaktadır. Kobalt-krom alaşımları, nikel-krom ve soy alaşımlarından daha sert ve sağlam yapıdadır. Tesviye ve polisaj işlemleri zordur. Titanyum alaşımlar haricinde, dökülen metal alaşımları içerisinde en yüksek erime ısısına sahip alaşımlardır. Bu durum laboratuvardaki manipülasyonlarını da kısmen zorlaştırmaktadır.²⁹

Titanyum ve Titanyum Alaşımları

Titanyum, yeryüzünde alüminyum, demir ve magnezyumdan sonra en yüksek rezerve sahip elementtir. İlk olarak 1950’li yıllarda havacılık sektöründe “muhteşem metal” olarak kullanıma girmiş, zamanla medikal ve dental alanda da kendine geniş bir kullanım alanı bulmuştur. Özellikle sabit protezlerin yapımında kullanılan alaşımların galvanik etkilere sahip olması, diş hekimliği açısından titanyumun cazibesini daha da arttırmaktadır.³⁶ Mükemmel biyouyumluluk, yüksek korozyon direnci, düşük yoğunluk, düşük termal iletkenlik ve düşük maliyet gibi avantajları bulunmaktadır.³⁷ Bu avantajları sayesinde diş hekimliğinde implant malzemesi olarak ve protetik restorasyonların yapımında sıklıkla kullanılmaya başlanmıştır.³⁶ Titanyum, kemiğin elastiklik modülüne yakın olmasından dolayı en çok tercih edilen implant malzemesidir. Dental uygulamalarda kullanılan metaller arasında biyolojik olarak en uyumlu olanı titanyum olarak kabul edilmektedir.³⁸

Titanyum ve alaşımları;

- Endodontik tedavilerin yapıldığı döner aletlerde ve kök kanal postlarında,
- Ortodontik tedavi tellerinde,
- Restoratif amaçlı kompozitlerin yapısında,
- Adeziv simanların yapısında,
- Obturatör protezlerin yapımında,

- Periodontoloji ve cerrahide güçlendirilmiş membran olarak,
- Maksillofasial cerrahide de kullanılmaktadır.³⁹

Titanyum elementinin özgül ağırlığı, soy alaşımların özgül ağırlığının 1/4 ü, soy olmayan diğer alaşımların ise yarısı kadardır. Titanyum elementinin 25 °C sıcaklıkta özgül ağırlığı 4.51 g/cm³'tür. Erime noktası 1668 °C ve kaynama noktası 3260 °C'dir. Kaynama noktasının yüksek olması titanyumun daha iyi ısı dirence ve boyutsal stabiliteye sahip olmasını sağlar.⁴⁰ Titanyumun en önemli özelliklerinden birisi de üzerinde oluşan pasif oksit tabakasıdır. Titanyumun hava ile temasından sonra oda sıcaklığında iki saat içerisinde oluşan 1.7 µm kalınlığındaki oksit tabakası korozyona uğramasına engel olur. Titanyumun oksijene karşı olan bu yüksek ilgisi, korozyona daha dirençli hale gelmesini sağlamaktadır.⁴¹

Titanyum 1.6 mm kalınlığa kadar röntgen ışınlarını geçirebilmektedir.⁴¹ Günümüzde kullanılan diğer dental alaşımların tamamı radyopak özelliktedir. Titanyum alaşımlarının röntgen ışınlarını geçirme özelliğinden faydalanılarak, hem dökümlerin klinik başarısı değerlendirilir, hem de restorasyonun altındaki dişlerde sekonder çürükler tespit edilebilir.⁴¹

Titanyumun döküm işlemi, Ni-Cr ve Co-Cr alaşımlarına göre özel işlemler gerektirmesi nedeniyle çok daha zor ve maliyetlidir.⁴² Titanyumun yüksek erime sıcaklığı (≈1600 °C) nedeniyle döküm işlemlerinde özel indüksiyon cihazlarına ihtiyaç duyulur. Ayrıca, 800°C'nin üzerindeki sıcaklıklarda titanyum yüzeyinde kalın bir oksit tabakası oluşur ve bu tabaka porselenle bağlantısının zayıflamasına neden olur. Bundan dolayı titanyum altyapılı porselen restorasyonlarda porselenin fırınlanma ısısı 800°C'nin altında olmalıdır.⁹

Titanyum ve titanyum alaşımları dayanıklılık, sertlik ve işlenebilirlik açısından diğer dental alaşımlara benzer özellikler gösterir.^{36,42} Korozyon direncinin yüksek olması,

nikel ve kobalt gibi alerjik reaksiyona neden olan elementleri içermemesi, titanyum ve alaşımlarının alerjik hastalarda tercih edilmesine neden olmuştur.²⁹

2.3.2 Tam Porselen Restorasyonlar

Günümüz şartlarında hastaların artan estetik beklentileri klinisyenleri daha estetik restoratif malzemeler kullanmaya yöneltmiştir. Bu doğrultuda, metal destekli restorasyonlara olan ilgi zamanla azalırken, tam porselen restorasyonlara olan talep artmaya başlamıştır.⁴³

Işığın direkt olarak diş yüzeyine gelmesi ile mine ve dentin tabakasından geçerek yansımaları doğal diş rengini oluşturur. Yapılan restorasyonlardan beklenen de doğal dişlerde olduğu gibi ışık geçirgenliğinin ve renk derinliğinin sağlanabilmesidir.⁴⁴ Doğal diş dokuları ışığın geçişine izin verirken, metal destekli porselen restorasyonlar ışığın geçişini engeller ve geri yansıtır. Işık iletimine izin veren tam porselenler sayesinde bu sorun ortadan kalkmakta, renk bakımından komşu dişlerle daha uyumlu ve estetik restorasyonlar yapılabilir.⁴⁵ Estetik avantajları dışında tam porselen restorasyonların metal destekli porselen restorasyonlara göre bazı avantajları bulunmaktadır. Bunlar;⁹

- Biyolojik uyumlarının daha iyi olması,
- Homojen olması,
- Ağız sıvılarına karşı renk stabilitelerini koruması,
- Doğal diş dokusuna benzer ısısal genleşme ve düşük iletkenliğe sahip olması,
- Galvanik akıma neden olmaması,
- Sıkışma kuvvetlerine karşı çok dayanıklı olup yüksek aşınma direnci göstermesi,
- Plak birikiminin daha az olmasıdır.

Tam porselen restorasyonlar için piyasada çok çeşitli malzemeler bulunmaktadır. Bu tip restorasyonlar iki ana metot kullanılarak hazırlanabilmektedir. Bunlardan birincisi tek tabaka halinde üretilip dişe simante edilen tam porselen restorasyonlar, diğeri ise yüksek dayanıklılık gösteren kor sistemlerinin üzerine bunlarla uyumlu üst yapı porselenlerinin uygulandığı iki tabakalı tam porselen restorasyonlardır .⁴⁶

Tam porselen restorasyonlar yapım tekniği açısından dört farklı gruba ayrılır. Bunlar;⁴⁷

- Refraktör day üzerinde fırınlanan tam seramikler,
- Dökülebilir cam seramikler,
- Isıyla preslenen cam seramikler,
- CAD/CAM sistemleridir.

2.4. CAD/CAM Sistemleri

CAD/CAM sistemleri teknolojinin birçok alanında kullanılmasına rağmen, 1980'li yılların başından itibaren diş hekimliğine kullanılmaya başlanmıştır.^{48,49} Dr. Francois Duret'in 1971 yılında CAD/CAM sistemleri ile ilgili yaptığı uygulamalar diş hekimliği alanındaki ilk çalışmalar olarak kabul görmüştür.⁵⁰ Bu çalışmaların sonucu geliştirdiği Sopha® sistemi CAD/CAM sistemlerinin gelişiminde büyük rol oynamıştır.⁵¹ ⁵² Dr. Anderson'ın 1983 yılında kompozitlerin CAD/CAM cihazlarında kullanılmasını sağlayan Procera® sistemini geliştirmiştir.⁵³ Aynı zamanda, Dr. Anderson titanyum metal altyapıların üretiminde kıvılcımla aşındırma tekniğini de geliştirmiştir.⁵³ Daha sonrasında, Dr. Moermann ve arkadaşları yerleşik olarak kullanılan ilk CAD/CAM sistemi olan CEREC® (*Computer aided ceramic reconstruction*) sistemini piyasaya sunmuştur.⁵⁴ İlk ticari CAD/CAM cihazı olan CEREC® sistemi aynı seans içerisinde ağız içi kamera yardımıyla alınan ölçülerden kazıma ünitesinde aşındırılıp üretilen restorasyonun hastalara uygulanmasına olanak sunmuştur. Bu yeni sistem, CAD/CAM

sistemlerinin diş hekimliği alanında dünya çapında çok daha hızlı bir şekilde yayılmasına ve daha popüler hale gelmesine yol açmıştır.^{50, 52}

Başlangıçta ileri sürülen bu yöntemler daha maliyetli, yavaş ve çok aşamalı bulunmasına rağmen, teknolojinin hızla ilerlemesiyle beraber bu gibi olumsuzluklar zaman içerisinde aşılmıştır.⁴¹

CAD/CAM sistemlerinin geliştirilmesindeki amaç, geleneksel ölçü tekniklerini elimine etmek, bilgisayar destekli sistemleri kullanarak daha hızlı bir şekilde doğal anatomiye uygun tasarımlar yapmak, daha uyumlu ve başarılı restorasyonlar üreterek kaliteyi arttırmaktır.⁵⁵ CAD/CAM sistemlerinin avantajları;

- Dental laboratuvara duyulan ihtiyacın azalması,
- Geleneksel tekniklerle üretimi yapılan restorasyonlara göre laboratuvarda geçen sürenin kısılması,
- Seans sayısı azaldığı için hasta başında geçen sürenin azalması ve tek seansta yapılan tedavilerle geçici restorasyonlara ihtiyaç olmaması,
- Laboratuvar aşamaları azaldığı için maliyetten tasarruf sağlanması,
- Teknisyen kaynaklı oluşabilecek hataların birçoğunun ortadan kalkması,
- Restorasyonların geleneksel tekniklerle üretimi sırasında oluşan boyutsal değişimlerin önlenmesi ile marjinal ve internal uyumu daha üstün restorasyonların üretilebilmesi,
- Birçok parametreyi kontrol altında tutma kolaylığı sağlayarak (prepare edilen kavite şekli, tabaka kalınlığı, tabaka çapı, vb.) tasarım aşamasında vakaya özgü restorasyonların üretilebilmesi,
- Farklı malzemelerin prefabrik bloklarından yüksek kalitede restorasyonların elde edilebilmesi,
- Yüksek kalitede restorasyon üretiminde devamlılık sağlanabilmesidir.^{51, 52}

CAD/CAM sistemlerinin dezavantajları ise;

- Uzman kullanıcı gerektirmesi,
- Kullanılan cihazların pahalı olması,
- Kullanılan kamera ve tarayıcıların çözünürlüğünün sınırlı olması,
- CAD ve CAM programlarının algoritmalarının sınırlı olması,
- Bazı sistemlerde kullanılan prefabrike bloklarda renk seçeneklerinin sınırlı olmasıdır.^{33, 56, 57}

CAD/CAM sistemleri için farklı sınıflandırmalar yapılmıştır. Açık ve kapalı sistemler olmak üzere iki farklı sistem piyasada bulunmaktadır. Açık sistemlerde tasarımın 3D modeli, yazılımdan (CAD) donanıma (CAM) transfer edilir. Bu sistem, CAM sistemlerinde seçim yapılabilmesine imkân verdiği gibi, farklı üretim merkezleri arasında da seçim olanağı sağlar. Kapalı sistemler ise tarayıcı, yazılım ve donanımı bir arada içeren sistemlerdir ve farklı sistemler arasında seçim yapılmasına olanak vermez.⁵⁸ CAD/CAM sistemleri kullanım yerlerine göre de sınıflandırılmıştır. Hasta başında direk olarak aynı seansta üretim yapan sistemler “hasta başı konsepti”, dental laboratuvarlarda üretim yapanlar “laboratuvar konsepti” olarak ifade edilmiştir. Her iki sınıflandırma açısından değerlendirilecek olursa, hasta başı konsepti kapalı sistemlere laboratuvar konsepti ise açık sistemlere dahil edebilir.^{48, 58}

2.4.1. CAD/CAM Sistemlerinin Üretim Parçaları

CAD/CAM sistemleri tarayıcı (*scanner*), yazılım (*software*) ve donanım (*hardware*) olmak üzere üç bölümden oluşur. Restorasyonun üretim aşamaları önce yüzeyin taranarak verilerin elde edilmesi, restorasyonun tasarımı (CAD) ve restorasyonun üretimi (CAM) şeklindedir. Verilerin elde edilmesi işlemi tarayıcılar, restorasyonun tasarımı bilgisayar üzerindeki yazılım programlarıyla ve üretim aşaması da freze makineleri (donanım) ile gerçekleştirilir.^{51, 56}

2.4.1.1 Verilerin Elde Edilmesi

Alçı model veya direkt ağız içinden farklı tipteki ölçüm aletleri kullanılarak veriler iki veya üç boyutlu olarak elde edilebilir. CAD/CAM sistemlerinde kullanılan bu ölçüm aletlerine tarayıcı adı verilir. Dental uygulamalarda mekanik, intraoral ve optik olmak üzere üç farklı tip tarayıcı vardır.⁴⁶

Mekanik tarayıcılı sistemlerde; iğne ucu, küre ya da pin kullanılarak model üzerinden mekanik veri toplama işlemi yapılır.^{48,51,56} İntraoral tarayıcılarda ağız içinde diş ve çevre dokuların görüntüleri kayıt altına alınarak dijital bir görüntü oluşturulur.⁵⁹ Optik tarayıcılar da ise beyaz ışık, renkli ışık ya da lazer projeksiyonu kullanılarak optik tarama yapılır.^{51, 59}

2.4.1.2 Restorasyonların Tasarımı

Tarayıcıyla elde edilen verilere göre restorasyonun bilgisayar ekranında üç boyutlu tasarımı ve planlaması yapılır. Kullanıcı, CAD yazılımında bulunan hazır tasarımları kullanılabileceği gibi, kişiye özgü farklı tasarımları da kolaylıkla yapabilir. Yazılım programları genellikle CAD/CAM sistemine özgüdür ve diğer sistemlerle uyumluluk göstermemektedir. Restorasyonun tasarımı tamamlandığında CAD yazılımı, sanal modeli farklı bir formata dönüştürerek CAM ünitesine aktarır. Böylece restorasyonun üretim aşamasına geçmesi sağlanır.⁵⁸

2.4.1.3 Restorasyonların Üretimi

CAD yazılımında CAM ünitesinden gelen üç boyutlu dijital tasarımın freze ve aşındırma makineleri yardımıyla çeşitli bloklardan üretimi sağlanır.⁶⁰ İlk geliştirilen CAD/CAM sistemlerinde restorasyonların şekillendirilebilmesi için prefabrike bloklardan elmas diskler veya frezler yardımıyla aşındırılarak üretimi yapılmaktadır. İstenilen restorasyonun üretiminde frezeleme ile aşındırma yapılan ve “eksiltme tekniği” olarak adlandırılan bu teknik kullanışlı olmasına karşın, kullanılan bloğun %90’lık bir

kısmı uzaklaştırılmakta ve bu nedenle sarfiyat artmaktadır.^{49, 59, 61} Malzeme sarfiyatını düşürmek için günümüzde eksiltmeli üretim tekniklerine alternatif olarak ilaveli üretim (hızlı prototip) gibi ekleme yoluyla üretim yapan sistemler geliştirilmiştir. *American Society for Testing and Materials (ASTM)*, ilaveli üretimi dijital verilerin tabaka tabaka birleştirilip üç boyutlu hale getirilmesi olarak tanımlamıştır. Tekniğin en önemli avantajları tasarımı yapılan tüm restorasyonların hızlı, güvenilir ve ekonomik olarak üretilmesidir.⁴¹

Eksiltmeli Üretim Teknikleri

Diş hekimliğinde kullanılan ilk CAD/CAM sistemleri genellikle eksiltme yöntemini kullanarak restorasyon üretmişlerdir.⁶¹ Eksiltmeli üretim tekniği kullanılarak yapılan restorasyonlarda prefabrike bir bloktan frezeleme ve aşındırma yoluyla fazla malzeme uzaklaştırılır.⁶²

Bu sistemlerde, kullanılan malzemelerin aşırı ısınmasını önlemek için su soğutmalı ortamda aşındırma yapılması ve üretici tavsiyesine uygun elmas frezler kullanılması gerekmektedir. Ayrıca, yapılacak restorasyonun yapısında mikro-çatlaklara neden olmamak için son derece dikkatli olmalı ve düşük basınç altında çalışılmalıdır.⁶³

Üretimi yapılacak altyapıların anatomik formda yapılabilmesi, eşit kalınlıkta yüklenmesine dolayısıyla üretilcek seramiğin daha dayanıklı ve dirençli olmasını sağlar. Eksiltmeli üretim tekniklerinde kullanılabilen malzemeler; kobalt-krom (Co-Cr) alaşımları, zirkonyum, titanyum, cam seramik, hibrit kompozit ve kompozit rezinler, alümina, PEEK ve akrilik esaslı prefabrike bloklardır.⁴¹

Eksiltmeli üretim tekniklerinde kullanılan kazıma teknikleri, kazıyıcı cihazların boyutsal yaklaşımları ve çalışılabilir aks sayıları gibi özelliklerine bağlıdır. X, Y, Z uzaysal yönü bulunan kazıyıcı cihazlar 3 akslı olup sadece freze yolu üzerindeki X, Y ve Z noktalarını tam olarak tanımlayabilirler. Bundan dolayı frezeleme düzeyleri asgari

seviyedir. Bu cihazlar iç ve dış kısımların işlenmesi sırasında sadece 180° döndürülebilmektedir. Bu kazıma cihazlarının avantajları ise frezeleme sürelerinin kısa olması ve sadece üç eksenle çalıştığı için kontrolünün kolay olmasıdır. X, Y, Z uzaysal yönü ile birlikte germe köprüsü bulunan kazıyıcı cihazlar dört akslı olup daha fazla dikey yüksekliği olan yapıları normal boyutlarda ayarlayarak malzeme ve frezeleme süresinden tasarruf etmiş olmaktadır. X, Y, Z uzaysal yönü ve germe köprüsü ile beraber torna mili bulunan cihazlar beş akslı kazıyıcılar olarak tanımlanır. Bu kazıyıcılar sayesinde daha karmaşık geometriye sahip yapıların alt kısımlarının da kolaylıkla frezelenmesi sağlanır.⁶⁴

Eksiltmeli üretim tekniklerinin ilaveli üretim tekniklerine göre bazı sınırlamaları bulunmaktadır⁶⁵. Bu sınırlamalar;

- Kullanılan prefabrik blokların büyük bir kısmı kesilerek uzaklaştırıldığından israf olması,
- Üretim sırasında kullanılan kesici uçların büyüklüğüne bağlı olarak restorasyonun marjinal ve/veya internal uyumunun etkilenmesi,
- Kesici uçların zaman içerisinde deformasyona uğrayarak kullanılamaz hale gelmesi nedeniyle uçların kullanım süresinin kısa olması ve buna bağlı olarak maliyetin artması,
- Kırılgan seramik blokların kesilmesi sırasında restorasyonun yüzeyinde mikroskobik çatlakların oluşması,
- Büyük, çok fazla girinti-çıkıntılara sahip ve/veya kompleks yapıların üretiminin zor ve maliyetli olmasıdır.

Eksiltmeli Üretim Tekniğinde Kullanılan Sistemler

Eksiltmeli üretim teknikleri analog ve dijital sistemler olmak üzere iki gruba ayrılırlar. Analog sistemler literatürde *Manuel Aided Design-Computer Aided Manufacturing* (MAD/CAM) sistemleri olarak yer almaktadır.⁶⁶

Analog sistemlerde tasarım kısmı manuel olarak gerçekleştirilmektedir. Dijital sistemlerde ise hem tasarım hem de üretim kısmı dijital olarak bilgisayar programları üzerinden yapılmaktadır. Güncel olarak kullanılan analog sistemler; Zirkonzahn, Celay ve Ceramill sistemleridir. Zirkonzahn (ICE Zirconia, Stegger, Gais, İtalya) sisteminde üretim kopya-freze esasına dayanır. Altyapı üretiminde kullanılan bloklar sinterlenmemiş zirkonyum bloklardır.⁴⁶ 1991 yılında kullanıma sürülen Celay (Vita, Bad Sackingen, Almanya) sistemi bir diğer analog sistemdir. Bu sistemde oldukça basit çalışma prensibi olan kopya-frezeleme esasına dayanır. Bitişik iki bölümden oluşan cihazın 80 µm hassasiyetli tarama bölümüne restorasyonun kompozit malzemeden yapılmış modeli, freze bölümüne de seramik blok yerleştirilip kazıma işlemi yapılır.^{48, 56} Pantografi cihazı (Ceramill multi-x) ve sinterleme fırınından (Ceramill Therm) oluşan bir diğer analog sistem olan Ceramill Sistemi'nde (Amann Girschbach AG, Koblach Avusturya) ise kuron ve gövde tasarımı için iki farklı akışkanlığa sahip jel kıvamında ışıkla (Ceramill UV) polimerize olan modelaj malzemeleri (Ceramill Gel ve Ceramill Pontic) bulunur.⁴⁶

Cerec, Cercon, Procera, Lava, Kavo, Katana, DC-Zirkon, DCS Precident, Everest, CICERO, E4D Dentist ve ZENO TEC sistemleri ise günümüzde kullanılan dijital sistemlerdir. Diş hekimliğinin gereksinimlerini hem klinik hem laboratuvar uygulamalarında CAD/CAM teknolojisine uygun olacak şekilde bünyesinde barındıran ilk ve tek sistem CEREC (CEramic REConstruction; Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya) Sistemi'dir.⁶⁷ CEREC, 2004 yılında CEREC 3 inLab adıyla laboratuvara entegre edilmiştir. Bu sistemde geleneksel tekniklerle elde edilen çalışma

modeli ağız dışı tarayıcılarla bilgisayar ortamına aktarılır. Restorasyon tasarımı inLab yazılımıyla, aşındırılması inLab tornalama cihazıyla ve sinterizasyonu da inFire fırınıyla yapılan aşamaları içerir.⁵⁴

Cercon sistemi (Dentsply Ceramco; DeguDent, Hanau, Almanya) 1998 yılında geliştirilmiş olup zirkonyum altyapılı tam porselen sistemlerinin üretilmesi için 2002 yılında diş hekimliğinde kullanıma sürülmüş bir CAM sistemidir. Günümüzde Cercon sisteminin iki farklı altyapı üretim seçeneği bulunmaktadır. İlk sistem ana makine (Cercon Brain) ve sinterleme fırınından (Cercon Heat) oluşmaktadır.⁶⁸ Hazırlanan mum örnek ana makineye yerleştirilir ve lazer sistemiyle taraması yapılır. Taramadan elde edilen veriler freze ünitesine aktararak yarı sinterize bloklardan üretim yapılır. Cercon Art CAD Design adı altında CAD sistemini içeren yeni bir Cercon sistemi 2005 yılında tanıtılmıştır. Tarayıcısı (Cercon eye) ve tasarım programıyla beraber yeni Cercon sistemi tam anlamıyla bir CAD/CAM sistemine çevrilmiştir.^{18, 62}

İlk kez 1986 yılında, titanyum altyapıların üretimi için piyasaya sürülen Procera sistemi (Nobel Biocare, Göteborg, İsviçre), 1993 yılında Anderson ve Oden tarafından geliştirilerek tam porselen kuron sistemlerinin üretimini de mümkün kılan bir CAD/CAM sistemi haline gelmiştir.^{69,70}

2002 yılında piyasaya sürülen Lava sistemi (3M ESPE Dental AG, Seefeld, Almanya) özel bir tarayıcı (Lava Scan ST), yazılım, bilgisayar destekli freze ünitesi (Lava CNC 500) ve sinterleme fırınından (Lava Furnace 200) oluşmaktadır. Lava sisteminin CAD destekli olması ve bu yazılımın otomatik olarak kenar tasarımı ve gövde tasarımı yapması gibi avantajları vardır. Tasarımdan sonra yarı sinterize ZrO₂ seramik blokların kazınması gerçekleştirilir.^{41, 71}

Kavo Everest sistemi (Kavo Dental, Biberach, Almanya) tarama ve tasarım ünitesi (Everest Scan Pro, Everest Energy), kazıyıcı ünitesi (Everest Engine) ve sinterleme fırını

(Everest Therm) olmak üzere üç üniteden oluşmaktadır. CCD kamera yardımıyla 20 µm hassasiyetle 1:1 oranında üç boyutlu olarak tarama yapılabilir. ⁴⁶

Katana sisteminde (Noritake Dental, Aichi, Japonya) tarama cihazı (SC-2), freze ünitesi (H-18) ve sinterleme fırınından oluşan sadece yeşil aşama zirkonyum blokların üretimini yapabilen bir sistemdir. Katana sisteminde diğer CAD/CAM sistemlerine göre avantajı farklı renklerde yitriyum-stabilize tetragonal zirkonyum (Y-TZP) bloklar kullanılabilir. Bu sayede blokların renklendirilmesi için ayrı bir işlem yapılmasına gerek duyulmamaktadır. ⁴⁶

1990 yılında piyasaya sürülen DC-Zirkon sistemi (DCS Precident, DCS Dental, Allschwill, İsviçre) Preciscan lazer tarayıcı, DCS Dentoform yazılım ve Precimill frezeleme cihazından oluşmaktadır. Bu sistemde 30 üyeye kadar tasarım gerçekleştirilebilir. DC-Zirkon sistemi tam sinterlenmiş Y-TZP blokları kullanan nadir sistemlerdendir. Freze işlemi sonrasında sinterlemeye gerek olmadığından altyapılar orijinal boyutlarında üretilirler. ^{71, 72}

1990 yılında kullanılmaya başlanmış olan DCS Precident Sistemi (DC-Zirkon^R) PreciScan adı verilen optik tarayıcısı ile ölçüsü alınmak istenen bölgeyi, çevre dokuları ve karşıt arkı tarar. ⁷²

Monolitik seramik blokların yeterli estetiği sağlayamadığı düşüncesi ile Denissen ve arkadaşları tarafından bilgisayarda tamamlanan seramik yapılandırılması anlamına gelen CİCERO (Cicero Dental Sistemler, Hoorn, Hollanda) sistemi geliştirilmiştir. ⁷³ Bu sistemde yüksek dayanıklı kor yapılar oluşturulurken aynı zamanda dentin porseleni ve kesici kenar porseleni gibi tabakalar tek tek eklenerek doğal estetik beklentilerin karşılanması amaçlanmıştır. ⁷⁴

2005 yılında piyasaya sunulmuş ZENO TEC sistemi (ZENO TEC NP, Wieland Dental, Pforzheim, Almanya) laboratuvar tipi tarayıcı ve kazıcıdan oluşan bir sistemdir. Zirkonyum, titanyum ve Co-Cr gibi altyapıların üretimi için kullanılır.⁴¹

2005 yılında piyasaya sürülen bir diğer sistem olan E4D sistemi hasta başı uygulaması olan bir sistemdir. Cerec 3'e göre avantajı, tarama yapılabilmesi için yansıtıcı toza ihtiyaç duyulmamasıdır.⁴¹

Eklemleri Üretim Teknikleri

Malzeme sarfiyatını önleyerek maliyeti düşürmek, çok sayıda ve hızlı bir şekilde üretimi sağlamak amacıyla 1980'li yıllarda eksiltmeli üretim tekniğine alternatif olarak geliştirilmiş bir üretim yöntemidir. Hızlı prototipleme adı verilen eklemeli üretim tekniği ASTM tarafından dijital veriler üzerinden malzemenin tabaka tabaka yığılması olarak üç boyutlu hale getirilmesi olarak tanımlanmıştır.⁶¹

CAD/CAM sistemlerinin gelişimi ile birlikte üretim üç boyutlu yazıcı (3D *Printing*) teknolojisiyle yapılmaya başlanmıştır.⁷⁵ Bu üretim tekniğinde, modelleme (*modeling*), yazım (*printing*) ve bitirme (*finishing*) olmak üzere üç ana aşama bulunmaktadır.^{33, 75} CAD veya animasyon modelleme programları sayesinde modellerin sanal kopyaları oluşturulur ve bu kopyalar dijital ortamda kesitsel dilimler haline getirilir. Elde edilen veriler üzerinden kullanılan makinelerle göre malzemeler bir platform üzerinde tabaka şeklinde depolanır. Yazım aşamasında kullanılan makine tasarımı okur ve katı (tabaka), sıvı veya toz formundaki malzemeler üst üste katmanlar şeklinde biriktirilir. Sanal olarak oluşturulan modeldeki tüm bu katmanların birleşmesi modelin son şeklini oluşturur. Bu tekniğin en önemli avantajı istenilen her geometrik forma sahip objelerin üretimine imkân vermesidir.³³

Özetle eklemeli üretim teknikleri aşağıdaki adımları içermektedir;⁷⁶

1. Bir CAD modelinin oluşturulması (tasarım/3B tarama),

2. CAD verisinin STL formatına dönüştürülmesi (STL-Standart üçgenlere bölme dili),
3. STL dosyasının tanımladığı nesne profilinin kesit şeklinde tabakalara ayrılması,
4. (Gerekirse) Bir destek yapısının oluşturulması (bu daha sonra imha edilir),
5. İnce tabakalar şeklinde modelin otomatik olarak oluşturulması,
6. Son işlemin uygulanmasıdır (bitirme/temizleme, destek yapısını çıkartma vb.).

Biriktirilen tabakanın kalınlığını yazıcının çözünürlüğü belirler ve yaklaşık olarak 100 μm büyüklüğündedir. Ancak özel sistemlerle 16 μm 'a kadar katman kalınlığı elde edilebilir. Kullanılan taneciklerin çapı yaklaşık olarak 50-100 μm arasında değişmektedir. Bir modelin üretim süresi kullanılan yöntem, modelin boyutuna ve şeklinin karmaşıklığına bağlı olarak birkaç saatten birkaç güne kadar değişiklik gösterebilir. Bu değişkenlere rağmen üç boyutlu yazılım sistemleri bu süreyi birkaç saate düşürmektedir.³³

Yazım işlemleri sonunda bitim aşamasına gelen objenin hacmi gerçek objenin hacminden bir miktar daha büyük olur. Bundan dolayı üretimin son aşamasında sistemin çözünürlüğü yükseltilerek, üretimi yapılan model üzerinden hacimsel eksiltme işlemleri yapılır.³³

Eklemeli üretim tekniklerinin genel avantajları;^{65, 77-79}

- Hemen hemen her tasarımın uygulanabilir olması ve üretim sürecinin otomatik olarak ilerlemesi,
- Elde edilen ürünün yüksek yoğunlukta, minimal poroziteye sahip homojen bir yapı olması,
- Önceden planlanan ürünün oluşturulmasında yüksek duyarlılığa sahip olması,

- Kullanımının oldukça kolay ve çok az ön/son işlem gerektirmesi,
- Farklı ve karmaşık tasarım seçeneklerinin kolaylıkla elde edilebilir olması
- Prototip maliyetinin az olması,
- Gerçek model hatalarının kolay kontrol edilebilir olması,
- Birden fazla sayıda restorasyonun aynı anda üretilebilmesi ve lazer ışınına maruz kalmayan tozların tekrar kullanılabilmesidir.

Genel dezavantajları ise;⁷⁷

- Hassasiyetinin 0.1 mm'den büyük olması,
- Kullanılan malzemenin özelliklerine bağlı olarak ürünün çok kırılgan olabilmesi,
- Bazı durumlarda son işlem gerektirmesi,
- Eğimli bir yüzey oluşturmak için tabakalar kullanıldığından basamaklar (merdiven etkisi) oluşmasıdır.

Ekleme üretim teknikleri ile metal, seramik, polimer ve mum gibi birçok farklı malzemeden üç boyutlu modeller elde edilebilmektedir. Hatta üretilecek objenin farklı yerlerinde farklı malzemeler de kullanılabilir.

Ekleme üretim tekniklerinin diş hekimliğinde kullanım alanları;^{58, 80}

- Direk metal protezlerin üretimi,
- Tam porselen restorasyonların üretimi,
- Sabit protezlerin mum modelasyonlarının üretimi,
- Tam protezler ve çene-yüz protezleri için kalıp model üretimi,
- İmplant ameliyatları için cerrahi rehberlerin üretimidir.

Sanayi ve tıp alanından Stereolitografi (SLA), Seçici Lazer Sinterleme (SLS), Seçici Lazer Eritme (SLM), Direkt Metal Lazer Sinterleme (DMLS), Tabakalı Nesne Üretimi (LOM), Kaynaklı Yükleme Modelleme (FDM) ve Mürekkep Baskı Tekniği

(Inkjet Printing Techniques) gibi farklı üretim teknikleri olmasına rağmen diş hekimliği alanında sadece SLS, SLM ve DMLS teknikleri kullanılmaktadır.⁶¹ Bu tekniklerle yapılacak üretimin hassasiyetini etkileyecek bazı faktörler vardır. Bu faktörler;³³

- Lazere bağlı parametreler (lazerin gücü, lazerin dalga boyu, lazer ışının çapı ve birim alandaki gücü),
- Toz malzemeye bağlı parametreler (tozun içeriği, tanecik boyutları, şekli ve dağılımı),
- İşlem aşamalarına ilişkin parametrelerdir (Lazer ışınının tarama hızı ve stratejisi, toz malzemenin katman kalınlığı, koruyucu gaz atmosferi, fırının ısıtısı-SLM teknolojisi için).

Seçici Lazer Sinterleme

Seçici Lazer Sinterleme (SLS) tekniği 1992 yılında Dr. Carl Deckard ve Dr. Joe Beaman tarafından geliştirilmiştir.⁸¹ Bu teknik toz halindeki metal, seramik, plastik veya cam gibi malzemelerin lazer ışınının sağladığı enerjiyle katı bir kütle oluşturmak amacıyla tabaka tabaka birleştirilmesi prensibine dayanır.^{41, 81} SLS tekniğinde genellikle fiber lazerler, karbondioksit lazerler veya Neodmiyum:Yttrium-alüminyum-garnet (Nd:YAG) lazerler kullanılmaktadır.⁸² SLS tekniği farklı bir teknik olan SLM ile sıklıkla karıştırılır. Bu iki teknik arasındaki temel fark SLS tekniğinde toz partikülleri lazer ışınıyla tam olarak erimeyip tabaka şeklinde birleşmesidir. SLS tekniğinde kullanılan lazer ışının gücü malzemenin erime sıcaklığına ulaşmasına yetecek derecede olmadığı için malzemeler tamamen erimez. Bundan dolayı, iç havuz adı verilen bir fırın bölmesinde malzemeler ön ısıtma işlemine tabi tutulur. SLS tekniğinde üretim kabiniinde atmosferik alanın sağlanmasında koruyucu gaz olarak azot veya argon gazı kullanılmaktadır.⁸²

SLS tekniğini kısaca tanımlamak gerekirse lazer ışınıyla yapılan kaynak işlemi olarak ifade edilir.³³ Tüm kaynak işlemlerinde olduğu gibi büzülme, çatlak oluşumu, artık gerilim ve yüzey sertleşmesi gibi problemler SLS ile üretilen objelerde de görülebilmektedir. Bu durumları ortadan kaldırmak için SLS işlemleri koruyucu bir gaz altında gerçekleştirilmelidir. Ayrıca, ince detayları oluşturabilmek ve minimum kalınlık elde edebilmek için küçük çapta lazer ışını gereklidir. Günümüzde bu amaçla 0.2-0.4 µm çapında 100 W'lık fiber lazerler kullanılmaktadır. SLS sisteminde, maksimum gücü 10 W olan bir Nd:YAG lazer de kullanılabilir.⁸³ Oluşan her bir tabakanın kalınlığı yaklaşık olarak 30 µm seviyesindedir. Ticari olarak piyasada toz halinde bulunan malzemelerin büyüklüğü de 20-50 µm arasında değişmektedir.

Seçici Lazer Ergitme

Seçici Lazer Ergitme (SLM) tekniği CAD verileri doğrultusunda itirbiyum fiber lazerler gibi güçlü lazer ışınları kullanılarak üç boyutlu metal objelerin üretiminde kullanılan hızlı üretim tekniklerinden biridir.³³ SLM tekniğinin SLS tekniğinden farkı, lazer kaynağının gücü ile tanecik halindeki malzemeleri tamamen eriterek porozite oluşumunu engelleyecek şekilde birleştirmesidir. Bu teknikle birlikte üretimi zor olan yüksek yoğunluktaki ve karmaşık yapıdaki şekillerin kısa sürede üretimini yapmak mümkün hale gelmiştir.⁴¹

SLM cihazları, tarayıcı, lazer ışını ünitesi, fırın ve üretim kapsülü gibi parçalardan oluşmaktadır. 2009 yılının sonlarına doğru daha ufak hacimli olan masaüstü SLS/SLM cihazları piyasaya sunulmuştur. Masaüstü SLM cihazları ile (The Realizer SLM 50) küçük hacimli makro büyüklüklerdeki parçaların üretimi amaçlanmıştır. Cihazın içerisinde toz haldeki malzemenin konulduğu bir depo, tutucu sistem, hareket edebilen bir üretim platformu, katman oluşumunu sağlayan bir sil geç sistemi, lazer ışınının içinden geçtiği bir pencere ve bütün bu üretim sürecini gözlemleyebilmek için bir

mikroskop bulunmaktadır.³³ SLM teknolojilerinin birçok alanda kullanımının geçmişe dayanmasına rağmen diş hekimliği alanında kullanımı çok daha yenidir.

SLM ile üretilen restorasyonların yüksek performansı, estetiğinin başarılı olması ve yüksek yoğunluğu, ilerleyen dönemlerde dental restorasyonların üretiminde çok daha fazla üretim kapasitesine sahip olacağı izlenimini vermektedir.^{78, 84}

Direk Metal Lazer Sinterleme

EOS firması tarafından geliştirilen bir eklemeli üretim tekniğidir. Literatürde SLS sisteminde metal ve metal alaşımlarının kullanıldığı sistemler DMLS terminolojisi adı altında karşımıza çıkmaktadır.⁶³

DMLS sistemi, CAD'den alınan üç boyutlu verilere göre metal tozun lazer ışınıyla seçici bir şekilde eritme ve bu metal yapıyı tamamlamak için her seferinde yaklaşık 20-60 µm kalınlığındaki bir tabakayı birleştirmek için lazerle kaynak yapma işlemidir.⁸⁵

Yöntemde ilk aşama bilgisayar desteğiyle üç boyutlu verilerin elde edilmesidir. Ardından, bu üç boyutlu model dosyası üretilecek nesnenin gerçek geometrisine uygun olacak şekilde bir CAD programıyla düzeltilir ve bu nesnenin tasarımı yapılır. Tasarımı tamamlanan nesnenin modeli dijital ortamda katmanlara bölünür. Her bir katman tek tek taranarak lazer sinterizasyon cihazında metal toz yatağı üzerinde bir katman metal oluşturulur. Bu işlem diğer bütün katmanlar içinde tek tek taranarak bu tabakanın üzerine eklenmesiyle üretim tamamlanana kadar devam eder.⁸⁶ Her bir katmanda lazer ışını metal toz parçacıklarını fiziksel olarak öncelikle tamamen eritir. Daha sonra bu tanecikler yarı eriyik hale geçerler ve son olarak %100 katı hale dönüşürler.

DMLS tekniği sanayide, uzay araçları endüstrisinde, tıbbi ve dental alanlarda kullanılmaktadır. Özellikle implantların ve protetik restorasyonların üretimi ile dental alanda kullanımını artırmıştır.³³ Ayrıca implantın hastanın kemik anatomisine uygun olarak tasarlanıp üretilmesi, bu tekniğin dental anlamda en büyük avantajlarından biridir.

Diğer avantajları ise, tek seferde 90 üyeye kadar üretim yapabilmesi, yüzlerce kuronun aynı anda hazırlanmasına imkan vermesi ile süre ve personel sayısı açısından büyük kazanç sağlaması, üretilen parçanın hassas bir uyuma sahip olması ve üretim sonrası işlemlerin kolay olmasıdır.²³

2.4.2 CAD/CAM Sistemleri ile Kullanılan Malzemeler

CAD/CAM sistemleri ile seramikler, metal alaşımlar, titanyum, PEEK ve çeşitli kompozitler kullanılarak üretim yapılabilmektedir.⁵⁹

2.4.2.1. Zirkonyum

Çok eski zamanlardan beri değerli bir taş olarak bilinen zirkon, doğada kahverengi ve yeşil formlarda bulunabilen, ısıtıldığında mavi, sarı veya renksiz hale gelebilen periyodik cetvelin 4B grubunda bulunan bir geçiş elementidir. Erime derecesi 1852°C, kaynama derecesi 4377°C'dir.⁸⁷ Zirkonyum, hafniyum ve titanyuma benzer fiziksel ve kimyasal özellikler göstermekle birlikte, aralarındaki farklılık çekirdek yapılarından kaynaklanır.⁴⁷ Zirkonyum, doğada hiçbir zaman saf halde bulunmaz, yapısında her zaman 50/1 oranında hafniyum elementi bulunur.⁴⁶ Zirkonyum esaslı malzemeler;⁴⁶

- Erime noktasının yüksek olması nedeniyle ateşe dayanıklı malzemelerin yapımında, cam ve seramik endüstrisinde,
- Korozyona dayanıklılığı ve nötron absorblama özelliğinin az olması nedeniyle nükleer reaktörlerin yapı malzemesinde,
- Termal bariyer amacıyla yapılan seramik kaplamalarda ve seramik filtre üretiminde,
- Katı elektrolit olarak oksijen sensör üretiminde,
- İzolasyon malzemelerinin yapımında,
- Element halindeyken ısıtıldığında yanıcı özelliğinden dolayı bombaların yapısında, flaş ampüllerinde,

- Düşük sıcaklıklarda, zirkonyum-niobyum alaşımları, süperiletken özelliği nedeniyle mıknatısların yapımında,
- Korozyona dayanıklılığı nedeniyle birçok cerrahi aletin yapımında,
- Isı şokuna dayanıklı laboratuvar malzemelerinin üretiminde ve metalürjik fırınların kaplanması için kullanılmaktadır.

Zirkonyum polimorf özellik gösteren bir malzemedir ve üç farklı fazda bulunabilir. Bu fazlar;⁸⁸

I. Monoklinik faz (m): Zirkonyum oda sıcaklığında bu fazdadır, 1170 °C 'ye kadar bu fazda stabil kalır.

II. Tetragonal faz (t): 1170 °C ve 2370 °C arasında zirkonyum bu fazda kalır.

III. Kübik faz (k): Zirkonyum 2370 °C ile 2680 °C arasında bu fazda kalır.

Zirkonyumda, sinterleme işleminden sonra soğumakta olan kristal yapının tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümü ile iç yapıda stres oluşumuna sebep olan % 4-5 oranında bir hacim artışı meydana gelir. Kontrolsüz bir şekilde gelişen bu olay saf zirkonyum içinde çatlakların oluşmasına ve yapının kırılgan bir hale gelmesine neden olur. Bu dönüşüm sonucunda saf zirkonyumun birçok alanda kullanımı kısıtlanır.⁸⁷ Faz dönüşümleri sırasında oluşan iç stresi önlemek için saf zirkonyuma stabilize edici kalsiyum oksit (CaO), magnezyum oksit (MgO), yitrium oksit (Y₂O₃), seryum oksit (CeO) gibi oksitler ilave edilmektedir.⁸⁹ Bu işlem sonucunda, oda sıcaklığındaki zirkonyumun yapısı yoğun kübik faz, daha az oranda da monoklinik ve tetragonal faz içeren bir hal alır. Bu yapıya “ Kısmi Stabil Zirkonyum” adı verilir.⁸⁹

Kısmi stabilize zirkonyum 900 ile 1200 MPa bükülme dayanımına ve 9-10 MPa/m²'lik kırılma dayanımına sahiptir.⁸⁷ Bu değerler diş hekimliğinde kullanılan diğer seramik malzemelere göre önemli ölçüde daha yüksektir.⁹⁰ Zirkonyum çok reaktif bir metal olup hava veya sıvı ile temas ettiğinde yüzeyinde kısa süre içinde oksit tabakası

oluşur. Oluşan oksit tabakası sayesinde zirkonyum, korozyona karşı daha dirençli hale gelir.⁴⁷

Günümüzde farklı tiplerde zirkonyum içerikli seramik sistemi olmasına rağmen diş hekimliğinde genellikle üç değişik sistem kullanılmaktadır. Bu sistemler;⁹¹

- Magnezyum katyon destekli kısmi stabilize zirkonyum (Mg-PSZ),
- Zirkonyum ile güçlendirilmiş cam infiltre alumina (ZTA),
- Yttriyum katyon destekli tetragonal zirkonyum polikristali (3Y-TZP) dir.

2.4.2.2. Polietereterketon

Polimerler, maliyetlerinin düşük olması, ağırlıklarına göre yüksek direnç göstermeleri ve metallere göre daha düşük yoğunlukta olmalarından dolayı son yıllarda sıklıkla tercih edilmektedir.⁹² İlk defa İngiliz bilim adamları tarafından 1978 yılında geliştirilen PEEK aromatik, lineer ve yarı kristalize yapıda, erime noktası 335 °C olan termoplastik bir polimerdir.⁹³

PEEK uzun yıllardır ortopedide biyomateryal olarak kullanılan sentetik, diş renginde polimerik bir malzemedir. Eter eter keton monomerinin monomer birimi, bis-fenolatların aşamalı büyüme (dialkilasyon) reaksiyonu yoluyla polimerleştirilerek PEEK oluşturulur. PEEK'e yapılan polimerizasyon işlemi özelliklerinin büyük bir kısmını belirler v bu özellikler polimerin kristal bileşimini büyük ölçüde etkiler. Bu değişiklikler de PEEK'in termal ve kimyasal stabilitesini değiştirir. PEEK, aromatik moleküler bir omurgaya sahip, kimyasal adı [-oksi -1,4-fenilen-oksi-1,4-fenilen-karbonil-1,4-fenilen-], kimyasal formülü $(-C_6H_4-O-C_6H_4-C_6H_4)_n$ olan bir moleküldür. PEEK; fonksiyonelleşmiş monomerlerin (polimerizasyon öncesi) ilave edilmesiyle ya da sülfanasyon, aminasyon ve nitrasyon gibi kimyasal işlemlerle polimerizasyon sonrası modifiye edilebilir. ⁹⁴

PEEK, tüm polimer zinciri boyunca yüksek orbital elektronların yer değiştirmesi (delokalizasyonu) nedeniyle yüksek kimyasal dirence sahiptir. Ayrıca bu durum PEEK'i

termal etki ve ısınlama sonrası bozulmaya karşı da son derece dirençli hale getirir.⁹⁵ PEEK'in suda çözünürlüğü % 0.5 oranında, kimyasal absorbsiyonunun da yaklaşık olarak %0.5 oranında olduğu bilinmektedir.^{95,96} Ayrıca hidrolize olmaması ve suda çözünürlüğünün düşük olması dental implant malzemesi olarak da iyi bir aday olduğunu göstermektedir.

PEEK'in en önemli özelliği elastik modülünün (3-4 GPa) insan kemiğine ve dentinine yakın olmasıdır. Ayrıca karbon fiberlerin eklenmesiyle elastiklik modülü 18 GPa'a kadar yükseltilebilmektedir.⁹⁷ Düşük elastik modülü sayesinde hem dayanak dişlerde hem de siman ara yüzünde oluşan stresleri azalttığı bildirilmiştir.⁹⁸ Elastik modülünün 4 GPa ve gerilim direncinin 100 MPa sahip olması, PEEK' i metal alaşım ve seramik restorasyonlara göre üstün kılmıştır. Kırılma direncinin yüksek olmasına karşın saf PEEK mekanik olarak nispeten zayıftır. Yapılan çalışmalarda, PEEK'in 250 °C'ye kadar olan sıcaklıkta mekanik özelliklerinde azalma görüldüğü belirtilmiştir.⁹⁵ Ancak biyomateriyal olarak uygulandığında sıcaklığın 37 °C olması PEEK'i insan vücudunda stabil kılar.⁹⁵

PEEK polimerinin sürtünme katsayısı düşük olup, özellikle frezeleme aşamalarında yüksek sıcaklıklarda ve kısmen yüksek yüzey hızlarında iyi aşınma direncine sahiptir.⁹⁹ Bununla birlikte, PEEK'in metal alaşımlar, seramikler, dentin veya mine gibi diğer malzemelerle aşınmasına ilişkin klinik veri yoktur. Ayrıca PEEK'in beyaz renkte olması, metalik tat bırakmaması, alerjik reaksiyon oluşturmaması, yüksek cilalanma kalitesi ve düşük plak afinitesi gibi avantajları bulunmaktadır.^{100, 101} Dental frezlerle kolaylıkla şekillendirilebilmesi, çok yönlü seri üretim yapılabilmesi, manyetik rezonans görüntüleme (MRI) uygun olması PEEK'in diğer olumlu özelliklerindendir.¹⁰² Tüm bu olumlu özellikler sayesinde PEEK, medikal sektör içinde çeşitli kimyasal

modifikasyonları ticari kompozisyonları ile özellikle ortopedik ve nörolojik cerrahi uygulamalar da tercih edilmektedir.^{95,103}

PEEK'in biyouyumluluğunu değerlendirmek için 1980'li yılların sonundan günümüze kadar birçok bilimsel çalışma yapılmıştır.¹⁰⁴⁻¹⁰⁷ *International Organization for Standardization* (ISO) 10993-10-1995'e¹⁰⁸ göre yapılan duyarlılık ve gen toksisite testleri, PEEK'e karşı herhangi bir duyarlılık veya kromozom değişikliği olmadığını göstermiştir.⁹⁵ Yapılan araştırmalar PEEK'in insan vücudunda fiziksel özelliklerini kaybetmeden uzun süre dayanıklılığını koruyabildiğini göstermiştir.^{95, 102, 104, 107, 109}

PEEK uzun yıllar tıp alanında kullanılmasının yanı sıra biyouyumluluğu ve üstün mekanik özelliği ile diş hekimliği alanındaki uygulamalar için de önemli avantajlara sahiptir. Bu üstün mekanik özellikleri ve rengi nedeniyle PEEK, diş hekimliğinde obturatör yapımında, hareketli protetik restorasyonlarda ana bağlayıcı olarak, kroşe ve diğer kompenetlerin yapımında, sabit protetik restorasyonlarda altyapı malzemesi olarak, implant destekli bar yapımında, dental implant malzemesi olarak, geçici dayanak ve iyileşme başlıklarının yapımında kullanılmaktadır.^{94, 110-112}

PEEK'in avantajlarının yanı sıra, yeterli derecede translüensliğinin olmaması, grimsi pigmentasyona yol açması, yüzey enerjisinin ve ıslanabilirliğinin düşük olması gibi dezavantajları da mevcuttur. Bu nedenle PEEK'in protetik uygulamalarda kullanımı sınırlıdır ve estetik bir malzeme ile kaplanmasını gerektirmektedir.¹¹³ Bu doğrultuda yapılan çalışmalar, üst yapı için kullanılacak estetik malzemenin adezyon sorununu ortadan kaldırmak için farklı yüzey işlemlerine ve bağlayıcı ajanlara odaklanmıştır.¹¹⁴⁻¹¹⁶

PEEK malzemesinin protetik altyapı üretimi için enjeksiyon kalıplama veya CAD/CAM tekniklerinden faydalanılmaktadır.¹¹⁷ Enjeksiyon kalıplama tekniği, PEEK'in eritilip soğutulması ve ardından kristalize edilmesine dayanır. Teknik basamaklar hassasiyet gerektirmektedir. Bu yöntemle hassas çalışılmadığı takdirde ortaya

öngörülemeyen birçok olumsuz sonuç çıkabilir.¹¹⁸ CAD/CAM tekniği kullanılarak hazırlanan PEEK altyapılar ise daha hızlı ve hassas bir şekilde üretilebilmektedir.⁹⁴

2.4.2.3. Seramikler

Seramik kelimesi Yunanca'da 'yanmış' anlamı taşıyan 'keramos' sözcüğünden gelmektedir. Fakat bu yanma ifadesi standart anlamdan farklı olarak anlaşılması gereken pişirme anlamı taşımaktadır.¹¹⁹ Pierre Fauchard 1728 yılında yazdığı Le Chirurgien Dentiste isimli kitabında, porselenin diş hekimliğinde kullanılabileceğini bildirmiş ve porselenin mine ve dişeti rengini taklit edebileceğini öngörmüştür.¹²⁰

Seramikler inert malzemeler olup renk stabiliteyi, gösterdikleri yüksek aşınma direnci, ısıyı az iletmeleri, biyouyumlulukları ve yüksek estetik özellikleri sayesinde diş hekimliğinde oldukça ilgi çeken ve kullanılan bir malzemedir.⁷² Hatta sabit protetik restorasyonlarda estetik amaçlı yararlanılan tüm malzemeler içerisinde doğal dişlerle renk uyumlarının en iyi gerçekleştirildiği malzemeler seramiklerdir.¹²¹

Seramikler, bir veya daha fazla metalin, metal olmayan bir elementle yaptığı bileşik olarak tanımlanır.¹²² Dental porselen ise; quartz (silika), kaolin ve feldsparın belirli bir oranda karıştırılarak yüksek ısılarda fırınlanması ile elde edilen malzeme olarak tanımlanmaktadır. Bu üç ana maddenin dışında cam modifiye ediciler, ara oksitler, çeşitli renk pigmentleri, opaklaştırıcı veya parlaklık (luminisans) özelliğini geliştiren çeşitli ajanlar da porselen yapıya eklenebilmektedir.^{29, 122}

Diş hekimliğinde kullanılan porselen sistemleri araştırmacılar tarafından uygulama alanlarına,²⁹ yapım tekniklerine,¹²³ kimyasal kompozisyonlarına,⁹¹ ve fırınlama ısılarına göre³² farklı şekilde sınıflandırılmışlardır.

CAD/CAM sistemlerinde kullanılabilen birçok seramik tipi vardır. Bunlar;

1. Löst Kristalleri ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler
2. Lityum Disilikat İçerikli Cam Seramikler

3. Feldspatik Cam Seramikler
4. Cam İnfiltrate Seramikler
5. Zirkonyum Oksit İçerikli Seramikler'dir.¹²⁴

2.4.2.4. Kompozit

Kompozit kelimesi terminolojik olarak malzemelerin fiziksel karışımı anlamına gelmektedir.^{125,126} Mine ve dentin dokusuna adezyon ile bağlanan kompozit rezinler, 1962 yılında Dr. Ray Bowen tarafından tanıtılmış ve günümüze kadar önemli gelişmeler göstermiştir.^{125, 126} 1970'lerde ışınlı polimerize olan rezinlerin geliştirilmesiyle kompozit rezinlerde çok önemli bir adım atılmıştır.¹²⁵ 1980'li yılların ortalarında ışılla polimerize olan kompozitlerin yapısına değişik partikül boyutlarına sahip doldurucuların katıldığı görülmüştür. Yeni geliştirilen bu kompozitler hibrit tip olarak tanımlanmıştır.¹²⁵

CAD/CAM sistemlerindeki gelişmeler kompozitlerin de bu sistem dâhilinde kullanımını uygun hale getirmiştir. Bazı firmalar farklı tip ve oranlarda doldurucuları içeren kompozit blokları piyasaya sürmüştür. Monokromatik yapıdaki zirkonyum ve silika doldurucuları ihtiva eden bu polimer kompozit bloklar (Paradigm MZ100, 3M ESPE, Ruschlikon, İsviçre) rezin içerikli CAD/CAM bloklarıdır.¹²⁷ Bunun dışında piyasada nanoteknoloji ile seramiği birleştiren CAD/CAM bloklar (3M ESPE Lava Ultimate, Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya) da mevcuttur. Bu bloklar inley, onley, tam kuron ile lamine restorasyonlarının üretiminde kullanılabilirler.¹²⁸ Cam seramiklere kıyasla karşıt arktaki dişlerde daha az aşınmaya sebep olması ve çiğneme kuvvetlerini absorbe edebilmesi nedeniyle brüksizimli hastalarda da rahatlıkla tercih edilebilmektedir.¹²⁸ Ayrıca glaze işlemine gerek duyulmaması, cila işleminin kolay olması ve uzun süre etkisinin kalması bu malzemelerin önemli avantajlarındandır.¹²⁴ Bu bloklar fırınlamaya gerek kalmadan hasta başı tam kuron yapılmasına imkân verir.

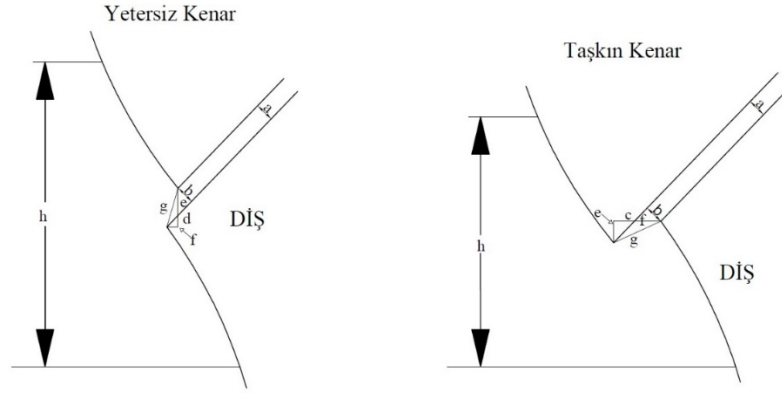
Monolitik yapıları sayesinde cam gibi kırılğan bir yapıya sahip değildir ve veneerlerdeki gibi atma (chipping) olayı oluşmaz.¹²⁴

2.5. Marjinal ve İnternal Uyum

Günümüzde geliştirilen yeni malzemeler ve üretim teknolojileri sayesinde daha başarılı restorasyonlar üretilebilmektedir. Üretilen bu restorasyonların klinik olarak kabul edilebilir ve uzun ömürlü olabilmesi için marjinal ve internal uyumlarının iyi olması gerekmektedir.^{129, 130} Marjinal uyumun yetersiz olması mikrosızıntıya (bakteri, sıvı, molekül ve iyon geçişini sağlayan) ve yapılan restorasyonun başarısız olmasına sebep olan en önemli faktör olarak kabul edilmektedir.¹³¹

Marjinal ve internal uyumu yetersiz olan restorasyonlar çevresinde plak birikimine ve periodontal hastalıkların oluşumuna zemin hazırlar.¹³² Ayrıca bu uyumsuzluklar sonucunda restorasyonların içindeki siman ağız sıvılarından etkilenecek çözünmeye başlar. Bu şekilde oluşan boşluğa yemek artıkları girerek plak oluşumu hızlanır ve zamanla bu tip restorasyonlar desimante olur. Meydana gelen bu problemler protetik restorasyonların başarısızlığındaki en önemli etkenlerdendir.¹³³

Birçok araştırmacı marjinal ve internal uyumun değerlendirilmesi ile ilgili çalışmalar yapmış olsa da, marjinal uyumla ilgili terminolojiyi ilk açıklayan Holmes ve ark.¹³⁰ olmuştur.¹³⁴ Holmes ve ark.¹³⁰ normal marjin, taşkın marjin ve içte kalmış marjin kavramlarını geliştirmiştir. Holmes ve ark.¹³⁰ daha sonraki yıllarda marjinal uyumsuzluğun hem dikey hem de yatay yönde değerlendirilmesi gerektiğini bildirmişlerdir (Şekil 2.1.).



Şekil 2.1. Marjinal uyumsuzluk terminolojisi¹³⁰

Holmes ve ark.¹³⁰ göre marjinal uyumsuzluk terminolojisi;

- İnternal aralık: Restorasyonun iç yüzeyinden preparasyonun aksiyal duvarına çekilen dikmenin uzunluğudur.
- Marjinal aralık: Restorasyonun iç yüzeyinden preparasyonun aksiyal duvarına çekilen dikmenin marjinaldeki uzunluğudur.
- Taşkın kenar: Restorasyonun iç yüzeyinden preparasyona çizilen doğrudur.
- Yetersiz (eksik) kenar: Kuron marjininin kısa olduğu durumlarda preparasyona olan uzaklığın vertikal mesafesidir.
- Vertikal marjinal uyumsuzluk: Kuron kenarından preparasyon marjinine olan paralel doğrunun mesafesidir. Ölçüm restorasyonun uç köşesinden başlamakta; giriş yoluna paralel çizilen dikmenin horizontal marjinal uyumsuzlukla kesişmesi ile oluşan iki nokta arası mesafe olarak tanımlanmaktadır.
- Horizontal marjinal uyumsuzluk: Kuron kenarından preparasyon marjinine olan vertikal doğrunun mesafesidir.
- Mutlak marjinal uyumsuzluk: Marjinal aralık ile eksik ve ya taşkın kuron kenarının hipotenüsünü oluşturan uzunluk olarak tanımlanmıştır.
- Yerleşim (oturma) uyumsuzluğu: Uyumsuz üretilen kuronun tam oturtulamaması durumunda, kuron dış yüzeyi ile preparasyon veya dayanağın marjininden uzakta, giriş yoluna dik olarak ölçülen kısım olarak tanımlanmıştır.

2.5.1. Sabit Protezlerde Uyumunun Değerlendirilmesinde Kullanılan Teknikler

İdeal bir marjinal ve internal uyumunun sağlanması sabit protetik restorasyonun başarısı için büyük önem arz etse de, günümüzde marjinal ve internal uyumun değerlendirilmesi konusunda hala standart bir metot ve ölçüm tekniği geliştirilememiştir. Marjinal uyumun değerlendirilmesinde kullanılan bir çok teknik kalitatif (niteliksel) veya kantitatif (niceliksel) özellikte olabilir. Bu tekniklerden kalitatif teknikler genel olarak ampirik ve geçersiz sayılmaktadır.¹³⁵ Kalitatif tekniklerde inceleme insan gözünün sınırları dahilindedir, oysa ki kantitatif değerlendirmeler sonucunda sayısal bir sonuç ortaya konulabilir ve daha doğru bir şekilde karşılaştırmalar yapılabilir.¹³⁶

Günümüze kadar marjinal ve internal uyumun ölçülmesi için *in vivo* ve *in vitro* birçok teknik kullanılmıştır. Bunlar;^{9, 33}

- Direkt gözlem ve dokunma hissi,
- Direkt day üzerinden ölçüm tekniği,
- Kesit alma tekniği,
- Radyografiler,
- Üç boyutlu yüzey tarama cihazlarının kullanılması,
- Basınç tespit edici ajanların kullanılması
- Ağırlık ölçüm tekniği,
- Rezin replika tekniği,
- Siman aralığı- silikon replika tekniğidir.

Ayrıca bu tekniklerden başka sadece implant destekli restorasyonların uyumunu ölçmede kullanılan bazı tekniklerde bulunmaktadır. Bu teknikler; değişimli parmak basıncı tekniği, tek vida testi ve vida direnç testidir.¹³⁷⁻¹³⁹

2.5.1.1 Direk Gözlem ve Dokunma Hissi ile Ölçüm

Uygun büyütmelerde ve ışık altında, dayanakla restorasyonun birleşim yeri bir sond yardımıyla dikkatlice incelenir.¹³⁹ Kullanılan el aletinin ucunun kalınlığı, marjin yerleşimi, klinisyenin tecrübesi ve kabiliyetine bağlı olarak değerlendirme sonucu değişkenlik gösterebilir. Bu teknik sıklıkla diğer değerlendirme teknikleriyle birlikte kullanılmaktadır.¹³⁸

2.5.1.2 Direkt Day Üzerinden Ölçüm Tekniği

Bu teknik, marjinal uyumun değerlendirilmesinde hızlı ve kolay bir şekilde uygulanabilen basit bir yöntemdir ve çoğunlukla restorasyonların üretim aşamasında oluşan distorsiyonun ölçümü için kullanılır. Bu teknikte, hazırlanan restorasyon dayanak üzerine yerleştirilerek stereomikroskop veya elektron mikroskopu yardımıyla marjinal aralığın fotoğrafları çekilir. Çekilen bu fotoğraflar üzerinden hem manuel hem de özel bilgisayar programları yardımıyla daha detaylı ve kolay değerlendirmeler yapılabilmektedir. Herhangi bir ara madde gerektirmeksizin direkt olarak ölçüm yapılabildiği için, ucuz ve daha az zaman alıcı bir yöntemdir. Örneklere herhangi bir ilave işlem yapılması gerekmediğinden hata riski de minimuma düşmektedir. Ancak restorasyonların tekrar tekrar güdük üzerine yerleştirilmesi aşınmalara neden olabilir, ayrıca restorasyon her zaman model üzerine de tam oturmayabilir. Bu da ölçümlerde ve standart sapmada değişimlere neden olur. Bu teknikte en önemli husus ölçüm yapan mikroskopun hassasiyetidir. Bundan dolayı, bu teknikte ışık mikroskoplarına göre daha hassas olan taramalı elektron mikroskopları tercih edilir. Ayrıca stereomikroskoplar, dijital mikroskoplar ve taşınabilir mikroskoplarla da ölçüm yapılabilmektedir.¹⁴⁰

2.5.1.3. Kesit Alma Tekniği

Bu teknikte restorasyon simante edilmeden veya edildikten sonra radyoaktif yada kimyasal boyacı maddelere batırılarak bu maddelerin restorasyonla dış arasına sızması

sağlanır. Daha sonra örnekler rezin içine gömülür ve istenilen boyutta kesitler alınır. Uzun zaman alması, ek basamaklar içermesi ve kullanılan restorasyonların bir daha kullanılamayacak olması tekniğin dezavantajlarındanıdır.⁴¹

2.5.1.4 Radyograflar

Restorasyonun diş ve/veya dayanak üzerine simantasyonundan sonra hasta ağzından alınan bite-wing röntgenlerle değerlendirilmesidir. Özellikle subgingival marjnlere sahip restorasyonların uyumunun değerlendirilmesinde tercih edilmektedir. Açılama problemleri ve/veya anatomik yapıların süper pozisyonuna bağlı olarak yanlış sonuçlar verebilir.^{138, 139}

2.5.1.5. Üç Boyutlu Yüzey Tarama Cihazları Kullanılarak Yapılan Ölçümler

Diş hekimliğindeki teknolojik gelişimlere paralel olarak üç boyutlu yüzey tarama cihazları kullanılarak restorasyonların marjinal ve internal uyumlarının ölçümleri yapılabilmektedir. CAD/CAM sistemleriyle üretilen restorasyonların birçoğunda üç boyutlu yüzey tarama teknolojisi kullanılmaktadır. Bu yöntemde alçı model üstündeki restore edilecek yapılar ve restorasyonun iç yüzeyi çeşitli tarayıcılar aracılığıyla üç boyutlu olarak taranmaktadır. Elde edilen veriler bilgisayar programları ile değerlendirilebilmektedir. Böylelikle restorasyona zarar vermeden her bölgedeki siman aralığı ve kenar uyumu incelenebilir. Bu ölçüm yönteminde hassasiyeti üç boyutlu tarama sistemine bağlıdır ve tarama sistemindeki hata payı sonuçları direkt olarak etkilemektedir.¹⁴¹

2.5.1.6. Basınç Tespit Edici Ajanların Kullanılması

Restorasyonların uyumunun değerlendirilmesinde basınç tespit edici ajanlar ve mumlar, vida direnç testini tamamlamak için kullanılmaktadırlar. Birbirine temas eden yüzeylerde malzemenin bulunması uyumsuzluk olduğunu göstermektedir. Ayrıca

ölçülebilir kalınlığa sahip diş ipleri ve polyester film bantlar uyumun değerlendirilmesinde kullanılan diğer maddelerdendir.⁹

2.5.1.7. Ağırlık Ölçüm Tekniği

Replika tekniğine benzer şekilde elde edilen siman film kalınlığını temsil eden light-body silikonun ağırlığı hassas bir terazi yardımıyla ölçülür. Bu değer siman aralığının toplam kalınlığını temsil eder. Replika tekniğine göre daha ucuz ve uygulaması kolay bir yöntemdir.¹⁴²

2.5.1.8. Değişimli Parmak Basıncı

İmplant destekli restorasyonların uyumunun makroskopik olarak değerlendirilmesinde uygulanan bir yöntemdir. Restorasyon dayanakların üzerine yerleştirilir, önce bir uca daha sonra diğer uca parmak basıncı uygulanır ve tahterevalli hareketi olup olmadığı gözlemlenir. Subgingival marjirlere sahip restorasyonlarda ve çok sayıda implant tarafından desteklenen kısa restorasyonlarda uygulanması zor bir yöntemdir.^{138, 139}

2.5.1.9. Tek Vida Testi

Jemt'in¹⁴³ önerdiği daha sonra Tan ve ark.¹⁴⁴ tarif ettiği tek vida testi yönteminde bir uçtaki dayanak vidası sıkılır ve diğer uçta ortaya çıkan uyumsuzluk incelenir. Bu yöntem özellikle dikey uyumsuzluk gösteren uzun protezlerde etkin olarak uygulanabilir.^{138, 143, 144}

2.5.1.10. Vida Direnç Testi

Orta hatta en yakın dayanaktan başlayarak vidalar tek tek sıkılır. Restorasyon ile vida arasında direnç oluşumu başlayana kadar gözlemlenir. Vida başının 10-15 N kuvvet altında 180⁰ dönmesi ile vidanın tam olarak yerleşmesi beklenir. Eğer restorasyon, vida başının daha fazla dönmesi ve 15 N'dan daha fazla kuvvet uygulanmasıyla tam olarak oturuyorsa bu restorasyonun uyumsuz olarak kabul edilmesine neden olur.¹³⁷

2.5.1.11. Rezin Replika Tekniği

Rezin replika tekniğinde hazırlanan restorasyonun marjinal bölgesinden silikon ölçü malzemesiyle ölçüsü alınır. Ölçüsü alınan dairesel silikon kalıbın içerisine karbonize akrilik rezin dökölür ve böylelikle restorasyonun marjinal bölgesi rezinden duplike edilmiş olur. Bu duplikat üzerinden mikroskop yardımıyla ölçümler yapılır. Bu tekniğin avantajı replikanın sahip olduğu silindirik form sayesinde mikroskop altında özel cihazların rotasyonel hareketleriyle birçok ölçümün yapılabilmesi, ayrıca normal şartlarda ölçümü zor olan proksimal bölgenin de kolaylıkla ölçümünün yapılabilmesidir. Yöntemin dezavantajı ise, replikasyon sırasında kullanılan akrilik rezinde meydana gelen boyutsal değişiklik ve detay kaybının ölçümlerde hata payı oluşturma ihtimalidir. Ayrıca bu teknikle restorasyonun sadece marjinal bölgedeki uyumu ölçülebilmektedir.¹⁴⁵

2.5.1.12 Siman Aralığı – Silikon Replika Tekniği

Siman aralığı-silikon replika tekniği Molin ve Karlsson tarafından tarif edilmiş olup restorasyonların hem marjinal hem de internal uyumlarının ölçümünde kullanılabilir. ¹⁴⁶ Bu teknikte ilk olarak restorasyonun içine akıcı kıvamda silikon ölçü maddesi koyularak dişin yada dayanağın üzerine belirli bir kuvvet altında yerleştirilir. Sertleşme süresi biten akıcı kıvamlı ölçü maddesi restorasyonun içinde kalacak şekilde diş ya da dayanağın üzerinden uzaklaştırılır. Daha sonra light-body silikona destek sağlaması için orta sertlikte silikon ölçü maddesi enjekte edilir. Sonuç olarak oluşan yapıdaki akışkan silikon kalınlığı siman aralığını ya da internal uyumu gösterirken; orta kıvamlı silikon diş yada dayanağı temsil eder. Bu bileşik yapıdan alınan kesitlerin mikroskop yardımıyla kolaylıkla ölçümü yapılabilir. Bu tekniğin klinik kullanıma son derece uygun olması, tekrarlanan ölçümlerin yapılabilmesi, siman aralığının tamamen üç boyutlu olarak değerlendirilmesi hem marjinal hem de internal uyumun ölçülebilmesi ayrıca yöntemin etik kurallar altında uygulamasının kolay ve

göreceli olarak ucuz olması gibi bir çok avantajı vardır.¹³⁵ Bu avantajların yanı sıra; silikonun yarattığı hidrostatik basınç nedeniyle restorasyonun dayanak üzerine tam oturmama ihtimalinin olması, silikonda oluşabilecek boyutsal değişikliklerin ölçümde sapmalara sebebiyet vermesi ve kuron kenar sonlanmalarının tam olarak doğru tespit edilememesi gibi dezavantajları bulunmaktadır.^{135, 147}



3. GEREÇ VE YÖNTEM

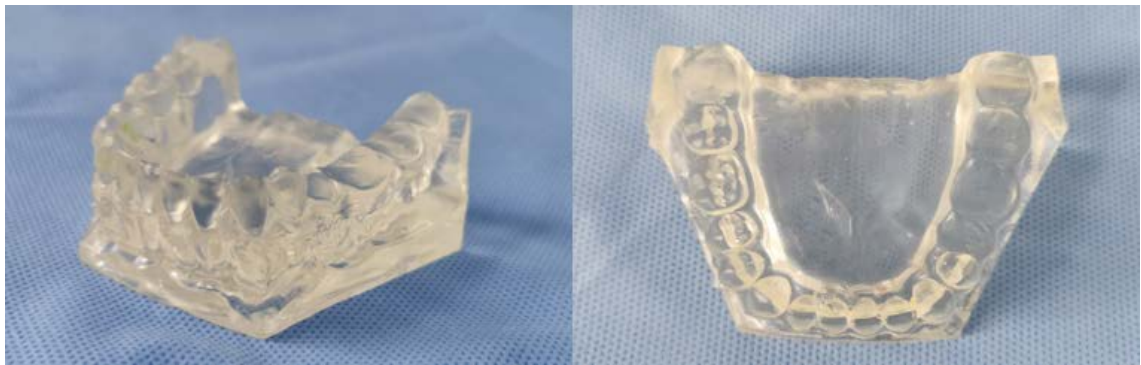
Bu çalışmada üç üyeli implant destekli sabit protezlerin üretimi için kullanılan farklı altyapı malzemeleri ve hazırlama yöntemleri Tablo 3.1.' da gösterildi.

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan altyapı malzemeleri

Grup	Yöntem	Malzeme	Üretici firma
Döküm metal	Geleneksel döküm tekniği	Co-Cr	Wirobond® C, Bego Dental, Bremen, Almanya
Freze metal	CAD/CAM Sistemi	Co-Cr metal blok	Torr-c, Torr Dental, İstanbul, Türkiye
DMLS metal	CAD/CAM Sistemi	Co-Cr metal toz	Dentaurum Remanium Star, Dentaurum GmbH & Co. Ispringen, Almanya
Titanyum	CAD/CAM Sistemi	Titanyum blok	Whitepeaks Dental GmbH, Wesel, Almanya
Zirkonyum	CAD/CAM Sistemi	Y-TZP blok (presinterize)	Zirkonzahn, Stegger, Gais, İtalya
PEEK	CAD/CAM Sistemi	PEEK blok	Merz Dental GmbH, Lütjenburg, Almanya

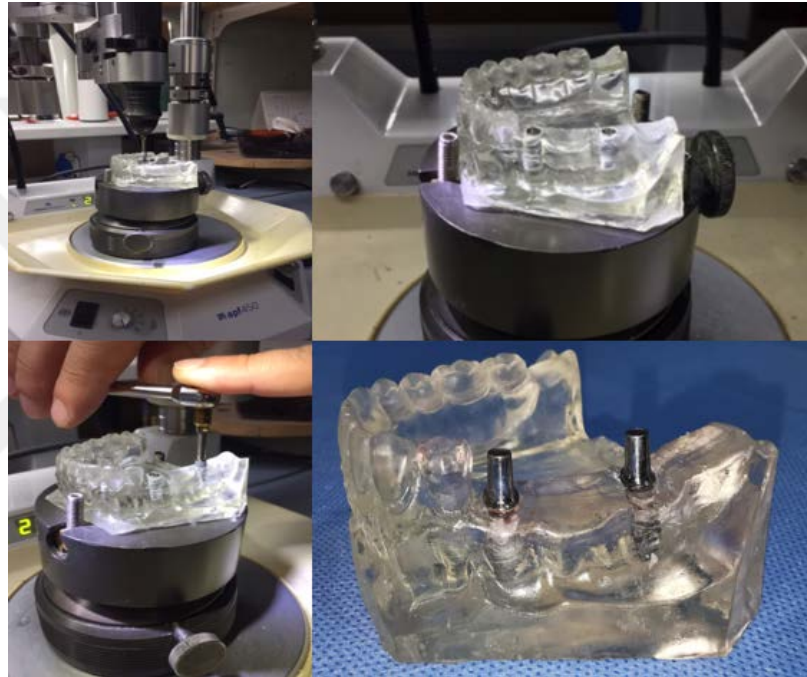
3.1. Ana Modelin Hazırlanması

35, 36 ve 37 nolu dişleri eksik fantom alt çeneden geleneksel yöntemle ölçü alınarak hasta ağızını taklit eden Kennedy sınıf 1 dişsizliğe sahip epoksi rezin esaslı model elde edildi (Şekil 3.1).



Şekil 3.1. Kennedy sınıf 1 epoksi model

Model üzerindeki 35 ve 37 numaralı diş bölgeleri horizontal alveoler kret düzlemi yere paralel olacak şekilde paralelometre (Amann Girrbach, Millicut APF 450, Koblach, Avusturya) yardımıyla frezelendi ve oluşturulan boşluklara iki adet implant (Nobel Active RP 4.3×13 mm; Nobel Biocare) yerleştirildi. Bu implantların üzerine düz konik dayanaklar (Multi-unit Abutment Plus Conical Connection RP 2.5 mm; Nobel Biocare) vidalanarak ana modelin üretimi tamamlandı (şekil 3.2.). Tek bir ana model üzerinden tüm altyapılar elde edildi.



şekil 3.2. İmplant ve dayanakları yerleştirilmiş ana model

3.2. Altyapıların Hazırlanması

3.2.1. Geleneksel Döküm Yoluyla Elde Edilen Co-Cr Altyapıların Hazırlanması

Kayıp mum tekniği ile hazırlanacak olan metal altyapıların döküm işlemlerinde mum modelasyon yerine diğer altyapılarla standardizasyonunu sağlamak için CAD/CAM yoluyla elde edilen polimetilmetakrilat esaslı rezin altyapılar kullanıldı. Önceden hazırlanmış olan epoksi model tarama spreyi uygulandıktan sonra üç boyutlu optik tarayıcı (D900, 3Shape, Kopenhag, Danimarka) ile tasarım programına (3Shape Dental

Sistem, 3Shape, Kopenhag, Danimarka) aktarıldı. Rezin esaslı altyapılar siman boşluğu 50 μm olacak şekilde ayarlandı ve üretimi yapılacak diğer altyapılarla standardizasyonun sağlanabilmesi için tasarım programı aracılığıyla tasarlanarak polimetilmetakrilattan 3D printer (Max X 3D printer, Asiga, Sidney, Avustralya) yardımıyla üretildi (Şekil 3.3.).



Şekil 3.3. 3D Printer kullanılarak üretilen PMMA altyapı

CAD/CAM sistemiyle üretilen rezin esaslı altyapılar tijlenerek fosfat bağlı revetman (Maruvest Speed, Megadental GmbH, Büdingen, Almanya) içerisinde manşete alındı (Şekil 3.4.).



Şekil 3.4. Rezin esaslı altyapıların tijlenmesi ve manşete alınması

Revetman sertleştikten sonra manşet ön ısıtma fırınına yerleştirildi ve rezin örneklerin uzaklaştırılması sağlandı. Ön ısıtma fırınında ilk 30 dk 250 °C’de, daha sonra 30 dk boyunca da 950 °C’de bekletildi. Döküm işlemi için Co-Cr metal alaşım tabletleri (Wirobond® C, Bego Dental, Bremen, Almanya) döküm potasına yerleştirildi. Metal

altyapının dökümü üretici firmanın talimatlarına uygun olarak santrifüj-indüksiyonlu döküm cihazı (Fornax T, Bego, Bremen, Almanya) kullanarak yapıldı.

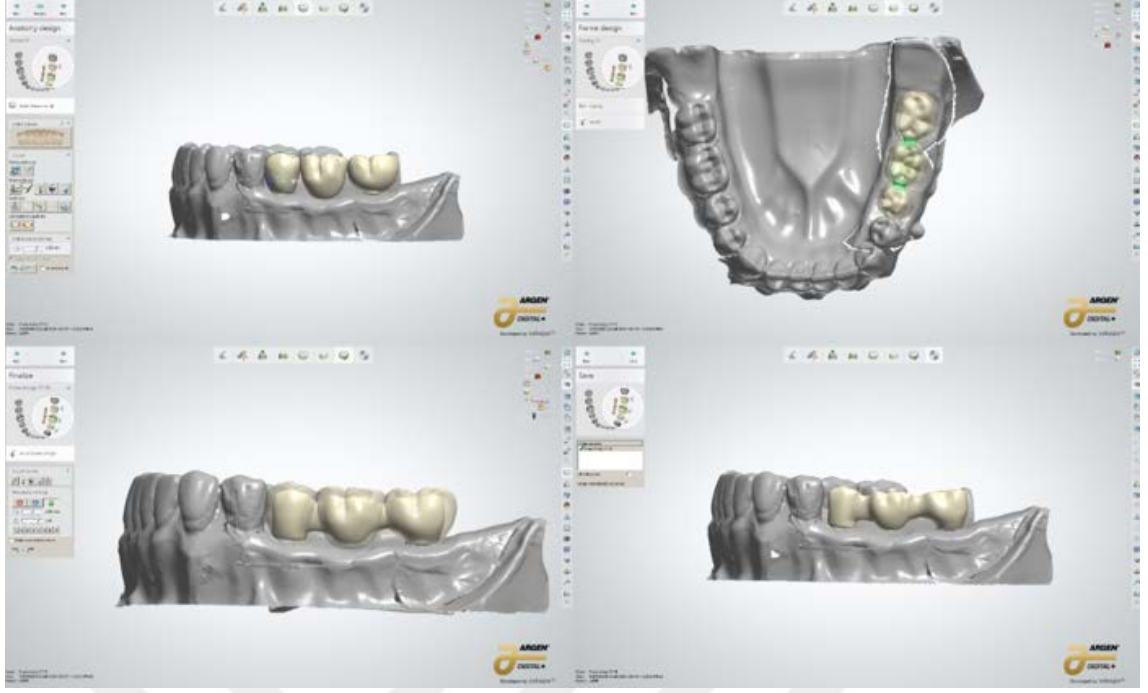
Üretilen örneklerdeki tijler separe yardımıyla uzaklaştırıldı ve revetman artıkları 50 µm'lik alüminyum oksit partikülleri (Korox 50, Bego Dental, Bremen, Almanya) kullanılarak kumlama işlemiyle temizlendi. Daha sonra tesviye işlemi yapılarak Co-Cr metal altyapılar hale getirildi. Hazırlanan örneklerin kalınlığının 0,5 mm olup olmadığı kumpasla kontrol edildi. Standartlara uygun olmayan örnekler çalışmaya dâhil edilmeyip, yerlerine yeni döküm altyapılar üretildi. Bu yöntem kullanılarak toplam 10 adet Co-Cr metal altyapı üretildi (Şekil 3.5.).



Şekil 3.5. Çalışmada kullanılan Co-Cr döküm altyapılar

3.2.2. Freze Tekniği ile Üretilen Co-Cr Metal Altyapıların Hazırlanması

Önceden hazırlanmış olan epoksi modele tarama spreyi uygulandıktan sonra üç boyutlu optik tarayıcı ile bilgisayar programına aktarıldı. Sanal model üzerinde metal altyapılarda olması gereken temel prensiplere ve diğer metal altyapıların tasarımında kullanılan verilere bağlı kalınarak tasarım programı (3Shape Dental Sistem, 3Shape, Kopenhag, Danimarka) aracılığıyla metal altyapıların tasarımı yapıldı (Şekil 3.6.).



Şekil 3.6. Altyapı tasarımı (3Shape yazılım)

Tasarım yapıldıktan sonra Co-Cr esaslı metal bloktan (Torr-c, Torr Dental, İstanbul, Türkiye) kalınlığı 0.5 mm olacak şekilde 5 eksenli +1 freze ünitesinden oluşan freze makinesi (Yenadent D43, Yenadent, İstanbul, Türkiye) ile altyapıların üretimi yapıldı (Şekil 3.7.).



Şekil 3.7. Metal blok kazıyan CAD/CAM cihazı

Frezeleme işlemi tamamlandıktan sonra blok çerçevesine ve birbirlerine birleşik halde duran köprü restorasyonlar frez yardımıyla ayrıldı. Üretilen örnekler kumpasla kontrol edildi ve standartlara uymayan altyapıların yerine yeni altyapılar hazırlandı. Bu yöntem kullanılarak toplam 10 adet Co-Cr metal altyapı elde edildi (Şekil 3.8.).



Şekil 3.8. Çalışmada kullanılan freze Co-Cr altyapılar

3.2.3. Direkt Metal Lazer Sinterizasyonu (DMLS) Yöntemiyle Elde Edilen Co-Cr Altyapıların Hazırlanması

Önceden hazırlanmış olan epoksi model tarama spreyi uygulandıktan sonra üç boyutlu optik tarayıcı ile bilgisayar programına aktarıldı. Sanal model üzerinde metal altyapılarda olması gereken temel prensiplere ve diğer metal altyapıların tasarımında kullanılan verilere bağlı kalınarak tasarım programı (3Shape Dental Sistem, 3Shape, Kopenhag, Danimarka) aracılığıyla metal altyapıların tasarımı yapıldı. Tasarım programı ile oluşturulan veriler üretim kısmına aktarılarak direkt metal lazer sinterizasyon yöntemiyle (VulcanTech, VM120, Türkiye) Co-Cr metal alaşımdan altyapılar hazırlandı (Şekil 3.9.).



Şekil 3.9. DMLS yoluyla üretim yapan CAD/CAM cihazı

Altyapıların kalınlıkları bir kumpas yardımıyla 0.5 mm olacak şekilde tek tek ölçüldü. Standartların dışında kalan altyapıların yerine standartlara uygun yeni altyapılar yapıldı. Bu yöntem kullanılarak toplam 10 adet Co-Cr metal altyapı elde edildi (Şekil 3.10.).



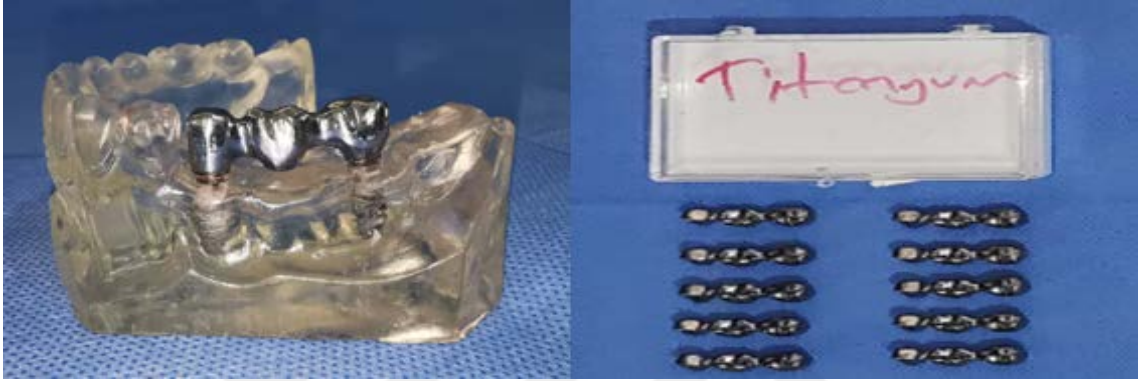
Şekil 3.10. Çalışmada kullanılan DMLS Co-Cr altyapılar

3.2.4. Titanyum Altyapıların Hazırlanması

Önceden hazırlanmış olan epoksi model tarama spreyi uygulandıktan sonra üç boyutlu optik tarayıcı ile bilgisayar programına aktarıldı. Titanyum altyapıların diğer altyapılarda olduğu gibi aynı tasarım özelliklerine bağlı kalınarak üretimi planlandı. Sanal model üzerinde diğer altyapı tasarımlarında standardize edilmiş verilere bağlı kalınarak tasarım programı aracılığıyla titanyum altyapıların tasarımı yapıldı. Tasarım işlemi tamamlandıktan sonra titanyum bloklardan (Whitepeaks Dental GmbH, Wesel, Almanya)

kalınlığı 0.5 mm olacak şekilde 5 eksenli +1 freze ünitesinden oluşan freze makinesi ile üretimi yapıldı.

Frezeleme işlemi tamamlandıktan sonra blok çerçevesine ve birbirlerine birleşik halde duran köprü restorasyonlar frez yardımıyla ayrıldı. Üretilen örnekler daha sonra tek tek kumpasla kontrol edildi ve standartlara uymayan altyapıların yerine yeni altyapılar hazırlandı. Bu yöntem kullanılarak toplam 10 adet titanyum altyapı üretildi (Şekil 3.11.).



Şekil 3.11. Çalışmada kullanılan Ti altyapılar

3.2.5. Zirkonyum Altyapıların Hazırlanması

Önceden hazırlanmış olan epoksi model tarama spreyi uygulandıktan sonra üç boyutlu optik tarayıcı ile bilgisayar programına aktarıldı. Zirkonyum altyapılar diğer altyapılarda olduğu gibi aynı tasarım özelliklerine bağlı kalınarak üretimi planlandı. Yazılım, sinterleme işleminden sonra beklenen % 20'lik doğrusal büzülme de hesaplayarak tasarımı gerçekleştirdi. Tasarım programı ile oluşturulan veriler üretim kısmına aktarıldı. Kazıma işlemi Y-TZP bloklardan (Zirkonzahn, Stegger, Gais, İtalya) freze ünitesinde (Ceramill motion 2, Amann Girbach GmbH, Koblach, Avusturya) elde edildi (Şekil 3.12.).



Şekil 3.12. Zirkonyum kazıyan CAD/CAM cihazı

Frezeleme işlemi tamamlandıktan sonra blok çerçevesine ve birbirlerine birleşik halde duran köprü restorasyonlar frez yardımıyla ayrıldı.

Üretimi yapılan zirkonyum altyapılar daha sonra sinterizasyon fırınına yerleştirildi. Zirkonyum altyapılar dokuz saat boyunca 1500 °C’de sinterlenme işlemine tabi tutuldu. Altyapıların kalınlıkları bir kumpas yardımıyla 0.5 mm olacak şekilde tek tek ölçüldü. Standartların dışında kalan altyapıların yerine standartlara uygun yeni altyapılar yapıldı. Bu yöntem kullanılarak toplam 10 adet zirkonyum altyapı üretildi (Şekil 3.13.).



Şekil 3.13. Çalışmada kullanılan zirkonyum altyapılar

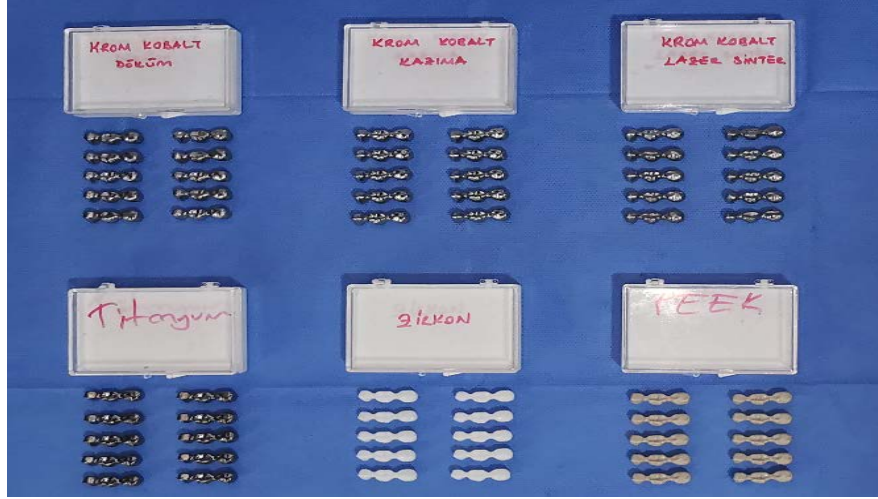
3.2.6. PEEK Altyapıların Hazırlanması

Önceden hazırlanmış olan epoksi model tarama spreyi uygulandıktan sonra üç boyutlu optik tarayıcı ile bilgisayar programına aktarıldı. PEEK altyapılar diğer altyapılarda olduğu gibi aynı tasarım özelliklerine bağlı kalınarak üretildi. Sanal model üzerinde diğer altyapı tasarımlarında standardize edilmiş verilere bağlı kalınarak tasarım programı aracılığıyla PEEK altyapıların tasarımı yapıldı. Tasarım işlemi tamamlandıktan sonra PEEK bloklardan (Merz Dental GmbH, Lütjenburg, Almanya) kalınlığı 0.5 mm olacak şekilde freze makinesi ile üretim yapıldı.

Frezeleme işlemi tamamlandıktan sonra blok çerçevesine ve birbirlerine birleşik halde duran köprü restorasyonlar birbirinden frez yardımıyla ayrıldı. Üretilen örnekler daha sonra tek tek kumpasla kontrol edildi ve standartlara uymayan altyapıların yerine yeni altyapılar hazırlandı. Bu yöntem kullanılarak toplam 10 adet PEEK esaslı altyapı üretildi (Şekil 3.14.).



Şekil 3.14. Çalışmada kullanılan PEEK altyapılar



Şekil 3.15. Çalışmada kullanılan tüm altyapı örnekleri

Çalışmada standardizasyonun sağlanabilmesi için tüm altyapılar deneyimli bir diş teknisyeni tarafından aynı ekipman ve malzemelerle üretildi, her frezeleme işleminden sonra yeni bir frez kullanıldı.

3.3. Silikon Replikların Elde Edilmesi

Çalışmada farklı teknik ve malzemeler kullanılarak üretilen altyapıların marjinal ve internal uyum ölçümleri için silikon replika tekniği kullanıldı. Replika tekniği için çok akışkan, akışkan ve koyu kıvamlı silikon ölçü malzemeleri (Elite HD+, Zhermack, Badia, Polesine, İtalya) kullanıldı (Şekil 3.16.).



Şekil 3.16. Silikon ölçü malzemeler

İlk olarak dayanakların vida girişleri pamuk ile kapatıldıktan sonra kalan boşluk kısmına hem kimyasal hem de ışıkla sertleşen rezin siman yerleştirilerek polimerize edildi. Daha sonra dayanağın oklüzal seviyesi tesviye edildi ve polisaj işlemi yapıldı.

Siman aralığını belirlemek için kullanılacak olan çok akışkan kıvamlı silikon ölçü maddesinin dayanağa yapışmasını önlemek için dayanaklar üzerine separatör olarak inceltilmiş kıvamda hindistan cevizi yağı uygulandı.

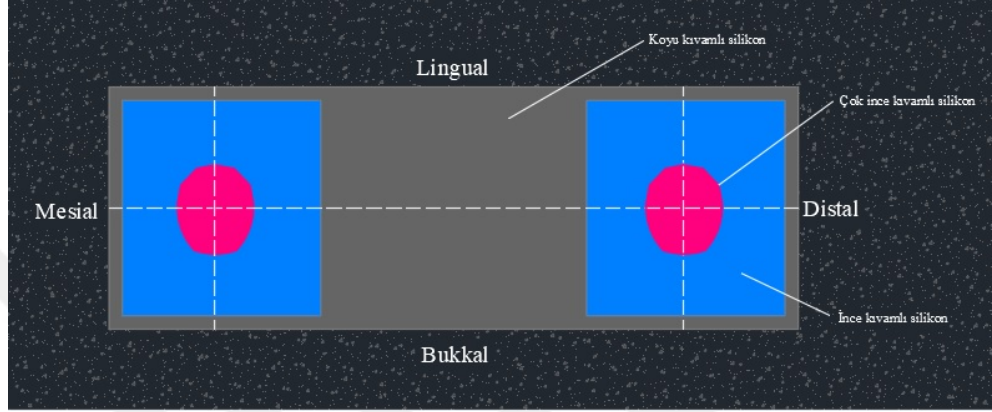
Silikon replika tekniğinde, dayanak ile restorasyon yüzeyi arasındaki boşluğu duplike edebilmek amacıyla, hazırlanan altyapıların iç kısmına çok akışkan kıvamlı silikon ölçü maddesi (Elite HD+, Zhermack, Badia, Polesine, İtalya) silikon tabancası yardımıyla uygulandı (Şekil 3.17.a). Klinikte uygulanan simantasyon prosedürünü taklit edebilmek için silikon ölçü malzemesinin sertleşme süresi boyunca aynı kişi tarafından pontik bölgesine parmak basıncı uygulandı ^{78,148,149} (Şekil 3.17.b). Ölçü malzemesinin polimerizasyonunun tamamlamasından sonra çok akışkan kıvamlı silikon malzemesi örneğin iç yüzeyinde kalacak şekilde ana model üzerinden çıkarıldı (Şekil 3.17.c). Dayanakları taklit edilebilmesi ve replika edilen siman boşluğunun stabil kalabilmesi için farklı renkteki akışkan kıvamlı silikon ölçü maddesi (Elite HD+, Zhermack, Badia, Polesine, İtalya) silikon tabancası yardımıyla uygulanarak desteklendi (Şekil 3.17.d,e). Doldurulan akışkan kıvamlı silikon ölçü malzemesinin de sertleşmesinden sonra restorasyonun bir bütün halinde ayrılabilmesi için replika koyu kıvamlı ilave silikon malzemesinin (Elite HD, Zhermack, Badia, Polesine, İtalya) içerisine gömülerek sabitlendi (Şekil 3.17.f). Koyu kıvamlı ilave silikon malzemesinin sertleşmesi sonrasında silikon replikalar kalacak şekilde köprü restorasyonları çıkarıldı (Şekil 3.17.g). Daha sonra elde edilen silikon replikalar üzerine farklı renkte orta kıvamlı ilave silikon malzemesi (Elite HD+, Zhermack, Badia, Polesine, İtalya) uygulanarak replika tamamlandı (Şekil 3.17. h, i, j).



Şekil 3.17. Silikon replikaların hazırlanışı

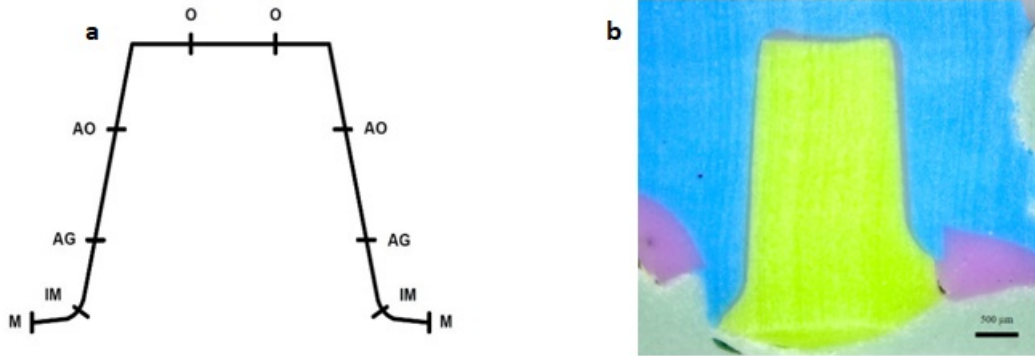
3.4. Marjinal ve İnternal Aralık Ölçümleri

Altyapıların marjinal ve internal uyumunun incelenmesi için silikon replikalar ilk önce bukkal-lingual yönde tam orta noktadan olacak şekilde kesitleri alındı. Bukko-lingual (sagittal) kesit ölçümleri yapıldıktan sonra silikon replikalar kesildiği yerden iğne yardımıyla birleştirilip mesio-distal (koronal) yönde yeni kesitler elde edildi (Şekil 3.18.).



Şekil 3.18. Silikon replikalardan sagittal ve koronal kesitlerin elde edilmesi

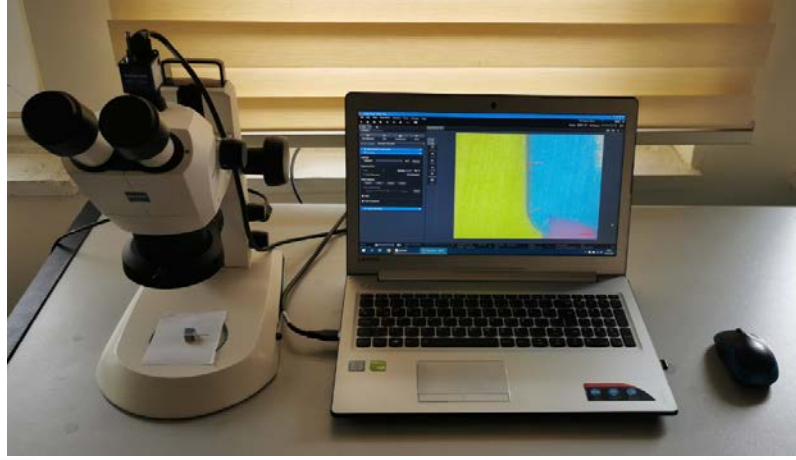
Elde edilen silikon replikaların her bir kesitinden 4'ü marjinal (2 adet marjinal, 2 adet intermarjinal) 6'sı internal (2 adet oklüzal 2 adet aksiyo-oklüzal, 2 adet aksiyo-gingival) bölgeden olmak üzere 10 farklı noktadan ölçüm yapıldı (Şekil 3.19. A-B).



Şekil 3.19. Kesitlerin şematik görünümü (a; Ölçüm noktaları, b; Kesitin mikroskop altındaki görüntüsü, M; Marjinal, IM; İntermarjinal, AG; Aksiyo-gingival, AO; Aksiyo-oklüzal, O; Oklüzal)

Toplamda 6 farklı grup, her gruptan 10 örnek ve her örnekten 4 adet silikon replika olmak üzere 2400 ölçüm yapıldı. Elde edilen kesitlerin belirlenen noktalarından $\times 20$

büyütme altında stereomikroskop (Carl Zeiss AG, Oberkochen, Almanya) aracılığıyla ölçümleri yapıldı (Şekil 3.20.).



Şekil 3.20. Silikon replikanın stereomikroskop altında incelenmesi

Yapılan tüm ölçümler mikrometre (μm) cinsinden hesaplandı. Daha sonra her bir altyapı için yapılan tüm ölçümlerin marjinal (M ve IM) ve internal (AO, AG ve O) değerleri ayrı olacak şekilde ortalamaları alındı ve ilgili örneğin marjinal ve internal aralık değeri olarak kaydedildi.

3.5. Verilerin İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi

Bu çalışmada elde edilen verilerin istatistiksel analizi SPSS (*Statistical Package for the Social Sciences*) istatistik programı (SPSS 17.0, Chicago, IL, USA) ile yapıldı. Verilerin normal dağılıp dağılımadığının belirlenmesi amacıyla Shapiro Wilk testi uygulandı. Bu test sonucunda verilerin normal dağılım göstermesi nedeniyle grupların karşılaştırılması için tek yönlü ANOVA testi kullanıldı. Altyapı tiplerine ait karşılaştırmalar Tukey's Post Hoc testi (çoklu karşılaştırma testi), destek dişler arasındaki karşılaştırmalar ise bağımsız örneklem t testi kullanılarak yapıldı. Sonuçlar $p < 0.05$ anlamlılık düzeyinde değerlendirildi.

4. BULGULAR

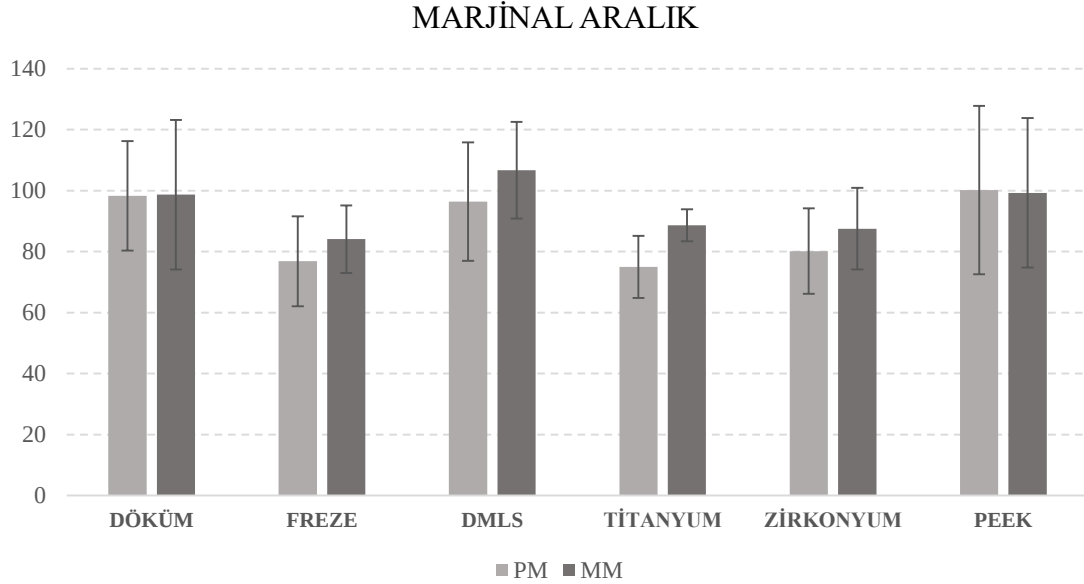
4.1 Marjinal Uyum

Çalışmada incelenen altyapı tiplerine ait marjinal aralık değerleri Tablo 4.1’de gösterilmiştir.

Tablo 4.1. Premolar ve molar dayanaklardaki marjinal aralık ölçümlerinin ortalama ve standart sapma değerleri

Gruplar	n	PM + Standart sapma	MM + Standart sapma
Döküm Co-Cr	10	98.29 ± 17.94	98.65 ± 24.52
Freze Co-Cr	10	76.81 ± 14.75	84.08 ± 11.06
DMLS Co-Cr	10	96.35 ± 19.41	106.69 ± 15.86
Titanyum	10	75.01 ± 10.19 ^{B,a}	88.58 ± 5.26 ^b
Zirkonyum	10	80.12 ± 14.01	87.47 ± 13.38
PEEK	10	100.16 ± 27.62 ^A	99.25 ± 24.53

^{*A-B}p=0.035;p<0.05; ^{***a-b}p=0.002;p<0.01 diğer tüm ikili karşılaştırmalar için p>0.05



Şekil 4.1. Marjinal aralık değerlerinin dağılımı (µm)

Tek yönlü ANOVA testi sonuçlarına göre;

➤ Farklı altyapı gruplarında elde edilen marjinal aralık ölçüm değerleri arasındaki farkın anlamlı olduğu ($p<0.05$),

➤ En yüksek marjinal aralık değeri molar dayanakdaki ($106.69\pm15.86 \mu\text{m}$) DMLS altyapılarda, en düşük marjinal aralık değeri ($75.01\pm10.19 \mu\text{m}$) premolar dayanakdaki titanyum altyapılarda görüldüğü,

➤ Metal altyapılar kendi aralarında değerlendirildiğinde, marjinal aralık ölçüm değerleri arasındaki farkın anlamlı ($p>0.05$) olmadığı,

➤ PEEK ve titanyum altyapıları arasında premolar dişler arasındaki farkın anlamlı olduğu ($p<0.05$), ancak diğer tüm gruplar arasında anlamlı bir fark olmadığı ($p>0.05$),

➤ Dayanak dişler arasındaki karşılaştırmalarda sadece titanyum altyapılarda farkın anlamlı olduğu ($p<0.05$), diğer gruplar arasında farkın anlamlı olmadığı ($p>0.05$) tespit edilmiştir.

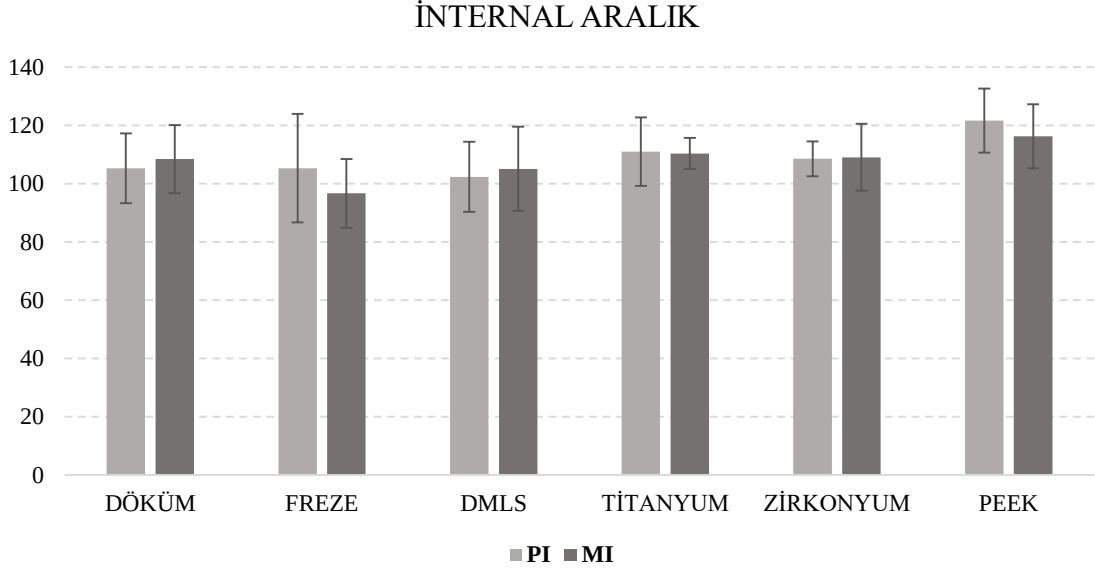
4.2 İnternal Uyum

Çalışmada incelenen altyapı tiplerine ait internal aralık değerleri Tablo 4’de gösterilmiştir.

Tablo 4.2. Premolar ve molar dayanaklardaki internal aralık ölçümlerinin ortalama ve standart sapma değerleri

Gruplar	n	PI + Standart sapma	MI + Standart sapma
Döküm Co-Cr	10	105.31 ± 11.99	108.46 ± 11.70
Freze Co-Cr	10	105.31 ± 18.63	96.68 ± 11.84^b
DMLS Co-Cr	10	102.34 ± 12.04^B	105.12 ± 14.44^b
Titanyum	10	111.01 ± 11.80	110.38 ± 5.36
Zirkonyum	10	108.54 ± 5.95	109.08 ± 11.44
PEEK	10	121.67 ± 10.97^A	116.32 ± 11.00^a

*A-B $p=0.013$; $p<0.05$, **a-b $p=0.004$; $p<0.01$, diğer tüm ikili karşılaştırmalar için $p>0.05$

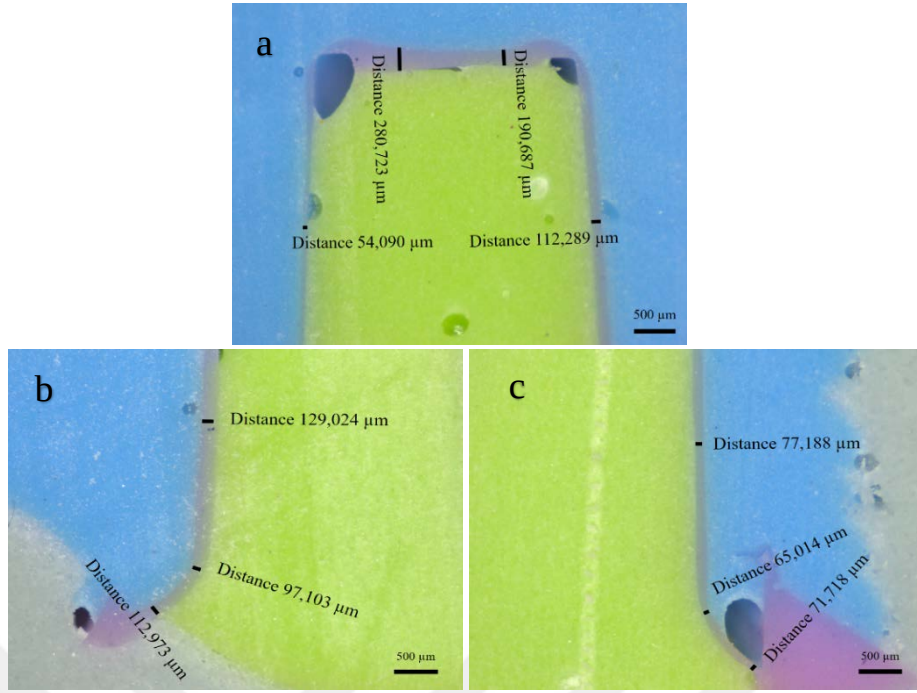


Şekil 4.2. İnternal aralık değerlerinin dağılımı (µm)

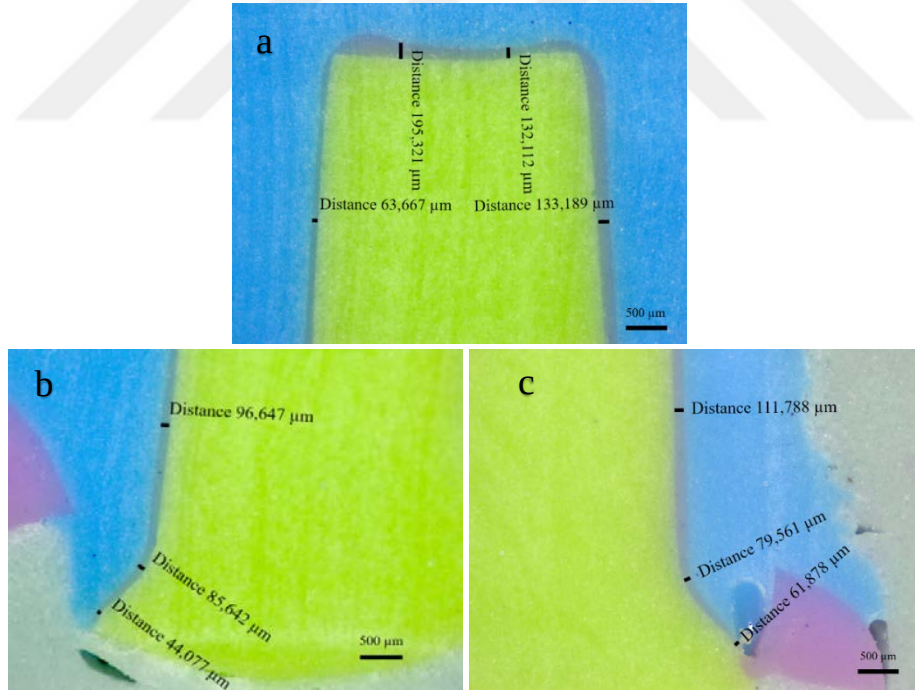
Tek yönlü ANOVA testi sonuçlarına göre;

- Farklı malzeme gruplarında elde edilen internal aralık ölçüm değerleri arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğu ($p < 0.05$),
- En yüksek internal aralık değerinin PEEK altyapılarda ($121.67 \pm 10.97 \mu\text{m}$), en düşük internal aralık değerinin molar dayanaktaki freze altyapılarda ($96.68 \pm 11.84 \mu\text{m}$) görüldüğü,
- Metal altyapılar kendi aralarında değerlendirildiğinde, internal aralık ölçüm değerleri arasındaki farkın anlamlı olmadığı ($p > 0.05$),
- PEEK altyapıların internal aralık değerlerinin, DMLS ve freze altyapıların internal aralık değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu ($p < 0.05$),
- Dayanak dişler arasındaki karşılaştırmalarda ise farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı ($p > 0.05$) tespit edilmiştir.

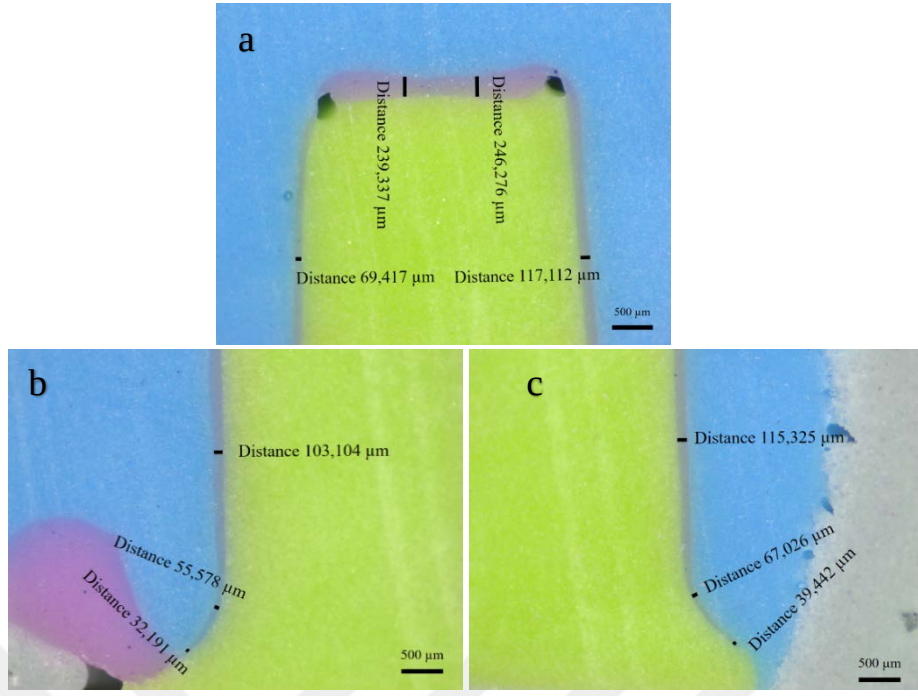
Farklı altyapı gruplarının premolar dayanaklardan elde edilen marjinal ve internal aralık görüntüleri Şekil 4.3. – 4.8.’de gösterilmiştir.



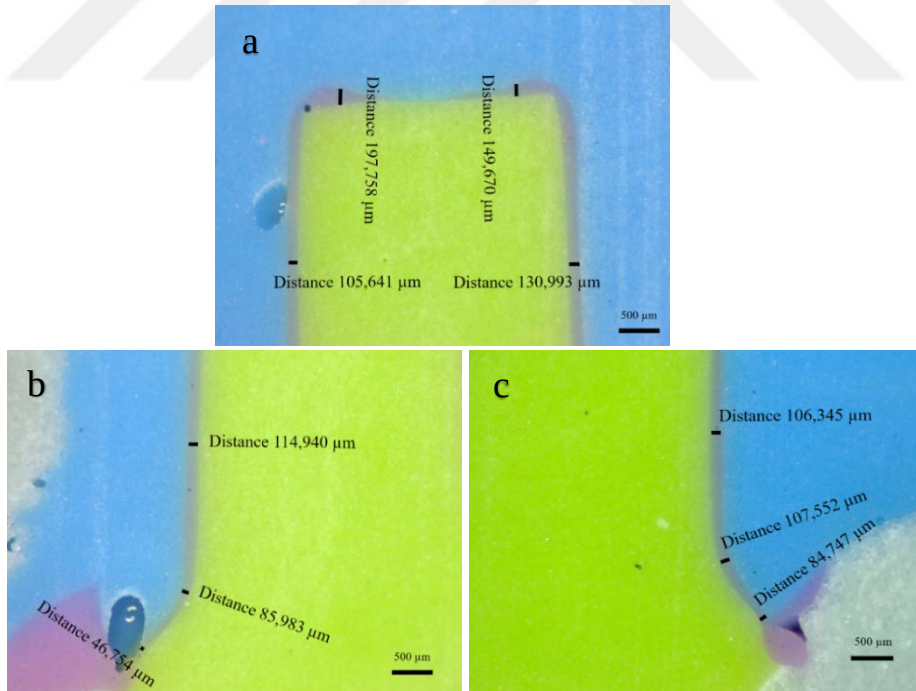
Şekil 4.3. Döküm metal altyapılara ait stereomikroskop görüntüleri; a: O ve AO b: Mesial AG, IM ve M c: Distal AG, IM VE M nokta ölçümleri (x20 büyütme)



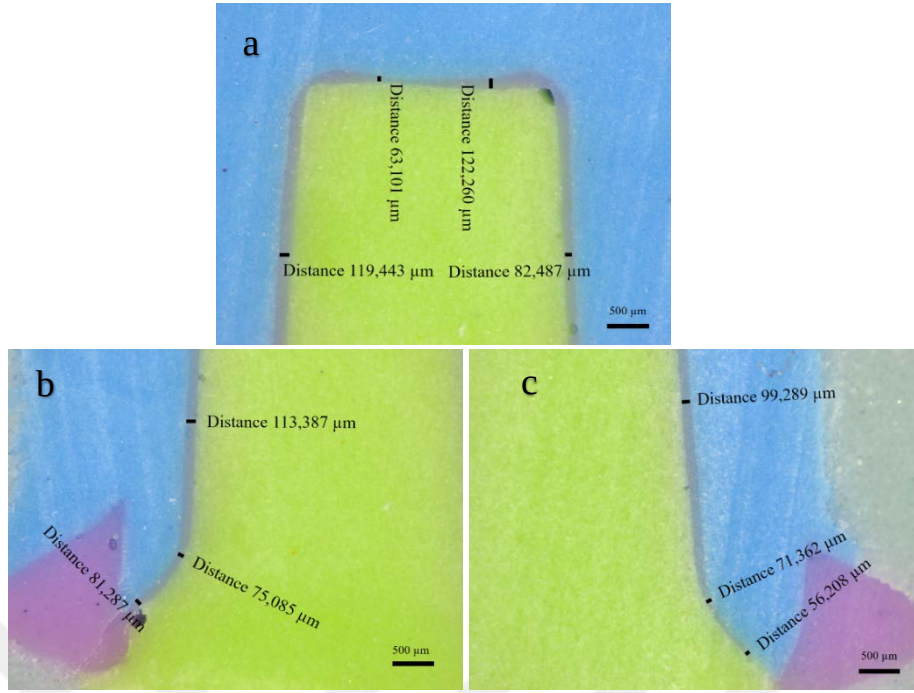
Şekil 4.4. Freze metal altyapılara ait stereomikroskop görüntüleri; a: O ve AO b: Mesial AG, IM ve M c: Distal AG, IM VE M nokta ölçümleri (x20 büyütme)



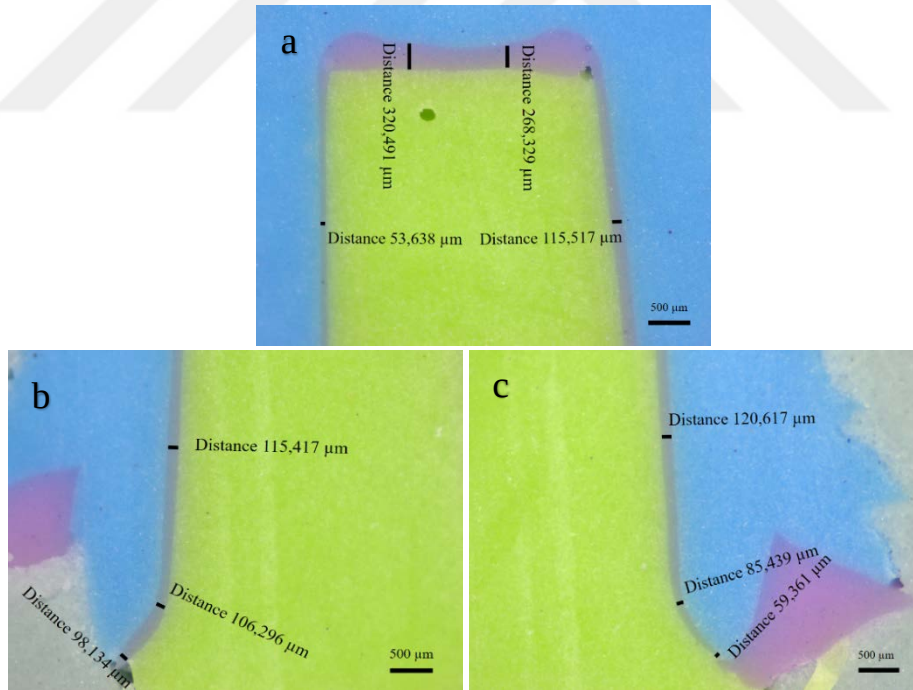
Şekil 4.5. DMLS altyapılara ait stereomikroskop görüntüleri; a: O ve AO b: Mesial AG, IM ve M c: Distal AG, IM VE M nokta ölçümleri (x20 büyütme)



Şekil 4.6. Titanyum altyapılara ait stereomikroskop görüntüleri; a: O ve AO b: Mesial AG, IM ve M c: Distal AG, IM VE M nokta ölçümleri (x20 büyütme)



Şekil 4.7. Zirkonyum altyapılara ait stereomikroskop görüntüleri; a: O ve AO b: Mesial AG, IM ve M c: Distal AG, IM VE M nokta ölçümleri (x20 büyütme)



Şekil 4.8. PEEK altyapılara ait stereomikroskop görüntüleri; a: O ve AO b: Mesial AG, IM ve M c: Distal AG, IM VE M nokta ölçümleri (x20 büyütme)

5. TARTIŞMA

Bu çalışma, implant destekli sabit protezlerde farklı teknik ve malzemeler kullanılarak üretilen altyapıların marjinal ve internal uyumunu karşılaştırmak amacıyla yapılmıştır. Elde edilen sonuçlara göre, farklı üretim tekniklerinin ve malzemelerin altyapıların marjinal ve internal uyumunu etkilediği tespit edildiğinden, çalışmanın sıfır hipotezi reddedilmiştir.

Kısmi diş eksikliği olan hastalarda uzun dönem yüksek başarı sağlayan implant destekli sabit protezler günümüzde sıklıkla tercih edilen ve kabul gören bir tedavi seçeneği haline gelmiştir.^{11,150,151} Tüm sabit protetik restorasyonların biyolojik ve mekanik olarak stabil kalmasını sağlayan en önemli kriterlerden biri marjinal uyumdur.⁸⁵ Araştırmacılar yaptıkları çalışmalarda genellikle marjinal uyumu incelemiş olsalar da, internal uyumun uzun dönem klinik başarıda önemli bir rol oynadığı bilinmektedir.¹⁵² Bu nedenle, son yıllarda yapılan çalışmalarda internal uyumun da incelendiği görülmektedir.¹⁵³⁻¹⁵⁷ Dayanak ile restorasyonun iç yüzeyi arasındaki dikey mesafe olarak tanımlanan internal uyumun, aksiyal ve oklüzal uyum olarak iki bölümde incelenmesi gerektiği belirtilmiştir.¹³⁰

İmplant destekli sabit protezlerde metal destekli seramik ve tam seramik malzemeler kullanılmaktadır. Hastaların artan estetik beklentisi, dokuya uyumluluk kriterlerinin daha fazla aranması kullanılan malzemeler üzerinde daha fazla çalışma yapılmasına ve yeni restoratif malzemelerin ortaya çıkmasına neden olmuştur. Gelişen CAD/CAM teknolojisi ile birlikte, diş hekimliğinde geleneksel yöntemlerle üretilen metallerin yerine farklı malzemelerin kullanımı gündeme gelmiştir. Yapılan bu çalışma ile, farklı şekilde üretilen metal, zirkonyum ve PEEK esaslı altyapıların klinik başarısında önem arz eden marjinal ve internal uyum değerleri incelenerek literatüre katkı sağlanması düşünülmüştür.

Marjinal ve internal uyumun incelendiği birçok çalışmada, araştırmacılar farklı teknikler altında farklı çalışmalar kurgulamışlardır.¹⁵⁸⁻¹⁶⁰ Ölçümlerin *in vivo* yada *in vitro* oluşu, kullanılan farklı restoratif malzemeler, farklı üretim ve ölçüm teknikleri, preparasyon bitim çizgisinin şekli, örnek sayısı ve örnek başına düşen ölçüm sayısının yanında altyapı üzerine porselen uygulaması ve simantasyon yapılıp yapılmamasının marjinal ve internal uyumu etkilediği görülmüştür.¹⁶¹ Marjinal ve internal uyum ile ilgili yapılan çalışmalarda sonuçların çok fazla değişkenlik göstermesi yapılan çalışmaların farklı koşullar altında gerçekleştirilmesiyle açıklanmıştır.⁴ Bu çalışmalarda başarılı sonuçlar elde edilebilmesinin çalışmaların klinik şartları taklit edebilmesine, yeterli verilerin elde edilebilmesine, yapılan testlerin sonuçlarının tekrarlanabilir olmasına, sonucu etkileyebilecek faktörlerin bilinmesine ve kontrol edilebilmesine bağlı olduğu bildirilmiştir.¹⁶²

Marjinal ve internal uyum ile ilgili yapılan *in vivo* çalışmalarda uygulanacak restorasyonun diş preparasyonuna, ölçü tekniğine, simantasyon şekline, farklı çiğneme dinamiklerine, restorasyonun uygulanacağı kişinin estetik ve fonksiyonel gereksinimlerine bağlı olmasının çalışmanın standardize edilmesini zorlaştırdığı bildirilmiştir.¹⁶³ *In vitro* tekniklerle elde edilen marjinal ve internal aralık değerleri, *in vivo* tekniklerle elde edilen değerleri tam olarak yansıtmamakla birlikte klinik uygulamalara rehber olacak bilgiler verebilmektedir.¹⁶⁴ Standardizasyonun kolaylıkla sağlanabilmesi ve klinik uygulamalara benzer sonuçlar vermesinden dolayı yapılan bu çalışma *in vitro* şartlarda gerçekleştirilmiştir.

Geleneksel döküm yöntemi diş hekimliğinde uzun yıllardan beri metal destekli seramik restorasyonların üretiminde kullanılan ve yüksek teknik hassasiyet gerektiren çok aşamalı bir yöntemdir. Gelişen teknolojiyle birlikte geleneksel döküm yöntemine alternatif olarak aşındırma veya ilave ile üretim yapan CAD/CAM sistemleri protetik diş

tedavisi alanında kabul görmüştür.⁶¹ CAD/CAM tekniği, geleneksel döküm yöntemine kıyasla daha az üretim adımı içerir. Bununla birlikte, uyumu etkileyebilecek üç ana faktör vardır. Bunlar; dayanakları okuyan tarayıcının hassasiyeti, yazılımın tarama verilerini bilgisayardaki 3D bir modele nasıl dönüştürdüğü ve nesnelerin üretimini yapacak makinenin hassasiyetidir.²² CAD/CAM üretim süreci, doğrudan veya dolaylı dijitalleşmeyi kullanır.⁴ Yaptığımız çalışmada, standardizasyonun sağlanabilmesi için döküm yöntemiyle ürettiğimiz altyapıların tasarımı ve modelasyonu CAD/CAM sistemiyle yapılmış, üretime geleneksel kayıp mum tekniği ile devam edilmiştir.

Marjinal ve internal uyumu değerlendirilen çalışmalar incelendiğinde, güdük malzemesi olarak; değişik tipte standardize metal güdüklerin,^{159,161,165-167} rezin modellerin,^{153, 168, 169} implant dayanaklarının^{66, 152, 170-172} veya çekilmiş insan dişlerinin^{79, 173,174} kullanılarak klinik aşamaların taklit edilmeye çalışıldığı görülmektedir. Çalışmamızda, destek diş örneklerinin hazırlanmasında doğal dişlerde standart bir preparasyonun sağlanmasının zor olması ve tek bir basamak tipi kullanılması nedeniyle uyum ölçümlerinde implant dayanakları tercih edilmiştir. Ölçüm yapılacak implant destekli altyapıları üretmek amacıyla çene kemiğini taklit edecek şekilde epoksi rezinden model elde edilmiştir.^{170, 175} Araştırmalarda implantların epoksi rezin içine paralel yerleştirilebilmesi için paralelometre kullanılmıştır.¹⁷⁶ Çalışmamızda da standardizasyonun sağlanabilmesi için implantlar paralelometre yardımıyla epoksi rezin model içerisine yerleştirilmiştir.

Çalışmamızda kullanılacak implant destekli altyapıların tasarımları sanal ortamda gerçekleştirilmiştir. Siman aralığı, doğrudan tasarım programları tarafından ayarlandığı için uygulayıcıya bağlı olarak oluşabilecek farklılıkların önüne geçilmiştir. Birçok araştırmacı farklı siman aralıklarında marjinal ve internal uyum ölçümleri yapmıştır.^{152, 166-168, 170} Kaleli ve ark.¹⁶⁸ yaptıkları çalışmada farklı siman aralıklarının (25 µm ve 50

µm) restorasyonun uyumuna anlamlı bir etkisi olmadığını bildirmişlerdir. Yapılan bir çalışmada ise, protez ile dayanak arasındaki ideal siman boşluğunun doğru yerleştirme ve tek tip bir dolgu malzemesi tabakasının oluşumunu sağlamak için 25 µm ila 50 µm aralığında olması gerektiği bildirilmiştir.⁵⁵ Al-Rabab ve ark.¹⁷⁷ CAD/CAM sistemleri ile restorasyon tasarımı sırasında kullanılan siman aralığı değerleri ile ilgili yaptıkları çalışmada bu değerin 100 µm olarak ayarlandığında, 50 µm olarak ayarlanmasına göre daha az marjinal ve internal aralık değerleri oluştuğunu bildirmişlerdir. Wang ve ark.¹⁶⁶ yaptıkları çalışmada dayanaklar için 50 µm'lik bir siman boşluğunun optimal olduğunu bildirmişlerdir. Akçin ve ark.¹⁵² implant destekli sabit protezlerin marjinal ve internal uyumunu inceledikleri çalışmalarında siman aralığını 50 µm olacak şekilde planlamışlardır. Yapılan bu çalışmada da literatürde bulunan diğer çalışmalara paralel olarak siman aralık değeri basamaktan 0.5 mm yukarıdan başlayarak 50 µm olacak şekilde uygulanmıştır.

Altyapı uyumu, bitirilmiş bir sabit protezin uyumunu tanımlaması nedeniyle bu çalışmada marjinal ve internal aralık ölçümleri üst yapı restorasyonu (veneerleme) uygulamadan yapılmıştır.¹⁷⁸⁻¹⁸⁰ Restorasyonların marjinal ve internal aralığını belirlemek için farklı teknikler mevcuttur. Altyapıların uyumu değerlendirilirken; direkt gözlem, kesitsel inceleme, ölçü alınarak inceleme, µCT (mikro bilgisayarlı tomografi) ve replika tekniklerinin kullanılması önerilmektedir.¹⁸¹ Tamaç ve ark.¹⁸² dental restorasyonların uyumunu değerlendirmek için standart bir yöntem bulunmadığını, bu durumun farklı çalışmalarda ortaya konan sonuçların hatalı yorumlanmasına neden olabileceğini bildirmişler, kullanılan tekniğin sınırlarının bilinmesinin ve sağladığı verilerin doğru tayin edilmesinin önemini vurgulamışlardır. Sun ve ark.⁶⁵ silikon replika tekniğinin restorasyona zarar vermeden uyumun tekrar değerlendirilmesine olanak sağladığını ve diğer tekniklere kıyasla daha güvenilir sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir. Bu teknikle elde

edilen veriler dişin farklı bölgelerine göre ayrı ayrı ya da tüm bölgelerin ortalama bir değeri alınarak elde edilebilmektedir. Ayrıca, silikon replika tekniğinin diğeri uyum değerlendirme tekniklerine oranla daha ucuz ve zamandan tasarruf sağlayan bir yöntem olduğu belirtilmektedir.^{152, 170} Literatürde silikon replika tekniğı kullanılarak marjinal ve internal uyumu değerlendiren birçok çalışma mevcuttur.^{152, 170, 182, 183} Bu nedenle, çalışmamızda tek bir ana model üzerinde hazırlanan restorasyonlardan silikon replikalar elde edilerek uyum ölçümleri yapılmıştır.

Replika tekniğinde, ölçümlerin doğru sonuçlar verebilmesi ve örneklerin stabilitelerini koruyabilmesi amacıyla yüksek boyutsal stabilite ve dayanıklılık gösteren ilave silikon ölçü malzemeleri tercih edilmektedir.^{152, 176, 182} Ayrıca bu teknik, örnekler kesilmediğı ve yeniden kullanılabildiğı için tekrarlanabilir ölçümler yapılmasına olanak sağlamaktadır.¹⁸⁴

Restorasyonların simante edilmesi sırasında aynı klinisyen tarafından parmak basıncı uygulanmasının silikon replikaların elde edilmesi sırasında gerçeğı yansıtan bir yöntem olduğunu belirten çalışmalar mevcuttur.^{78,148,149} Simantasyon sırasında farklı kuvvetlerin uygulandığı çalışmalarda marjinal ve internal uyumun değişmediğı gösterilmiştir.^{185,186} Klinik standardizasyonunu sağlamak amacıyla çalışmamızda ince kıvamlı silikon ölçü malzemesi ile restorasyonların iç yüzeyi doldurulup dayanaklar üzerine yerleştirilmiş ve aynı kişi tarafından sertleşme süresi boyunca parmak basıncı uygulanmıştır. Ölçü maddesi sertleştikten sonra farklı renkte ince kıvamlı bir ölçü maddesi enjekte edilerek önceden yerleştirilen silikon ölçünün stabilize edilip bozulması engellenmiştir.

Literatürde marjinal ve internal uyumun incelenmesi amacıyla yapılan çok sayıda çalışmada ölçüm sayısı ve ölçüm yeri ile ilgili ortaya konmuş herhangi bir standardizasyon bulunmamaktadır.¹⁸⁷ Örnek sayısı, her bir örnekten alınan kesit ile

yapılan ölçüm sayısı ve istatistiksel analizler çalışmaların sonucunu etkilemektedir. Boitelle ve ark.⁵⁵ silikon replika tekniğinde ölçüm yapılan nokta sayısının değişkenliğine vurgu yapmışlardır. Farklı malzemelerle ve üretim teknikleriyle elde edilen restorasyonların marjinal ve internal uyumlarına ilişkin yapılan çalışmalarda, gruplardaki örnek sayılarını 5-10,^{5, 188, 189} 12-20^{160, 190-192} ya da 32-40¹⁹³ olarak belirten araştırmacılar bulunmakla birlikte, üç boyutlu ölçüm teknikleriyle bu sayının 3500'e kadar çıktığı görülmektedir.⁵⁵ Groten ve ark.¹³⁴ restorasyonun uyumunu değerlendirirken tasarlanan ölçüm netliğine ve uyum varyasyonlarına göre minimum ölçüm noktası sayısının da değiştiğini belirtmişlerdir. Bununla birlikte, ideal olarak 50 noktada olmakla birlikte en az 20-25 noktada değerlendirme yapılması gerektiğini ifade etmişlerdir. Colpani ve ark.¹⁹⁴ yaptıkları çalışmada, tek kuronların marjinal ve internal aralık incelemesinde ölçüm alanlarını oklüzal yüz, aksiyo-oklüzal köşe, aksiyal duvarlar, basamak ve marjinal sınır olarak farklı bölgelere ayırmışlardır. Park ve ark.,¹⁷¹ Bayramoğlu ve ark.¹⁷⁰ ve Akçin ve ark.¹⁵² yaptıkları marjinal ve internal uyum çalışmalarında ise oklüzal yüz, aksiyo-oklüzal duvar, aksiyo-gingival duvar, intermarjinal köşe ve marjinal noktalardan 10'ar adet ölçüm yapıldığı görülmektedir. Bu doğrultuda, çalışmamızda elde edilen silikon replikalardan bukkal-lingual ve mesio-distal yönlerde kesitler alınmış, her bir kesitten 10'ar ölçüm noktası olacak şekilde her örnekten toplamda 20'şer noktadan ölçüm yapılmıştır.

Marjinal ve internal uyumun değerlendirildiği çalışmalarda ışık mikroskopu^{152, 181}, dijital mikroskop,^{195, 196} taramalı elektron mikroskopu (SEM)¹⁹⁷ ve stereomikroskop^{167, 182, 184, 198} kullanılmaktadır. Ölçümlerde farklı tip mikroskoplar farklı tip büyütmelemlerde kullanılmıştır. Beuer ve ark.¹⁸¹ ışık mikroskopu altında ölçümleri $\times 50$ büyütme ve $\times 200$ büyütme ile yapmıştır. Ateş ve ark.¹⁶⁷ stereomikroskop altında ölçümlerini $\times 40$ büyütme altında, Tamaç ve ark.¹⁸² ise stereomikroskopla $\times 20$ büyütme altında yapmışlardır.

Stereomikroskop ve bağılı olduğu bilgisayar ortamındaki yazılımlar sayesinde eş zamanlı olarak standart sapma, minimum ve maksimum değerlerin gözlemlenebiliyor olması nedeniyle standardizasyonun kolaylıkla sağlanmasına katkısı olduğu bildirilmiştir.¹⁹⁹ Hem pratik olarak uygulanabilirliği, hem de bilgisayar ortamındaki ölçüm yazılımının sağladığı avantajlar nedeniyle çalışmamızdaki ölçümler $\times 20$ büyütme altında stereomikroskop kullanılarak yapılmıştır.

Dental restorasyonların marjinal ve internal aralık değerleri hakkında birçok çalışma yapılmış olmasına rağmen, bu konuda halen bir fikir birliği yoktur.¹³⁴ McLean ve von Fraunhofer 80 μm 'den daha az bir marjinal aralık değerinin belirlenmesinin zor olduğunu ve yaptığı çalışmaların sonucunda klinik olarak kabul edilebilir maksimum marjinal aralık değerinin 120 μm olması gerektiğini bildirmiştir.²⁰⁰ Byrne ve ark.²⁰¹ yaptıkları çalışmada ise döküm yoluyla elde edilen yarı-soy metal alaşım restorasyonların marjinal aralık değerlerinin 10 μm veya daha az olabileceğini belirtmişlerdir. May ve ark.²⁰² simante edilmiş restorasyonların marjinal aralığının teorikte 25-40 μm arasında olması gerektiğini vurgulamışlar, ancak klinikte bu durumun çok ender gözlemlendiğini bildirmişlerdir. Christensen ve ark.²⁰³ yaptıkları çalışmada altın inley restorasyonların marjinal açıklığını değerlendirilmişler ve klinik olarak kabul edilebilir marjinal aralık değerlerinin dişeti altında 39-119 μm , dişeti seviyesinin üstünde 2-51 μm olması gerektiğini belirtmişlerdir. Wolfart ve ark.¹⁹⁸ tam seramik sistemler üzerinde yaptıkları çalışmada marjinal aralık değerinin 28-160 μm arasında değiştiğini göstermiştir. Hung ve ark.²⁷ ise tam seramik protezlerde bu değer 50-75 μm aralığında olması gerektiğini belirtmişlerdir. Kohorts ve ark.²⁰⁴ CAD/CAM sistemleri kullanılarak üretilen 4 üyeli zirkonyum sabit protezler için marjinal uyum değerlerinin 9 μm ile 206.3 μm arasında olması gerektiğini belirtmişlerdir. Witkowski ve ark.¹⁹² CAD/CAM ile hazırlanan

titanyum altyapıların simantasyon sonrasında elde edilecek olan marjinal aralığın 120 µm değerine kadar klinik olarak kabul edilebilir olduğunu bildirmişlerdir.

İmplant dayanakları üzerine yapılmış bir çalışmada ise Ganz ve ark.²⁰⁵ kabul edilebilir marjinal aralık değerlerini 20-70 µm olarak göstermiştir. Diğer bir çalışmada ise implant dayanakları üzerine simante edilen metal altyapılı restorasyonların marjinal aralık değerleri 11-67.4 µm arasında, tam porselen restorasyonlarda ise bu değer 65.9-16 µm arasında olduğu bildirilmiştir.¹⁸⁴

Günümüze kadar yapılan araştırmalar doğrultusunda birçok araştırmacı klinik olarak kabul edilebilir marjinal aralık değerini 100-150 µm olarak kabul etmiştir.^{148, 194} Bazı araştırmacılar ise 120 µm ve altındaki değerlerin marjinal uyum için kabul edilebilir olduğunu bildirmiştir.^{130, 195, 196} CAD/CAM ile yapılan restorasyonlarda ise kabul edilebilir marjinal aralık değeri 50-100 µm arasında olduğu bildirilmiş ve bu değer 200 µm'ye kadar çıkabileceği belirtilmiştir.^{174, 192, 206} Tüm bu değerlere rağmen 200 µm'lik bir marjinal aralığın normal bir değer olduğunu savunan araştırmacılar da olmuştur.²⁰⁷

ADA internal aralığın Tip I simanlar için 25 µm, tip II simanlar için ise 40 µm civarında olması gerektiğini bildirmişlerdir.^{202, 208} ISO standartlarına göre ise bu aralık su bazlı simanlar için 25 µm, rezin bazlı simanlar için 50 µm değerini aşmamalıdır.²⁰⁹ Ancak *in-vivo* ve *in-vitro* olarak yapılan birçok çalışmada internal aralığın daha fazla olabildiğini göstermişlerdir.²¹⁰⁻²¹² Martins ve ark.¹⁹¹ tek diş destekli metal ve tam seramik kuronlarla yaptıkları çalışmada 20-40 µm marjinal aralığın siman için yeterli olduğunu belirtmiş ve 50-100 µm arasında bir internal aralığın klinik olarak kabul edilebilir olduğunu göstermişlerdir.

Tüm bu çalışmalar doğrultusunda, restorasyonla dayanak arasındaki klinik olarak kabul edilebilir marjinal aralığın 150 µm altında olması ve bununla birlikte siman

tabakasının olabildiğince ince bir şekilde her yerde eşit kalınlıkta olması gerektiği sonucuna varılmıştır.^{147, 213}

CAD/CAM sistemlerinin gelişimi ile birlikte farklı malzemelerin kullanımı mümkün kılınmış, dökümü zor ve zaman alıcı olan Co-Cr ve Ti alaşımlarının daha hızlı üretilibilmeleri sağlanmıştır.⁴¹ Ancak, farklı CAD/CAM sistemlerinin ve bu sistemler kullanılarak üretilen restoratif malzemelerin klinik avantajlarının, geleneksel tekniklerle üretilenlerle karşılaştırılmasına yönelik yeterli sayıda çalışma bulunmamaktadır.⁴¹

Güvenilir bir CAD/CAM sistemi yüksek kaliteli restorasyonların üretimi için farklı restoratif malzemeleri uygun ve hassas bir şekilde işleyebilmelidir.⁵⁵ Sistematik bir derlemede Boitelle ve ark.⁵⁵ CAD/CAM teknolojinin marjinal aralık değerleri 80 µm'den az olan dental protezler üretebildiğini bildirmiştir. Yaptığımız çalışmada, Co-Cr, titanyum, zirkonyum ve PEEK malzemeleriyle hazırlanmış altyapıların marjinal ve internal aralık değerleri incelenmiştir. Marjinal aralık ölçümlerinde sadece premolar destek dişte PEEK (100.16 µm) ile titanyum (75.01 µm) arasındaki ciddi bir farklılık tespit edilmiştir. Diğer altyapılar arasında ise marjinal aralık değerleri birbirlerine benzer sonuçlar vermiştir. Quante ve ark.¹⁹ 2008 yılında yaptıkları tek üye metal alaşımlı kuronların marjinal uyum çalışmasında döküm tekniği (74-99 µm) ve DMLS tekniğinden (67-99 µm) elde edilen kuronlarla benzer değerler gösterdiklerini bildirmişlerdir.

Yıldırım²¹⁴ yaptığı çalışmada DMLS grubunun (71.6±29.9 µm) CAD/CAM frezeleme grubundan (85.7±18.0 µm) daha düşük marjinal aralık değerine sahip olduğunu, ancak bu farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığını bildirmiştir. Tamaç ve ark.¹⁸² diş destekli tek üye metal altyapılı seramik restorasyonların uyumunu inceledikleri *in vitro* çalışmada marjinal aralık değerlerini sırasıyla DMLS (96.23±26.94 µm), CAD/CAM frezeleme (86.64±24.15 µm) ve geleneksel döküm (75.92±21.03 µm) tekniğiyle üretilen metal altyapılı seramik restorasyonlarda tespit etmişlerdir. Farklı

üretim tekniklerinin karşılaştırmasının yapıldığı bu iki çalışmada Co-Cr altyapılı metal seramik kuronların marjinal uyumları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Ayrıca en yüksek siman aralığının oklüzal bölgede olduğunu bildirmişlerdir.¹⁸² Yapılan bu çalışmada da Co-Cr metal altyapılar farklı üretim tekniklerinde benzer marjinal aralık değerleri göstermiştir.

Leong ve ark.²¹⁵ yaptıkları çalışmada marjinal aralık değerleri bakımından freze Ti (54 μm) ve döküm Ti (60 μm) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulamamıştır. Diğer bir çalışmada, Han ve ark.¹⁶⁰ geleneksel döküm ile üretilmiş Ti metal kuronların marjinal aralık ölçümlerinin (52.2 $\pm$ 14.2 μm) CAD/CAM frezeleme ile üretilenlere (59.8 $\pm$ 14.9 μm) göre daha düşük olduğunu ancak bu farklılığın istatistiksel olarak anlamlı olmadığını belirtmişlerdir. Bu iki çalışmanın sonucu yaptığımız çalışmaya benzer olmasına rağmen, ölçülen değerler bu çalışmanın sonuçlarına göre daha düşüktür. Bu durumun çalışmada kullanılan restorasyonların tek üye olmasına, siman aralığının daha küçük değerde hazırlanmasına (25 μm), ölçümlerin simante edildikten sonra kesit alınarak SEM ve üç boyutlu mikroskop görüntüleri üzerinden yapılmasına bağlı olduğu düşünülebilir. Ayrıca, yapılan bu çalışmada marjinal aralık ölçümleri hem marjinal hem de intermarjinal bölgede ölçülen değerlerin ortalaması alınarak hesaplanmıştır. İntermarjinal bölgedeki aralık değerleri marjinal aralık değerlerini arttırdığı ve bu nedenle çalışmamızdaki değerlerin daha yüksek çıktığı düşünülmektedir.

Bu çalışmalardan farklı olarak yapılan iki *in vitro* çalışmada CAD/CAM sistemleri kullanılarak üretilen vida tutuculu Co-Cr esaslı üç üyeli implant destekli altyapıların marjinal aralık değerlerinin geleneksel döküm tekniği kullanılarak üretilen altyapılara göre önemli ölçüde daha az olduğu gösterilmiştir.^{216, 217} Aynı çalışmalarda CAD/CAM ile üretilen Co-Cr ve zirkonyum altyapılar arasında marjinal uyum açısından anlamlı bir farkın olmadığı da belirtilmiştir.²¹⁷

Paşalı ve ark.¹⁷² farklı üretim tekniklerini kullanarak elde ettiği tek üye implant destekli metal altyapılarda, en yüksek marjinal aralık değerlerini geleneksel döküm ile üretilen altyapılarda ($108.49 \pm 8.45 \mu\text{m}$), en düşük değerleri ise frezeleme ile ($77.42 \pm 7.51 \mu\text{m}$) üretilen altyapılarda göstermiştir. Park ve ark.¹⁷¹ tek implant dayanağı üzerinde yaptığı benzer bir çalışmada en yüksek marjinal aralık değerini geleneksel döküm grubunda ($120.92 \pm 1.12 \mu\text{m}$ tespit etmiş, bunu CAD/CAM frezeleme grubu ($58.02 \pm 56.85 \mu\text{m}$) ve DMLS grubu ($56.85 \pm 22.24 \mu\text{m}$) takip etmiştir. Çavdarlı ve ark.²¹⁸ farklı üretim teknikleri ile üretilen üç ve dört üyeli metal seramik restorasyonların marjinal uyumunu değerlendirdikleri *in-vitro* çalışmada, üç üyeli metal altyapılarda DMLS yöntemi ile üretilen restorasyonların ($57.02 \mu\text{m}$), frezeleme ($71.31 \mu\text{m}$) ve geleneksel döküm ($160.33 \mu\text{m}$) teknikleri ile üretilen restorasyonlara göre daha düşük değerler gösterdiğini belirtmişlerdir. Yapılan tüm bu çalışmalarda CAD/CAM sistemleri kullanılarak üretilen altyapıların geleneksel döküm yöntemiyle üretilenlerine göre çok daha başarılı uyum değerleri gösterdiği görülmüştür. Yaptığımız çalışmanın sonuçlarına göre farklılık gösteren bu çalışmalarda geleneksel döküm restorasyonların marjinal aralık değerlerinin daha yüksek çıkmasının sebebinin mum modelasyon aşamasında olan farklılıklardan kaynaklandığı düşünülmektedir. Yapılan bu çalışmada üretilen modellerin tarayıcı ile dijitalize edilmesinden sonra oluşturulan CAD dosyalarının CAM ünitesine gönderilmesi ile rezin esaslı altyapılar oluşturulup, üretime geleneksel kayıp mum tekniği ile devam edilmiştir. Bu şekilde, geleneksel döküm tekniğinde hazırlanan mum altyapılardan farklı olarak standardizasyonun daha iyi sağlandığı rezin esaslı altyapılar hazırlanarak siman aralığı optimize edilmiştir.

Yapılan bu çalışmalarda yalnızca Co-Cr altyapılar tercih edilmiştir. Ancak literatürde üretim tekniklerinin değerlendirildiği farklı tip altyapılarla yapılmış çalışmalar da mevcuttur.^{192, 219} Pompa ve ark.²¹⁹ geleneksel döküm yöntemi (Ni-Cr), frezeleme

yöntemi (zirkonyum) ve DMLS yöntemi (Co-Cr) ile üretilen dört üyeli altyapıların marjinal uyumunu inceledikleri *in-vitro* çalışmada, en iyi marjinal uyumun DMLS tekniği ve frezeleme ile üretilen altyapılarda olduğunu bildirmişlerdir. Witkowski ve ark.¹⁹²; CAD/CAM frezeleme ve döküm yöntemiyle üretilen titanyum altyapıların marjinal uyumunu değerlendirdikleri çalışmada, CAD/CAM frezeleme ile üretilen örneklerin, döküm yöntemi ile üretilen örneklerden daha iyi sonuç verdiğini bildirmişlerdir. Ancak, Ti kullanılarak yapılan farklı çalışmalarda ise döküm Ti altyapıların, frezeleme Ti altyapılara göre marjinal uyumlarının daha başarılı olduğu belirtilmiştir.^{160, 220}

Co-Cr alaşımından farklı malzemeler üzerinde yapılan bu çalışmalarda, üretim tekniklerinin marjinal ve internal aralık değerleri açısından farklılık yarattığı görülmektedir. Ayrıca tek diş destekli zirkonyum kuronların incelendiği bir derlemede, zirkonyum restorasyonların kullanılan işlem prosedürlerinden önemli ölçüde etkilendiği sonucuna varılmıştır.²²¹

Yapılan bu çalışmalara karşın, literatürde geleneksel döküm tekniğinin CAD/CAM tekniğinden daha iyi marjinal uyum değerleri ortaya koyan çalışmalar da mevcuttur.^{161, 165, 220} Tan ve ark.²²⁰ yaptıkları çalışmada geleneksel döküm tekniği ve CAD/CAM frezeleme sistemleri kullanılarak üretilen titanyum altyapıların marjinal aralık değerlerini incelenmişlerdir. Döküm yöntemiyle üretilen restorasyonların marjinal uyumu ($23.91 \pm 9.80 \mu\text{m}$) CAD/CAM sistemlere ($79.43 \pm 25.46 \mu\text{m}$) göre daha başarılı bulunmuştur. Yapılan bu çalışmada döküm tekniğine ait değerlerin çok daha düşük olduğu görülmektedir. Bunun nedeni olarak, döküm tekniğinde soy metal alaşımlarının kullanılması olduğu düşünülebilir, çünkü soy metal alaşımlarının ıslanabilirliğinin ve uyumunun daha başarılı olduğu bilinmektedir.²²²

Hong ve ark.¹⁶⁵ yaptıkları çalışmada DMLS grubunun ($76.0 \pm 9.6 \mu\text{m}$) döküm grubundan ($56.4 \pm 10 \mu\text{m}$) önemli ölçüde daha yüksek marjinal aralık değerleri

gösterdiğini bildirmişlerdir. Diğer bir çalışmada Kim ve ark.¹⁵⁹ dört farklı üretim tekniğinin (döküm, frezeleme, DMLS, freze-sinterleme) ve her üretim tekniğine özgü iki farklı alaşım sisteminin marjinal uyumunu değerlendirdikleri çalışmalarında, geleneksel döküm tekniği kullanılarak üretilen metal-seramik kuronların ortalama marjinal aralık değerini 70,4 μm , DMLS 98,7 μm ve frezelemenin 123,5 μm olduğunu göstermişlerdir. Yapılan bu iki çalışmada marjinal aralığı değerlendirmek için μCT tekniği kullanılmış, marjinal aralık ve mutlak marjinal uyumsuzluk değerleri ölçülerek ölçümlerin ortalaması alınmıştır. Yapılan bu çalışmada ise marjinal uyum ölçümü için marjinal ve intermarjinal noktalarındaki aralık ölçümlerinin ortalaması alınmış ve ölçümler stereomikroskop altında yapılmıştır. Hong ve ark.¹⁶⁵ ile Kim ve ark.¹⁵⁹ yaptıkları çalışmaların sonuçlarının yapılan bu çalışmadan farklılık göstermesinin ölçüm tekniğinde olan değişkenlikten kaynaklandığı düşünülmektedir.

Diğer bir çalışmada, Park ve ark.²²³ en düşük marjinal aralık değerlerini döküm yöntemiyle (58.3 μm) üretilen altyapılarda olduğunu, bunu frezeleme (88.9 μm) ile üretilen altyapılar ve DMLS (103.3 μm) ile üretilen altyapıların takip ettiğini göstermişlerdir. Döküm yönteminin CAD/CAM sistemleriyle üretilen metal altyapılara göre daha başarılı sonuçlar vermesini metal blokların frezelenmesi sırasında CAM ünitesinde bulunan frezlerin aşınmaya başlamasıyla üretim hassasiyetinin azalmasına bağlı olarak geliştiği düşünülmektedir. Bu çalışmalardan elde edilen değerler çalışmamızla farklılık göstermektedir. Kullanılan CAD/CAM sistemlerinin çeşitliliği, farklı siman boşluklarının kullanılması, ölçüm için farklı referans noktalarının belirlenebilmesi ve bazı araştırmacıların ölçümlerini simantasyon işleminden sonra yapmasına bağlı olarak sonuçların farklılık gösterdiği düşünülmektedir. Ayrıca literatürde kenar uyumunu ölçmek için uyumu tanımlayan açıklayıcı terminoloji, farklı

araştırmacılara göre değişkenlik göstermekte, bu durum da ölçüm yapılan farklı bölgelerin aynı terimle tanımlanmasına ve veri karmaşıklığına yol açmaktadır.

İnternal aralık ölçüm değerlerine bakıldığında her iki destek dişte de DMLS ile PEEK altyapılar arasında ve de sadece molar destek dişte olmak üzere PEEK ile freze Co-Cr altyapılar arasında ciddi farklılıklar tespit edilmiştir. Diğer altyapılar arasında ise internal aralık değerleri birbirlerine benzer sonuçlar vermiştir.

Uçar ve ark.⁷⁸ internal uyum üzerine yaptıkları *in vitro* çalışmalarında, keser diş şeklindeki paslanmaz çelik güdükler üzerine yapılan Co-Cr metal altyapıların internal aralık değerlerini incelemişlerdir. Döküm tekniği (50.6 μm) ile üretilen altyapıların internal aralık değerlerinin DMLS (62.6 μm) ile üretilen altyapılara göre daha iyi olduğunu ancak bu farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığını bildirmişlerdir. Bu çalışmanın sonucu yaptığımız çalışmayla benzerlik göstermektedir. Buna karşılık Kim ve ark.⁸⁵ çalışmalarında internal aralık değerlerini döküm metal altyapılı kuronlarda DMLS ile üretilen metal altyapılı kuronlara göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha düşük bulmuşlardır. Kim ve ark.⁸⁵ yaptıkları çalışmada elde edilen sonuçların çalışmamıza göre daha farklı değerler göstermesinin ölçüm yönteminin dijital ortamda elde edilen üç boyutlu replika üzerinden ve tek bir örnek için 67491 noktadan yapılmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Dahl ve ark.²¹¹ üç farklı üretim tekniğini kullanarak (geleneksel döküm, frezeleme ve DMLS) yaptığı tek diş destekli Co-Cr restorasyonlarda en düşük internal aralık değerinin geleneksel döküm yöntemiyle üretilen gruplarda ($58 \pm 23 \mu\text{m}$) olduğunu, bunu DMLS ($82 \pm 37 \mu\text{m}$) ve frezeleme ($90 \pm 78 \mu\text{m}$) ile üretilen grupların takip ettiğini bildirmişlerdir. Çalışmada zirkonyum restorasyonların ise ortalama internal aralık değeri $78 \pm 65 \mu\text{m}$ olarak ölçülmüştür. Bu çalışmanın sonucunda geleneksel döküm tekniğiyle üretilen tek kuronlar, CAD/CAM tekniği kullanılarak üretilen kuronlardan daha iyi uyum

sağladığı tespit edilmiştir. Yapılan bu çalışmada, Dahl ve ark.²¹¹'nin yaptığı çalışmadan farklı olarak karşılaştırmalar üçlü tarama protokolü kullanılarak yapılmış, ölçümler bilgisayar yazılımı ile analiz edilmiştir.

Literatürde yapılan çalışmalarda, internal aralık genellikle marjinal aralık ile beraber değerlendirilmiştir. Nakamura ve ark.²¹² yaptıkları çalışmada Cerec 3 kuronların marjinal aralık değerlerinin 53-108 µm arasında, internal aralık değerlerinin ise 116-162 µm arasında olduğunu göstermişlerdir. Bindl ve Mörmann CAD/CAM ile üretilmiş tam porselen restorasyonların marjinal aralıklarının 17-43 µm arasında, internal aralığının ise 81-136 µm arasında olduğunu bildirmiştir.¹²⁹

Daou ve ark.²²⁴ yaptıkları diş destekli üç üyeli Co-Cr ve zirkonyum altyapıların marjinal ve internal aralığını değerlendirdikleri çalışmalarında, CAD/CAM ile üretilmiş Co-Cr altyapılar ile zirkonyum altyapılar arasında anlamlı bir farklılık olmadığını bildirmişlerdir. Ayrıca dayanak diş tipleri için de (birinci premolar ve birinci molar) marjinal ve internal uyum değerleri benzer sonuçlar vermiştir. Daou ve ark.²²⁴ yapmış olduğu çalışmanın verileriyle yapılan bu çalışmanın verileri birbirlerini destekler niteliktedir.

Farjood ve ark.¹⁶¹ Co-Cr metal altyapılarla yaptıkları *in vitro* çalışmada geleneksel döküm tekniğinin DMLS tekniğine göre daha iyi marjinal ve internal uyum gösterdiğini bildirmiştir. Farjood ve ark.¹⁶¹ yaptığı çalışmada daha düşük siman boşluğu (30 µm) kullanarak örnek hazırladığından ve üretilen altyapıları cam iyonomer siman ile simante ettikten sonra kesit aldığından farklı sonuçlar elde ettiği düşünülmektedir.

Akçin ve ark.¹⁵² implant destekli üç üyeli altyapılarla yaptıkları çalışmada en düşük marjinal aralık değerlerini DMLS (25±14µm) ile üretilen altyapılarda bulmuştur. Üç üyeli altyapılar için DMLS (25 ± 14µm) ile frezeleme tekniğinin (68±39 µm) marjinal aralık değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunduğunu, geleneksel

döküm tekniği ($35\pm 25\text{ }\mu\text{m}$) ve DMLS ($25\pm 14\mu\text{m}$) arasında ise anlamlı bir fark olmadığını bildirmişlerdir. İnternal aralık değerlendirmelerinde ise aksiyel ve oklüzal ölçümleri ayrı ayrı değerlendirmişlerdir. Aksiyel ölçümlerde frezeleme ile üretilenlerde ($39\text{-}39.5\text{ }\mu\text{m}$); döküm tekniğiyle ($44\text{-}44.5\text{ }\mu\text{m}$) ve DMLS ile üretilenlerde ($64.5\text{-}77\text{ }\mu\text{m}$) benzer değerler elde edilmiştir. Oklüzal ölçümlerde ise frezeleme ($203\text{-}261\text{ }\mu\text{m}$), döküm ($164.5\text{-}210.5\text{ }\mu\text{m}$) ve DMLS ($161\text{-}194.5\text{ }\mu\text{m}$) benzer değerler göstermişlerdir. İnternal aralık ölçümlerinde hem aksiyel hem oklüzal ölçümlerde üretim teknikleri arasında anlamlı bir fark tespit edilememiştir. Örtorp ve ark.²² döküm, CAD/CAM frezeleme ve DMLS teknikleri ile üretilen Co-Cr alaşım üç üyeli köprülerin internal aralıklarını değerlendirdikleri çalışmalarında, CAD/CAM frezeleme ($166\text{ }\mu\text{m}$) ile üretilenlerin en yüksek internal aralık değerlerine sahip olduğunu göstermişlerdir. DMLS ($84\text{ }\mu\text{m}$) ile üretilen altyapıların da geleneksel döküm tekniği ($133\text{ }\mu\text{m}$) ile üretilenlere göre daha uyumlu olduğunu belirtmişlerdir. CAD/CAM frezeleme grubundaki bu yüksek değer, kullanılan cihazın hassasiyetine bağlı olduğu bildirilmiştir. Akçin ve ark.¹⁵² ile Örtorp ve ark.²² yaptıkları çalışmalarda en yüksek marjinal ve internal aralık değerlerini frezeleme ile üretilen altyapılarda tespit etmiştir. DMLS ve geleneksel döküm teknikleri frezeleme tekniğinden daha başarılı bulunmuştur ancak iki teknik (döküm ve DMLS) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilememiştir. Bu çalışmalara karşılık Nesse ve ark.¹⁵⁸ geleneksel döküm tekniği, frezeleme ve DMLS ile üretilen üç üyeli Co-Cr altyapılı restorasyonların marjinal ve internal uyumlarını inceledikleri *in-vitro* çalışmada, en iyi uyumun frezeleme ($95\text{ }\mu\text{m}$) ile üretilen restorasyonlarda görüldüğünü, en kötü uyumun da DMLS ($156\text{ }\mu\text{m}$) ile üretilen altyapılarda olduğunu bildirmişlerdir.¹⁵⁸ Bu çalışmada DMLS ile üretilen altyapıların klinik olarak kabul edilebilir uyum değerleri göstermediğini belirtmişlerdir. Yaptığımız çalışmada ise DMLS ile üretilen tüm altyapılar klinik olarak kabul edilebilir sınırlarda internal ve marjinal aralık değerleri göstermiştir.

Bu farklılığın DMLS uygulamalarında kullanılan makinelerin farklı tabaka kalınlıklarında çalışmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Daha yüksek tabaka kalınlığında çalışan lazer sinterleme makinelerinde üretilen altyapıların iç yüzeylerinde porozitelerin fazla oluşma ihtimali ve bu durumun altyapının dayanak üzerine tam olarak yerleşmesini engelleyerek uyumu etkileyebileceği düşünülmektedir. Yaptığımız çalışmada DMLS ile üretilen altyapılar 20 μm tabaka kalınlığında çalışan bir lazer sinterleme cihazı tarafından üretilmiştir.

Gürel ve ark.²²⁵ yaptıkları *in vitro* çalışmada Ti ve Co-Cr altyapıların marjinal aralık değerlerini sırasıyla Ti frezeleme ($95.75 \pm 16.11 \mu\text{m}$), Co-Cr döküm ($103.20 \pm 14.76 \mu\text{m}$) ve Co-Cr frezeleme ($113.36 \pm 19.10 \mu\text{m}$) olarak bildirmiştir. Aynı çalışmada internal aralık değerleri arasında en düşük değer Ti frezeleme grubunda bulunurken, bunu sırasıyla Co-Cr döküm ve Co-Cr frezeleme grubu takip etmiştir. Gruplar arasında marjinal uyum değerlendirmesinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmaması çalışmamızı destekler niteliktedir. Ancak, internal uyum değerlendirmesinde Ti frezeleme ve Co-Cr frezeleme grupları arasında istatistiksel farklılık bulunmuştur. Bu farklılığı ise Co-Cr alaşımlarının işlenebilirliğinin titanyum alaşımlarına göre daha zor olmasından ve kullanılan kazıyıcı frezleri daha çabuk yıpratmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Leon ve ark.¹⁵⁴ farklı teknikler kullanılarak üretilen zirkonyum restorasyonların (frezeleme ve SLA) marjinal ve internal aralık değerlerini inceledikleri çalışmalarında en düşük değer frezeleme grubunda görüldüğünü bildirmişlerdir. Bu çalışmada kullanılan örnekler tam anatomik kuron restorasyonlar şeklinde yapılmıştır. Özellikle zirkonyum gibi sinterlenme aşamasında hacim değişimine neden olan restoratif bir malzemenin kalınlığının bu durumu etkilediği düşünülmektedir.

Suzuki ve ark.²²⁶ CAD/CAM ile üretilen diş destekli üç üyeli zirkonyum altyapıların marjinal aralık ölçümleri dört farklı yüzey için (vestibül, lingual, mesial ve distal) premolar destekte (13.53-29.21 μm) aralığında molar destek için (14.10-40.36 μm) arasında ölçülmüştür. İnternal aralık ölçümlerinde ölçüm noktaları ayrı ayrı (42.65 $\pm$ 12.53 μm basamakta, 43.64 $\pm$ 5.11 μm aksiyal duvarda, 85.97 $\pm$ 14.20 μm oklüzalde) değerlendirilmiştir. Yapılan bu çalışmaya göre zirkonyum altyapıların daha düşük aralık değerleri göstermesini siman aralığının bizim çalışmamıza göre daha düşük değerde (30 μm) ayarlanmasına ve ölçüm noktalarının aynı standartlar altında yapılmamasına bağlı olduğu düşünülmektedir. Ayrıca, Suzuki ve ark.²²⁶ yapmış olduğu çalışma diş destekli olup, yapılan bu çalışmadan farklılık göstermektedir.

Abduo ve ark.²²⁷ titanyum ve zirkonyumdan üretilmiş üç üyeli implant destekli sabit protez altyapıları için benzer marjinal aralık değerleri bildirmiştir. Diğer bir çalışmada metal seramikler (83.12 μm) ve zirkonyum (83.93 μm) altyapılı restorasyonlar için aksiyal bölgedeki internal aralık ölçümlerinde benzer değerler tespit etmişlerdir.¹⁹¹ Romeo ve ark.²²⁸ yaptığı diğer bir çalışmada ise zirkonyum altyapılı (47.2 $\pm$ 17.8 μm) ve titanyum altyapılı (50.8 $\pm$ 12.4 μm) sabit restorasyonların kompozit restorasyonlardan (75.3 $\pm$ 11.5 μm) daha iyi marjinal uyum gösterdiğini bildirmişlerdir. Ancak yapılan bu çalışmada zirkonyum ve titanyum altyapılar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Co-Cr, Ti ve zirkonyum malzemeler kullanılarak yapılan bu çalışmalarda her üç altyapı tipinin de marjinal ve internal uyum açısından istatistiksel olarak farklılık göstermediği ve yaptığımız çalışmayı desteklediği sonucuna varılmaktadır.

CAD/CAM sistemlerindeki farklı üretim tekniklerinin marjinal ve internal aralık üzerine etkisinin olabileceği düşünülerek bu doğrultuda bazı çalışmalar yapılmıştır.^{66, 229} Bilgisayar ortamında ve manuel olarak tasarımı yapılmış zirkonyum esaslı altyapılar ile

metal döküm altyapıların marjinal uyumlarının karşılaştırıldığı bir çalışmada marjinal aralık değerleri Lava sistemde 24.6 ± 14.0 μm , Celay sistemde 64.9 ± 25.2 μm , DCS sistemde 110.9 ± 36.5 μm , Zirkonzahn sistemde ise 112.1 ± 22.6 μm olarak bulunmuştur. Kontrol grubu olarak kullanılan metal altyapılarda ise, 120.1 ± 33.3 μm değerinde bulunmuştur.⁶⁶ CAD/CAM sistemlerinde restorasyonun tasarlanmasında kullanılan yazılımın kısıtlamaları, tarayıcı kameranın sahip olduğu donanım kısıtlamaları ve aşındırıcı ünitenin hassasiyeti, oluşturulan restorasyonun marjinal ve internal uyumunu etkilemektedir.²³⁰ Yapılan bu çalışmada bu durumu destekler niteliktedir. Çalışmamızda standardın sağlanması amacıyla tek bir CAD/CAM sistemi kullanılarak altyapılar üretilmiştir.

Bu çalışmalara karşılık restoratif malzeme özelliklerinin, CAD/CAM restorasyonlarının marjinal uyumunu etkilediği bazı çalışmalar bildirilmiştir.^{184, 227, 228, 231-233} CAD/CAM sistemleriyle üretimi yapılmış implant destekli altyapıların kullanıldığı dört farklı çalışmada, Co-Cr ve titanyum altyapıların; zirkonyum altyapılara kıyasla istatistiksel olarak daha küçük marjinal aralık değerleri gösterdiği bildirmiştir.^{228, 233-235} Bayramoğlu ve ark.¹⁷⁰ yaptıkları çalışmada marjinal aralık ölçümlerinin ortalaması metal altyapılarda 82.47 ± 22.83 μm , zirkonyum altyapılarda 120.36 ± 54.51 μm olarak bulunmuştur. Prasad ve Al-Kheraif²³⁴ implant destekli zirkonyum (58.6 ± 4.4 μm) altyapıların, titanyum (18.3 ± 3.4 μm) altyapılara göre daha yüksek marjinal aralık değerleri gösterdiğini bildirmiştir.

Günümüz şartlarında geliştirilmiş tekniklere ve malzemelere rağmen bütün problemleri tolere edebilen mükemmel bir malzemedan henüz söz edilmemiştir.²³⁶ Biyouyumlu malzeme ihtiyacını ve hastaların giderek artan estetik beklentilerini karşılamak amacıyla gerçekleştirilen araştırmalar neticesinde, geliştirilen hibrit seramiklerden ve son zamanlarda dental tedavilerde kendine yer bulan PEEK mekanik ve

estetik özelliklerinden yararlanılmaya başlanmıştır.²³⁷ Bu malzemeler, diş hekimliğinde kullanılan metal altyapılı seramiklere göre daha biyouyumlu olması, ağızda diğer metallerle temas ettiğinde korozyona neden olmaması ve hafif olması nedeniyle Co-Cr destekli seramiklere bir alternatif olarak düşünülmektedir.²³⁸ Bununla birlikte, yeterli saydamlığa sahip olmadığından dolayı PEEK'in veneer ile kaplanması gerektiğini savunan araştırmalar da mevcuttur.²³⁹ Tüm bu özellikler doğrultusunda klinik kullanımda tercih edilmeye başlayan PEEK ile ilgili çok az sayıda çalışma mevcuttur. Çalışmaların büyük çoğunluğu PEEK malzemesinin adezyonu veya PEEK üzerinde oluşan streslerin analiziyle ilgilidir.²⁴⁰⁻²⁴² Literatür taramasında PEEK ile yapılan restorasyonların marjinal ve internal uyumu hakkında sadece bir çalışmaya rastlanılmıştır.⁵ Yeon Bae ve ark.⁵ yaptıkları çalışmada PEEK ve zirkonyum altyapıların marjinal ve internal uyumunu karşılaştırmıştır. Bu çalışmada PEEK altyapıların ortalama marjinal aralık değerlerinin (kanin diş: 62.04±1.71 µm; molar diş: 51.64±1.5 µm) zirkonyum altyapılara (kanin diş: 69.62±8.11 µm; molar diş: 55.7±3.58 µm) göre daha düşük olduğu gösterilmiştir.⁵ PEEK altyapıların internal aralık değerleri (kanin diş: 38.62±1.51 µm; molar diş: 36.12±1.34 µm) zirkonyum altyapılara göre (kanin diş: 41.6±1.63 µm; molar diş: 40.36±3.8 µm) daha düşük bulunmuştur. Bu çalışma hem marjinal hem de internal uyum bakımından PEEK'in zirkonyuma göre daha başarılı olduğunu göstermiştir.⁵ Üç boyutlu ölçüm ile yapılan bu çalışma tekniği itibariyle kısıtlama olmasına rağmen PEEK malzemesinin marjinal ve internal uyumunu mükemmel bulmuşlardır.⁵ Yaptığımız çalışmada ise PEEK ile zirkonyum arasında marjinal ve internal uyum açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit edilmemiştir.

Çalışmamızdaki marjinal aralık ölçümlerinde Ti altyapılar PEEK altyapılardan istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha düşük aralık değerleri göstermiştir. İnternal aralık ölçümlerinde DMLS ve frezeleme Co-Cr grupları istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde

PEEK grubundan daha düşük bulunmuştur. Diğer gruplar arasında ise anlamlı bir farklılık tespit edilemedi. Ayrıca PEEK için ölçülen marjinal ve internal aralık değerleri klinik kullanımda kabul edilebilir değerler içerisinde.

Yaptığımız çalışmada implant destekli sabit protezler klinik kullanım için tamamen işlenmemiştir. Altyapılar, klinik değerlendirme öncesinde genellikle diş teknisyeni tarafından model üzerinde son ayarlamaları yapılarak daha düzgün bir şekilde uyumu sağlanır. Çalışmamızda ise son ayarlamalar olmaksızın doğrudan üretimden teslim alınmış altyapılar kullanılmıştır. Özellikle DMLS tekniğiyle üretilen altyapılarda metal incilerin optimal oturmayı önleyebileceği açıkça gösterilmektedir.⁶³

Çalışmamızda elde edilen marjinal ve internal aralık değerleri klinik şartlarda ideal olarak kabul edilen değerlere paralellik göstermektedir. Ancak değişik çalışmaların planlanmasındaki farklılıklar bu çalışmadan elde edilen verilerin tam olarak karşılaştırılmasını komplike hale getirmektedir.

Bu çalışmada sabit protezlerin *in vitro* şartlarda uyumunu etkileyen faktörler araştırılmıştır. Dolayısıyla, bu çalışmanın sonuçlarında gösterildiği gibi her gruptaki uyum değerlerinin klinik bir etkisi olup olmadığı konusunda net bir fikir birliği oluşmamıştır. Ayrıca ağız içi koşulların restorasyonların marjinal ve internal uyumu üzerine olumsuz etkileri değerlendirilememiştir.

Yaptığımız çalışmada sadece altyapıların uyum değerlendirilmesi yapılmış olup üst yapılar yapıldıktan sonra marjinal ve internal aralıkta meydana gelebilecek farklılıklar değerlendirilmemiştir. Ayrıca, çalışmamız sadece üç üyeli altyapıların uyumunun değerlendirilmesiyle sınırlı olduğundan, araştırmalar tek kuronlara, üçten fazla üyeli köprülere ve tam ark sabit restorasyonlara genişletilmelidir. Sabit diş protezleri için alternatif bir malzeme olan PEEK restorasyonlara ilişkin ileri klinik araştırmalar da yapılmalıdır.

Yaptığımız altyapılar simante edilmeden marjinal ve internal aralık ölçümleri yapılmıştır. Oysa ki, bağlantı parçalarının ve simantasyonun restorasyonların marjinal ve internal uyumu üzerindeki etkisinin değerlendirilmesi de yararlı olacaktır. Yapılan çalışmalarda özellikle marjinal uyum için farklı terimlerin kullanılması marjinal aralık ölçümlerinde değişkenlikler yaratmaktadır.

Uyum ölçümlerinde kullanılan replika tekniğinin sınırlaması ölçümler için ideal konumlandırmanın sağlanamaması ve aynı noktadan ölçümlerin tekrarlanamamasıdır.²⁴³ Bununla birlikte, bu hususlar, örneklerin bir tabana göre konumlandırılmasıyla en aza indirilmiştir.

Restoratif malzemenin türü ve kalınlığı, diş tipi, diş hazırlığı, bitiş çizgisi ve konfigürasyonu, oklüzal anatomi, farklı CAD/CAM teknikleri, farklı ölçüm noktaları ve ölçüm teknikleri gibi değişkenlerin etkisini hesaba katan ileri çalışmalar önerilmektedir. Bu doğrultuda sahip oldukları geniş malzeme yelpazesi ve ürün çeşitliliği ile diş hekimliğinde gün geçtikçe daha yaygın kullanım alanı bulan CAD/CAM sistemleriyle ilgili yeni çalışmalara gereksinim vardır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

İmplant destekli sabit protezlerde kullanılan farklı üretim teknikleri ile hazırlanan farklı tip malzemelerdeki altyapıların marjinal ve internal uyumlarının değerlendirilmesini amaçlayan bu çalışmanın sınırları dahilinde;

1. Farklı teknikler (döküm, frezeleme ve DMLS) kullanılarak üretilen metal altyapılar (Co-Cr ve Ti) arasında marjinal ve internal uyum açısından farklılık bulunmadığı,
2. Farklı üretim teknikleri ile elde edilen farklı tip malzemelerde (Co-Cr, titanyum ve PEEK) marjinal ve internal uyum açısından farklılık bulunduğu,
3. Altyapı malzemelerine alternatif olarak gösterilmeye başlanan PEEK'lerin marjinal ve internal aralık değerleri bakımından diş hekimliği pratiğinin geleceğinde önemli bir yere sahip olabileceği,
4. Döküm ve CAD/CAM ile üretilen tüm grupların marjinal ve internal uyum açısından literatürlerde kabul edilen klinik sınır değerler dahilinde ölçüm değerleri gösterdiği sonucuna varılmıştır.

KAYNAKLAR

1. Wittneben JG, Millen C, Bragger U. Clinical Performance of Screw-Versus Cement-Retained Fixed Implant-Supported Reconstructions-A Systematic Review. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2014, 29: 84-98.
2. Dhingra K. Oral Rehabilitation Considerations for Partially Edentulous Periodontal Patients. *Journal of Prosthodontics-Implant Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 2012, 21: 494-513.
3. Shamseddine L, Mortada R, Rifai K, Chidiac JJ. Marginal and internal fit of pressed ceramic crowns made from conventional and computer-aided design and computer-aided manufacturing wax patterns: An in vitro comparison. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2016, 116: 242-248.
4. Papadiochou S, Pissiotis AL. Marginal adaptation and CAD-CAM technology: A systematic review of restorative material and fabrication techniques. *J Prosthet Dent*, 2018, 119: 545-551.
5. Bae SY, Park JY, Jeong ID, Kim HY, Kim JH, Kim WC. Three-dimensional analysis of marginal and internal fit of copings fabricated with polyetherketoneketone (PEKK) and zirconia. *J Prosthodont Res*, 2017, 61: 106-112.
6. HT. S. *Fundamentals of fixed prosthodontics*. Baskı. Quintessence Publishing Co, 1997.
7. Carl F. Driscoll MAF, Albert D. Guckes, Kent L. Knoernschild and Thomas J. McGarry,, Members GoPTC. The Glossary of Prosthodontic Terms. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2017, 117: e1-e105.
8. In *Oral and Maxillofacial Surgery Society 1. International Congress*, Antalya, Türkiye, (editör).^(editörler). Antalya, Türkiye, 10-16 Mayıs 2007.
9. Akçin ET. Üç Farklı Yöntemle Üretilen İmplant Destekli Sabit Protezlerin İnternal ve Marjinal Uyumunun İn Vitro Olarak İncelenmesi. Protetik Diş Tedavisi. Hacettepe Üniversitesi, 2015.
10. Ekelund J-A, Lindquist LW, Carlsson GE, Jemt T. Implant treatment in the edentulous mandible: a prospective study on Brånemark system implants over more than 20 years. *International Journal of Prosthodontics*, 2003, 16.
11. Belser UC, Mericske-Stern R, Bernard JP, Taylor TD. Prosthetic management of the partially dentate patient with fixed implant restorations Note. *Clinical Oral Implants Research: Chapter 8*, 2000, 11: 126-145.
12. Steveling H, Roos J, Rasmusson L. Maxillary implants loaded at 3 months after insertion: results with Astra Tech implants after up to 5 years. *Clinical implant dentistry related research* 2001, 3: 120-124.
13. Brånemark P-I, Breine U, Adell R, Hansson B, Lindström J, Ohlsson Å. Intra-osseous anchorage of dental prostheses: I. Experimental studies. *Scandinavian journal of plastic reconstructive surgery* 1969, 3: 81-100.
14. Misch CE, Abbas H. Contemporary implant dentistry. 3rd. St. Louis: Mosby, 2008, 1061.
15. Heydecke G, Zwahlen M, Nicol A, Nisand D, Payer M, Renouard F, Grohmann P, Muhlemann S, Joda T. What is the optimal number of implants for fixed reconstructions: a systematic review. *Clinical Oral Implants Research*, 2012, 23: 217-228.

16. Hebel KS, Gajjar RC. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *J Prosthet Dent*, 1997, 77: 28-35.
17. Felton DA, Kanoy BE, White JT. The effect of surface roughness of crown preparations on retention of cemented castings. *J Prosthet Dent*, 1987, 58: 292-296.
18. Luthardt RG, Holzhuter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dent Mater*, 2004, 20: 655-662.
19. Quante K, Ludwig K, Kern M. Marginal and internal fit of metal-ceramic crowns fabricated with a new laser melting technology. *Dental Materials*, 2008, 24: 1311-1315.
20. Hama Suleiman S, Vult von Steyern P. Fracture strength of porcelain fused to metal crowns made of cast, milled or laser-sintered cobalt-chromium. *Acta Odontologica Scandinavica*, 2013, 71: 1280-1289.
21. Zarone F, Russo S, Sorrentino R. From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dent Mater*, 2011, 27: 83-96.
22. Örtorp A, Jönsson D, Mouhsen A, von Steyern PV. The fit of cobalt–chromium three-unit fixed dental prostheses fabricated with four different techniques: A comparative in vitro study. *Dental Materials*, 2011, 27: 356-363.
23. Akova T, Ucar Y, Tukay A, Balkaya MC, Brantley WAJDm. Comparison of the bond strength of laser-sintered and cast base metal dental alloys to porcelain. 2008, 24: 1400-1404.
24. O'Brien WJ. Dental materials and their selection. 2002.
25. Moffa JP, Guckes AD, Okawa MT, Lilly GE. An evaluation of nonprecious alloys for use with porcelain veneers. Part II. Industrial safety and biocompatibility. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1973, 30: 432-441.
26. Hansen PA, West LA. Allergic reaction following insertion of a Pd-Cu-Au fixed partial denture: a clinical report. *J Prosthodont*, 1997, 6: 144-148.
27. Hung SH, Hung KS, Eick JD, Chappell RP. Marginal fit of porcelain-fused-to-metal and two types of ceramic crown. *J Prosthet Dent*, 1990, 63: 26-31.
28. Preston J In *Perspectives in dental ceramics*, Proceedings of the fourth international symposium on ceramics. Quintessence: 1988; 331-343.
29. Sakaguchi R, Powers J, Philadelphia PA. *Craig's restorative dental materials 13th edition*. Baskı. 2012.
30. Wataha JC. Alloys for prosthodontic restorations. *J Prosthet Dent*, 2002, 87: 351-363.
31. Hunt L. The long history of lost wax casting. *Gold bulletin*, 1980, 13: 63-79.
32. Anusavice KJ SC, Rawls HR. Phillip's Science of Dental Materials. Anusavice KJ SC, Rawls HR. *Dental waxes, casting investments and casting procedures.*, 12 Baskı. St. Louis-Missouri, W.B. Saunders, 2012: 194-230.
33. Tamaç E. CAD/CAM, lazer sinterizasyon ve konvansiyonel döküm yöntemleriyle üretilen metal altyapılı seramik kronların marjinal ve internal uyumlarının in vivo ve in vitro olarak karşılaştırılması. Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. İzmir: Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi, 2014.
34. de Vasconcellos LG, Buso L, Lombardo GH, Souza RO, Nogueira L, Jr., Bottino MA, Ozcan M. Opaque layer firing temperature and aging effect on the flexural strength of ceramic fused to cobalt-chromium alloy. *J Prosthodont*, 2010, 19: 471-477.
35. Bryant RA, Nicholls JI. Measurement of distortions in fixed partial dentures resulting from degassing. *J Prosthet Dent*, 1979, 42: 515-520.
36. Lautenschlager EP, Monaghan P. Titanium and titanium alloys as dental materials. *International dental journal*, 1993, 43: 245-253.

37. Özcan I, Uysal H. Effects of silicon coating on bond strength of two different titanium ceramic to titanium. *Dental Materials*, 2005, 21: 773-779.
38. Roberts HW, Berzins DW, Moore BK, Charlton DG. Metal-ceramic alloys in dentistry: a review. *J Prosthodont*, 2009, 18: 188-194.
39. Acar A. Döküm yoluyla elde edilen titanyuma farklı yüzey işlemleri uyguladıktan sonra 3 tip titanyum porseleni ile bağlantısının değerlendirilmesi. Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2005.
40. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' science of dental materials*. Baskı. Elsevier Health Sciences, 2012.
41. Gürel K. CAD/CAM ve Konvensiyonel döküm yöntemleriyle üretilen Co-Cr ve Titanyum metal altyapılı seramik kuronların marjinal ve internal uyumlarının in vitro karşılaştırmalı olarak araştırılması. Protetik Diş Tedavisi A.B.D. Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi, 2018.
42. Wang RR, Fenton A. Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature. *Quintessence Int*, 1996, 27: 401-408.
43. Stawarczyk B, Stich N, Eichberger M, Edelhoff D, Roos M, Gernet W, Keul C. Long-term tensile bond strength of differently cemented nanocomposite CAD/CAM crowns on dentin abutment. *Dent Mater*, 2014, 30: 334-342.
44. Lehner CR SP. All ceramic crowns. *Current Opin Dent*, 1992, 2: 42-45.
45. Wall J, Cipra D. Alternative crown systems. Is the metal-ceramic crown always the restoration of choice? *Dental Clinics of North America*, 1992, 36: 765-782.
46. Ateş SM. Değişik yöntemlerle hazırlanmış metal altyapılar ile zirkonya esaslı altyapıların farklı kenar bitim şekillerindeki marjinal uyumların karşılaştırılması. Protetik diş tedavisi. doctorate, Karadeniz Teknik Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2013.
47. Bayramoğlu E. İmplant Üstü Üç ve Dört Üyeli Köprülerde Metal Üzerine Preslenmiş Tam Seramik ve Konvansiyonel Metal Seramik Restorasyonların Marjinal ve İnternal Uyum Açısından Karşılaştırılması. Protetik Diş Tedavisi. Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2014.
48. Hickel R, Dasch W, Mehl A, Kremers L. CAD/CAM-Fillings of the future? *International dental journal*, 1997, 47: 247-258.
49. Liu QB, Leu MC, Schmitt SM. Rapid prototyping in dentistry: technology and application. *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 2006, 29: 317-335.
50. Duret F, Preston JD. CAD/CAM imaging in dentistry. *Curr Opin Dent*, 1991, 1: 150-154.
51. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J*, 2009, 28: 44-56.
52. Miyazaki T, Hotta Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Aust Dent J*, 2011, 56 Suppl 1: 97-106.
53. Andersson M, Carlsson L, Persson M, Bergman B. Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system. *J Prosthet Dent*, 1996, 76: 187-193.
54. Mörmann WH. The evolution of the CEREC system. *The Journal of the American Dental Association*, 2006, 137: 7S-13S.
55. Boitelle P, Mawussi B, Tapie L, Fromentin O. A systematic review of CAD/CAM fit restoration evaluations. *J Oral Rehabil*, 2014, 41: 853-874.
56. Mehl A, Hickel R. Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. *Int J Comput Dent*, 1999, 2: 9-35.

57. Siervo S, Pampalone A, Valenti G, Bandettini B, Siervo R. Porcelain Cad-Cam Veneers - Some New Uses Explored. *Journal of the American Dental Association*, 1992, 123: 63-67.
58. Witkowski S. (CAD-)/CAM in Dental Technology. *Qdt: Quintessence of Dental Technology* 2005, 2005, 28: 169-184.
59. Strub JR RE, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: Current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc*, 2006, 137: 1289-1296.
60. Uzun İH, Bayındır F. Dental uygulamalarda titanyum ve özellikleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2010, 2010: 213-220.
61. Van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dental Materials*, 2012, 28: 3-12.
62. Filser F, Kocher P, Weibel F, Luthy H, Scharer P, Gauckler LJ. Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). *Int J Comput Dent*, 2001, 4: 89-106.
63. Duran I. DMLS ve Döküm Yöntemleri İle Hazırlanan Co-Cr Altyapılı Metal-Seramik Restorasyonların Klinik Değerlendirilmesi. *Protetik Diş Tedavisi A.B.D. Çukurova Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Temmuz 2016*.
64. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J*, 2008, 204: 505-511.
65. Sun J, Zhang FQ. The application of rapid prototyping in prosthodontics. *J Prosthodont*, 2012, 21: 641-644.
66. Karatasli O, Kursoglu P, Capa N, Kazazoglu E. Comparison of the marginal fit of different coping materials and designs produced by computer aided manufacturing systems. *Dent Mater J*, 2011, 30: 97-102.
67. Otto T, De Nisco S. Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. *Int J Prosthodont*, 2002, 15: 122-128.
68. Von Schroeter P, Jürgensen B, Zöllner M. Cercon move-A Navigation Aid for Dental CAD Applications Cercon tome-eine Oräntierungshâlfe für dentale CAD-Anwendungen. *International journal of computerized dentistry*, 2004, 7: 371-377.
69. Andersson M, Oden A. A new all-ceramic crown. A dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. *Acta Odontol Scand*, 1993, 51: 59-64.
70. Russell MM, Andersson M, Dahlmo K, Razzoog ME, Lang BR. A new computer-assisted method for fabrication of crowns and fixed partial dentures. *Quintessence Int*, 1995, 26: 757-763.
71. Palin W, Burke FJ. Trends in indirect dentistry: 8. CAD/CAM technology. *Dent Update*, 2005, 32: 566-572.
72. Von Steyern PV, Carlson P, Nilner K. All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon® technique. A 2-year clinical study. *Journal of oral rehabilitation*, 2005, 32: 180-187.
73. Denissen HW, van der Zel JM, van Waas MAJ. Measurement of the margins of partial-coverage tooth preparations for CAD/CAM. *International Journal of Prosthodontics*, 1999, 12: 395-400.
74. van der Zel JM, Vlaar S, de Ruiter WJ, Davidson C. The CICERO system for CAD/CAM fabrication of full-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, 2001, 85: 261-267.
75. Dawood A, Marti Marti B, Sauret-Jackson V, Darwood A. 3D printing in dentistry. *Br Dent J*, 2015, 219: 521-529.

76. Börklü HR, Yıldırım AK, Sezer HK. Hızlı Prototip Oluşturmada Karşılaşılan Problemler Ve Çözüm Önerileri. *Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Dergisi Part C: Tasarım ve Teknoloji*, 4: 309-319.
77. Edgar J, Tint S. Additive manufacturing technologies: 3D printing, rapid prototyping, and direct digital manufacturing. *Johnson Matthey Technology Review*, 2015, 59: 193-198.
78. Ucar Y, Akova T, Akyil MS, Brantley WA. Internal Fit Evaluation of Crowns Prepared Using a New Dental Crown Fabrication Technique: Laser-Sintered Co-Cr Crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2009, 102: 253-259.
79. Sundar MK, Chikmagalur SB, Pasha F. Marginal fit and microleakage of cast and metal laser sintered copings—An in vitro study. *Journal of prosthodontic research*, 2014, 58: 252-258.
80. Torabi K, Farjood E, Hamedani S. Rapid prototyping technologies and their applications in prosthodontics, a review of literature. *Journal of Dentistry*, 2015, 16: 1.
81. Kaleli N, Saraç D. Protetik Diş Tedavisinde Lazer Sinterleme Sistemleri. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2014, 15.
82. Wen S, Yan C, Wei Q, Zhang L, Zhao X, Zhu W, Shi Y. Investigation and development of large-scale equipment and high performance materials for powder bed laser fusion additive manufacturing: This paper reports a uniform preheating technique, a multi-laser scanning technique and a technique to prepare nylon coated composite powder. *Virtual Physical Prototyping* 2014, 9: 213-223.
83. Sofu MM. Hızlı direkt imalatla kullanılan seçici lazer sinterleme ve ergitme cihazının gövde tasarımı ve imalatı. Süleyman Demirel Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, 2007.
84. Xiang N, Xin X-Z, Chen J, Wei B. Metal–ceramic bond strength of Co–Cr alloy fabricated by selective laser melting. *Journal of Dentistry*, 2012, 40: 453-457.
85. Kim KB, Kim WC, Kim HY, Kim JH. An evaluation of marginal fit of three-unit fixed dental prostheses fabricated by direct metal laser sintering system. *Dental Materials*, 2013, 29: E91-E96.
86. Simchi A, Petzoldt F, Pohl H. On the development of direct metal laser sintering for rapid tooling. *Journal of Materials Processing Technology*, 2003, 141: 319-328.
87. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 1999, 20: 1-25.
88. Bartolo D, Cassar G, Al-Haj Husain N, Ozcan M, Camilleri J. Effect of polishing procedures and hydrothermal aging on wear characteristics and phase transformation of zirconium dioxide. *J Prosthet Dent*, 2017, 117: 545-551.
89. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN. Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res*, 1989, 23: 45-61.
90. Abduo J, Lyons K, Swain M. Fit of zirconia fixed partial denture: a systematic review. *J Oral Rehabil*, 2010, 37: 866-876.
91. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater*, 2008, 24: 299-307.
92. Simsiriwong J, Shrestha R, Shamsaei N, Lugo M, Moser RD. Effects of microstructural inclusions on fatigue life of polyether ether ketone (PEEK). *J Mech Behav Biomed Mater*, 2015, 51: 388-397.
93. Eschbach L. Nonresorbable polymers in bone surgery. *Injury*, 2000, 31 Suppl 4: 22-27.

94. Najeeb S, Zafar MS, Khurshid Z, Siddiqui F. Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *J Prosthodont Res*, 2016, 60: 12-19.
95. Kurtz SM, Devine JN. PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials*, 2007, 28: 4845-4869.
96. Harsha L, Anand S. Literature review on “Peek” dental implants. *Research Journal of Pharmacy Technology* 2016, 9: 1797-1801.
97. Rodriguez F, Cohen C, Ober CK, Archer L. *Principles of polymer systems*. Baskı. CRC Press, 2014.
98. Research Report. Jena, Germany, University of Jena, Department of Materials BioHPP summary of results for material tests, Baskı, 2013.
99. Hearle JW. Physical structure and fibre properties. *Regenerated cellulose fibres*, 2001, 18.
100. Kistler F, Adler S, Kistler S. PEEK-Hochleistungskunststoffemplantat-prothetischen Workflow. *Implantologie J*, 2013, 7: 17-42.
101. Siewert B, Parra M. A new group of material in dentistry. *Z Zahnärztl Implantol*, 2013, 29: 148-159.
102. Sagomonyants KB, Jarman-Smith ML, Devine JN, Aronow MS, Gronowicz GA. The in vitro response of human osteoblasts to polyetheretherketone (PEEK) substrates compared to commercially pure titanium. *Biomaterials*, 2008, 29: 1563-1572.
103. Pokorny D, Fulin P, Slouf M, Jahoda D, Landor I, Sosna A. Polyetheretherketone (PEEK). Part II: Application in Clinical Practice. *Acta Chirurgiae Orthopaedicae Et Traumatologiae Cechoslovaca*, 2010, 77: 470-478.
104. Wenz LM, Merritt K, Brown SA, Moet A, Steffee AD. In vitro biocompatibility of polyetheretherketone and polysulfone composites. *J Biomed Mater Res*, 1990, 24: 207-215.
105. Morrison C, Macnair R, MacDonald C, Wykman A, Goldie I, Grant M. In vitro biocompatibility testing of polymers for orthopaedic implants using cultured fibroblasts and osteoblasts. *Biomaterials*, 1995, 16: 987-992.
106. Sheiko N, Kekicheff P, Marie P, Schmutz M, Jacomine L, Perrin-Schmitt F. PEEK (polyether-ether-ketone)-coated nitinol wire: Film stability for biocompatibility applications. *Applied Surface Science*, 2016, 389: 651-665.
107. Katzer A, Marquardt H, Westendorf J, Wening J, Von Foerster G. Polyetheretherketone—cytotoxicity and mutagenicity in vitro. *Biomaterials*, 2002, 23: 1749-1759.
108. 10993-10 I. Biological evaluation of medical devices — Part 10 ISO (International Organization for Standardization). 1995.
109. Külünk T, Külünk Ş, Saraç D. Diş Hekimliği Uygulamalarında Polietereterketon. *Türkiye Klinikleri Prosthodontics-Special Topics*, 2017, 3: 175-183.
110. Sinha N, Gupta N, Reddy KM, Shastry Y. Versatility of PEEK as a fixed partial denture framework. *The Journal of the Indian Prosthodontic Society*, 2017, 17: 80.
111. AL-Rabab'ah M, Hamadneh W, Alsalem I, Khraisat A, Abu Karaky A. Use of High Performance Polymers as Dental Implant Abutments and Frameworks: A Case Series Report. *Journal of Prosthodontics-Implant Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 2019, 28: 365-372.
112. Costa-Palau S, Torrents-Nicolas J, Brufau-de Barbera M, Cabratosa-Termes J. Use of Polyetheretherketone in the Fabrication of a Maxillary Obturator Prosthesis: A Clinical Report. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2014, 112: 680-682.

113. Tauffall S, Eichberger M, Schmidlin PR, Stawarczyk B. Fracture load and failure types of different veneered polyetheretherketone fixed dental prostheses. *Clin Oral Investig*, 2016, 20: 2493-2500.
114. Kern M, Lehmann F. Influence of surface conditioning on bonding to polyetheretherketone (PEEK). *Dent Mater*, 2012, 28: 1280-1283.
115. Schmidlin PR, Stawarczyk B, Wieland M, Attin T, Hammerle CH, Fischer J. Effect of different surface pre-treatments and luting materials on shear bond strength to PEEK. *Dent Mater*, 2010, 26: 553-559.
116. Ates SM, Caglar I, Duymus ZY. The effect of different surface pretreatments on the bond strength of veneering resin to polyetheretherketone. *Journal of Adhesion Science and Technology*, 2018, 32: 2220-2231.
117. Öztürk O. Farklı Yüzey İşlemleri ve Adeziv Tiplerinin, PEEK (Polietereeterketon) Postların Bağlanma Dayanımına Olan Etkisinin İncelenmesi. Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Malatya: İnönü Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, 2019.
118. Bakar MA, Cheang P, Khor K. Mechanical properties of injection molded hydroxyapatite-polyetheretherketone biocomposites. *Composites Science Technology* 2003, 63: 421-425.
119. Alla RK. *Restorative Materials: Composite Resins,(In) Dental Materials Science*. Baskı. New Delhi, India, 2013.
120. Zeynep Tural IY, Erman Tuncer, Dergisi AÜDHF, Cilt 10 SS-. Dental Seramiğin Tarihsel Gelişimi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2015, 10.
121. Shillingburg HT HS, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. All ceramic restorations *Fundamentals of Fixed Prosthodontics.*, 1997: 433-455.
122. Van Noort R. Introduction to Dental Materials.“2nd Ed.”. *St. Louis: Mosby, Chapters*, 2002, 1: 231-246.
123. Blatz MB. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. *Quintessence International*, 2002, 33: 415-426.
124. Sayan M. Farklı Solüsyonlara Daldırılan Geleneksel Kompozitler ile CAD/CAM Kompozit Blokların Renk Değişimlerinin Değerlendirilmesi. Diş Hastalıkları Tedavisi A.b.d. Diyarbakır: Dicle Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2018.
125. Hickel R, Dasch W, Janda R, Tyas M, Anusavice K. New direct restorative materials. FDI Commission Project. *Int Dent J*, 1998, 48: 3-16.
126. Altun C. Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler. *Gülhane Tıp Dergisi*, 2005, 47: 77-82.
127. Fasbinder DJ. Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent*, 2010, 31: 702-704, 706, 708-709.
128. Höland W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress® 2 and the IPS Empress® glass-ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, The Australian Society for Biomaterials, The Korean Society for Biomaterials* 2000, 53: 297-303.
129. Bindl A, Mormann WH. Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. *J Oral Rehabil*, 2005, 32: 441-447.
130. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent*, 1989, 62: 405-408.
131. Toman M, Toksavul S, Artunc C, Turkun M, Schmager P, Nergiz I. Influence of luting agent on the microleakage of all-ceramic crowns. *J Adhes Dent*, 2007, 9: 39-47.
132. Yeo IS, Yang JH, Lee JB. In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent*, 2003, 90: 459-464.

133. Asavapanumas C, Leevailoj C. The Influence of Finish Line Curvature on the Marginal Gap Width of Ceramic Copings. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2013, 109: 227-233.
134. Groten M, Axmann D, Probst L, Weber H. Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in-vitro testing. *J Prosthet Dent*, 2000, 83: 40-49.
135. Laurent M, Scheer P, Dejou J, Laborde G. Clinical evaluation of the marginal fit of cast crowns—validation of the silicone replica method. *Journal of oral rehabilitation*, 2008, 35: 116-122.
136. Ushiwata O, de Moraes JV. Method for marginal measurements of restorations: accessory device for toolmakers microscope. *J Prosthet Dent*, 2000, 83: 362-366.
137. Jemt T, Lie A. Accuracy of implant-supported prostheses in the edentulous jaw. Analysis of precision of fit between cast gold-alloy frameworks and master casts by means of a three-dimensional photogrammetric technique. *Clinical Oral Implants Research*, 1995, 6: 172-180.
138. Kan JY, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent*, 1999, 81: 7-13.
139. Yanase R BP, Jemt T, Gulbransen H, Parel S. Current issue form. How do you test a cast framework for a full arch fixed implant supported prosthesis? *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1994, 9: 471-474.
140. Balkaya MC, Cinar A, Pamuk S. Influence of firing cycles on the margin distortion of 3 all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent*, 2005, 93: 346-355.
141. Luthardt RG, Bornemann G, Lemelson S, Walter MH, Huls A. An innovative method for evaluation of the 3-D internal fit of CAD/CAM crowns fabricated after direct optical versus indirect laser scan digitizing. *Int J Prosthodont*, 2004, 17: 680-685.
142. Lee KB, Park CW, Kim KH, Kwon TY. Marginal and internal fit of all-ceramic crowns fabricated with two different CAD/CAM systems. *Dent Mater J*, 2008, 27: 422-426.
143. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *International Journal of Oral Maxillofacial Implants* 1991, 6.
144. Tan KB, Rubenstein JE, Nicholls JI, Yuodelis RA. Three-dimensional analysis of the casting accuracy of one-piece, osseointegrated implant-retained prostheses. *Int J Prosthodont*, 1993, 6: 346-363.
145. Stappert CF, Dai M, Chitmongkolsuk S, Gerds T, Strub JR. Marginal adaptation of three-unit fixed partial dentures constructed from pressed ceramic systems. *Br Dent J*, 2004, 196: 766-770; discussion 760, quiz 780.
146. Molin M, Karlsson S. The fit of gold inlays and three ceramic inlay systems. A clinical and in vitro study. *Acta Odontol Scand*, 1993, 51: 201-206.
147. Boening KW, Wolf BH, Schmidt AE, Kastner K, Walter MH. Clinical fit of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent*, 2000, 84: 419-424.
148. Kokubo Y, Ohkubo C, Tsumita M, Miyashita A, Von Steyern PV, Fukushima S. Clinical marginal and internal gaps of Procera AllCeram crowns. *Journal of oral rehabilitation*, 2005, 32: 526-530.
149. e Silva JSA, Erdelt K, Edelhoff D, Araújo É, Stimmelmayer M, Vieira LCC, Güth J-F. Marginal and internal fit of four-unit zirconia fixed dental prostheses based on digital and conventional impression techniques. *Clinical oral investigations*, 2014, 18: 515-523.

150. Pjetursson BE, Thoma D, Jung R, Zwahlen M, Zembic A. A systematic review of the survival and complication rates of implant-supported fixed dental prostheses (FDP s) after a mean observation period of at least 5 years. *Clinical Oral Implants Research*, 2012, 23: 22-38.
151. Al-Omari WM, Shadid R, Abu-Naba'a L, El Masoud B. Porcelain fracture resistance of screw-retained, cement-retained, and screw-cement-retained implant-supported metal ceramic posterior crowns. *J Prosthodont*, 2010, 19: 263-273.
152. Akcin ET, Guncu MB, Aktas G, Aslan Y. Effect of manufacturing techniques on the marginal and internal fit of cobalt-chromium implant-supported multiunit frameworks. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2018, 120: 715-720.
153. Arezoobakhsh A, Shayegh SS, Ghomi AJ, Hakimaneh SMR. Comparison of marginal and internal fit of 3-unit zirconia frameworks fabricated with CAD-CAM technology using direct and indirect digital scans. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2020, 123: 105-112.
154. Revilla-León M, Methani MM, Morton D, Zandinejad A. Internal and marginal discrepancies associated with stereolithography (SLA) additively manufactured zirconia crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2020.
155. Liu W, Qing H, Pei X, Wang J. Internal adaptation of cobalt-chromium posts fabricated by selective laser melting technology. *J Prosthet Dent*, 2019, 121: 455-460.
156. Benic GI, Sailer I, Zeltner M, Gutermann JN, Ozcan M, Muhlemann S. Randomized controlled clinical trial of digital and conventional workflows for the fabrication of zirconia-ceramic fixed partial dentures. Part III: Marginal and internal fit. *J Prosthet Dent*, 2019, 121: 426-431.
157. Kim SS, Jeong JH, Lee JI, Cho HW. Effect of digital scans on marginal and internal discrepancies of zirconia crowns. *J Prosthet Dent*, 2019.
158. Nesse H, Ulstein DM, Vaage MM, Oilo M. Internal and marginal fit of cobalt-chromium fixed dental prostheses fabricated with 3 different techniques. *J Prosthet Dent*, 2015, 114: 686-692.
159. Kim EH, Lee DH, Kwon SM, Kwon TY. A microcomputed tomography evaluation of the marginal fit of cobalt-chromium alloy copings fabricated by new manufacturing techniques and alloy systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2017, 117: 393-399.
160. Han HS, Yang HS, Lim HP, Park YJ. Marginal Accuracy and Internal Fit of Machine-Milled and Cast Titanium Crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2011, 106: 191-197.
161. Farjood E, Vojdani M, Torabi K, Khaledi AAR. Marginal and internal fit of metal copings fabricated with rapid prototyping and conventional waxing. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2017, 117: 164-170.
162. Heintze SD. Crown pull-off test (crown retention test) to evaluate the bonding effectiveness of luting agents. *Dental Materials*, 2010, 26: 193-206.
163. Anusavice K, Kakar K, Ferree N. Which mechanical and physical testing methods are relevant for predicting the clinical performance of ceramic-based dental prostheses? *Clinical Oral Implants Research*, 2007, 18: 218-231.
164. Gemalmaz D, Ozcan M, Alkumru HN. A clinical evaluation of ceramic inlays bonded with different luting agents. *J Adhes Dent*, 2001, 3: 273-283.
165. Hong MH, Min BK, Lee DH, Kwon TY. Marginal fit of metal-ceramic crowns fabricated by using a casting and two selective laser melting processes before and after ceramic firing. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2019, 122: 475-481.

166. Wang W, Chang J, Wang HM, Gu XH. Effects of precementation on minimizing residual cement around the marginal area of dental implants. *J Prosthet Dent*, 2020, 123: 622-629.
167. Ates SM, Yesil Duymus Z. Influence of Tooth Preparation Design on Fitting Accuracy of CAD-CAM Based Restorations. *J Esthet Restor Dent*, 2016, 28: 238-246.
168. Kaleli N, Ural C, Ozkoylu G, Duran I. Effect of layer thickness on the marginal and internal adaptation of laser-sintered metal frameworks. *J Prosthet Dent*, 2019, 121: 922-928.
169. Wang W, Sun J. Dimensional accuracy and clinical adaptation of ceramic crowns fabricated with the stereolithography technique. *J Prosthet Dent*, 2020.
170. Bayramoglu E, Ozkan YK, Yildiz C. Comparison of marginal and internal fit of press-on-metal and conventional ceramic systems for three- and four-unit implant-supported partial fixed dental prostheses: An in vitro study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2015, 114: 52-58.
171. Park JY, Jeong ID, Lee JJ, Bae SY, Kim JH, Kim WC. In vitro assessment of the marginal and internal fits of interim implant restorations fabricated with different methods. *J Prosthet Dent*, 2016, 116: 536-542.
172. Pasali B, Sarac D, Kaleli N, Sarac YS. Evaluation of marginal fit of single implant-supported metal-ceramic crowns prepared by using presintered metal blocks. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2018, 119: 257-262.
173. Euan R, Figueras-Alvarez O, Cabratosa-Termes J, Brufau-de Barbera M, Gomes-Azevedo S. Comparison of the Marginal Adaptation of Zirconium Dioxide Crowns in Preparations with Two Different Finish Lines. *Journal of Prosthodontics-Implant Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 2012, 21: 291-295.
174. Att W, Komine F, Gerds T, Strub JR. Marginal Adaptation of Three Different Zirconium Dioxide Three-Unit Fixed Dental Prostheses. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2009, 101: 239-247.
175. Hadi A-M, Yilmaz B, McGlumphy E, Brantley WA, Johnston WM. Distortion of CAD-CAM-fabricated implant-fixed titanium and zirconia complete dental prosthesis frameworks. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2018, 119: 116-123.
176. Kahramanoglu E, Kulak-Ozkan Y. Marginal and Internal Adaptation of Different Superstructure and Abutment Materials Using Two Different Implant Systems for Five-Unit Implant-Supported Fixed Partial Dentures: An In Vitro Study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2013, 28: 1207-1216.
177. Al-Rabab'ah M, Macfarlane T, McCord JF. Vertical marginal and internal adaptation of all-ceramic copings made by CAD/CAM technology. *The European journal of prosthodontics restorative dentistry* 2008, 16: 109-115.
178. Komine F, Iwai T, Kobayashi K, Matsumura H. Marginal and internal adaptation of zirconium dioxide ceramic copings and crowns with different finish line designs. *Dental Materials Journal*, 2007, 26: 659-664.
179. Iwai T, Komine F, Kobayashi K, Saito A, Matsumura H. Influence of convergence angle and cement space on adaptation of zirconium dioxide ceramic copings. *Acta Odontologica Scandinavica*, 2008, 66: 214-218.
180. Beschnidt SM, Strub JR. Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. *J Oral Rehabil*, 1999, 26: 582-593.
181. Beuer F, Aggstaller H, Edelhoff D, Gernet W, Sorensen J. Marginal and internal fits of fixed dental prostheses zirconia retainers. *Dent Mater*, 2009, 25: 94-102.

182. Tamac E, Toksavul S, Toman M. Clinical marginal and internal adaptation of CAD/CAM milling, laser sintering, and cast metal ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, 2014, 112: 909-913.
183. Homsy FR, Ozcan M, Khoury M, Majzoub ZAK. Marginal and internal fit of pressed lithium disilicate inlays fabricated with milling, 3D printing, and conventional technologies. *J Prosthet Dent*, 2018, 119: 783-790.
184. Att W, Hoischen T, Gerds T, Strub JR. Marginal adaptation of all-ceramic crowns on implant abutments. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2008, 10: 218-225.
185. Piemjai MM. Effect of seating force, margin design, and cement on marginal seal and retention of complete metal crowns. *International Journal of Prosthodontics*, 2001, 14: 412-416.
186. Weaver JD, Johnson GH, Bales DJ. Marginal adaptation of castable ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, 1991, 66: 747-753.
187. Bhowmik H, Parkhedkar R. A comparison of marginal fit of glass infiltrated alumina copings fabricated using two different techniques and the effect of firing cycles over them. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 2011, 3: 196-203.
188. Shokry TE, Attia M, Mosleh I, Elhosary M, Hamza T, Shen C. Effect of metal selection and porcelain firing on the marginal accuracy of titanium-based metal ceramic restorations. *J Prosthet Dent*, 2010, 103: 45-52.
189. Mously HA, Finkelman M, Zandparsa R, Hirayama H. Marginal and Internal Adaptation of Ceramic Crown Restorations Fabricated with Cad/Cam Technology and the Heat-Press Technique. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2014, 112: 249-256.
190. Yildirim G, Uzun IH, Keles A. Evaluation of marginal and internal adaptation of hybrid and nanoceramic systems with microcomputed tomography: An in vitro study. *J Prosthet Dent*, 2017, 118: 200-207.
191. Martins LM, Lorenzoni FC, Melo AO, Silva LM, Oliveira JL, Oliveira PC, Bonfante G. Internal fit of two all-ceramic systems and metal-ceramic crowns. *J Appl Oral Sci*, 2012, 20: 235-240.
192. Witkowski S, Komine F, Gerds T. Marginal accuracy of titanium copings fabricated by casting and CAD/CAM techniques. *J Prosthet Dent*, 2006, 96: 47-52.
193. Saber FS, Abolfazli N, Mahboub F, Razavi FE. The effect of occlusal surface relief of dies on marginal adaptation of metal-ceramic casting copings. *J Prosthodont*, 2013, 22: 287-291.
194. Colpani JT, Borba M, Della Bona A. Evaluation of marginal and internal fit of ceramic crown copings. *Dent Mater*, 2013, 29: 174-180.
195. Abbate MF, Tjan AHL, Fox WM. Comparison of the Marginal Fit of Various Ceramic Crown Systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1989, 61: 527-531.
196. Suarez MJ, Gonzalez de Villaumbrosia P, Pradies G, Lozano JF. Comparison of the marginal fit of Procera AllCeram crowns with two finish lines. *Int J Prosthodont*, 2003, 16: 229-232.
197. Ural Ç. Beş farklı seramik restorasyon yapım yönteminde marjinal uyumların in-vitro olarak değerlendirilmesi. Ondokuz Mayıs Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi AnaBilim Dalı. Protetik Diş Tedavisi. Samsun: 19 Mayıs Üniversitesi, 2006.
198. Wolfart S, Wegner SM, Al-Halabi A, Kern M. Clinical evaluation of marginal fit of a new experimental all-ceramic system before and after cementation. *International Journal of Prosthodontics*, 2003, 16: 587-592.
199. Comlekoglu M, Dundar M, Ozcan M, Gungor M, Gokce B, Artunc C. Influence of cervical finish line type on the marginal adaptation of zirconia ceramic crowns. *Oper Dent*, 2009, 34: 586-592.

200. McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J*, 1971, 131: 107-111.
201. Byrne G, Goodacre CJ, Dykema RW, Moore BK. Casting accuracy of high-palladium alloys. *J Prosthet Dent*, 1986, 55: 297-301.
202. May KB, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR. Precision of fit: the Procera AllCeram crown. *J Prosthet Dent*, 1998, 80: 394-404.
203. Christensen GJ. Marginal fit of gold inlay castings. *J Prosthet Dent*, 1966, 16: 297-305.
204. Kohorst P, Brinkmann H, Li J, Borchers L, Stiesch M. Marginal accuracy of four-unit zirconia fixed dental prostheses fabricated using different computer-aided design/computer-aided manufacturing systems. *European Journal of Oral Sciences*, 2009, 117: 319-325.
205. Ganz SD, Desai N, Weiner S. Marginal integrity of direct and indirect castings for implant abutments. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2006, 21: 593-599.
206. Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P. Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *Eur J Oral Sci*, 2005, 113: 174-179.
207. Hunter AJ, Hunter AR. Gingival margins for crowns: a review and discussion. Part II: Discrepancies and configurations. *J Prosthet Dent*, 1990, 64: 636-642.
208. Contrepolis M, Soenen A, Bartala M, Laviole O. Marginal adaptation of ceramic crowns: a systematic review. *J Prosthet Dent*, 2013, 110: 447-454 e410.
209. Kious AR, Roberts HW, Brackett WW. Film thicknesses of recently introduced luting cements. *J Prosthet Dent*, 2009, 101: 189-192.
210. Alkumru H, Hullah WR, Marquis PM, Wilson HJ. Factors affecting the fit of porcelain jacket crowns. *Br Dent J*, 1988, 164: 39-43.
211. Dahl BE, Ronold HJ, Dahl JE. Internal fit of single crowns produced by CAD-CAM and lost-wax metal casting technique assessed by the triple-scan protocol. *J Prosthet Dent*, 2017, 117: 400-404.
212. Nakamura T, Dei N, Kojima T, Wakabayashi K. Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD/CAM all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*, 2003, 16: 244-248.
213. De Jager N, Pallav P, Feilzer AJ. The apparent increase of the Young's modulus in thin cement layers. *Dent Mater*, 2004, 20: 457-462.
214. Yildirim B. Effect of porcelain firing and cementation on the marginal fit of implant-supported metal-ceramic restorations fabricated by additive or subtractive manufacturing methods. *J Prosthet Dent*, 2020.
215. Leong D, Chai J, Lautenschlager E, Gilbert J. Marginal fit of machine-milled titanium and cast titanium single crowns. *International Journal of Prosthodontics*, 1994, 7.
216. de França DGB, Morais MHS, das Neves FD, Barbosa GA. Influence of CAD/CAM on the fit accuracy of implant-supported zirconia and cobalt-chromium fixed dental prostheses. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2015, 113: 22-28.
217. Araújo GMd, França DGBd, Silva Neto JP, Barbosa GAS. Passivity of conventional and CAD/CAM fabricated implant frameworks. *Brazilian dental journal*, 2015, 26: 277-283.
218. Çavdarlı K. Farklı döküm yöntemleri ve alaşımlar kullanılarak elde edilen kuron restorasyonların marjinal uyumlarının karşılaştırılması. SDÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2013.

219. Pompa G, Di Carlo S, De Angelis F, Cristalli MP, Annibali S. Comparison of Conventional Methods and Laser-Assisted Rapid Prototyping for Manufacturing Fixed Dental Prostheses: An In Vitro Study. *Biomed Res Int*, 2015, 2015: 318097.
220. Tan PL, Gratton DG, Diaz-Arnold AM, Holmes DC. An in vitro comparison of vertical marginal gaps of CAD/CAM titanium and conventional cast restorations. *J Prosthodont*, 2008, 17: 378-383.
221. Bousnaki M, Chatziparaskeva M, Bakopoulou A, Pissiotis A, Koidis P. Variables affecting the fit of zirconia fixed partial dentures: A systematic review. *J Prosthet Dent*, 2020, 123: 686-692 e688.
222. Yavuzylmaz H. Metal destekli estetik (veneer-kaplama) kronlar. Protetik Diş Tedavisi. Ankara: Gazi Üniversitesi, 1996.
223. Park JK, Lee WS, Kim HY, Kim WC, Kim JH. Accuracy evaluation of metal copings fabricated by computer-aided milling and direct metal laser sintering systems. *J Adv Prosthodont*, 2015, 7: 122-128.
224. Daou EE, Ounsi H, Ozcan M, Husain NA, Salameh Z. Marginal and internal fit of pre-sintered Co-Cr and zirconia 3-unit fixed dental prostheses as measured using microcomputed tomography. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2018, 120: 409-414.
225. Gurel K, Toksavul S, Toman M, Tamac E. In vitro marginal and internal adaptation of metal-ceramic crowns with cobalt-chrome and titanium framework fabricated with CAD/CAM and casting technique. *Nigerian Journal of Clinical Practice*, 2019, 22: 812-816.
226. Suzuki S, Katsuta Y, Ueda K, Watanabe F. Marginal and internal fit of three-unit zirconia fixed dental prostheses: Effects of prosthesis design, cement space, and zirconia type. *J Prosthodont Res*, 2020, 64: 460-467.
227. Abduo J, Lyons K, Waddell N, Bennani V, Swain M. A comparison of fit of CNC-milled titanium and zirconia frameworks to implants. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2012, 14 Suppl 1: e20-29.
228. Romeo E, Iorio M, Storelli S, Camandona M, Abati S. Marginal adaptation of full-coverage CAD/CAM restorations: in vitro study using a non-destructive method. *Minerva Stomatol*, 2009, 58: 61-72.
229. Gültekin P, Gültekin P, Şen D, Aydın M. Farklı Sistem Ve Materyallerle Üretilen Zirkonya Altyapıların Kenar Uyumlarının Karşılaştırılması. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*, 2013, 47: 28-37.
230. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent*, 2007, 98: 389-404.
231. Katsoulis J, Mericske-Stern R, Rotkina L, Zbären C, Enkling N, Blatz MB. 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*, 2014, 25: 165-174.
232. Abdullah AO, Tsitrou EA, Pollington S. Comparative in vitro evaluation of CAD/CAM vs conventional provisional crowns. *J Appl Oral Sci*, 2016, 24: 258-263.
233. Ueda K, Beuer F, Stimmelmayer M, Erdelt K, Keul C, Guth JF. Fit of 4-unit FDPs from CoCr and zirconia after conventional and digital impressions. *Clin Oral Investig*, 2016, 20: 283-289.
234. Prasad R, Al-Kheraif AA. Three-Dimensional Accuracy of CAD/CAM Titanium and Ceramic Superstructures for Implant Abutments Using Spiral Scan Microtomography. *International Journal of Prosthodontics*, 2013, 26: 451-457.
235. Keul C, Stawarczyk B, Erdelt K-J, Beuer F, Edelhoff D, Güth J-F. Fit of 4-unit FDPs made of zirconia and CoCr-alloy after chairside and labside digitalization—a laboratory study. *Dental Materials*, 2014, 30: 400-407.

236. Quinn JB, Sundar V, Lloyd IK. Influence of microstructure and chemistry on the fracture toughness of dental ceramics. *Dental Materials*, 2003, 19: 603-611.
237. Green S, Schlegel J. A polyaryletherketone biomaterial for use in medical implant applications. *Polym for the Med Ind Proc, Brussels*, 2001: 14-15.
238. Bechir ES, Bechir A, Gioga C, Manu R, Burcea A, Dascalu IT. The Advantages of BioHPP Polymer as Superstructure Material in Oral Implantology. *Materiale Plastice*, 2016, 53: 394-398.
239. Cavalli V, Giannini M, Carvalho RM. Effect of carbamide peroxide bleaching agents on tensile strength of human enamel. *Dent Mater*, 2004, 20: 733-739.
240. Tekin S, Deger Y, Demirci F. Evaluation of the Use of PEEK Material in Implant-Supported Fixed Restorations by Finite Element Analysis. *Nigerian Journal of Clinical Practice*, 2019, 22: 1252-1258.
241. Schubert O, Reitmaier J, Schweiger J, Erdelt K, Guth JF. Retentive force of PEEK secondary crowns on zirconia primary crowns over time. *Clin Oral Investig*, 2019, 23: 2331-2338.
242. Tsuka H, Morita K, Kato K, Kimura H, Abekura H, Hirata I, Kato K, Tsuga K. Effect of laser groove treatment on shear bond strength of resin-based luting agent to polyetheretherketone (PEEK). *J Prosthodont Res*, 2019, 63: 52-57.
243. Gassino G, Barone Monfrin S, Scanu M, Spina G, Preti G. Marginal adaptation of fixed prosthodontics: a new in vitro 360-degree external examination procedure. *Int J Prosthodont*, 2004, 17: 218-223.

EKLER

EK-1 ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler	
Adı Soyadı	: Özlem KAYIKÇI
Doğum tarihi	: 16.09.1991
Doğum yeri	: Trabzon
Medeni hali	: Bekar
Uyruğu	: T.C.
Adres	: Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, 53100, Rize
Tel	: 0464 222 00 00 - 01
Faks	: 0464 222 00 02
Email	: ozlem.kayikci@erdogan.edu.tr
Eğitim	
Lise	: Kanuni Anadolu Lisesi (2005-2009)
Lisans	: Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi (2010-2015)
Uzmanlık	: Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı (2017-2020)
Yabancı Dil Bilgisi	
İngilizce	