

**T.C.
ERCIYES ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**İMLANT ÜSTÜ DAYANAKLARDA FARKLI KOPİNG ÜRETİM
TEKNİKLERİNİN KRON TUTUCULUĞUNA VE MARJİNAL
UYUMA ETKİSİ: İN VİTRO ÇALIŞMA**

**Hazırlayan
Hayriye ŞENTÜRK ÇEŞMECİ**

**Danışman
Doç. Dr. Hasan Önder GÜMÜŞ**

Doktora Tezi

**Temmuz 2015
KAYSERİ**

**T.C.
ERCIYES ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**İMLANT ÜSTÜ DAYANAKLARDA FARKLI KOPİNG ÜRETİM
TEKNİKLERİNİN KRON TUTUCULUĞUNA VE MARJİNAL
UYUMA ETKİSİ: İN VİTRO ÇALIŞMA**

**Hazırlayan
Hayriye ŞENTÜRK ÇEŞMECİ**

**Danışman
Doç. Dr. Hasan Önder GÜMÜŞ**

**Bu çalışma; Erciyes Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi
Tarafından TDK-2014-4832 kodlu proje ile desteklenmiştir.**

**Temmuz 2015
KAYSERİ**

BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK

Bu çalışmadaki tüm bilgilerin, akademik ve etik kurallara uygun bir şekilde elde edildiğini beyan ederim. Aynı zamanda bu kural ve davranışların gerektirdiği gibi, bu çalışmadaki tüm materyalleri ve elde edilen sonuçları tam olarak aktardığımı ve referans gösterdiğimi belirtirim.

Adı Soyadı: Hayriye ŞENTÜRK ÇEŞMECİ

İmza:

YÖNERGEYE UYGUNLUK ONAYI

“İmplant Üstü Dayanaklarda Farklı Koping Üretim Tekniklerinin Kron Tutuculuğuna ve Marjinal Uyuma Etkisi: in Vitro Çalışma ” adlı **Doktora Tezi**, Erciyes Üniversitesi Lisansüstü Tez Önerisi ve Tez Yazma Yönergesi’ne uygun olarak hazırlanmıştır.

Hazırlayan**Hayriye ŞENTÜRK ÇEŞMECİ****Danışman****Doç. Dr. Hasan Önder GÜMÜŞ****Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı****Prof. Dr. Bülent KESİM**

Doç. Dr. Hasan Önder GÜMÜŞ danışmanlığında **Dt. Hayriye ŞENTÜRK ÇEŞMECİ** tarafından hazırlanan “**İmplant Üstü Dayanaklarda Farklı Koping Üretim Tekniklerinin Kron Tutuculuğuna ve Marjinal Uyuma Etkisi: in Vitro Çalışma** ” adlı bu çalışma jürimiz tarafından Erciyes Üniversitesi Sağlık Bilimler Enstitüsü **Protetik Diş Tedavisi** Anabilim Dalından **Doktora** tezi olarak kabul edilmiştir.

29/ 07 / 2015

JÜRİ**İmza**

Üye : Prof. Dr. Bülent KESİM (Protetik Diş Tedavisi A.D.)

Üye : Doç. Dr. Erdem KILIÇ (Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi A.D.)

Üye : Doç. Dr. Koray SOYGUN
(Cumhuriyet Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi A.D.)

Danışman : Doç. Dr. Hasan Önder GÜMÜŞ (Protetik Diş Tedavisi A.D.)

Üye : Yrd.Doç. Dr. İsmail Hakkı UZUN
(İnönü Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi A.D.)

ONAY

Bu tezin kabulü Enstitü Yönetim Kurulunun .../.../... tarih ve sayılı kararı ile onaylanmıştır.

.../.../....

Prof. Dr. Saim ÖZDAMAR
Enstitü Müdürü

TEŞEKKÜR

Doktora eğitim süresince ve tezimin hazırlanması sırasında bilgi ve tecrübelerini esirgemeyen, sabır ve anlayışıyla bana her zaman destek olan Sayın Hocam ve danışmanım Doç. Dr. Hasan Önder GÜMÜŞ'e,

Bigi ve tecrübelerini doktora eğitimim süresince paylaştan başta kürsümüz öğretim üyeleri Prof. Dr. Bülent KESİM, Doç. Dr. Mustafa ZORTUK, Doç. Dr. Ayşegül GÜLERYÜZ GÜRBULAK, Doç. Dr. Kerem KILIÇ, Yrd. Doç. Dr. Halil İbrahim KILINÇ olmak üzere Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim Üyelerine,

Birlikte huzurlu bir çalışma ortamı bulduğum tüm asistan arkadaşlarıma ve Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.D. personeline,

Tez çalışmamdaki katkılarından dolayı Doç. Dr. Fehmi NAİR 'e

Tüm yaşamımda sevgi ve destekleriyle yanımda olan, özveri ve sabırla beni yetiştirerek bugünlere gelmemi sağlayan, sevgili annem, babam ve kardeşime,

Hayatı yaşanılır kılan canım kızım Özge Defne ÇEŞMECİ'ye ve sevgili eşim Enver ÇEŞMECİ'ye çok teşekkür ederim.

Bu tez babam **Fikret ŞENTÜRK**'e ithafen yazılmıştır.

İMLANT ÜSTÜ DAYANAKLARDA FARKLI KOPİNG ÜRETİM TEKNİKLERİNİN KRON TUTUCULUĞUNA VE MARJİNAL UYUMA ETKİSİ: İN VİTRO ÇALIŞMA

Hayriye ŞENTÜRK ÇEŞMECİ

Erciyes Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Doktora Tezi, Temmuz 2015

Danışman: Doç. Dr. Hasan Önder GÜMÜŞ

KISA ÖZET

İmplant destekli simante kron protezlerin uzun dönem tedavi başarısını belirleyen başlıca etkenler kenar uyumu ve pasif uyumdur. Çalışmamızın amacı farklı döküm kron üretim tekniklerinin kenar uyumu ve pasif uyumun bir göstergesi olan tutuculuk açısından karşılaştırılarak ideal kron altyapı üretim tekniğinin belirlenmesidir. Çalışmamızda implant destekli sabit protez metal altyapı üretiminde 4 farklı üretim tekniği ve 2 farklı implant markası karşılaştırılmıştır. Straumann koping, İmpliance koping, İmpliance CAD/CAM freze, İmpliance SLA ve İmpliance modelaj olmak üzere 5 grup oluşturuldu. Her grupta 10'ar adet olmak (n=10) üzere toplam 50 adet metal kron alt yapısı hazırlandı. Hazırlanan metal kron altyapıların dikey kenar aralığı ışık mikroskobu yardımı ile ölçüldü. Takiben örneklerle simantasyon ve ısıl döngü işlemleri uygulandı ve sonrasında kenar aralığı ölçümü tekrarlandı. Her gruptan 1 adet örnek tarayıcı elektron mikroskobu analizi için ayrıldı ve kesitsel incelemeye tabi tutuldu. Kalan 45 örneğe tutuculuk testi uygulandı.

Çalışmamızda yer alan gruplar içinde en düşük kenar aralığı değeri Straumann koping grubunda (88,54 - 97,48 µm) tespit edilirken en yüksek kenar aralığı değeri İmpliance modelaj grubunda (186,27 -200,58 µm) gözlenmiştir. Farklı implant sistemlerinin kenar aralığına etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (p>0,05). Bütün gruplarda simantasyon ve ısıl döngü işlemleri öncesi ve sonrası kenar aralığı değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bir artış olarak tespit edilmiştir (p<0,0001). Gruplar arası tutuculuk değerleri için en yüksek değer Straumann Koping grubunda en düşük değer İmpliance Stereolitografi grubunda gözlenmiştir. Tarayıcı elektron mikroskobu gözleminde okluzal siman aralığı en yüksek koping gruplarında gözlenirken en düşük okluzal siman aralığı İmpliance modelaj grubunda izlenmiştir.

Anahtar Kelimeler: implant, dayanak, koping üretimi, kenar uyumu, tutuculuk.

**EFFECT OF DIFFERENT COPING PRODUCTION TECHNIQUES ON
RETENTION AND MARGINAL FIT OF IMPLANT SUPPORTED CROWNS:
AN IN VITRO STUDY**

Hayriye SENTURK CESMECI

Erciyes University, Graduate School of Health Sciences

Department of Prosthodontics

PhD Thesis, July 2015

Supervisor: Asst. Prof. Hasan Onder GUMUS

ABSTRACT

The main factors that determine the long-term treatment success of the implant-supported cemented crowns prosthesis are marginal fit and passive fit. The aim of this study is to evaluate marginal fit and retention of cast crown copings in different production techniques to determine the optimal production technique. In our study, we compared four different coping production techniques in implant-supported fixed prostheses and two different implant brands. Our study consists of five groups including Straumann coping, Implant coping, Implant CAD/CAM milling, Implant Stereolithography and Implant Waxing. There were 50 metal crown copings which were divided equally into five groups ($n = 10$). Vertical marginal gaps of the prepared metal crown copings were measured with the aid of a light microscope. Vertical marginal gaps of the prepared metal crown copings re-measured following cementation and thermal cycling process. One sample from each group was selected randomly for scanning electron microscopy analysis and was subjected to cross-sectional views. Retention test was performed on remaining 45 samples.

The lowest vertical marginal gap value was observed in Straumann coping group (88.54 - 97.48 μm) while the highest marginal gap was observed in Implant Waxing group (186,27 -200,58 μm). There was no statistically significant effect of different implant systems in terms of marginal gap results ($p>0.05$). There were statistically significant increase in marginal gap values after cementation and thermal cycles in all groups ($p < 0.0001$). The highest retention value was measured in Straumann Koping group while the lowest was measured in Implant Stereolithography group. The highest occlusal cement gap value were observed in coping groups while the lowest was observed in Implant Waxing group in scanning electron microscopy analysis.

Keywords: implant, abutment, coping production, marginal fit, retention.

İÇİNDEKİLER

İÇ KAPAK.....	i
BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK SAYFASI	ii
YÖNERGEYE UYGUNLUK ONAYI.....	iii
KABUL VE ONAY SAYFASI.....	iv
TEŞEKKÜR	v
KISA ÖZET.....	vi
ABSTRACT	vii
İÇİNDEKİLER.....	viii
KISALTMALAR VE SİMGELER.....	xii
TABLolar LİSTESİ	xiv
ŞEKİLLER LİSTESİ	xv
1. GİRİŞ ve AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. PROTETİK TEDAVİ.....	3
2.2. DENTAL İMPLANTLAR:	3
2.3. İMPLANT DESTEKLİ PROTEZLER:.....	4
2.3.1 İmplant Destekli Protetik Restorasyonların Sınıflandırılması:	5
2.4. İMPLANT DESTEKLİ SABİT PROTEZLERDE KULLANILAN MATERİYALLER	8
2.4.1. Metal Desteksiz Porselenler:	8
2.4.2 Metal Destekli Seramikler	9
2.5. İMPLANT ÜSTÜ SABİT PROTEZLERDE METAL ALT YAPI ÜRETİMİ.....	12
2.5.1. Kayıp Mum Tekniği İle Döküm Yöntemi:	13
2.5.2. Dökülebilir Plastik Koping Kullanımı:	16
2.5.3. Ölçü Kopinglerinin Kullanımı.....	19
2.5.4. Modifiye Plastik Plak Tekniği	19
2.5.5. CAD-CAM SİSTEMİ (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing).....	21
2.5.5.1.CAD-CAM Sistemlerini Oluşturan Parçalar	22
2.5.5.1.1. Görüntü Alma	23

2.5.5.1.2. Restorasyonun Tasarımı	23
2.5.5.1.3. Restorasyonun Üretilmesi	25
2.5.5.1.3.1. Eksiltme Yöntemi	26
2.5.5.1.3.2. Ekleme Yöntemi (Tabakalı /Hızlı Üretim Teknolojileri)	30
2.5.6. HIZLI PROTOTİP ÜRETİM TEKNOLOJİLERİ	33
2.5.6.1. STEREOLİTOGRAFI (SLA).....	33
2.5.6.2. Tabakalı Yapıştırılmalı Üretim (Laminated Object Manufacturing -LOM).....	36
2.5.6.3. Selektif Lazer Sinterleme / Ergitme (SLS / SLM)	38
2.5.6.4. Eriyik Biriktirme Modelleme (Fused Deposition Modeling -FDM)......	39
2.5.6.5. Katı Tabaka Kurutma Teknolojisi (Solid Ground Curing -SGC).....	41
2.5.6.6. Üç Boyutlu Baskı.....	42
2.5.7. KOMBİNE SİSTEMLER.....	42
2.6. İMPLANT DESTEKLİ SABİT PROTEZLEDE KENAR UYUMU.....	43
2.6.1. Kenar Uyumunu Etkileyen Faktörler	46
2.6.1.1. Diş Preperasyonunun Kenar Uyumuna Etkisi.....	47
2.6.1.2. Kullanılan Materyalin Kenar Uyumuna Etkisi.....	48
2.6.1.3. Simantasyonun Kenar Uyumuna Etkisi	49
2.6.1.4. Ölçü Alma İşleminin Kenar Uyumuna Etkisi	49
2.6.1.5. Laboratuvar İşlemlerinin Kenar Uyumuna Etkisi	50
2.7 KENAR UYUMUNUN ÖLÇÜLMESİNDE KULLANILAN YÖNTEMLER.....	50
2.7.1. Direkt Gözlem (Direct-view) Tekniği	51
2.7.2. Silikon Replika Tekniği	52
2.7.3. Reçine Replika Tekniği	54
2.7.4. Kesit Alarak Ölçüm Tekniği	54
2.7.5. Üç Boyutlu Yüzey Tarama Cihazları Kullanılarak Yapılan Ölçümler (3D Profilometry).....	54
2.8. İMPLANT DESTEKLİ SABİT PROTEZLERDE TUTUCULUK	55
2.8.1.İmplant Destekli Sabit Protezlerde Tutuculuğu Etkileyen	

Faktörler	55
3.GEREÇ VE YÖNTEM	58
3.1. Kalıp Model Üretimi	59
3.2. Deney Modellerinin Üretilmesi.....	60
3.3. Deney Gruplarının Oluşturulması	62
3.4. Alt Yapı Örneklerinin Üretilmesi.....	63
3.4.1. Straumann Dökülebilir Plastik Koping İle Mum Model Üretimi .	63
3.4.2. İmplant Dökülebilir Plastik Koping İle Mum Model Üretimi ...	64
3.4.3. Geleneksel Mum Modelaj Yöntemi ile Mum Model Üretimi	65
3.4.4. İmplant - Stereolitografi Yöntemi İle Dökülebilir Reçine Model Üretimi	66
3.4.5. İmplant CAD-CAM -Freze Dökülebilir Plastik Model Üretimi	68
3.5. Tüm Gruplarda Kayıp Mum Tekniği ile Metal Döküm Altyapı Üretimi.....	70
3.6.Alt Yapı Örneklerinin Kenar Aralığı Ölçümlerinin Yapılması.....	74
3.7. Alt Yapı Örneklerin Simantasyonu	75
3.8. Isıl Döngü İşlemi	76
3.9. Alt Yapı Örneklerinin Kenar Aralığı Ölçümlerinin Yapılması	77
3.10. Alt Yapı Örneklerinin Tutuculuk Testine Tabi Tutulması	77
3.11. Tarayıcı Elektron Mikroskobu İle Metal Altyapıların İç Uyumlarının Gözlenmesi	78
3.12. İstatistiksel Değerlendirme	79
4.BULGULAR	80
4.1. Kenar Aralığı Bulguları	80
4.1.1 Simantasyon ve Isıl Döngü İşlemleri Öncesi ve Sonrası Kenar Aralığı Bulguları.....	82
4.1.2. Simantasyon ve Isıl Döngü İşlemleri Öncesi Kenar Aralığı Bulgularının Gruplar Arası Karşılaştırılması	85
4.1.3. Simantasyon ve Isıl Döngü İşlemleri Sonrası Kenar Aralığı Bulgularının Gruplar Arası Karşılaştırılması	86
4.2. Tutuculuk Bulguları.....	87
4.2.1. Tutuculuk Bulgularının Gruplara Göre Dağılımı.....	88
4.2.2. Tutuculuk Bulgularının Gruplar Arası Karşılaştırılması	89

4.3. Simantasyon ve Isıl Döngü İşlemleri Öncesi ve Sonrasına ait Kenar Aralığı Değerleri ile Tutuculuk Değerleri Arasındaki İlişkinin Değerlendirilmesi.....	90
4.4. Alt Yapıların Kenar Aralığı Görüntüleri	91
4.5. Tarayıcı Elektron Mikroskobu Bulguları	93
5.TARTIŞMA	96
6.KAYNAKLAR	124
ÖZGEÇMİŞ	

KISALTMALAR VE SİMGELER

3DP:	Three Dimension Printing
ABD:	Amerika Birleşik Devletleri
ADA:	American Dental Association
ANOVA	Analysis of Variance
ASCII	American Standard Code for Information
ASTM :	American Society for Testing and Materials
AuPd :	Altın paladyum
CAD-CAM:	Computer Aided Design-Computer Aided Manufacturing
CNC:	Computer Numerical Control
CoCr:	Kobalt Krom
DMLS:	Direct Metal Laser Sintering
FDM:	Fused Deposition Modeling
HPÜ:	Hızlı Prototip Üretim
ITI:	International Team of Implantology
LOM:	Laminated Object Manufacturing
Mikro BT:	Mikro-Bilgisayarlı Tomografi
NiCr:	NikelKrom
PdAg:	Paladyum gümüş
PKT:	Peter K. Thomas el aletleri
PMMA :	Polimetilmetakrilat
POM:	Polioksimetilen
SEM:	Scanning electron mikroskope
SGC:	Solid Ground Curing
SLA:	Stereolithography Apparatus(Stereolithography)
SLM:	Selective Laser Melting
SLS:	Selective Laser Sintering
STL:	Standard Transformation Language
Ti:	Titanyum
TiN:	Titanyum Nitrit
ZrO2:	Zirkonyum oksit
µm:	Mikrometre
C:	Santigrat Derece

Kg:	Kilogram
mm:	Milimetre
MPa:	Mega Paskal
N:	Newton

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 2.1. SLA yönteminin başlıca avantaj ve dezavantajları	36
Tablo 2.2. Üç boyutlu baskı yönteminin başlıca avantaj ve dezavantajları	42
Tablo 2.3. Kenar aralığının değerlendirilmesinde kullanılan yöntemler	51
Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan implant sistemleri ve özellikleri.....	61
Tablo 3.2. Çalışma grupları ve özellikleri.	63
Tablo 4.1 Simantasyon ve ısı döngü öncesi ve sonrası kenar aralığının değerlendirilmesi	83
Tablo 4.2. Kenar aralığı değerlerinin gruplara göre dağılımı.	84
Tablo 4.3. Kenar aralığı değerlerinin gruplar arası değerlendirilmesi	85
Tablo 4.4. İşlem öncesi kenar aralığı açısından grupların karşılaştırılması	86
Tablo 4.5. İşlem sonrası kenar aralığı açısından grupların karşılaştırılması	86
Tablo 4.6. Tutuculuk değerlerinin gruplara göre dağılımı.	88
Tablo 4.7. İşlem sonrası tutuculuk açısından grupların karşılaştırılması	89
Tablo 4.8. Kenar aralığı ve tutuculuk değerleri arasındaki ilişkinin değerlendirilmesi	90
Tablo 4.9. İmplant modelaj grubu dışlanması sonrasında kenar aralığı ve tutuculuk değerleri arasındaki ilişkinin değerlendirilmesi.....	91

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1. Günümüzde kullanılan farklı üretici firmalara ait döküm kopingleri	17
Şekil 2.2. Kilit mekanizmasına sahip dökülebilir kopingin döküm sonrası(A) ve öncesi kesit görüntüsü (B,C)	18
Şekil 2.3. Modifiye plastik plak tekniğinin aşamaları.....	20
Şekil 2.4. CAD-CAM sistemlerine ait farklı tarama yöntemleri	23
Şekil 2.5. STL verilerindeki üçgen yüzeyler	24
Şekil 2.6. Farklı aşındırma akslarını gösteren şema	27
Şekil 2.7. İç köşe açısının üretiminde aşındırıcı(frez) çapının etkisi	29
Şekil 2.8. SLA tekniğinin temel prensibi	34
Şekil 2.9. DWS sistemleri ile üretilen yapılar	35
Şekil 2.10. LOM tekniğinin çalışma prensibi	37
Şekil 2.11. SLS tekniğinin temel çalışma prensibi	38
Şekil 2.12. SLS yönteminin dental uygulamaları	38
Şekil 2.13. A: FDM sisteminin çalışma prensibi. B: Bu sistem ile üretilen mum modeller	40
Şekil 2.14. 3-Boyutlu baskı sisteminin çalışma prensibi	42
Şekil 2.15. Kenar uyumu terminolojisi.....	45
Şekil 3.1. Kalıbın üretimi	60
Şekil 3.2. Çalışmada kullanılan dayanak ve dökülebilir plastik kopingler	61
Şekil 3.3. İmplant ve analog yapıların soğuk akrilik ile bakalite alınması.	62
Şekil 3.4. Straumann plastik koping ile dökülebilir model üretimi	64
Şekil 3.5. İmpliance plastik koping ile dökülebilir model üretimi	65
Şekil 3.6. Mum modelaj işlemi öncesi dayanak üzerinde yapılan hazırlıklar	65
Şekil 3.7. Tutuculuk testi için dökülebilir modellerde yapılanmodelaj hazırlığı	66
Şekil 3.8 Tarama işlemi için dayanak modele tarama spreyi uygulaması.....	67
Şekil 3.9. Çalışmanın CAD aşamaları	67
Şekil 3.10. A: Üretim için hazırlanan model tasarımları. B: Üretimin yapıldığı dijital modelaj cihazı.	68
Şekil 3.11. İmpliance SLA grubunda reçine modellerin	69

Şekil 3.12. A: Freze işleminde PMMA için kullanılan frezler. B: CAM işleminin yapıldığı CNC cihazı.	69
Şekil 3.13. CAD-CAM freze ile üretilen dökülebilir PMMA modeller.....	70
Şekil 3.14. Örneklerin revetmana alma işlemi öncesi hazırlanması.....	70
Şekil 3.15. Revetmanın hazırlanması ve revetmana alma işlemi	71
Şekil 3.16. Metal döküm işlemi.....	71
Şekil 3.17 A: Döküm alt yapıların kumlanarak temizlenmesi B-C: Revetman artıklarından temizlenmiş döküm alt yapıların genel görünümü	72
Şekil 3.18. Straumann koping grubunda reamer kullanımı	73
Şekil 3.19. Koping gruplarında iç çentiğin işlemler sırasındaki görünümü	73
Şekil 3.20. Alt yapı örneklerinin tesviye ve uyumlama işlemleri (A, B). Üretimi tamamlanmış Straumann koping grubu örneği (C).	73
Şekil 3.21. Kenar aralığı ölçümü için hazırlanan metal alt yapının son hali.	74
Şekil 3.22. Kenar aralığı ölçümünün standart yapılabilmesi için üretilen deney düzeneği.....	75
Şekil 3.23. Alt yapıların kenar aralıklarının ışık mikroskopunda görüntülenmesi.	75
Şekil 3.24. Metal alt yapı örneklerinin simantasyon işlemi.....	76
Şekil 3.25. Örneklerin ısı döngü işlemine tabi tutulması.....	77
Şekil 3.26. Alt yapı örneklerinin tutuculuk testine tabi tutulması.	78
Şekil 3.27. Alt yapıların kesitlerinin gözlendiği tarayıcı elektron mikroskobu	79
Şekil 4.1. Simantasyon ve ısı döngü işlemleri öncesi kenar aralıklarının normal dağılımını gösteren Q-Q grafikleri.	81
Şekil 4.2. Simantasyon ve ısı döngü işlemleri sonrası kenar aralıklarının normal dağılımını gösteren Q-Q grafikleri	82
Şekil 4.3. Kenar aralığı değerlerinin gruplara göre dağılım grafiği.....	85
Şekil 4.4. Tutuculuk sonuçlarının normal dağılımını gösteren Q-Q grafikleri.....	87
Şekil 4.5. Tutuculuk değerlerinin gruplara göre dağılım grafiği.	89
Şekil 4.6. Straumann Koping grubuna ait simantasyon öncesi ve sonrasına ait kenar aralığı görüntüleri.....	92

Şekil 4.7. İmplant Koping grubuna ait simantasyon öncesi ve sonrasına ait kenar aralığı görüntüleri.....	92
Şekil 4.8. İmplant CAD-CAM grubuna ait simantasyon öncesi ve sonrasına ait kenar aralığı görüntüleri.	92
Şekil 4.9. İmplant SLA grubuna ait simantasyon öncesi ve sonrasına ait kenar aralığı görüntüleri.	93
Şekil 4.10. İmplant Modelaj grubuna ait simantasyon öncesi ve sonrasına ait kenar aralığı görüntüleri.	93
Şekil 4.11. Straumann Koping(A) ve İmplant Koping(B) gruplarına ait örneklerden alınan kesitlerin tarayıcı elektron mikroskop görüntüleri.....	94
Şekil 4.12. İmplant CAD-CAM(A) ve İmplant SLA(B) gruplarına ait örneklerden alınan kesitlerin tarayıcı elektron mikroskop görüntüleri.....	94
Şekil 4.13. A: İmplant Modelaj grubuna ait örnekten alınan kesitin tarayıcı elektron mikroskop görüntüsü.....	95

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Diş ve çevre dokularındaki eksikliklerin yapay cisimler olan “protezler” yardımı ile tamamlanması ve diş eksikliklerinin neden olduğu komplikasyonların giderilmesi, protetik diş hekimliğinin önde gelen amaçlarındandır. Günümüz diş hekimliğinde, hastaların diş eksikliklerinin implant destekli protezler ile tedavi edilmesi giderek daha çok yaygınlaşmaktadır. Osseoentegre dental implantların kabul edilen klinik başarılarına rağmen halen mekanik, teknik ve biyolojik birtakım sorunları bulunmaktadır. Başarılı bir implant operasyonu sonrası implant destekli bir protez yaparken en önemli amaç implant ile uyumlu bir üst yapı elde etmektir (1, 2). Kenar uyumu, sabit protetik tedavinin klinik başarısını belirleyen en önemli faktörlerden biridir (3). Klinik ve deneysel çalışmalar açıkta kalan siman tabakasının oral sıvıların etkisi ile çözüldüğünü ve restorasyon ile implant bağlantısının zayıfladığını göstermektedir. Siman tabakasının çözünmesi ile oluşan boşluk gıda artıkları ve plak birikimi için uygun bir bölge haline gelmektedir. Bakterilerin de bu boşluklarda birikmesi sonucunda periimplantitis ve kemik rezorpsiyonları ile karşılaşmaktadır (4). Uyum problemi; biyolojik komplikasyonlara göre mekanik komplikasyonlarda daha etkin bir faktördür. İmplant destekli tedavide potansiyel olarak zararlı çekme, eğilme ya da sıkıştırıcı kuvvetler; pasif uyumun eksikliği ve uyumsuzluk durumunda oluşmaktadır (5).

Bu durumun önlenmesi için implant üstü protez üretiminin her aşaması titizlikle yürütülmeli, özellikle implant – dayanak - kron arası ideal uyumun elde edilmesi için gerekli tedbirler alınmalıdır. Bu bileşenlerin kendi aralarındaki uyumlarının en üst düzeyde sağlanması amacıyla pek çok farklı kron koping üretim tekniği geliştirilmiştir. Klinik olarak en sık kullanılan kron koping üretim tekniği geleneksel teknik olarak ifade

edilen kayıp mum tekniği ile döküm işlemidir. Düşük maliyeti ve uygulama kolaylığı nedeniyle dental laboratuvarlarca tercih sebebi olan bu teknik ile yapılan dökümlerin kenar uyum sorunu hem klinik hem de deneysel çalışmalar ile ortaya konmuştur. Bu kenar uyum sorunun en önemli nedeni teknisyen kaynaklı hatalara çok açık olmasıdır (6). Daha ideal ve standart implant üstü protez üretimi için bazı firmalar die spacer miktarını ve kenar uyumunu standardize eden hazır plastik dökülebilir koping kullanımını önermişler ve bunları sistemlerine dahil etmişlerdir. Ancak bu yöntem maliyetli bir yöntemdir ve etkinliğini değerlendiren yeterli çalışma yoktur. İmplant destekli sabit protez altyapısı üretiminde, kenar uyumu daha iyi, standardize ve maliyet etkin yöntemlere ihtiyaç vardır. Çalışmamızda kron altyapı üretiminde geleneksel yöntem olan kayıp mum tekniği, plastik burn out koping, CAD-CAM sistemi ve hızlı prototipleme yöntemi olmak üzere dört farklı yöntemi kullanmayı ve sonuçlarını kenar uyumu ve tutuculuk açısından kıyaslamayı amaçladık. Ayrıca çalışmamızda biri yerli üretim olan yeni bir implant markasına ait burn out koping sistemi ile literatür ve klinik olarak kabul görmüş yabancı bir implant markasına ait burn out koping sisteminin etkinliklerini kıyaslamayı hedefledik.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. PROTETİK TEDAVİ

Guichet (1970) " Diş hekimliğinin amacı; stomatognatik sistemin korunması ve restorasyonu olan ve böylece hastanın estetik, fonetik ve fonksiyonel gereksinmelerini karşılayarak onun hastalıklara karşı bağışıklığını sağlayan bir ilim ve bir sanat " olduğunu bildirmiştir. Modern diş hekimliğinin ideal amacı; hastanın normal kontur, fonksiyon, konfor, estetik, konuşma ve sağlığını kazandırmaktır (7).

Protetik tedavide kullanılan hareketli bölümlü protezler ve tam protezler hastaların en çok şikayetçi oldukları ve kullanım güçlüğü çektiklerini bildirdikleri protezlerdir (8-10). Bu tür protezlerin kullanımı, yalnızca estetik açıdan değil çiğneme etkinliği açısından hastaların beklentilerini karşılamamaktadır. Doğal dentisyonla kıyaslandığında hareketli protezlerin çiğneme fonksiyonunda azalmaya neden olduğu bilinmektedir (11). Bu amaçla daha etkin çiğneme sağlayabilecek, daha stabil ve estetik tedavi yaklaşımı arayışı 1980 yılından bu yana dental implantların kullanımını yaygın hale getirmiştir (12, 13).

2.2. DENTAL İMPLANTLAR:

İmplant, kelime anlamı olarak tedavi amacı ile vücut içerisine ve canlı dokulara, cansız maddelerin yerleştirilmesini ifade eder (14). Dental implantoloji terimi günümüzde eksik dişlerin yerine protetik destek ve tutuculuk sağlamak için çene kemiğine yerleştirilen alloplastik materyalleri tanımlamak amacıyla kullanılmaktadır. Dental implant uygulamalarının temel amacı implant destekli protezler ile karşılaşılan her türlü dişsizlik sorununun giderilmesidir (15).

Avrupa, Yakın Doğu ve Amerika’da, çok eski tarihlere ait kalıntılarda yapılan incelemelerde kaybedilen dişlerin yerine insan ve hayvan dişleri, kemik, fildişi parçaları ve sedef gibi homolog veya alloplastik materyallerin kullanıldığı görülmüştür. Diş yerine yapılan bu girişimler estetik ve fonksiyonel sonuçlar göstermemiştir (16).

Protetik tedavide son yıllarda yaşanan gelişmeler sayesinde; ağızda destek olarak alınabilecek hiçbir diş olmamasına rağmen dental implantlar ile kemik desteği elde edilerek sabit ya da hareketli protezler yapılabilir. (17).

Modern implantoloji, Formigini’nin vida tipi implantları kullanımıyla başlamıştır ve 1951 yılında titanyumun implant üretiminde kullanılmaya başlamasıyla yeni bir döneme adım atmıştır. 1980 yılında osseoentegrasyon teriminin araştırılması ve geliştirilmesi sonucunda diş hekimliğinde implant tedavisi standart tedavi seçeneklerinden biri olmuştur (17).

Gelişen teknoloji ve yapılan araştırmalar sonucu osseoentegre implantların uzun dönem başarısı günümüzde temel tartışma konusu olmaktan çıkmıştır. Günümüzde çoklu sabit protetik tedavilerde dental implantların başarısı %85 düzeyindeyken, tek kron ve hareketli protezlerde bu oran %95 ve üzerine çıkmaktadır. Araştırmalar ilk zamanlarda cerrahi teknikler ve greftler üzerine yoğunlaşmışken son yıllarda mekanik ve estetik sorunları çözmeye odaklanmıştır (18).

2.3. İMPLANT DESTEKLİ PROTEZLER:

Bir implantı tamamlayan, onu fonksiyonel kılan ve başarıya ulaştıran temel unsur implantın üzerine yapılan protezdir (19). İnsan yaşam süresinin uzaması ve yaşam kalitesi beklentisinin artmasıyla birlikte hastalar daha estetik ve koruyucu tedavi seçenekleri talep etmeye başlamıştır (20). Çene kemiğine yerleştirilen bir implant, protetik ağıza destek sağlamasının yanı sıra, geride kalan dokuların devamlılığına ve sağlığına da katkıda bulunur (15, 19).

Geleneksel protezler ile yapılan tedavilerin dişsiz hastalara sunduğu seçenekler sınırlıdır. İmplant destekli protezler bölümlü ve tam dişsizlik durumlarında çoğunlukla geleneksel tedavilere nazaran daha tercih edilir konuma gelmiştir. Artırılan destek daha stabil okluzyon, kemiğin korunması, artan hasta memnuniyeti ve daha iyi çıkış profili gibi bir çok avantaj implant destekli protezleri popüler kılmıştır (21).

2.3.1. İmplant Destekli Protetik Restorasyonların Sınıflandırılması:

İmplant uygulamalarının yaygınlaşması implant destekli protez uygulamalarında çeşitliliği arttırmıştır. Üretici firmalar, protez uygulamalarında ortaya çıkan zorlukları ve komplikasyonları göz önüne alarak, implant destekli protez yapımında çeşitli protetik parçalar geliştirmişlerdir.

Gerek firmaların gerek protetik diş tedavisi uzmanlarının uyguladıkları ve geliştirdikleri protetik parçalara ve protezlere değişik isimler verilmesi de bir terim kargaşasına sebep olmuştur. Protez uygulamalarının farklılık göstermesi, değişik isimlerle benzer protezlerin yapılması, implant destekli protezlerde bir sınıflama yapılması ihtiyacını doğurmuştur (22).

Protezlerin implanta bağlanma şekline göre implant destekli protezler üç ana gruba ayrılırlar (23);

- a. Sabit implant destekli protezler,
- b. Yarı sabit implant destekli protezler,
- c. Hareketli implant destekli protezler.

a. Sabit implant destekli protezler; total diş eksikliklerinde, tek diş eksikliklerinde veya sonu serbest biten olgularda implantlar üzerine hazırlanan kron ya da köprü şeklindeki protezlerdir.

b. Yarı sabit implant destekli protezler, gerektiğinde hekim tarafından takılıp çıkarılabilen vidalar yardımıyla implantların veya implantları birbirine bağlayan barlara ya da diğer ana yapılara vidalanabilen kron ve köprülerdir.

c. Hareketli implant destekli protezler; implant destekli barlar veya diğer retantif ataşmanlara bağlanan, yükün implantlar ile dişsiz alveol kretleri arasında paylaşılmasını sağlayan protezlerdir (24).

Sabit implant destekli protezler de kendi aralarında tutucu yöntemlerine göre iki grupta incelenebilirler (25-27):

i. Siman tutuculu implant destekli sabit protezler: Bu tür yapılarda kron restorasyonu siman ile yapıştırılır. Okluzal mesafe mekanik olarak tutuculuğu sağlayabilecek boyutta dayanak yerleşimi için yeterli olmalıdır. Birtakım avantajları ve dezavantajları bulunmaktadır (20, 28-30);

Avantajları:

- Üst yapı pasif olarak oturur.
- Siman tabakası şokları emer.
- Siman için bırakılan boşluk uyumsuzlukları tolere eder.
- Estetik açıdan daha avantajlıdır. Özellikle implantların ideal olarak yerleştirilmediği vakalarda daha iyi estetik sağlarlar.
- Klinik ve laboratuvar işlemleri daha kolaydır.
- Maliyeti düşüktür.
- İdeal boşluğun olduğu basit kullanımlarda başarılı bir implant uyumu sağlanır.
- Vida gevşemesi ve çiğneme esnasında protezin kırılması gibi riskleri çok azdır.

Dezavantajları:

- İmplant ve vida ile ilgili problemlerde üst yapının kesilerek çıkarılması gerekir. Bu nedenle üst yapı yeniden yapılmak zorunda kalınır.
- Dişetinin altına siman fazlasının kaçma riski vardır
- Simanın çözünmesi protezin başarısızlığına neden olur.
- Simantasyon sonrası mikro-boşluk oluşabilir.
- Siman temizliği sırasında oluşan çizikler plak birikimini artırır.

ii. Vida tutuculu implant destekli sabit protezler: Bu tip yapılar daha çok posterior bölgede, estetiğin önemli olmadığı ve implantların derine yerleştirildiği durumlarda tercih edilirler. İmplantın üst bölümü dişetinden 3 mm ve daha fazla derinde ise vida tutuculu dayanak tercih edilir. Yapılan kron restorasyonu dayanak üzerine vidalanır. Vida üzeri gutte perka gibi bir ara madde ile kapatılarak vida yuvası kompozit ile restore edilir. Bu tür implantların da birtakım avantajları ve dezavantajları bulunmaktadır (20, 28-30);

Avantajları:

- İnterokluzal mesafenin yeterli olmadığı durumlarda vida yardımı ile tutuculuk sağlanır.
- İmplant dayanak bağlantısında veya tutucu vida da herhangi bir problem olduğunda hekim üst yapıyı zarar vermeksizin kolayca çıkarabilir.
- Hijyen daha kolay sağlanır.

Dezavantajları:

- Oklüzal yüzeyde hazırlanan vida yuvası estetik açıdan dezavantaj oluşturur.
- Vida yuvası nedeniyle ideal bir oklüzal yüzey hazırlanamaz.
- Maliyeti yüksektir.
- Klinik ve laboratuvar işlemleri zordur
- Oklüzal anatomi değişir,
- Bazen anatomik çıkış profilinin elde edilmesi zorlaşır,
- Vida gevşemeleri görülebilir,
- Vida kırılmalarına karşı dirençsizdir,
- Küçük oklüzal tablalı porselen kronlarda veya vida oklüzal kenara yakın yer alırsa, porselen kırığı daha fazla görülür.

Heckmann et al. (31) yapmış oldukları in-vitro çalışmada 3 üyeli simante ve vida tutuculu implant destekli sabit protezlerde oluşan gerilimi ölçmüşler ve simante protezlerin vida tutuculu protezlere göre daha az gerilim oluşturduklarını gözlemlemişlerdir.

Karl et al. (32) 3 ve 5 üyeli, simante ve vida tutuculu implant destekli sabit protezlerde oluşan gerilimi araştırdıkları çalışmalarında sabit protezin uzunluğunun ve retansiyon mekanizmasının implant destekli sabit protezlerde oluşan gerilimde küçük bir etkisinin olduğunu bildirmişlerdir. Ayrıca mutlak pasif uyum hiçbir restorasyonda elde edilemediğini ve bundan dolayı yapılan restorasyonun başarılı bir şekilde uzun süreli kullanılabilmesi için “biyolojik olarak kabul edilebilir uyum” tanımının daha doğru bir ifade olacağını bildirmişlerdir.

2.4. İMPLANT DESTEKLİ SABİT PROTEZLERDE KULLANILAN MATERYALLER

İmplant destekli sabit protetik tedavide kullanılan materyaller genel olarak metal destekli ve metal desteksiz olarak iki ana grupta incelenmektedir.

1. Metal desteksiz porselenler
2. Metal destekli porselenler

Protetik diş hekimliği sabit uygulamalarında yaygın olarak metal destekli seramik restorasyonlar kullanılmaktadır (33, 34). Bu restorasyonlarda kullanılan metal alaşımları içerdikleri altın miktarına göre soy ve soy olmayan olarak sınıflandırılırlar. Altın içeren metal alaşımların biyolojik uyumu, üstün kenar uyumları, seramik kaplama materyali ile olan mükemmel bağlantısı ve diş dokularına yakın renk avantajları nedeniyle daha çok başarılı restorasyonların üretilmesine imkan sağlarlar (35-37). Ancak maliyetlerinin yüksek olması yaygın olarak kullanımları önündeki en büyük engeldir. Maliyetlerin azaltılması amacıyla altın oranı azaltılmış veya altın içermeyen alaşımların kullanılması daha yaygındır.

2.4.1. Metal Desteksiz Porselenler:

Diş hekimliğinde hastaların estetik beklentilerinin yıllar içinde artmasıyla birlikte sabit restorasyonlarda metal alt yapılara alternatif malzeme üretimine yönelik çalışmalar hız kazanmıştır. İlk tam seramik restorasyonlar 1965 yılında McLean tarafından seramiğe %40-50 alüminyumoksit (Al_2O_3) ilave edilmesiyle üretilmiştir. Burada amaç dayanıksız olan cam fazın, dayanıklı kristal ilavesi ile kontrollü bir şekilde güçlendirilmesidir. Bu sayede yapı içinde çatlak ilerlemesini engelleyici etki oluşturulmaktadır. İlerleyen yıllarda yapılan çalışmalarda sabit restorasyon üretiminde farklı kristaller de kullanılmıştır. Bu amaçla en sık kullanılan kristaller; alüminyumoksit, magnezyumoksit, lityumoksit, silisyumoksit ve zirkonyumoksittir (15, 38).

Tam seramik restorasyonların avantajları şu şekilde sıralanabilir (15):

- Estetik özelliği mükemmeldir.
- Dokularla biyolojik olarak uyumlu ve korozyona dirençlidirler.

- Doğal diş dokusuna yakın ısısal genleşme katsayısına ve ısı iletkenliğine sahiptirler.
- Komşu ve karşı metal dolgularla teması sonucu galvanik akıma neden olmazlar.
- Üst yapı seramiği ile alt yapı arasında, metal-seramik arasında olduğu gibi bir bağlantı sorunu yoktur.

2.4.2. Metal Destekli Seramikler

Seramiklerin metal ile desteklenmesi ilk olarak 1927 yılında gerçekleşmiştir (15, 39, 40). Dental seramikler yapısal olarak ‘Griffith’s Flaws’ adı verilen mikro-çatlak özellik gösterirler (40). Bu mikro-çatlak yapı, seramikleri gerilme kuvvetlerine karşı güçsüz hale getirir. Bu yüzden seramiklerin mekanik özelliklerinin artırılarak gerilme streslerine karşı daha dirençli hale getirilmeleri gerekir. Diş hekimliğinde kullanılan en eski seramikler olan feldspatik porselenler yaklaşık 70 MPa gibi düşük gerilme direncine sahipken metal alt yapı ile desteklenmeleri sonucunda bükülme dayanıklılıkları 550 MPa değerlerine kadar artmıştır. Ayrıca feldspatik seramiklerde fırınlanmalarını takiben hacimsel olarak % 30-38 ve doğrusal olarak % 11-15’lere varan yoğun bir büzülme izlenir. Metal alt yapı hazırlanmasının bir diğer yararı da feldspatik seramiklerin bu yoğun boyutsal değişikliğinin restorasyonun bitim sınırından uzak tutulmasıdır (41). Metal destekli restorasyonlar sabit protetik restorasyonların yaklaşık olarak %80’nini oluşturmaktadırlar (40, 42).

Bilinen birçok dezavantajlarına rağmen soy olmayan metal alaşımlar metal destekli seramik restorasyonlarda yaygın olarak kullanılmaktadırlar (43-45). Metal seramik restorasyonlar sabit dental kron ve köprülerin yapımında en sık tercih edilen restorasyonlardır (46). Metal seramik sistemin güvenilir olması, sistemi kron ve köprü protezleri için bir standart haline getirmiştir. Yaygın olarak kullanılmakta olan bu teknoloji ile kuvvetli bir materyal olan metal ile estetik ihtiyaçları cevap veren ancak kırılğan bir yapıda olan seramik birleştirilir ve bu böylece seramiğe mekanik dayanıklılık kazandırılır. Bu teknoloji sayede; seramiğin estetik, baskı dayanımı ve korozyona direnci gibi avantajları ile metalin hassas uyum ve gerilime dayanma gibi özellikleri birleşmiş ve klinikte uzun köprülerin kullanımını mümkün kılmıştır (15, 39).

Günümüzde metal destekli restorasyonlar sabit protetik restorasyonların yaklaşık olarak %80'nini oluşturmaktadırlar ve 40 yılı aşkın süredir diş hekimliğinde yüksek başarı ile kullanılmaktadır (47, 48). Bu yaygın ve uzun süreli kullanım sonucunda elde edilen bulgular sonucunda bu sistem kabul edilebilir estetik ve tatmin edici fiziksel özellikleri açısından kendini kanıtlamıştır (34). Uzun takipli çalışmalarda 10 yıl sonunda metal-seramik kronların %88.7, köprülerin ise %80.2 oranında sorunsuz şekilde işlevlerini sürdürdüğü tespit edilmiştir (47, 49).

McLean metal-seramik restorasyonlarda kullanılan metal alaşımları şu şekilde sınıflandırmıştır (50):

A- Soy Metal Alaşımları:

I. Yüksek oranda altın içeren alaşımlar:

- Altın – Platin- Paladyum alaşımları
 - Altın- Platin- Tantalyum alaşımları
- (%84 Au- %7-9 Pt- %4-6 Ta, %1-3 Ag)

II-Düşük oranda altın içeren alaşımlar

- Altın - Paladyum- Gümüş alaşımları
- (%50 Au- %30 Pa- %12 Ag- %8 In+Sn)

III-Altın içermeyen alaşımlar (Yarı soy metal alaşımları)

- Paladyum – Gümüş alaşımları
- (%60 Pa - %38 Ag – %2 In+Sn)

B- Soy Olmayan Metal Alaşımları

- Nikel- Krom alaşımları (Ni – Cr/ Ni-Cr-Be)
- Kobalt- Krom alaşımları (Co - Cr)

Yüksek altın alaşımları üstün biyolojik uyumları ve kolay dökülebilmelerine rağmen maliyetlerinin fazla olması nedeniyle ülkemizde yaygın olarak kullanılmamaktadır. Rosenstiel et al. (51) altın alaşımların biyo-uyumluluk açısından iyi olduklarını ancak artan maliyetleri ile birlikte kullanılabilirliklerinin azaldığını ve maliyet açısından krom, nikel, paladyum içerikli alaşımların daha ekonomik olduğunu bildirmişlerdir. Alternatif

olarak üretilen altın içeriği düşürülmüş (Au-Pd) ya da hiç altın içermeyen (Pd-Ag) soy alaşımlar da mevcuttur. Altın içeriği azaltılmış olmasına rağmen Au-Pd alaşımlarının ekonomik olmaması ve Pd-Ag alaşımlarının döküm problemleri ekonomik olarak farklı alternatifler aranmasını yol açmıştır. Bu amaçla Co-Cr ve Ni-Cr gibi soy olmayan alaşımlar üretilmiştir (44, 52).

Soy olmayan metal alaşımlar (Ni-Cr ve Co-Cr) ekonomik nedenlerin ön planda olduğu durumlarda tercih edilirler (53). Ancak, soy olmayan metal alaşımların döküm işlemleri, yüksek erime sıcaklıkları ve döküm sırasında oksidasyon potansiyelinin yüksek olmasından dolayı daha zordur. Bunun yanı sıra, soy olmayan alaşımların yüksek sertlik değerlerinden dolayı laboratuvarlarda bitim işlemleri zaman alır (51). Bilinen birçok dezavantajlarına rağmen soy olmayan metal alaşımlar metal destekli seramik restorasyonlarda yaygın olarak kullanılmaktadırlar (43-45).

Nikel krom alaşımları metal destekli restorasyonlarda kullanılan soy olmayan metal alaşımlarının büyük bir çoğunluğunu oluşturur ve en yaygın olarak kullanılan metal alaşımıdır. Yaklaşık 1400 C' de erir ve krom oranı arttıkça erime derecesi artar (54). Nikel krom alaşımlarının gelişimi süresince berilyum içerikli üretimleri bir dönem çok sık kullanılmışsa da berilyum elementinin neden olduğu sağlık sorunlarının ispatı sonrası kullanımlarına son verilmiştir. Günümüzde bu elementin alaşıma sağladığı özellikler molibdenden karşılanmaktadır (55). Kobalt krom ve nikel krom gibi baz metal alaşımlar kıymetli alaşımlarla kıyaslandığında tek parça metal alt yapının maliyetini çok ciddi düşürmektedirler. Buna rağmen, baz metal alaşımların dökümü döküm sırasındaki oksidasyon ve yüksek erime sıcaklığı sebebiyle çok daha hassastır (46).

Soy olmayan , baz metal alaşımlarının avantajları şunlardır (54, 56):

- Yüksek elastik katsayısı ve akma (creep) direncine sahip olduğu için eğilmeye ve büzülmeğe karşı çok dirençlidir. Uzun gövdeli köprülerde rahatlıkla kullanılabilir.
- Soy alaşımlara göre ucuzdur ve daha ince kalınlıkta hazırlanabilir.
- Porselen ile kuvvetli bağlantı kurabilir.

Bu alaşımların dezavantajları da şu şekilde tanımlanabilir (54, 56);

- Hassas döküm elde etmek zordur ve kron kenarları pürüzlü olabilir.
- Sertliği nedeniyle tesviyesi soy metallere göre zordur.
- Kalın oksit tabakası oluşturması durumunda metal porselen bağlantısında probleme ve porselende renklenmeye sebep olabilir
- İçeriğindeki nikel, alerjisi olan hastalarda toksik etki yapabilir. Berilyum içeren baz alaşımlar üretilmiş ancak; berilyumun sitotoksik etkilerinden dolayı üretimi sonlandırılmıştır.

2.5. İMPLANT ÜSTÜ SABİT PROTEZLERDE METAL ALT YAPI ÜRETİMİ

Metal alt yapı bir metal seramik restorasyonun önemli, ancak ne yazık ki genellikle ihmal edilen bileşenidir (57). Düşük ısı porselenleri metal seramik restorasyonlarda tek başlarına restorasyonu destekleyemezler. Bu yetersizlik sebebiyle metal alaşımları porselenin bir veneer oluşturabilmesi için dayanak işlevi görür. Bir metal alt yapı temel olarak dört fonksiyona sahiptir (58):

1. Restorasyonun dayanak ile uyumundan esas olarak sorumlu yapıdır
2. Metal, porselene kimyasal olarak bağlanacak oksitleri oluşturur.
3. Porselenin kendi başına oluşturamayacağı sert bir destek yapı oluşturur.
4. Dayanağın çıkış profilini restore eder.

Bir restorasyonun kenar uyumuna çoğu zaman dikkat edilse de, metalin dayanak ile olan iç uyumuna da aynı derecede dikkat edilmelidir. Dayanağa çok sıkı oturan bir restorasyon metal porselen bağlantısında gerilim yaratır ve kronun tam olarak oturmasını engeller. Bunun aksi olarak, bol bir alt yapıda yapıştırma simanı üzerinde daha fazla baskı oluşturur. Uygun formdaki metal altyapının dayanak ile olan ilişkisi 'pasif uyum' şeklinde olmalıdır (58).

Metal alt yapı beş farklı yöntem ile oluşturulabilir:

Revetman içerisindeki mum örneğin eritilerek uzaklaştırılmasından sonra saf metal ya da bir alaşımın dökülmesi (kayıp mum tekniği) teknikleri ile oluşturulabilir (57)

1. Metal hazır bloklardan (CAD-CAM sistemi ile üretilmesi (milling-kopya freze) (59).
2. Hızlı prototipleme üretim teknikleri (SLS/DMLS) (60).
3. Altın ya da başka bir metalin duplikat yalancı kök üzerine elektrodepozisyonu.
4. Yalancı kök üzerinde metal folyoların ısıya maruz bırakılması (57).

2.5.1. Kayıp Mum Tekniği İle Döküm Yöntemi:

Metal alt yapıların üretiminde geleneksel olan ve en çok tercih edilen teknik metal alaşımların kayıp mum tekniği ile dökümüdür (61). Kayıp mum tekniği ilk kez 1987 de Philbrook tarafından ayrıntılı olarak tarif edilmiştir. Ancak literatüre bakıldığında kayıp mum tekniği ile döküm yönteminin 1900’lü yılların başında Dr. William H. Taggart tarafından kuyumculuk sektöründen uyarlanarak diş hekimliğine tanıtıldığı görülmektedir. Dr. William H. Taggart kayıp mum tekniğini diş hekimliğine tanıtmakla kalmamış ve tekniğin geliştirilmesi için büyük emek vermiştir (57, 62)

Bu teknikte öncelikle siman boşluğu ve restorasyon formu hazırlanmış bir mum modelajımız mevcuttur. Sonrasında ise döküm için üç aşama gereklidir (57):

1. **Revetmana alma:** Mum örneğin çevresinin, örneğin şekli ve anatomik özelliklerini net biçimde kopyalayabilecek bir materyal ile sarılması
2. **Yanma:** Mum örneğin uzaklaştırılarak içerisine eritilen alaşımın yerleştirilebileceği bir kalıp elde edilmesi
3. **Döküm:** Eritilen alaşımın daha önceden hazırlanmış kalıp içerisine gönderilmesi.

Bu döküm yöntemi hem işlemi yapan kişinin beceresine bağımlı olması hem de döküm esnasındaki ve sonrasındaki çeşitli etkenlerden etkilenmesi nedeniyle standardizasyonu zor bir yöntemdir. Ayrıca katılaşma sırasında meydana gelen büzülme restorasyonun dayanaklar üzerindeki uyumunu da olumsuz yönde etkilemektedir (63).

Kayıp mum tekniğinde kullanılan alaşımların döküm özellikleri ve biyolojik uyumluluğu da son derece önemlidir. Soy olmayan metal alaşımların döküm işlemleri sırasında zorluklar yaşanmaktadır. Pürüzlü, delikli ya da poröz dökümler elde edilebilmektedir. Manşete dökülmüş olan eriyik metal soğurken metaldeki termal büzülmeye bağlı olarak metal alt yapıların diş ile uyumları olması gerektiğinden daha

sıkı olabileceği gibi yapıştırma siman aralığının fazla olması, marjinal aralığın kabul edilebilir sınırların üzerine çıkması da karşılaşılan sorunlardandır. Ayrıca, soy olmayan döküm metallerin yüksek sertlik dereceleri nedeni ile tesviye ve polisajlarının zor olması gibi sorunlar da vardır ve bu sorunların kenar uyumunu olumsuz etkilemektedir (44, 51).

Ülkemizde metal alt yapı üretiminde maliyetlerinin düşük olması nedeniyle daha çok kıymetsiz alaşımlar tercih dilmektedir. Kıymetsiz alaşımların döküm işlemleri kıymetli alaşımların dökümü ile karşılaştırıldığında daha zordur ve döküm hataları ile daha sık karşılaşılır (63).

Geleneksel üretim yöntemleri ölçü alınması, alçı model hazırlanması ve mum modelajın üretimini içermektedir. Mum modelaj revetmana alınır ve böylece metal, seramik, akrilik ya da silikon gibi kalıcı materyal ile yer değiştirmiş olur. Tüm bu aşamalarda büzülme ve genleşme sergileyebilen bu malzemelere insan müdahalesi ve manüplasyonu gerekir (64). Bundan dolayı bu tekniğin başarısı teknisyenin tecrübe ve kabiliyeti ile çok yakından ilişkilidir. Ayrıca maliyetli ve zaman alıcı bir yöntemdir (59, 65).

Üretim aşamasındaki her işlem protezin implanta göre pozisyonel distorsiyonuna yol açabilecek küçük hatalara yol açabilir. Olası distorsiyon; ölçü aşamasında, ana modelin hazırlanması, mum modelajın yapımı, revetmana alma ve döküm aşamalarında, porselenin pişimi sırasında veya protezin teslimi aşamasında meydana gelebilir (57). Mumun ısıtılması ve soğutulması esnasında kullanılan materyalin içinde stres oluşabilir. Mum yapı dayanaktan uzaklaştırılıp revetmana alındığında bu yapının distorsiyonuna yol açabilecek stres açığa çıkar. Mum modelajın ele alınması bile mum modelaja zarar verebilir (66). Her ne kadar bu faktörlerin her birinin oluşturduğu distorsiyon çok az ve klinik olarak göz ardı edilebilecek seviyede kabul edilse de üretim sürecindeki oluşan bu distorsiyonların toplam etkisi dökümün başarısını etkileyerek örneğe birebir uyum sağlamayan dökümlerin üretilmesine ve protez-implant sisteminde iç streslere oluşmasına neden olabilmektedir (28, 67, 68).

Bu teknikte başarılı sonuçların elde edilmesi mumun dikkatli kullanımı ile yakından ilişkilidir. Sabit protezlerin üretiminde harcanan enerjinin ve zamanın büyük bir bölümü uyumu en üst seviyede olan doğru mum modelajın oluşturulmasına ayrılmaktadır. Klinisyenlerin bu durumun önemini kavramaları çok önemlidir. Çünkü mum da

görülecek her türlü hata ya da boşluk dökümde de ortaya çıkacaktır. Mum modelaj aşamasındaki hataların giderilmesi çok kolay iken bu aşamada düzeltilmeyen hataların döküm sonrası düzeltilmesi nerede ise imkânsızdır. Mum model döküm öncesi tercihen bir büyüteç yardımı ile çok dikkatli bir şekilde incelenmelidir (51).

Geleneksel olarak mum model, mum ve daha yaygın olarak PKT (Eklemeli mum modelaj tekniği için Dr. Peter K. Thomas tarafından tasarlanan el aletleri) gibi modelaj aletleri ile oluşturulmaktadır. Mum; kolay manipülasyonu, hassas bir biçimlendirmeye olanak vermesi ve ayrıca ısıtılarak revetmandan kolayca uzaklaştırılabilmesi nedeniyle koping örneklerin yapımında kullanılmaktadır (51). Metal seramik restorasyonlarda mum modelin oluşturulması üretim en kritik ve laboratuvar hatalarına en açık olduğu aşamadır. Bu zahmetli ve zaman alan işlem sonucunda elde edilen mum modelin kalitesi teknisyenin bireysel becerisine bağlıdır (69). Zeltser et al. (70) mum modelin revetmana alma işlemi öncesi daydan çıkarılması esnasında basamak sınırında ortalama 35 µm açıklığa neden olduğunu belirtmişlerdir. Bu durumunun nedeni olarak da mumun renginin ve parlak yüzeyinin mum modeldeki hataların fark edilmesini zorlaştırmasını ileri sürmüşlerdir. Bu teknikte kullanılan mum ayrıca yapısı itibarıyla hassaslık termal duyarlılık, elastik hafıza ve yüksek termal genleşme katsayısı gibi bazı dezavantajları da barındırır (6).

Porselenle kaplanacak alanlarda mumun inceltilmesi, özellikle pasif uyumun çok önemli olduğu implant destekli sabit protezlerde, metal seramik restorasyonların üretimi sırasında sorunlara neden olabilir. Mum basamağın düzeltilmesi (cut back) sırasında çok kırılğan ve kolay kopabilir bir hale gelir. Bu durum mumun uyumunu bozabilir ve alt yapı mum modelajın kalınlığını değerlendirmek zorlaşır (66).

Döküme girecek mum modelin oluşturulmasında inley döküm mumları, otopolimerize reçineler ve ışıkla sertleşen reçineler kullanılabilir. Mum modelin distorsiyonu sonucu oluşan büzülme; döküm restorasyonunda telafisi olmayan etkilere neden olabilecek birtakım iç gerilimlere neden olur. Mumun yapısından kaynaklanan sorunları gidermek için modelaj örneğin reçineler ile kullanılarak hazırlanması tavsiye edilmektedir (71).

Otopolimerize reçineler; dökümün hemen yapılmasının mümkün olmadığı durumlarda dayanıklılık, sertlik ve boyutsal kararlılık gibi avantajlarıyla öne çıkar. Ne yazık ki bu materyallerin dezavantajı polimerizasyon büzölmeleridir. Bu sorunu gidermek için

polimerizasyon sonrası kararlılığı ve uyumu arttırılmış, ışıkla sertleşen dimetakrilat modelaj reçineleri geliştirilmiştir (71).

Günümüzde stereolitografi (SLA), seçici (selektif) lazer sinterleme (SLS), ve hızlı prototip üretim (HPÜ) teknikleri (3D printing) gibi yeni gelişen teknolojilerle yüksek boyutsal kararlılığa sahip mum model ya da reçine modellerin katman katman 3 boyutlu üretimi gerçekleştirilmektedir (71).

İmplant destekli kron protezlerde döküm metal alt yapının üretilmesinde pek çok faktörün kenar uyumunu ve dolayısıyla tedavi başarısını etkilemesi nedeniyle laboratuvar aşamalarının iyileştirilmesi ve standardize edilmesi düşüncesi doğmuştur. Dayanağa daha uyumlu, pasif bir protez için dökülecek mum modelajın olası hatalarını elimine edilmeye çalışılmıştır. Bu sebeple implant destekli sabit metal seramik kron ve köprülerde protetik tedavi başarısının arttırılması için günümüz teknolojilerinden yararlanılarak döküm altyapıyı, siman boşluğunu, tasarım ve kenar uyumunu daha yüksek kaliteye taşıyabilecek mum modelaj sistemleri geliştirilmiştir.

Yapılan literatür taraması sonucunda geleneksel mum modelaj yöntemi dışında şu sistemlerden faydalanılabilir:

1. Dökülebilir (burn out) plastik koping kullanımı
2. İmplant ölçü kopinginin kullanımı ,
3. Modifiye plastik plak tekniği
4. CAD-CAM sistemleri (freze)
5. Hızlı prototipleme sistemleri

2.5.2. Dökülebilir Plastik Koping Kullanımı:

Dökülebilir modelaj kopingleri laboratuvar modelinde dayanağın ya da implant boynunun üzerine oturtulurlar. Böylece protezin bir parçası haline gelirler. Parçalı olmayan implant kronlarında dökümde implant analoguna doğrudan tutturulurlar (72).

Çoğunlukla plastik olan bu döküm kopingleri yanabilir ve restorasyonun altyapısı parçası olarak dökülebilir. Vidalı restorasyonlarda kıymetli metal plastik birleşimi yapısında da olabilirler. Metal döküm kopingleri kullanıldığında iki işlenmiş yüzey her zaman temasta olmalıdır.

Simante restorasyonlarda döküm kopingleri protezin bitim sınırını, kenar uyumunu belirleyecek şekilde konumlandırılırlar. Bu sebeple döküm kopingleri doku seviyesi implant destekli sabit protezlerde implant boynunda, kemik seviyesi implant destekli sabit protezlerde ise dayanakta çepeçevre konumlandırılmaktadır. Her implant sisteminin kendisine özgü olan bu kopinglerde asıl amaç kenar uyumunu ve siman aralığını standart hale getirmektir.

İmplant endüstrisinde bazı üreticiler endoosseoz kısım, düzgün bir trans-mukozal boyun ve yumuşak doku seviyesinde konuşlanan protez basamağı olan implantlar geliştirmişlerdir. Bu doku seviyesi implant sistemlerinde restoratif kenar dayanağa değil doğrudan implanta konumlanır. Bu tip implant sistemleri üretici tarafından hazır üretilmiş olarak sunulan restorasyon kenarları sayesinde teknisyenin protez basamağının mum modelaj işlemini kolaylaştırır ve alaşımın döküm hassasiyetini artırır. Ayrıca bazı üretici firmalar kilit mekanizması (snap on) içeren ve bu sayede kopingi implant analoguna kilitleyen burn out kopingler de üretmiştir. Bu koping sistemleri hem mum modelaj işlemini hem de döküm işlemini iyileştirerek kenar uyumunu artırırlar. Bu kilit mekanizması plastik kopinglerin kenarında iç yüzeyde bulunan tırnaklar sayesinde işlev görür. Döküm sonrasında bu metal tırnaklar metal altyapının daha doğru oturması için üreticinin talimatları doğrultusunda özel reamer ile alınır. Bu işlem esasen kıymetli alaşımlar için tasarlanmışsa da Ni-Cr dökümler için de üreticinin tavsiyesiyle kullanılabilir. Plastik yapılar döküm işleminde yanma aşamasında genişleme eğilimindedirler. Bu sebeple plastik kopingin mum ile kaplanması önem taşır (73). Üreticinin verdiği kullanım kılavuzunda distorsiyonu engellemek için en az 0,3mm mum tabakasının olması gerektiği belirtilmiştir (74).



Şekil 2.1. Günümüzde kullanılan farklı üretici firmalara ait döküm kopingleri (72).

Günümüzde ITI, Astra Tech ve Noble Biocare gibi pek çok implant sistemi siman tutuculu restorasyonların üretiminde plastik dökülebilir kopingleri kullanmaktadırlar

(Şekil 2.1.) (72). Örneğin; ITI firması solid dayanaklarında hazır plastik dökülebilir kopingler ile metal altyapı üretimini desteklemektedir. Bu koping sistemi die spacer kullanımını ortadan kaldırarak kron ve dayanak arasında belirlenmiş bir siman boşluğu oluşmasını sağlar. Bu ayarlanmış olan siman boşluğu ITI sistemlerinde ortalama 20 μm 'dir ki bu ADA'nın ideal siman kalınlığı için 96 nolu önergesi ile uyumludur (73, 75).

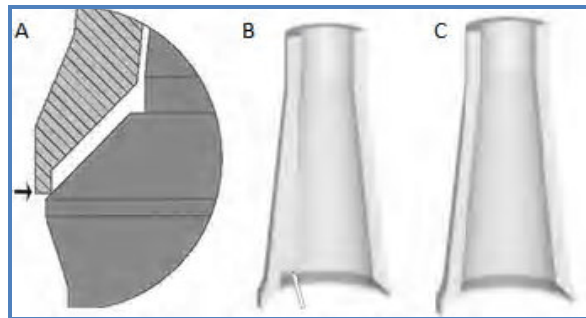
Bu kopingler iki tipte olabilir (76):

1. **Sabit bölümlü protezler (köprü) için:** Bu plastik koping tipi dayanağa oturan bir düz yüzeye yani anti-rotasyonel yapıya sahip değildir. Farklı yönlerde köprü üretimini sağlar.
2. **Tek kronlar için:** Dayanağın düz yüzeyine oturan düz bir iç yüzey mevcuttur. Yani anti-rotasyonel özelliği bulunur.

Her iki koping sistemi dayanak yüzeyindeki simanın kaçışını sağlayan girintiye oturmaz (76).

Plastik dökülebilir kopinglerin avantajları şu şekilde tanımlanabilir:

1. İmplant sistemine özeldir. Sistemi ile uyumu mükemmeldir.
2. Siman boşluğunun ideal olarak verilmesini sağlar.
3. Kilit (snap on) mekanizmasına sahip sistemlerde dayanak implanta kilitlenerek alt yapının modelaj ve döküm işlemlerini kolaylaştırır (Şekil 2.2). Bu sayede kenar uyumunu artırır.



Şekil 2.2. Kilit mekanizmasına sahip dökülebilir kopingin döküm sonrası(A) ve öncesi kesit görüntüsü (B,C)

4. Sert bir yapıda olduğu için elle yapılan mum modelaj tekniğinde mum modelin dayanaktan çıkarılması sırasında olabilecek deformasyonları engeller.
5. Freze ile şekillendirilebilir.

6. Kron ve köprü için olmak üzere iki farklı yapıdadırlar. Kron kopinginde anti-rotasyonel yapı bulunmakta ve olası pozisyon değişimlerini engellemektedir.
7. Mum içerisinde biriken streslerin neden olabileceği distorsiyonları ortadan kaldırır.

2.5.3. Ölçü Kopinglerinin Kullanımı

Teknisyenler ve laboratuvarlar ilave maliyet getirmesi nedeniyle implant sistemlerinin plastik dökülebilir koping gibi parçalarını kullanmak istemeyebilirler. Ayrıca, metal döküm altyapının yeniden dökülmesinin gerektiği durumlarda ilave parça ve maliyet söz konusu olur. Bu yüzden teknisyenler daha alışıktırlar ve düşük maliyet gerektirmesi nedeniyle geleneksel mum modelaj yöntemini tercih ederler. Ancak bazı teknisyenler de ekonomik faktörleri göz önüne alarak hem implanta özel standart bir yapı olması sayesinde daha iyi bir kenar mum modelajı sağlayan hem de tekrar kullanılabilen ölçü kopinglerini kullanırlar (73).

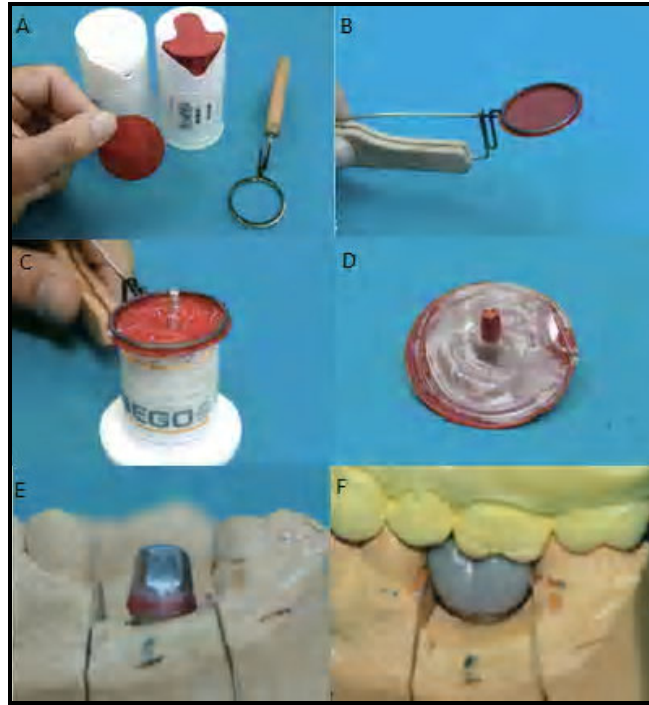
Siadat et al. (73) döküm altyapı öncesi mum modelaj hazırlığında plastik dökülebilir koping, ölçü kopinglerinin tekrar kullanımını ve geleneksel mum modelaj tekniğinin protezin kenar uyumuna etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında vertikal uyumsuzluk için her grubun kendine özgün bir yetersizliğinin olduğunu, geleneksel mum modelajda en az horizontal uyumsuzluğun olduğunu ve plastik koping kullanımı ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını ve ölçü kopingi kullanımının horizontal kenar uyumsuzluğunu diğer iki gruba göre anlamlı düzeyde arttırdığını bildirmişlerdir.

2.5.4. Modifiye Plastik Plak Tekniği

Bu yöntem hazırlanan dayanakların bitim sınırlarında patern rezin ve modifiye plastik plak kullanımı ile plağın basınç altında dayanağa uyumlandırılması esasına dayanır. Araştırmacıların görüşüne göre; bu yöntem mum modelaj sırasında marjinal bitim sınırında oluşabilecek olası hataları önleyebilmektedir (57). Bu teknik siman tutuculu implant destekli sabit protezler için üretilmiş dayanaklarla kullanılabileceği gibi, ağız içinde hazırlanan dayanaklarda ya da laboratuvar koşullarında hazırlanan dayanaklarda modelaj işleminde kullanılabilir (66). Koping modelajlarının altyapılarını elde etmek için plastik plakların kullanıldığı teknikler yaklaşık 25 yıldır uygulanmaktadır (57).

Bu yöntemde die spacer (boşluk oluşturucu) olarak kullanılan ve kalınlığı belli bir renkli disk ve asıl alt yapı modelajının üzerinde yapıldığı saydam plastik plak kullanılır

(Şekil 2.3) (66). Gece plağı ve cerrahi plak yapımında da saydam kalın plastik disklerin ısıyla şekil alması ve modele tam adaptasyonunun sağlanması mantığıyla bu teknikte de spacer (boşluk oluşturucu) ve plastik saydam plak ısıyla dayanağa çepeçevre adapte olur. Soğuduktan sonra ise plakların adapte edilmemiş eteklerinden bir makas ile üç adet kesim yapılır. Plaklar dayanak üzerinden çıkartılır ve die spacer (boşluk oluşturucu) ince plak koping plastik plağı üzerinden kaldırılır. Materyal fazlalığı preparasyon bitim çizgisinin 1 mm üzerinden kesilir. Koping kenarları düzeltildikten sonra plak ile bitim sınırı arasındaki 1 mm boşluk, kenar bitim sınırında die spacerın (boşluk oluşturucu) olmaması gerektiği için patern rezin ya da mum ile doldurulur, basamağa tamamen adapte edilir. Böylece siman aralığı standart hale getirilmiş, modelaj için hazır bir alt şablon elde edilmiş olur. Bundan sonrası geleneksel mum modelaj işlemleri ile tamamlanır (57).



Şekil 2.3. Modifiye plastik plak tekniğinin aşamaları. A: Spacer (kırmızı) ve koping diskler (saydam). B: Spacer ve koping diskler tutucu kola yerleştirilir. Spacer (boşluk oluşturucu) plak kopingin altında konumlandırılır. C: Hazırlanan implant dayanakları etrafı silikon putty ile doldurulan plastik kutu üzerinde tamamen ısıyla şekillenen diske gömülür. D: Adapte edilen spacer ve koping diskler. E: Kenar bitim sırasında patern rezin ile tamamlanan plastik plak. F: Metal seramik kron modelajının bitmiş hali (66).

2.5.5. CAD-CAM SİSTEMİ (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing)

CAD-CAM sistemleri, bilgisayar ile veri toplayarak bir dizayn oluşturma ve sonrasında oluşturulan bu dizaynın üretiminde kullanılan sistemlerdir. Bilgisayar destekli tasarım (CAD-Computer Aided Design), bilgisayar destekli üretim (CAM-Computer Aided Manufacturing) ve bilgisayar sayısal kontrolü (CNC-Computer Numeric Controlled) gibi teknolojiler son yıllarda hızla gelişmektedir (47).

CAD-CAM sistemlerinin diş hekimliğindeki serüveni 1970'li yıllarda ilk uygulayıcıları olan Duret ve Preston ile başlamıştır (62). Bunu 1980'li yıllardaki Moermann'ın çalışmaları takip etmiş ve Cerec sisteminin geliştirilmesine yardımcı olmuştur. CAD-CAM sistemleri kullanılarak hem çalışma yöntemleri basitleştirilmiş hem de daha yeni ve daha iyi materyallerin kullanımı mümkün olmuştur (47, 77).

Diş hekimliğinde kullanılan restorasyon üretiminin otomasyonundan beklenen hedefler şunlardır; ticari olarak üretilen materyal blokları kullanılarak daha yüksek ve standart kalitede restorasyonların elde edilmesi, restorasyon şekillendirme işleminin standardize edilmesi ve üretim maliyetinin düşürülmesi (47).

Bu teknoloji ile sisteme uygun olarak üretilen blok materyalleri kullanılarak yüksek ve standart kalitede restorasyonların elde edilmesi ve üretim maliyetinin düşürülmesi hedeflenmiştir. Günümüzde CAD-CAM uygulamaları için kullanılan dental materyaller hızla artmakta ve gelişmektedir. Bu materyaller geleneksel laboratuvar metotlarıyla kullanılabildiği gibi birçoğu CAD-CAM sistemleri ile de kullanılabilmektedir. CAD-CAM sisteminde kullanılan fabrikasyon bloklar geleneksel yöntemle hazırlananlara göre daha homojendir ve daha az üretim hatası içerirler (63).

Günümüzde farklı CAD-CAM sistemlerinin piyasaya sunulmasıyla geleneksel mum modelaj tekniğinin önemli sınırlamaları ortadan kaldırılmıştır ve dökülebilir materyallerden modelaj örneklerin üretilmesi mümkün hale gelmiştir. CORITEC (imes-core GmbH; Eiterfeld, Almanya), Precident DCS system (DCS-dental; Allschwill, İsviçre) ve Everest System (Kavo-Everest; Leutkirch, Almanya) dökülebilir akrilikten alt yapıların frezesini sağlayan sistemlerden bazılarıdır (6).

Geleneksel üretim yöntemleriyle kıyaslandığında bilgisayar destekli üretim sistemleri döküm, mum modelaj ve ölçü gibi birçok hataya açık olan üretim aşamalarını ortadan kaldırmasıyla büyük avantaj sağlar (65, 78-81). Bu durum hata kaynaklarını azaltırken protezin uyumunu ve başarısını arttırmaktadır. Ayrıca modelaj ve üretim otomatik olarak

programlanan prosedürler olduğu için üretim zamanı ve maliyetten de tasarruf sağlanır (59, 65).

Kalite kontrolünün ve üretim hassasiyetinin endüstriyel otomasyon sistemleri ile arttırılması diş hekimliği endüstrisinin de dikkatini çekmiştir ve endüstriyel otomasyon sistemlerinin diş hekimliğinde kullanımı yaygınlaşmıştır (62, 80-82). Protetik diş hekimliğinde başlangıç CAM uygulamaları diş destekli sabit protezlerin üretiminde kullanılıyordu. CAM sistemleri, implant parçalarının ve implant destekli protezlerin üretimi ile yeni bir aşama kaydetmiştir. Günümüzde CAM teknolojileri ile entegre protetik tedavi konsepti daha çok tercih edilen bir tedavi seçeneği haline gelmiştir (80). Seramik, metal, rezin ve mum gibi materyaller mevcut sistemlerle işlenebilmektedir. CAM sisteminin amacı; CAD yazılımları ile tasarlanan doğru morfoloji ve tam uyum içerisindeki ideal restorasyon üretmektir (59, 65).

Restorasyonlar CAD CAM kullanılarak daha kısa sürede ve standart bir şekilde hazırlanır, aynı ürünün birebir kopyalarını elde etmek mümkündür ve döküm işlemi esnasındaki olası hatalar oradan kaldırılır. Ayrıca CAD model analizi sayesinde undercut bölgelerin görülüp ortadan kaldırılması ve giriş yolunun değerlendirilmesi de bilgisayar programı yardımıyla gerçekleştirilebilmektedir. Mevcut CAD-CAM sistemleri birbirinden farklı avantajlar ve özellikler sunmaktadır. Ancak bu sistemlerin de birtakım sınırlamaları vardır. Bu sınırlamalar şu şekilde sıralanabilir; karmaşık geometriye sahip yapıların üretimindeki zorluklar, aşındırma sırasında materyalde meydana gelen kusurlara (mikro-çatlak ve faz dönüşümleri) bağlı olarak materyalin zayıflaması ve kırılma hale gelmesi, sinterleme sırasında meydana gelen büzülme ve kenar açıklıkları (63).

Tarama sistemlerinin çözünürlüğünden kaynaklanan yetersizlikler keskin kenarların yuvarlatılarak üretilmesine neden olur. Bu durum birtakım iç uyumsuzluklara neden olabildiği gibi insizal ve okluzal kenarlarda kontakların oluşmasına neden olur ve bu durum özellikle kenar bölgesinde oluştuğunda çok büyük problem teşkil edebilmektedir (6, 83).

2.5.5.1.CAD-CAM Sistemlerini Oluşturan Parçalar

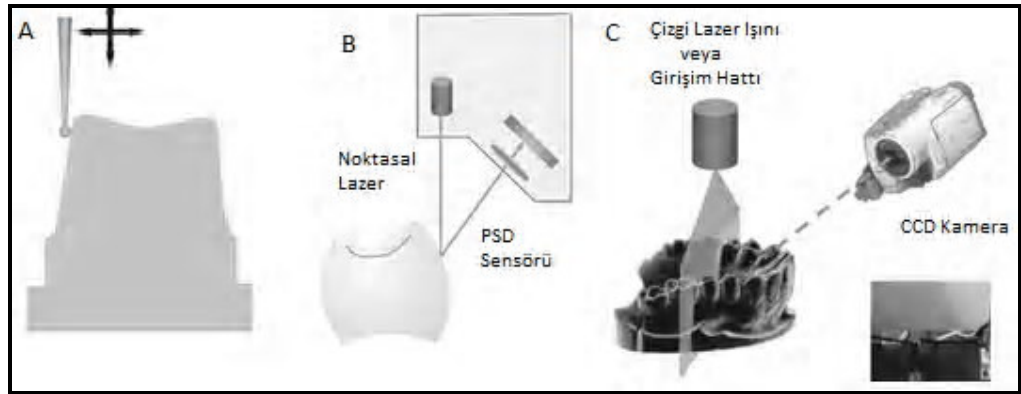
Tüm CAD-CAM sistemleri üç yapısal elemandan oluşur (44, 84):

1. **Tarayıcı/Görüntü Alma Parçası:** Yapının geometrisini dijital ortama aktaracak olan optik veya mekanik bir tarayıcı

2. **Yazılım/Restorasyonun Tasarım Parçası (CAD):** Elde edilecek ürüne ait verilerin oluşturulacağı bir yazılım programı.
3. **Üretim Parçası (CAM):** Tasarlanan veriyi istenilen ürüne dönüştürebilecek bir üretim teknolojisi.

2.5.5.1.1. Görüntü Alma

Hazırlanmış diş preparasyonu, okluzyondaki dişler ve komşu dişler ekstraoral ya da intraoral taranır. Bilgisayar tarafından işlenebilen sanal veri olarak mevcut geometrinin dönüşümünü sağlar (84). Tek kronlarda yalnızca prepare edilecek diş yüzeyinin taranması yeterlidir (47, 85).



Şekil 2.4. CAD-CAM sistemlerine ait farklı tarama yöntemleri. A: Mekanik tarama, B: İntraoral tarama, C: Optik tarama (80).

Dental kullanımlarda mekanik, intraoral ve optik olmak üzere 3 çeşit tarayıcı vardır (Şekil 2.4) (80). Mekanik tarayıcıda iğne ucu, küre ya da pin kullanarak güdük üzerinden mekanik tarama yapılır. İntraoral tarayıcıda ağız içinden kesik diş ve etrafındaki yapıların görünimleri kaydedilerek dijital bir görüntü sağlanır. Optik tarayıcıda ise; beyaz ışık, renkli ışık ya da lazer projeksiyonu kullanılarak güdük üzerinden optik tarama yapılır (47, 86).

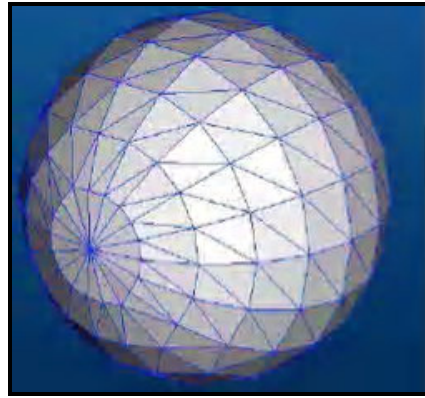
2.5.5.1.2. Restorasyonun Tasarımı

Restorasyonun 3 boyutlu dizayn ve planlaması bilgisayar ekranında gerçekleştirilir. Kişiye özgü restorasyonlar kolaylıkla yapılır. Tasarımın bilgisayarda yapılması her aşamada fayda sağlamaktadır. Bunlardan en önemlileri tasarım hızı, yüksek hassasiyet ve ilgili tasarımların kolaylıkla değiştirilebiliyor ve çoğaltılabiliyor olmasıdır (47, 86).

CAD teknolojileri, restorasyonların sanal ortamda tasarımını yapabilir ve die spacer kalınlığı ayarlanabilir (47, 86).

Restorasyonun tasarımı tamamlandığında CAD programı sanal modeli genellikle standart dönüştürme diline (Standard Transformation Language, STL formatına) çevirir (87, 88). STL formatı bütün hızlı prototip üretim (HPÜ) sistemlerinde olmamakla birlikte çoğunda kullanılan standart ara bir yüzdür (47).

İki tür STL veri formatı vardır. Biri ASCII formatı diğeri ise ikili formattır. ASCII STL dosyası ikili formattan daha çok yer kaplamaktadır fakat okunabilir özelliktedir. Bir STL dosyası, üçgen yüzeyleri oluşturan her üç vektör için belirtilen XYZ koordinatları ve bir normal vektörle tanımlanır. STL dosyası bir yüzey modeli olduğundan CAD modelden elde edilir.



Şekil 2.5. STL verilerindeki üçgen yüzeyler (89).

STL dosyaları, renk, doku veya diğör özniteliklerini temsil etmeyen 3 boyutlu nesnenin yalnızca yüzey geometrisini üçgen yüzeyler kullanarak tanımlar (Şekil 2.5) (89). Düz yüzeyler az sayıda üçgen yüzeyle tanımlanırken, radiuslu yüzeyler çok sayıda küçük üçgen yüzeylerden oluşur. STL dosya formatına çevrilen dosya hızlı prototip sistemlerinin yazılımlarına aktarılır. STL dosya formatına çevrilirken modelde oluşabilecek hatalar kontrol edilir (90).

STL formatıyla çalışmanın birçok belirgin avantajı vardır. Öncelikle 3 boyutlu CAD verilerinin basit bir şekilde temsil edilmesini sağlar. İkinci olarak çoğu HPÜ ve CAD sisteminde kullanılabilmesidir. Bir diğör avantajı da geometrik şekillerin veri transferi için basit dosyalar sağlamasıdır.

STL formatının avantajlarının yanında dezavantajları da vardır. Öncelikle STL formatı çoğu kez orijinal CAD veri dosyasından daha büyük yer kaplamaktadır. STL formatı

çok fazla gereksiz bilgi içermektedir. İkinci olarak STL formatında geometri kusurları bulunmaktadır. Çünkü çoğu ticari CAD sağlayıcıları tarafından kullanılan dönüştürme algoritmaları günümüzde yetersiz kalmaktadır. Bu üretimi yavaşlatan kusurlar sebebiyle bir onarım yazılımına olan ihtiyaç artmaktadır. Son olarak ise büyük STL dosyalarını dilimlenmesinin saatler almasıdır.

STL formatında karşılaşılan sorunlar;

1. Boşluklar (çatlaklar, delikler), kayıp yüzeyler
2. Dejenere olmuş yüzeyler
3. Üst üste binmiş yüzeyler
4. Ortak noktalı yüzeyler

2.5.5.1.3. Restorasyonun Üretilmesi

Birçok sistem için bu bölüm bilgisayar kontrolündeki freze ve aşındırma makinelerinden oluşmaktadır. Dental teknolojiye CAD-CAM terimi günümüzde “freze tekniği” kullanılarak üretilen restorasyonları tanımlamak amacıyla kullanılmaktadır. Bu yanlış bir tanımlamadır. CAD; “bilgisayar dayalı tasarım”, CAM; “bilgisayar dayalı üretim” cümlelerinin kısaltmalarından oluşmaktadır ve CAD-CAM terimi kullanılan üretim metodu hakkında herhangi bir bilgi vermemektedir. CAM sistemi herhangi bir parçayı bilgisayara dayalı olarak üretmektedir (88, 91). CAM’in amacı; CAD yazılımları ile tasarlanan doğru morfoloji ve tam uyum içerisinde doğru restorasyon üretmektir (59, 65).

Üretilmesi planlanan obje 3 boyutlu bir tasarım programı yardımıyla bilgisayarda modellenebileceği gibi nesnenin 3 boyutlu tarayıcılar ile taranmasıyla da elde edilebilir (63).

Dental restorasyonların oluşturulması amacıyla çeşitli birçok teknoloji kullanılmaktadır. Genel olarak restorasyonların üretilmesinde 3 farklı yöntem kullanılmaktadır (88, 92).

Bunlar:

- Eksiltme yöntemi (freze yöntemi)
- Ekleme yöntemi (hızlı prototipleme)
- Her iki yöntemin de bulunduğu kombine sistemler.

2.5.5.1.3.1. Eksiltme Yöntemi

Eksiltme metodu bilgisayar sayı kontrollü (CNC) makinelerce büyük bir yapının elmas frezler ve diskler yardımıyla prefabrik bir bloktan aşındırılarak üretilmesine dayanır (65, 93).

Bu yöntemde oluşturulmak istenen restorasyon, tek parça bloktan aşındırılarak, çıkartma esasına göre üretilmektedir. Eksiltme yöntemi, tek parça yapıları oluşturmada oldukça başarılıdır ancak büyük miktarda materyalin aşındırılıp uzaklaştırılarak kaybedilmesi söz konusudur. Tipik bir restorasyon elde etmek için prefabrik bloğun ortalama olarak %90'lık bir kısmından faydalanılamamakta; söz konusu metal bloğun ortalama %90'lık kısmı aşındırılarak atılmaktadır (93). Eksiltme sistemi kullanılarak üretim yapan sistemlerde kuru işleme ve sulu işleme olarak iki farklı freze yöntemi kullanılmaktadır (44).

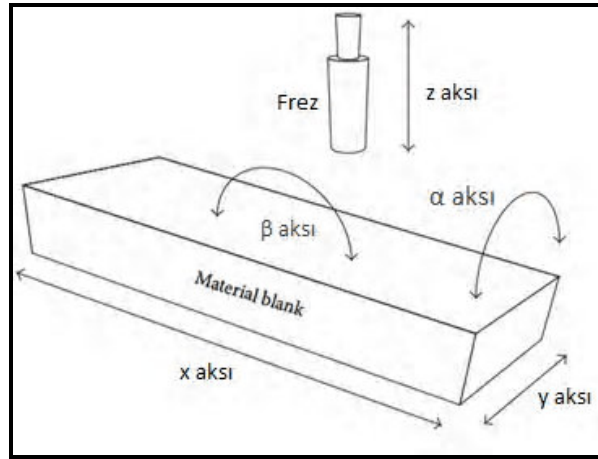
Kuru işleme yönteminde düşük sıcaklık derecesinde yarı-sinterlenme işlemine tabi tutulmuş zirkonyum oksit kalıplar kullanılır. Bu yöntemin avantajları arasında, freze cihazı yatırım maliyetinin düşük olması ve zirkonyumoksit (ZrO_2) kalıbın su absorpsiyonunun gerçekleşmemesine bağlı olarak sinterleme öncesi kalıbın kurutulmasına ihtiyaç duyulmaması ve bu sayede zamandan kazanç sağlanması gösterilebilirken, düşük sıcaklık derecesindeki yarı sinterlemenin altyapılarda yüksek oranda büzülmeyle neden olması da dezavantaj olarak belirtilebilir (44).

Sulu işlemede soğuk su sprey mekanizması ile freze işleminde kullanılan elmas veya karbit frezlerin aşırı ısınması engellenir. Bu yöntem özellikle freze işlemi sırasında ortaya çıkacak ısıdan zarar görebilecek olan cam seramikler ve tüm metal malzemeler için kullanılmaktadır. Freze sisteminde yüksek sıcaklık derecesinde ön-sinterlemesi yapılmış ZrO_2 kalıp kullanılacak ise “sulu işleme” yöntemi, tavsiye edilmektedir (44, 79).

Freze işlemleri sırasında ortaya çıkabilecek ısınma, malzemenin çatlaması gibi komplikasyonların azaltılması için aşındırma (freze) işlemi iki aşamada yapılır. İlk aşama daha kaba bir aşındırmayı düşük hızda ve çok keskin aşındırıcılarla yapılır. İkinci aşama ise yüksek hızda daha az aşındırıcı, küçük çaplı frezlerle ayrıntılı aşındırma işlemidir (94). Bu ikinci aşama ‘fine milling’ olarak adlandırılır ve yüzey pürüzlülüğünü ve talaş kalınlığını azaltmaya yardımcı olur (59, 65, 95).

Tüm aşamaların bilgisayar kontrolünde olduğu, istenen geometriyi elde etmek için yapılan mekanik aşındırmada testere, torna, freze, matkap ve presler gibi güç güdümlü sanayi aletlerini içeren CNC tezgâhları çoğu insan tarafından aşına olunan bir teknolojidir (62). Bu üretim şekli, kullanılacak malzemenin hazır bloğunun aşındırılmasıyla başlar ve istenmeyen tüm kısımlar çıkarılana kadar aşındırma işlemi devam eder. Bu yöntem, geleneksel dental yöntemlerle güçlülük ya da hiç üretilmeyecek karmaşık modellerin kısa bir süre içinde üretilmesini sağlar (62).

Eksiltme yönteminde başrol oyuncu olan CNC makinelerinin teknik özellikleri üretimi doğrudan etkiler. Bu makineler farklı akslarda olabilmektedirler. Üç akslı freze sistemleri dental freze sistemleri içerisinde en sık kullanılandır. Çoğu sistemde hesaplanan yol değerlerine göre frezler 3 aksta (x, y, z) hareket ederler (Şekil 2.6.) (65,79). Bu yüzden, 3 akslı freze sisteminin avantajı; en az hesaplama ve kümülatif freze zamanına sahip olmasıdır. Sanayide kullanılan 3 akslı CNC makineleri manuel yer değişikliği yapılmadıkça konverjan, diverjan ve yüksek ayrıntılı yapıları üretmezler ya da tüm yüzeyleri freze edemezler. Bu sebeple büyük protezlerin üretiminde 3 akslı sistemler kullanılamaz (65, 79).



Şekil 2.6. Farklı aşındırma akslarını gösteren şema (65).

Dört akslı makineler ilave akslarda harekete izin verirler. Bu özellik büyük boşlukların frezesi ya da uzun gövdeli altyapıların üretilmesinde faydalıdır. Beş akslı makinelerin beşinci aksı frez ya da blank'ın rotasyon yoludur. Bu sistemler ile çok karmaşık geometrilerin ya da parlak dış yüzeylerin üretimi yapılabilir (96). Parlak yüzey frezin (tangential) teğetsel hareketiyle oluşturulur. Sanayide bu tip makineler çok karmaşık parçaların (kırımlı delikler vb.) üretiminde kullanılır (65).

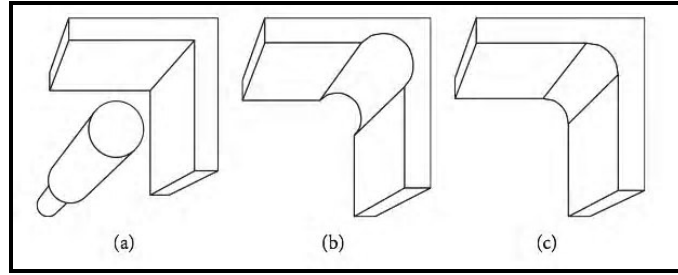
Diş hekimliğinde 5-akslı makineler akrilik tam protez gibi karmaşık yapılı şekillerin üretimi için uygundur (96). Dental uygulamalarda restorasyonun kalitesi aks sayısına bağlıdır. Çalışan parçaların CAD de tasarlanan görev yolunun frezesi işlemin yöntemini etkiler (65, 79).

Sabit protez restorasyonların yanı sıra hareketli bölümlü protez metal altyapıları, tam protez restorasyonları, implant dayanakları, çene-yüz protezleri ve cerrahi stentler gibi birçok restorasyonun yapımında da CAD-CAM sistemlerinin kullanımı büyük bir hızla yaygınlaşmaktadır. Seramik yapımında CAD-CAM veya diğer makineler ile hızlı üretim tekniklerinin kullanılması iki önemli fırsat sağlamıştır. Birincisi; bu sistemlerin dental laboratuvarlarda teknisyen tarafından seramik ile ilgili manipülasyon içeren işlemlerin tümünü ortadan kaldırması ve ikincisi ise teknisyene bağlı olarak hataların azalması ile materyallerin mikro yapısındaki değişikliklerin en aza inmesidir (97). Kopya-milleme yönteminin metal altyapı üretiminde kullanılması ise oldukça yeni ve hızlı bir üretim sistemidir. Akova ve ark. (2009) yaptıkları çalışmada yeni altyapı elde etme yöntemlerinin hastaların ve diş hekimlerinin seans sayıları ve zaman açısından avantajlı olduklarını, konvansiyonel döküm metotlarında ise teknisyen, diş hekimi ve hastaların zaman açısından dezavantajlı durumda oldukları belirtilmektedir. CAD-CAM sistemlerinde beklenen avantajlar; öngörülebilirlik, güvenilirlik ve dayanıklılıktır (65).

CAD-CAM sistemlerinin avantajları; yüksek kalitede materyal kullanımına olanak sağladığı için dayanıklı restorasyonlar elde edilmesi, tabaka kalınlığı gibi parametrelerin kontrol edilebilme kolaylığı, dijital arşivlemeye olanak vermesi, siman aralığı ile kenar bitim sınırı μm düzeyinde belirlenebildiği için yüksek uyumluluğa sahip restorasyonların elde edilmesi, üretim basamaklarının ve üretim hatalarının azalması ile ekonomik ve hızlı olmasıdır (87). Ayrıca CAD-CAM sistemleri ile düz yüzeyli alt yapılar elde edilebileceği gibi, istenilen kalınlıkta, anatomik forma sahip alt yapılar da tasarlanabilir. Literatürde anatomik formlu zirkonya alt yapılar kullanıldığında, eşit kalınlıkta hazırlanan üst yapı seramiğinin alt yapı tarafından daha iyi desteklendiği ve bu şekilde üst yapı kırılmasının azaldığı belirtilmiştir (98).

İnce detayların CAD-CAM sistemlerinde üretilmesi genellikle 1 mm yarıçapında olan en küçük frez ile sağlanır. Üretimi yapılacak geometriye göre küçük çaptaki frezler iyi bir uyum için daha ince detayların verilmesinde başarılı olmamaktadır. Örtorp et al. (99) en küçük frezin yarıçapından daha küçük iç açılı freze edebilmek için drillin kompensasyon özellikleri göz önün de bulundurulmasını ve sanal frez hareketinin bu

çerçevede oluşturulmasını tavsiye ederler.. Herhangi bir değişiklik yapılmadan bu durum gerçekleştiğinde negatif uyum hataları ve restorasyon ile dayanak arasında artmış bir internal boşluk meydana gelir (Şekil 2.7.) (65). Ortaya çıkan aşırı siman boşluğu mekanik dayanıklılıktan ödün verilmesine neden olur. Ayrıca siman boşluğunun artması restorasyonun tutuculuk kaybına ve yatay marjinal uyumsuzluk ve okluzal kenar aralıkları ile sonuçlanan restorasyonun uyum kaybına sebebiyet verir (55, 65).



Şekil 2.7. İç köşe açısının üretiminde aşındırıcı(frez) çapının etkisi. a: Keskin kenarlar yuvarlak aşındırıcı ile oluşturulamaz. Bu sebeple freze ile üretilen restorasyonlarda internal yüzeylerin uyumu. b: Negatif hata olarak fazla aşındırma ya da. c: Pozitif hata keskin köşenin eksik aşındırılması ile sonuçlanır (65).

CAD-CAM sistemleri ile üretilen alt yapıların uyum sorunları tamamen freze işleminden kaynaklanmayabilir. CAD-CAM sistemleri ile üretilen alt yapılarda görülen bu uyum sorunu iki şekilde açıklanabilir. İlk olarak köklü geleneksel teknikler ile kıyaslandığında teknisyenlerin nispeten yeni olan bu sistemlere dair bilgi, tecrübe ve aşinalığı daha azdır. Bu durum teknisyen kaynaklı uyum sorunlarına neden olabilmektedir. İkinci etken ise CAD-CAM sistemlerinin kendi teknik özelliklerinden kaynaklanan uyum sorunlarıdır. CAD-CAM sistemlerinin tarama, dijital olarak protez bitim sınırının belirlenmesi, 3 boyutlu modelleme ve frezeleme gibi aşamalarındaki sorunlar veya kısıtlamalar uyum sorununa neden olabilmektedir (65, 100, 101).

Daha önce de belirtildiği gibi freze, mum modelaj, revetmana alma ve döküm işlemlerinin ortadan kalkmasını sağlar ki bu durumun genel olarak protezin uyumunu arttıracakları öngörülür (65). Ancak bu öngörü ile klinik pratik arasında birtakım uyumsuzluklar vardır ve yapılan çalışmalarda CAD-CAM sistemleri ile üretilen diş destekli restorasyonlarda uyumun klasik yöntemlerden daha iyi olduğunu gösteren bir sonuç bulunamamıştır (83, 102). Geleneksel yöntemlerle üretilen restorasyonların uyum açısından freze ile millenen restorasyonlara göre daha iyi uyum sergilediğine dair genel bir kanı vardır. Bu kanı özellikle freze metal ve seramik restorasyonlarda görülmektedir (102). Tan et al. (102) freze titanyum kronların dikey kenar aralığını 79,4 µm bulurken,

döküm soy metal kronlarda bu açıklığı 23,9 μm olarak bulmuşlardır. Benzer bir çalışmada Han et al. (103) freze titanyum ve döküm titanyum kronların marjinal uyum açısından karşılaştırdıkları çalışmada döküm titanyum kronlarda (52-76 μm) CAD-CAM titanyum kronlara (60-80 μm) göre daha az marjinal açıklık olduğunu tespit etmişlerdir. Çalışmamızda oluşturulan gruplardan biri de dökülebilir mum model üretimi için PMMA (polimetilmetakrilat) hazır blokların CAD-CAM eksiltme yöntemi ile üretilmesidir.

2.5.5.1.3.2. Ekleme Yöntemi (Tabakalı /Hızlı Üretim Teknolojileri)

Tabakalı üretim ASTM (American Society for Testing and Materials) tarafından” 3 boyutlu model verilerinden objelerin üretilmesi için genellikle eksiltme üretim yöntemlerinin aksine tabaka tabaka malzemenin birleştirilmesi işlemi,” olarak tanımlanır (62).

“Hızlı Prototipleme/Rapid Prototyping” veya “Katı Serbest Form Fabrikasyon/Solid Free-Form Fabrication” olarak da adlandırılan sistemin de içine girdiği “Ekleme Metodu/Additive Method” eksiltme yöntemine alternatif olarak dental CAD-CAM sistemlerinde kullanılmaya başlanmıştır (44). İlk Charles Hull tarafından 1988 yılında ‘Stereolithography Apparatus’ adı altında geliştirilmiştir (104).

Tabakalı üretim teknikleri döküm ve bloktan kazıma yöntemleri ile üretilmeyecek karmaşık şekilli objelerin kısa sürede, insan eli değmeden, standart ve daha ucuza üretimine izin vermektedir. Döküm ve kazıma yöntemlerinin olumsuzluklarını ortadan kaldırır. Tabakalı üretim diğer adlarıyla hızlı üretim tekniklerinin yaklaşık 30 yıllık bir geçmişi mevcuttur. Tabakalı üretim yöntemleri çalışma prensipleri, uygulama alanları ve malzeme seçenekleri, üretim zamanı, maliyet ve büyüklük yönleriyle kullanıcıya farklı alternatifler sunmaktadır (63).

Hızlı prototipleme sistemlerinin çalışma prensibi; üç boyutlu modelin 0,1 mm düzeyinde katmanların sırayla üretilmesi ve bir önceki katmana eklenmesi ile dizayn edilen modelin oluşturulması prensibine dayanır (105).

Bu sistemin temel prensibi üç boyutlu bilgisayar dosyaları oluşturulup bu verilerden yatay kesitlerin oluşturulması ve üretimin katman katman bir baştan diğer uca eklenerek gerçekleştirilmesine dayanır (62). Ekleme yönteminin kullanıldığı CAD-CAM sistemlerinde bilgisayarda tasarlanan parça üzerinde freze yoluna benzer rehber bir

koordinat oluşturulur. Bu sistemde üretim parça kesmek yerine oluşturulan rehber koordinat yardımıyla tasarlanan parça oluşana kadar seramik veya metal tozu kullanarak malzemenin sinterizasyonu yani birleştirilmesi şeklindedir. Ekleme yöntemi atık malzeme oluşturmaması avantajı ile dikkat çekici bir sistemdir (44, 62, 91). Böylece eksiltme yönteminde frezeleme sonucu oluşan malzeme sarfiyatı engellenirken, hastaya özgü parçalar yüksek uyumda elde edilebilir. Üretim hızı, güvenilirlik ve ekonomik yönlerden geleneksel üretim tekniklerine göre avantajlıdır (98).

Hızlı prototip teknolojilerinin esası, malzemelerin sıvı, toz veya katı halde, lazer ve diğer yöntemlerle foton veya ısı uygulanarak bilgisayar kumandası ile (kalıp, aparat olmadan) şekillendirilmesi şeklinde açıklanabilir (47).

Üretilmiş olan hızlı prototip cihazlarının çalışma prensibindeki ortak yön, bilgisayarda 3 boyutlu CAD ortamında oluşturulan parça STL olarak hazırlanıp prototip makinesinde katmanlar halinde inşa edilmesidir. Fakat katmanların oluşturulma tekniği ve inşa hammadresi olarak kullanılan malzemenin özelliği çok farklı olabilmektedir (47).

CAD yazılımları tarafından oluşturulabilen, hızlı prototiplemede yaygın olarak kullanılan STL dosyaları, renk, doku veya diğer özniteliklerini temsil etmeyen 3 boyutlu nesnenin yalnızca yüzey geometrisini üçgen yüzeyler kullanarak tanımlar. Düz yüzeyler az sayıda üçgen yüzeyle tanımlanırken, radiuslu yüzeyler çok sayıda küçük üçgen yüzeylerden oluşur. STL dosya formatına çevrilen dosya, hızlı prototip sistemlerinin yazılımlarına aktarılır. STL dosya formatına çevrilirken modelde oluşabilecek hatalar kontrol edilir. Üçüncü adımda model, makinenin özelliğine ve parça hassasiyetine bağlı olarak dilimlere bölünür. Her dilim, modelin ilgili kesit alanını temsil etmektedir (90, 106).

Sıvı ve toz halinde bulunan tüm materyaller tabakalı üretim için kullanılabilir. Bu amaçla birçok farklı sektörde bu güne kadar kullanılmış malzemeler; demir, bakır, paslanmaz çelik, titanyum alaşımı, nikel bazlı alaşımlar, kobalt bazlı alaşımlar ve alüminyum gibi metallerdir. Ayrıca farklı biyo-polimerler, polikarbonat, akrilik, stiren, naylon, termoplastik, elastomer ve döküm mumu gibi polimerler ve silika, alumina zirkonyum ve zirkonyum silikat gibi seramikler de kullanılabilir. Üretim aşamasında kullanılabilecek bu malzeme çeşitliliği sayesinde uçak sanayiinden tıp alanına kadar tüm sektörlerde hızlı üretim teknikleri kullanılabilir. Dış hekimliğinde henüz kullanımı yeterince yaygın değildir (63). Günümüzde yüz

protezleri, hareketli protezler, iskelet alt yapıları ve sabit restorasyonların metal alt yapıları hızlı prototip üretim teknikleri ile üretilmektedir (107-111).

HPÜ teknikleri ana parçadan malzeme uzaklaştırmak yerine, malzemeyi yığarak üretim yapma özelliği ile günümüz CAD-CAM sistemlerine kıyasla maliyetten büyük ölçüde tasarruf sağlamaktadır. On dört üyeli alt yapılara kadar tek parça halinde üretimin yapılabilirdiği sistemde, tek seferde toplam 90 üye metal altyapının fabrikasyonu gerçekleştirilebilmekte, döküm işlemine kıyasla üretim sonrası düzeltmelere daha az gereksinim duyulmakta ve dolayısıyla zamandan da büyük kazanç sağlanmaktadır (112, 113).

Hızlı prototip sistemleri üreticiye, tek bir inşa işlemi sırasında birden çok ve farklı geometrilerde üretim yapabilme olanağı verir. Konvansiyonel tip döküm sistemiyle yapılan üretimlerde ise her farklı geometrideki yapı için ayrı ayrı kalıp gereksinimi vardır. Hızlı prototip sistemlerinde işlem dosyasına 3 boyutlu CAD modelleri eklenerek tek seferde farklı parçalar üretilir. Hızlı prototip sistemlerinde farklı geometrilerde objelerin üretilmesi için alet değişimine gerek yoktur. Böylece ek maliyet önlenir ve zamandan tasarruf edilecektir (47).

HPÜ sistemlerinde farklı şekillerdeki parçaların üretimi için özel becerilere sahip operatöre/teknisyene gereksinim yoktur. Sadece işlemin gerçekleştirilmesi için CAD dosyalarının sisteme yüklenerek ayarlanması yeterlidir (47).

Mum model hazırlanmasında Hızlı prototip sistemlerinin 4 avantajı vardır (63, 114):

1. Yüksek üretim hızı: Dental laboratuvarlar saatte 150 üye üretimi kolaylıkla yapabilirler.
2. Mum kopinglerin kalite kontrolü: Sabit duvar kalınlığı ve yüksek uyumu da beraberinde getirir.
3. Azaltılmış döküm zamanı
4. Döküm kopinglerde bitim (tesviye –polisaj) işlemlerinin azaltılması

Hızlı prototipleme sistemlerinin genel olarak avantajlarına bakacak olursak (63, 113)

1. Birim maliyetlerinin azalması
2. Kısa sürede çok fazla sayıda nesnenin üretilmesi
3. Kullanımının kolay olması
4. Üretilen parçaların netliği
5. Artmış mekanik özellikler

6. Üstün biyolojik özellikler
7. Üstün kimyasal özellikler (yüksek korozyon direnci ve kimyasal stabilite)
8. Porozitesiz üretim.

Diş hekimliğinde hızlı prototip sistemlerinin popülerliğinin artması ve kullanımının yaygınlaşmasıyla otomatik mum modelaj üretimi yaklaşımı da olası hale gelmiştir. Bu yaklaşım 3 boyutlu görüntüleme, CAD, hızlı prototipleme/ katmanlı üretim aşamaları sonucu geleneksel üretim sürecini kolaylaştırmıştır. Genel olarak mum model üretiminde stereolitografi, 3 boyutlu basım ve fused deposition modelleme gibi sistemler en önde olanlardır (69).

Hızlı prototip sistemleriyle mum modellerin üretilmesi sonrası halen geleneksel kayıp mum işlemlerine gereksinim vardır. Bu işlem SLS/SLM sistemlerine göre daha ekonomik bir yöntemdir ve çoğu teknisyen için tercih sebebidir (69).

2.5.6. HIZLI PROTOTİP ÜRETİM TEKNOLOJİLERİ

Hızlı prototipleme cihazları, kullanılan katmanlama tekniğine göre 6 ana gruba ayrılır (115):

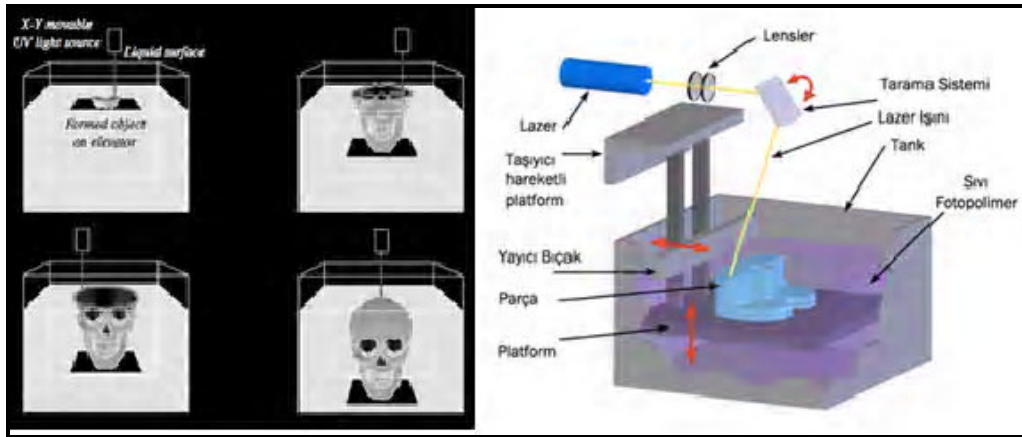
- 1- Stereolitografi (SLA)
- 2- Tabakalı Yapıştırılmalı Üretim (Laminated Object Manufacturing -LOM)
- 3- Selektif Lazer Sinterleme /Ergime (SLS /SLM))
- 4- Eriyik biriktirme modelleme (Fused Deposition Modeling –FDM)
- 5- Katı Tabaka Kurutma Teknolojisi (Solid Ground Curing -SGC)
- 6- 3 Boyutlu Baskı(3DP)

2.5.6.1. STEREOLİTOGRAFI (SLA)

SLA, mucidi Charles Hull'un çalışmasına dayalı 3D Systems tarafından 1988 yılında tanıtılan ilk hızlı prototipleme sistemidir (90). İlk olarak ticari olmuş ve dolayısı ile ticari başarıyı en erken yakalamış olan teknolojidir (47, 92).

Bu sistem ışığa duyarlı sıvı rezin, model inşa eden platform ve rezinin serleşmesi için gerekli ultraviyole lazer parçalardan oluşmaktadır (Şekil 2.8.) (89,114). Teknikteki esas nokta fotopolimer denen ve ışık enerjisine maruz kaldığında fiziksel ve kimyasal yapısı değişen bir maddedir. Fotopolimerler plastik esaslı olabileceği gibi, metal veya seramik tozu takviyeli fotopolimer reçineleri de bulunmaktadır (115).

Nokta şeklindeki lazer ışını bilgisayar kontrolü ile yansıtılarak tank içerisindeki sıvı malzemenin üst yüzeyinde seçilen bölgeleri kür ederek katılaştırır. Bir katman inşası tamamlandıktan sonra parçanın bulunduğu platform (elevator), katman kalınlığı kadar aşağı indirilir ve bir kanat yardımıyla yeni bir kat sıvı fotopolimer kaplanır. Malzemenin yapışkan özelliği sayesinde tabakalar birbirlerine yapışırlar (90). Bu işlem tüm model tamamlanıncaya kadar devam eder. Altları boş olan kısımlar sistem yazılımı ile tespit edilerek bu kısımlara destek yapıları inşa edilir. İşlem sonrası bu destek yapıları asıl parçadan ayrılırlar. Çoğunlukla ulaşılan ilk kür derecesi yeterli olmadığından parça bir süre daha özel bir fırında UV lamba altında bekletilir. Küçük farklar olsa da birçok firma aynı prensibi kullanmaktadır (47).



Şekil 2.8. SLA tekniğinin temel prensibi (89,114).

Temel üretim aşamaları şu şekildedir (62):

1. Üretimi istenen nesnenin 3 boyutlu modeli CAD programında oluşturulur.
2. Mevcut yazılım sayesinde CAD model ince tabakalar şeklinde her milimetre için 5'ten 20 tabakaya kadar ya da çözünürlüğe göre daha fazla olacak şekilde katman katman dilimlenir.
3. Lazer hazne içindeki sıvı rezini tarar ve böylece ilk tabaka oluşur.
4. Bu işlem model tamamlanıncaya kadar tabaka tabaka tekrar eder.
5. İşlem tamamlandığında öncelikle objeler sertleşmemiş rezini uzaklaştırmak için çözücü içinde yıkanır daha sonra ultraviyole altına yerleştirilerek rezinin iyice sertleşmesi sağlanır (62).

SLA son derece yüksek doğrulukta, yüzeyi düzgün olan ayrıntılı polimer parçalar üretebilir. Reçine esaslı malzemeler, polipropilen, akrilik ve epoksi kullanılabilir. Günümüzde rutin olarak dental implant, cerrahi rehber plakların hazırlanmasında, geçici kron ve köprülerin üretiminde ve kayıp mum tekniği ile döküm için rezin modellerin üretilmesinde kullanılmaktadır (62,114). Ayrıca dijital model elde etme ortodontik model ve ortodontik aparey medikal model ve kavramsal modelleme gibi farklı üretim imkanları da sunar (Şekil 2.9.) (116). Çalışmamızda döküm öncesi mum modelaj yöntemlerinden birisi olarak SLA ile modelajı yapılacak alt yapıların 3 boyutlu CAD verilerinden doğrudan rezin model üretimi yapılmıştır.



Şekil 2.9. DWS sistemleri ile üretilen yapılar (116).

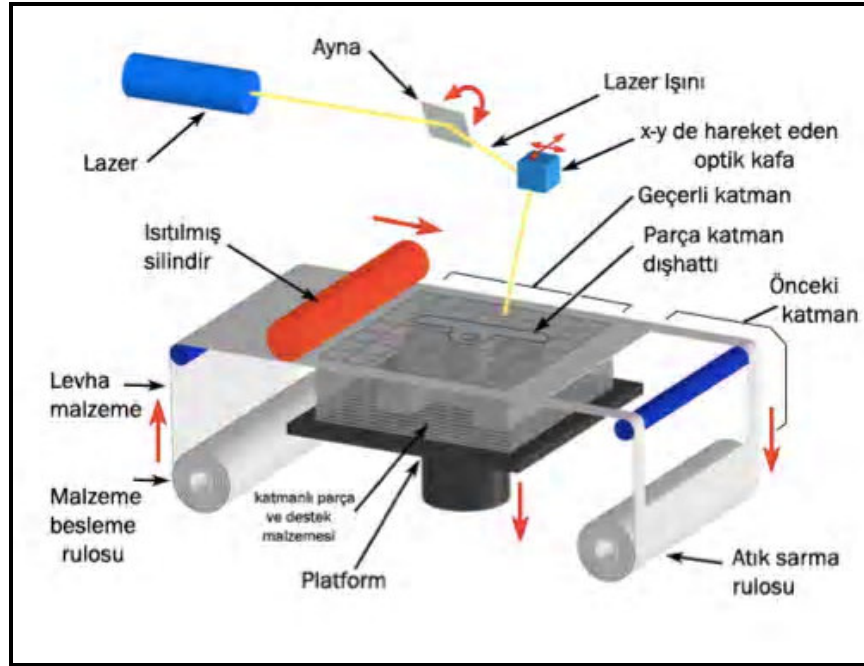
DWS (Digital Wax Systems, DFAB, Vicenza,İtalya) patentli 3 boyutlu tabakalı üretim sistemlerinden biridir. Bu firma stereolitografi teknolojisini kullanmaktadır. SLA tekniğinin pek çok avantajı ve dezavantajı bulunmaktadır (Tablo 2.1.) (114). Bu ultra hızlı, masaüstü (desktop) boyutlarındaki tabakalı üretim sistemi ağız içi tarayıcılar ile uyumludur ve dental CAD-CAM çözümlerine açıktır. Bu sistemin en belirgin özelliği masaüstü ve koltuk başı (chairside) olmak üzere iki çeşidi bulunmasıdır ve şuan piyasada 3 boyutlu yazıcı olarak koltuk başı versiyonu bulunmaktadır. Yüksek kaliteli, uzun süreli, geçici kron ve köprü restorasyonlar ışıqla sertleşen “Temporis” materyali ile tek seansta koltuk başı olarak üretilir (118).

Tablo 2.1. SLA yönteminin başlıca avantaj ve dezavantajları (114).

Avantajları:	Dezavantajları:
✓ Yüksek doğruluk ✓ Kapalı tolerans ✓ İyi ve pürüzsüz bitim ✓ Doğrudan döküm amacıyla inşa edilen modeller kullanılabilir. ✓ %100 yoğunluk imkanı ✓ Yüksek mekanik dayanıklılık ✓ Kaliteli inşa detayları sunma	➤ Yüksek malzeme ücreti ➤ Sadece polimerler için kullanım imkanı ➤ Sonradan sertleşme gerekliliği

2.5.6.2 Tabakalı Yapıştırırmalı Üretim (Laminated Object Manufacturing -LOM)

Bu sistem ilk 1991 yılında Michael Feygin tarafından geliştirilmiştir. Bu teknikte bir katman önceden üretilmiş yüzeye bir yüzeyi yapışkan olacak şekilde yapıştırılır ve sınırları lazer (CO2 lazer) ile kesilmektedir (Şekil 2.10.) (89). Genelde hammadde olarak kağıt kullanılmaktadır. Üretim işlemi bittiğinde üretilen model ahşap görünümüne benzemektedir (115). Malzeme olarak kaplanmış kâğıt, plastik ve köpük kullanılabileceği gibi seramik veya metal tozu emdirilmiş malzemeler de kullanılabilir. Malzemenin kolay ve ucuz temin edilebilirliği yöntemi avantajlı kılmaktadır (89).



Şekil 2.10. LOM tekniğinin çalışma prensibi (89).

Katmanların yapıştırılması sırasında her bir katman üzerinde gezen silindirik parça, ısı ve ağırlığının etkisi ile yapışmayı kolaylaştırmaktadır. Bu sistem genelde büyük modellerin hızlı bir şekilde oluşturulmasında kullanılmaktadır (115). Tasarım ve parametrelerin doğru seçilmesiyle her boyutta yüksek hassasiyete sahip prototip dışında yapısal ve işlevsel modeller de elde edilebilir. Büyük hacimli parçalar yüksek hızla işlenebilmektedir. Çevre dostu bir teknolojidir (90).

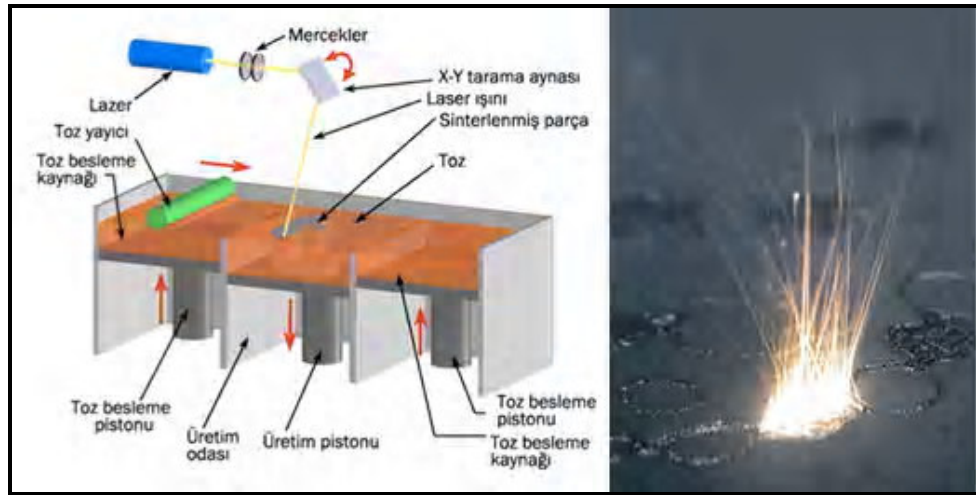
2.5.6.3. Selektif Lazer Sinterleme / Ergitme (SLS / SLM)

SLS (Selective Laser Sintering / Seçmeli Lazer Sinterlemesi) teknolojisi ilk olarak Texas Üniversitesinden Carl Deckard tarafından bir doktora çalışması olarak geliştirilmiştir (47).

Dış hekimliğinde en sık kullanılan tabakalı üretim tekniğidir. Bu yöntemde, ısıtıldığında kaynaşabilen toz halindeki bir hammadde ince bir tabaka halinde yayılır (Şekil 2.11.). Toz yatağının üzerinden geçen bir silindir ya da seviyeleme sistemi yardımı ile toz yatağına sabit kalınlıkta alaşım tozu yerleştirilmesi sağlanır. Silindir ile basınç uygulanan bu aşama sırasında partiküllerin daha da küçülmesi sağlanmış olur. Toz alaşım katmanının kalınlığı 20-100 μm aralığındadır. Dış hekimliğinde üretilen parçalar oldukça küçük olduğu için bu alanda kullanılan makinelerde katman kalınlığı 20 μm

olacak şekilde ayarlanmıştır. Galvano aynaların rehberlik ettiği lazer demeti üretilecek cismi oluşturmak üzere her tabakadan sonar toz yatağını tarar (63). Üç boyutlu obje tamamlanana kadar bu siklus termal ve mekanik aşamalarla devam eder. Lazer demetin taramadan geçtiği arta kalan toz gevşek bir biçimde kalır. İnşa süresince doğal bir destek görevi üstlenmiş olan serbest tozlar fırça veya vakum emici ile manuel olarak temizlenerek üretilen parça veya parçalar tezgah tablasından alınır (47).

Üretimin yapıldığı kafes kapalıdır ve süreç oksidasyonu önlemek amacıyla inert bir atmosferde (nitrojen ya da argon) gerçekleştirilir. Selektif lazer sinterlemede yoğunluğu %60'ı geçen parçalar üretebilmek amacıyla hazırlanmış özel toz karışımlar kullanılır (119).



Şekil 2.11. SLS tekniğinin temel çalışma prensibi (89, 116).

SLS yöntemi malzeme olarak; mum, naylon, polikarbonatlar, plastik, metal veya seramik tozları kullanılabileceği gibi bunların karışımlarından oluşan kompozit tozlarında dahil olduğu geniş bir yelpaze sunmaktadır (115) (Şekil 2.12.). SLS yöntemi ile hazırlanmış model için gerekli bitirme işlemleri minimum seviyededir (105).



Şekil 2.12. SLS yönteminin dental uygulamaları (116).

Hızlı prototip üretim teknikleri ana parçadan malzeme uzaklaştırmak yerine, malzemeyi yığarak üretim yapma özelliği ile günümüz CAD-CAM sistemlerine kıyasla maliyetten büyük ölçüde tasarruf sağlamaktadır. Bu yöntemlerde üretim; modelaj, tipleme, revetmana alma gibi geleneksel döküm işlemleri uygulanarak veya CAD-CAM sistemlerinde olduğu gibi freze cihazları ile blok halindeki malzeme şekillendirilerek gerçekleştirilmektedir (120).

On dört üyeli alt yapılara kadar tek parça halinde üretimin yapılabilirdiği sistemde, tek seferde toplam 90 üye metal alt yapının fabrikasyonu gerçekleştirilebilmekte (108,121), döküm işlemine kıyasla üretim sonrası düzeltmelere daha az gereksinim duyulmakta ve dolayısıyla zamandan da büyük kazanç sağlanmaktadır (120). Geleneksel kayıp mum tekniği ile kıyaslandığında SLM tekniği üretim zamanını azaltır, operatörler arası çeşitliliği ortadan kaldırır ve porözite içermemektedir (46).

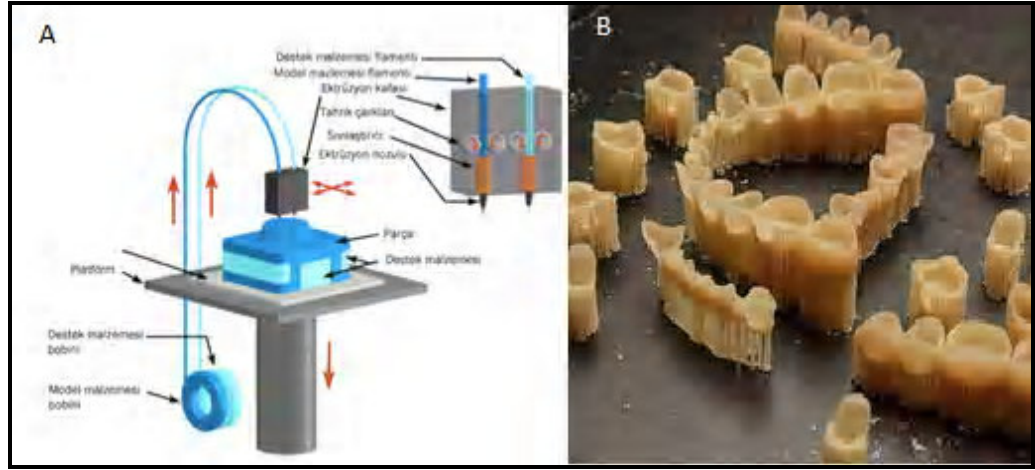
Lazer sinterleme cihazları ile üretilen metal altyapılarda, döküm işlemleri esnasında meydana gelen büzülme ortadan kalkmakta, sahip oldukları boyutsal stabilizasyon sayesinde çok üyeli restorasyonlar destek dişler üzerine pasif olarak yerleşmektedir. Bu cihazlar ile metal alaşımlardan karmaşık şekillere sahip objelerin kolaylıkla üretilebilmesi, bölümlü protezlerin altyapılarının fabrikasyonlarında da kullanılmalarını sağlamaktadır (107).

Seçici lazer ergime (SLM); kullanılan teçhizat yönünden selektif lazer yöntemine benzer. Fakat burada kullanılan yüksek enerji tozun tamamen ergimesine neden olur. Bu sebeple selektif lazer ergimede yoğunluğu daha yüksek parçalar üretilebilir. SLM yöntemi ile tam yoğunlukta parçalar üretilebilir fakat doğru işlem kontrolü sağlanmadığında üretilen parçalarda yüksek iç gerilimler ve zayıf yüzey bitimi meydana gelir. Bunun sebebi işlem esnasında oluşan yüksek sıcaklık değişimleridir (63, 122).

2.5.6.4. Eriyik Biriktirme Modelleme (Fused Deposition Modeling -FDM).

İlk cihazı 1991 yılında Scott Crump tarafından geliştirilmiştir. Bu teknikte katmanlar sıvı veya macun kıvamındaki bir maddenin belli noktalara kontrollü olarak püskürtülerek veya sıvayarak yığılmasıyla yapılmaktadır. Model malzemesi ince plastik tel (filament) şeklindedir. Bazen filament yerine hazneden beslenen plastik granül de kullanılmaktadır (90). Nozül termoplastiği ergime noktasının hemen üzerindeki bir sıcaklıkta tutmaya yarayan bir ısıtıcı eleman içerir ve böylece plastik kolayca nozül

üzerinden akar ve bir katman oluşur (Şekil 2.13.A). Sertleşme soğuyarak sıvı halden katı hale geçme ile olabileceği gibi, kimyasal bir reaksiyonla da olabilmektedir.



Şekil 2.13. A: FDM sisteminin çalışma prensibi. B: Bu sistem ile üretilen mum modeller (89).

Yığılma için bir veya birden fazla uç kullanılabileceği gibi, bazı uçlar sadece destek malzemesi için ayrılabilir (115, 123, 124).

Püskürterek FDM tekniğinde, akışkan halde olan hammadde bilgisayar kontrollü bir veya birden fazla uç yardımıyla damlacıklar halinde yüzeye püskürtülerek katmanlar yapılmaktadır. Çoğunlukla (uçtan çıkış öncesi veya sonrası) sıcaklıkla eritilerek sıvı hale getirilmiş bir hammadde kullanılır ve sertleşme soğuma ile gerçekleşmektedir. Sıvı olarak FDM tekniğinde ise, sıvı veya macun kıvamında olan yapı malzemesinin bir uçtan sıkma yöntemiyle çıkarılıp gerekli noktalara geometriksel çevrim prensibiyle sıvanmaktadır (115, 123).

Bu teknik ile çok parçalı, hareketli mekanizmaların ve karmaşık parçaların üretilmesi mümkündür. ABS, poliamid, polikarbonat, polietilen, polipropilen ve hassas döküm mumu, model malzemesi olarak kullanılabilir. Üretilen parçaların esnemeye, bükülmeye, kırılmaya ve uzamaya karşı yüksek dayanımı, suya ve neme karşı yüksek dirençleri ve uygun maliyeti en önemli özellikleridir. Fonksiyonel parçaların üretimi için uygundur (90).

Literatür incelendiğinde bu sistemin henüz dental restorasyonların üretimi konusunda kendini yeterince kanıtlamadığı ancak döküm öncesi mum örneklerin üretiminde kullanıldığı görülecektir (62) (Şekil.2.13.B).

2.5.6.5. Katı Tabaka Kurutma Teknolojisi (Solid Ground Curing -SGC)

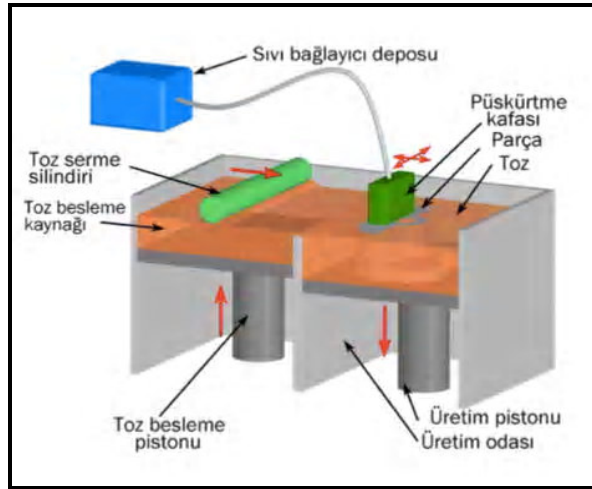
Bu teknikle hazırlanan modeller ilk önce yüzeye ince bir tabaka fotopolimer püskürtülmekle başlamaktadır. Buna paralel olarak cihazın başka bir kısmında lazer yazıcı teknolojisine benzer bir yöntemle, cam bir plaka üzerine maske oluşturulmaktadır. Işığı bloke etmek amacıyla siyah fotokopi toneri kullanılır. Her kesit için ayrı bir maske hazırlanır ve kullanılan toner bir sonraki maskede tekrar kullanılabilir (115). Maske, fotopolimer tabakası üzerine getirilerek yukarıdan güçlü bir ampül ile UV ışığı verilir. Bu esnada maskelenmemiş bütün alanlar kür olur. Işık yeterince şiddetli olduğundan yapım işlem sonrası ikinci bir kür işlemine gerek kalmamaktadır. Sıvı halde kalan fotopolimer, elektrikli süpürge gibi bir vakum kafası ile emilir. Vakum ile temizlenen boşluklara destek malzemesi olarak erimiş mum püskürtülür. Mumun çabuk sertleşmesi için ise su ile soğutulan metal bir plaka ile mumun üzerine bastırılır. Bir sonraki işlem için yüzeyin düzeltilmesi amacıyla tüm yüzey bir freze çakısı ile tıraşlanır. SGC teknolojisi, STL teknolojisine kıyasla yaklaşık 8 kat daha hızlı bir şekilde çıktı verebilmektedir (115, 124).

Parçalarda iç gerilmeler çok azdır. Modelin kütle merkezi ağırlıklar yerleştirilerek ayarlanabilir. Aynı anda birden çok parça üretilebilir. Destek gerektirmez. Malzeme seçeneği azdır. Bakım maliyeti yüksektir. Gürültülü çalışır. Makinenin boyutları büyüktür (90).

2.5.6.6 Üç Boyutlu Baskı (3DP)

Bu tekniğin genel çalışma prensibi; çok ağızlı bir uçtan püskürtülen bir yapıştırıcı ile tozların bağlanması ardından bir katman aşağı inen yapım yüzeyine merdane yardımıyla yeni bir kat toz serpilmesi ile işlem devam etmektedir (Şekil 2.14.) (89). Yapıştırılan katmanın dışında kalan tozlar ise parçaya destek görevi görmektedir. Bu tozlar işlem bittikten sonra manuel olarak bir fırça yardımıyla temizlenmektedir. Ardından model yüzeyine direnç kazandırmak amacıyla çok kısa bir süre (~3sn) reçine içine (siyanoakrilat, erimiş mum veya ürean batırılabilir. 70 °C'ye ayarlanmış bir fırında 1-2 saat bekletilir (90, 114, 115).

Üç boyutlu baskı hem mum hem de akrilik rezin ile şekillendirilebilen koping, bölümlü sabit protez, anatomik preslenebilir örnekler ve bölümlü hareketli protez altyapıları için kullanılmaktadır.



Şekil 2.14. 3-Boyutlu baskı sisteminin çalışma prensibi (89).

Bu sistemde üretilen modelin geniş toleransa (0.127 mm) sahip olması döküm modelaj örnekleri gibi dental modeller için problem teşkil eder. Ancak eğitim modelleri için bu durum söz konusu değildir. Bu yüksek toleranstan dolayı 3 boyutlu baskı teknolojisi ölçü amaçlı kullanımda SLA sistemi kadar kullanışlı değildir. Bu sistemin kendine özel avantaj ve dezavantajları bulunmaktadır (Tablo 2.2.) (114). Uyumsuzluk için pek çok neden olabilir. Bu durum cerrahi sırasında tıbbi implantların cerrahi rehberlerinin daha iyi uyum için ilave zamana ihtiyacına neden olur (114).

Tablo 2.2 : Üç boyutlu baskı yönteminin başlıca avantaj ve dezavantajları (114).

Avantajları:	Dezavantajları:
✓ Hızlı üretim zamanı ✓ Düşük malzeme ücreti ✓ Renklendirilebilme imkanı ✓ Doğrudan döküm amacıyla inşa edilen modeller kullanılabilir. ✓ Düşük toksisite ✓ Materyal çeşitliliği	➤ Geniş tolerans ➤ Düşük dayanıklılıkta modeller ➤ Pürüzlü bitim yüzeyi

2.5.7. KOMBİNE SİSTEMLER

Birtakım endüstriyel CAD-CAM sistemleri, ekleme ve eksiltme üretim yaklaşımlarını bir arada kullanmaktadırlar. Bu kombine sistemlerden biri olan Procera sisteminde preparasyonu yapılan dişlerde 3 boyutlu kayıtlar üzerinde eksiltme yöntemi kullanılarak her boyutta genişletilmiş metal bir güdük modeli üretilir. Bu genişletme miktarı

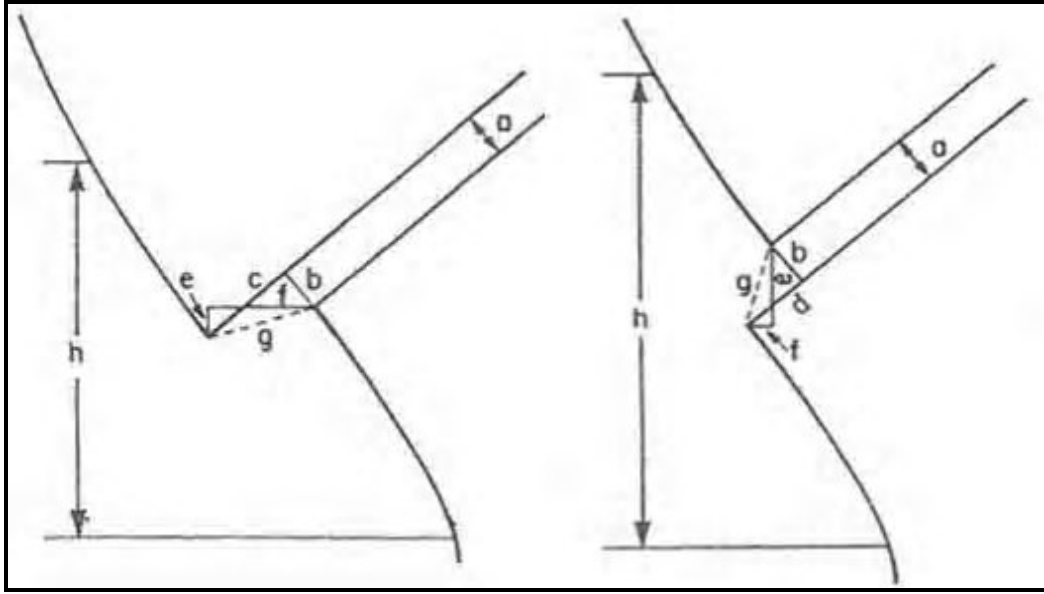
restorasyonun son sertleşmesini sağlamak amacıyla sinterizasyona bağlı büzülme miktarı hesaplanarak belirlenmektedir. Restorasyonu oluşturacak seramik tozu ekleme yöntemi kullanılarak metal güdük üzerine yüksek basınç altında sıkıştırılarak adapte edilir ve nihai restorasyondan daha büyük boyutta bir yapı oluşturulur. Daha sonra dış konturlar oluşturulmak üzere restorasyon freze edilir. Normalden büyük boyutlarda elde edilmiş restorasyon, güdük modelinden çıkarılır. Ardından olabildiğince dirençli hale gelmesi için sinterleme fırınına aktarılır. Fırındaki yüksek sıcaklık restorasyonun boyutsal olarak büzülmesini ve istenilen uyumlu boyutuna gelmesini sağlamaktadır (44, 91). Diğer bir kombine sistemde ise (Wol-Ceram) çamur şeklindeki alümina tozlarının direkt olarak modelde bulunan güdük üzerine ekleme yöntemiyle elektroforetik dispersiyon ile koping oluşturulmaktadır. Sonrasında teknisyen kopingi güdükten uzaklaştırmakta ve cam infiltrasyon aşamasına geçilmektedir. Bu sistem üretim merkezinde bulunmaktadır ve üretim prensipleri henüz açıklanmamıştır. Farklı bir ekleme yöntemli hızlı prototipleme tekniği, 3 boyutlu baskı oluşturma, restorasyonun mum örneğinin tasarlanması ve baskılanması yoluyla da elde edilmektedir (Pro 5 sisteminin WaxPro, Cynovad, Saint-Laurent, Quebec, Kanada). Bu sistemde alet mürekkep püskürtmeli yazıcı gibi çalışarak mum örneklerden altyapılar ve tam kronlar üretebilmektedir. Mum model daha sonra geleneksel döküm yöntemiyle dökülerek metal altyapı elde edilmektedir (44, 91).

2.6. İMPLANT DESTEKLİ SABİT PROTEZLEDE KENAR UYUMU

İmplant destekli sabit protetik restorasyonlar için kenar uyumu ve siman aralığı, tedavinin başarısı ve uzun ömürlü olması açısından son derece önemlidir (125). Kenar açıklığının fazla olması destek dişlerde, mikro-sızıntı, çürük, pulpal inflamasyon ve periodontal rahatsızlıklara neden olabilir. Benzer olarak, implant dayanakları ve kron arasındaki kenar aralığı, plak ve bakteri birikimi için potansiyel bir boşluk oluşturarak implant çevresindeki yumuşak dokularda inflamasyona neden olabilir (4, 126). Bu durum kemik kaybı ve takiben implant kaybı ile sonuçlanabileceğinden protetik tedavide istenmeyen bir durumdur (127). Aksiyal ve oklüzal yüzeylerde implant dayanağı ile kron arasında oluşan siman aralığının, kenar aralığı gibi minimum düzeyde tutulması amaçlanır. Böylelikle o oranda güçlü bir mekanik tutunma elde edilir (128).

Literatürde kenar uyumunun tanımı ve uyum miktarını farklı teknikler kullanarak ölçümleyen birçok çalışma mevcuttur (129-132). Kenar uyumu genel olarak restorasyon

sınırı ile kesim kenarı (preperasyon) arasındaki morfolojik uyum olarak tanımlanabilir. Kenar uyumunu değerlendirmek için kullanılan referans noktaları ve uyumu tanımlayan terminoloji, farklı araştırmacılara göre değişkenlik göstermektedir (133, 134). Holmes et al. (134), 1989 yılında, kenar uyumuyla ilgili terminolojiye açıklık getirebilmek amacıyla yaptıkları çalışmada, bir dökümün “uyumunun” (fit), en iyi olarak, döküm ile diş arasındaki “uyumsuzluğun” (misfit) farklı noktalardan ölçülmesiyle tanımlanabileceğini bildirmişlerdir. Çalışmada, döküm ve diş arasındaki ölçümlerin iç yüzeylerden, kenardan veya dökümün dış yüzeyinden yapılabileceği belirtilerek farklı ölçüm tipleri tanımlanmış ve bir çizim ile şematize etmişlerdir (Şekil 2.14). Buna göre; dökümün iç kısmından preperasyonun aksiyal duvarına olan dik yönde uzaklık “iç aralık” (internal gap), aynı aralığın kenar ölçümü ise “kenar aralığı” (marginal gap) olarak tanımlanır. Restorasyonun giriş yoluna paralel olarak ölçülen uyumsuzluğa dikey kenar uyumsuzluğu, restorasyonun giriş yoluna dikey olarak ölçülen kenar uyumsuzluğuna ise yatay kenar uyumsuzluğu adı verilir. Bu değerlendirme için ölçüm, kronun uç köşesinden başlamakta, giriş yoluna paralel çizilen dikmenin yatay kenar uyumsuzluğuyla kesişmesi ile oluşan iki nokta arası mesafe olduğu belirtilmektedir. Giriş yoluna dik çizilen çizginin, dişin uç köşesinden çıkan ve dikey kenar uyumsuzluğu ile kesiştiği nokta arası mesafe yatay kenar uyumsuzluğu olarak tanımlanmıştır. Yatay ve dikey kenar uyumsuzluğun açısal kombinasyonu ise “mutlak kenar uyumsuzluğu” olarak tanımlanmıştır. Taşkın kenarlar, kenar aralığından restorasyonun dış yüzüne kadar olan mesafe ile, eksik kenarlar ise kenar aralığında dişin kenar açısına kadar olan mesafe ile ölçülür (47, 134).



Şekil 2.15. Kenar uyumu terminolojisi (a: iç aralık, b: kenar aralığı, c: taşkın konturlu kenar, d: eksik konturlu kenar, e: dikey kenar aralığı, f: yatay kenar aralığı g:mutlak kenar uyumsuzluğu) (134).

İmplant metal altyapı ile diğer parçalar arasında pasif uyumun sağlanması başarılı uzun süreli osseoentegrasyon için çok önemlidir. Uyumsuz altyapı, implant destekli restorasyonlarda mekanik başarısızlığa ve/veya çevre dokularda biyolojik komplikasyonlara yol açabilir. Mekanik komplikasyonlar; protezin veya dayanak vidasının gevşemesi veya sistemdeki çeşitli parçaların kırılmasını kapsar. Biyolojik komplikasyonlar; doku reaksiyonları, ağrı, hassasiyet, marjinal kemik kaybı ve integrasyon kaybını içerir (42, 135, 136).

Geleneksel protezlerde olduğu gibi implant metal altyapı uyumsuzluğunun da bir çok sebebi vardır. İmplantların açısı, ölçü tekniği, kullanılan materyaller, metal altyapının fabrikasyon işlemi, metal altyapı dizaynı ve konfigürasyonu ve klinisyenin ve teknisyenin tecrübesinin yeterli olup olmaması pasif uyumu etkileyebilir (42, 135).

Literatüre bakıldığında sabit restorasyonlar için kabul edilebilir kenar aralığı konusunda üzerinde fikir birliğine varılmış kesin bir değer olmadığı görülmektedir. Kenar uyumu ile ilgili yapılmış araştırmalar incelendiğinde 120 μm üzerindeki kenar aralığının klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisinde olmadığını bildirilmiştir (134, 137-140). McLean ve von Fraunhofer (141) 1000 adet kronu inceledikleri çalışmalarında kenar aralığı ve siman kalınlığının 120 μm ' den küçük olan restorasyonları başarılı olarak kabul etmişlerdir. Ayrıca 80 μm ' den küçük kenar aralığın klinik olarak tespit

edilmesinin pek mümkün olmadığını bildirmişlerdir. 120 μm 'lik kabul edilebilir marjinal aralık miktarını destekleyen birçok çalışma vardır (142-144).

Christensen ve Gordon (145) 1966 da, altın inlay dökümlerle yaptığı çalışmada subgingival marjinal aralığı 34-119 μm , supragingival marjinal aralığı ise 2-51 μm olarak tespit etmiştir. Christensen ve Gordon (146) 1971 de yaptığı başka bir çalışmada ise 39 μm aralığı kabul edilebilir aralık olarak bildirmiştir. Benzer şekilde diğer bir çalışmada kenar aralığının 30 μm olduğu zaman yeterli bir kenar uyumu olduğundan bahsedilmiştir (132). Hung et al. (147) çalışmalarında kabul edilebilir kenar aralığı değerlerinin ortalama olarak 50-75 μm arasında olması gerektiğini bildirmişlerdir. Holmes et al. (148) 1992 yılında yayınladıkları çalışmalarında klinik olarak kabul edilebilir kenar aralığı değerlerinin ortalama 50-100 μm arasında olması gerektiğini bildirmişlerdir. Franksan et al. (149) 1985 yılında yayınlanan çalışmalarında, metal destekli porselen kronların ortalama kenar aralığı değerinin 100 μm olduğunu belirtmişlerdir. McLean ve von Fraunhofer'e (141) göre kronlar için klinik olarak kabul edilebilir kenar aralığı değeri 120 μm 'yi geçmemelidir. Ancak 200 μm kenar aralığının da iyi bir restorasyon için yeterli olduğunu savunan araştırmacılar da mevcuttur(3, 150). Björn et al. altın kronların %83'ünün, porselen kronların ise %74'ünün, 200 μm 'den fazla kenar açıklığına sahip olduğunu belirtmişlerdir. Başka bir çalışmada da iyi olarak kabul edilen restorasyonlarda dahi 200 μm 'lik bir açıklık olduğu belirtilmiştir (3).

Kenar aralığının 100 μm ' den 200 μm ' ye çıktığı durumlarda siman çözünürlüğünün 3 kat arttığı ve siman film tabakasının hızla çözünerek ikincil çürüklerin oluşmasına neden olduğu belirtilmiştir (151).

2.6.1. Kenar Uyumunu Etkileyen Faktörler

Kenar uyumu sabit protetik restorasyonların başarısını etkileyen en önemli faktörlerden biridir. Restorasyonların oturacağı yüzeylerin geometrik formu, yan yüzlerin eğimlerinin derecesi, kullanılan simanın yapıştırma anındaki akışkanlığı, simantasyon süresi, simantasyon basıncı, "die spacer" uygulanması, kenar bitim şekli, restorasyonların uyumunu etkileyen en önemli faktörlerdir (134, 138, 140).

Kenar uyumunu etkileyen dört ana unsur şu şekildedir (139);

1. Restorasyonun oturacağı yerin geometrik şekli,
2. Hazırlanmış dayanağın yan yüzeylerinin eğim derecesi,

3. Kullanılan siman türü ve simantasyon işlemleri,
4. Kenar bitim şekli.

2.6.1.1. Diş Preperasyonunun Kenar Uyumuna Etkisi

Sabit protezlerde diş preperasyonu yapılırken belirli prensiplere uyulmalıdır. İdeal bir diş hazırlığı genellikle estetik, mekanik ve biyolojik ekenlerin birlikte uyum içerisinde tesis edilmesi ile sağlanır (57).

Diş preperasyonu esnasında dişin koniklik açısı, kenar bitim şekli, bitim çizgisinin yerleşimi, kenar genişliği gibi faktörler kenar uyumunu etkilemektedir. Restorasyonun kesilmiş dişin üzerinde veya içinde yerini alabilmesi için dişte koniklik açısına dikkat edilmelidir. Koniklik açısı yapım esnasındaki hataları giderilmesi ve simantasyonda restorasyonun tam oturması açısından önemlidir. Restorasyon ile diş arasındaki siman stresini azaltmak için 2,5-6,5 derece arasındaki koniklik açısı optimum değer olarak kabul edilmektedir (57). Ancak bunu pratikte gerçekleştirmek zordur (152).

Restorasyonun ağız boşluğunun biyolojik ortamında fonksiyonunu sürdürebilmesi için, restorasyonun bitim sınırlarının ve preparasyonun bitim sınırlarının birbirleri ile uyumlu olması gerekmektedir. Preperasyonu yapılmış dişin bitim sınırının şekli ve restorasyonun bitim sınırındaki materyal miktarı, marjinal uyum üzerinde etkili olmaktadır (57).

İdeal kenar bitim şekli, kolede iyi bir kapanma sağlamalı, bakteri plağı birikimine neden olmamalı ve estetiğe katkıda bulunmalıdır. Shillingburg kenar bitim şekillerini şu şekilde sınıflandırmıştır (57);

1. Dik açılı basamak
2. İç açılı yuvarlatılmış, dik açılı basamak
3. Bizotajlı dik açılı basamak
4. Şev
5. Derin şev
6. Bıçak ağzı
7. Kuş tüyü

CAD-CAM sistemleri ile hazırlanacak kron ve köprü protezleri için yapılacak diş hazırlığı tam seramik restorasyonların hazırlığına benzemekle birlikte sistemlerin optimum çalışabilmesi için ilave önlemlere ihtiyaç vardır. Optik okuyucu veya tarayıcı hazırlanmış diş yüzeyini tam ve hatasız bir şekilde okuyabilmesi için preparasyon

sınırının net ve kolay ayırt edilebilir yapıda olması gerekir. Preparasyonun kenar bitim şekli belirgin şevli veya iç açısı yuvarlatılmış 90 derece basamak şeklinde olmalıdır. Koniklik açısı her sistemde farklı olmakla birlikte bu değer 3° - 8° arası değişmektedir (47).

Theunires ve Clercq (153) en iyi kenar uyumunun bıçak ağzı ve basamak, en iyi estetik sonucun ise basamak ve şev kenar bitim şeklinde elde edilebileceğini ileri sürmüşlerdir. Syu et al. (154) farklı kenar bitim şekillerinin kenar uyumuna etkisini inceledikleri çalışmalarında 110 derece basamak, 45 derece bizotajlı basamak ve 45 derece basamak kullandıklarını ve bu kenar bitim şekillerinin kenar uyumu üzerine anlamlı bir etkisinin olmadığını bildirmişlerdir. Shearer et al. (155) ve Weaver et al. (156) Metal seramik kronlar için bizotajlı bitim, döküm seramik kronlar için basamak bitim şeklini kullandıkları çalışmalarında en iyi kenar uyumunu 90 derece basamak kullandıkları restorasyonlarda elde ettiklerini bildirmişlerdir. Akbar et al. (157) şev ve basamak tipi kenar bitim şekillerinin kenar uyumu üzerine etkilerini inceledikleri çalışmada şev ve basamak tipi kenar bitim şekilleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını belirtmişlerdir. Literatür incelendiğinde kenar bitim şekli seçiminde tek bir doğrunun olmadığı, bitim şekli seçerken estetik faktörler, uygulama kolaylığı, preparasyonun şekli, yapılacak restorasyonun türü ve klinisyenin tercihler gibi faktörlerin önemli olduğu görülmektedir.

2.6.1.2. Kullanılan Materyalin Kenar Uyumuna Etkisi

Protetik restorasyonun yapımında kullanılan materyallerin ısısal genleşme özellikleri ve aşınma dirençleri restorasyonun ağız içindeki başarısını belirlemede önemli etkenlerdir. Protetik restorasyon üretiminde kullanılan materyalin üretim aşamasında uğradığı boyutsal değişikliklerin kenar uyumu üzerine önemli etkilerinin olduğu düşünülmektedir.

Metal seramik restorasyonlarda kullanılan değerli alaşımlardan; altın-platin-palladium alaşımının dökülebilirliği ve buna bağlı olarak da kenar uyumu mükemmeldir. Fakat bu alaşımın düşük creep direnci nedeniyle uzun köprülerde metal alt yapının uyumu porselen fırınlama işlemleri esnasında bozulur (158).

Değersiz alaşımlardan krom-nikel alaşımın da dökülebilirliği zordur. Dişin kesilmesinden sonra kron protezinin tamamlanarak yerine simante edilmesine kadar

geçen sürede yapılan işlemler sırasında kullanılan tüm materyaller ve teknikler doğrudan veya dolaylı olarak kenar uyumuna etki edecektir (158).

2.6.1.3. Simantasyonun Kenar Uyumuna Etkisi

Diş hekimliğinde döküm işleminde kullanılan malzemelerin fiziksel özelliklerinden dolayı diş ile döküm arasında bir boşluk meydana gelir. Bu boşluk siman ile doldurulur. Ancak ağız içindeki sıvıların etkisiyle siman çözünmektedir ve bu durum diş-kron sınırında çürük riski yaratır. Bu nedenle kron ile diş arasındaki kenar aralığını en aza indirmek için pek çok yöntem ve materyal geliştirilmiştir (154).

Diş preperasyonunun kenar bitim tipi ne olursa olsun, restorasyon ile diş arasında siman tarafından doldurulacak bir boşluğun bulunması kaçınılmazdır. Amerikan Diş Hekimleri Birliği spesifikasyonlarına göre (ADA Specification No:8), kenar aralığı 25 µm civarında olmalıdır (159). Ancak yapılan in-vivo ve in-vitro birçok çalışmada siman kalınlığının çok daha fazla olabildiği bildirilmiştir (134, 138).

Geleneksel olarak, 50-100 µm simantasyon aralığı kabul edilebilir bir değerdir. Dişte koniklik açısının azalması ve bazı kenar bitim şekiller yapıştırma için kullanılan simanın akıcılığını engelleyerek siman film kalınlığında artmaya sebep olmaktadır. Siman film kalınlığındaki artış kronun tam oturmasını engelleyebilir, hiperoklüzyona ve krnların tam kapanmamasına neden olabilir (145).

Pascoe (160) kronların simantasyon sonrasında kenar adaptasyonu incelendiğinde bizotajlı bitimlerin kenar aralığını azalttığını ama kronların tam oturmasına izin vermediğini bildirmiştir.

Weaver et al. (156) metal destekli porselen sistemlerde kullanılan simantasyonun kenar uyumu üzerine olan etkilerinin inceledikleri çalışmalarında simantasyon sonrası kenar aralığında simantasyon öncesine göre anlamlı düzeyde bir artış tespit ettiklerini bildirmişlerdir.

2.6.1.4. Ölçü Alma İşleminin Kenar Uyumuna Etkisi

Ölçü alma işleminin restorasyonun kenar uyumuna etkisi ölçü alma aşamasında kullanılan tekniğin hassasiyetine veya kullanılan materyalin boyutsal karalılığına bağlı olarak değişkenlik gösterebilmektedir. Boyutsal karalılığı yeterli olmayan ölçü maddeleriyle ve hassas olmayan tekniklerle alınan ölçülerde, elde edilen model ile preparasyon arasında oluşan boyutsal farklılık restorasyon ile diş arasında

uyumsuzluklara neden olmaktadır (15).

2.6.1.5. Laboratuvar İşlemlerinin Kenar Uyumuna Etkisi

Laboratuvar çalışmalarındaki hassasiyet restorasyonun başarısı ile yakından ilgilidir. Laboratuvar işlemleri esnasındaki model elde etme, döküm, modelaj, seramiğin işlenmesi kenar uyumunu etkileyen faktörlerdir.

Rinke et al. (202), 1995 yılında yayınlanan çalışmalarında, iki farklı teknikle üretilen In-Ceram tam seramik kronların kenar aralığı değerlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında In-Ceram kronların ortalama kenar aralığı değerinin ($32,5 \mu\text{m}$), kopya freze tekniğiyle üretilen In-Ceram kronların ortalama kenar aralığı değerinden ($38 \mu\text{m}$) daha az olduğunu bildirmişlerdir.

2.7. KENAR UYUMUNUN ÖLÇÜLMESİNDE KULLANILAN YÖNTEMLER

Kenar uyumunun değerlendirilmesi niteliksel veya niceliksel yöntemler ile yapılabilir. Niteliksel yöntemler; gözle değerlendirme, sondla kontrol ve radyolojik muayenedir. Bu değerlendirme yöntemlerinin hassasiyeti insan gözünün algılayabildiği $60 \mu\text{m}$ ile sınırlıdır. İkinci önemli sıkıntısı ise niteliksel değerlendirme sonucunda sayısal bir değer ortaya konamaz. Niceliksel değerlendirmeler sonucunda ise sayısal bir değer elde edilebilmektedir ve ölçümler genellikle bir mikrometre yardımı ile yapılır (161). Kenar uyumunun ölçülmesi ve değerlendirilmesi amacı ile birçok yöntem kullanılmaktadır (Tablo 2.3).

Tablo 2.3. Kenar Aralığının Değerlendirilmesinde Kullanılan Yöntemler.

Teknik Adı	Literatürde Yapılan Çalışma Sayısı
Direkt Gözlem (Direct- view) Tekniği	87 (%47.5)
Kesit Alma Tekniği	43 (%23.5)
Replika Tekniği	37 (%20.2)
Profil Projeksiyonu	7 (%3.8)
Dijimatik Mikrometre	2 (%1.2)
Micro-BT	3 (%1.6)
İki Ayrı Yöntemin Birlikte Kullanımı	4 (%2.2)

2.7.1. Direkt Gözlem (Direct-view) Tekniği

Direkt gözlem tekniği, uygulama kolaylığı ve hızlı olmasından dolayı en çok tercih edilen tekniktir (%47,5) (129, 162, 163). Bu yöntemde hazırlanan restorasyonun kenar uyumunu değerlendirmek için çeşitli türden mikroskoplar kullanılmaktadır (ışık mikroskobu, elektron tarama mikroskobu, stereomikroskop ve hareketli (travelling) mikroskop). Işık mikroskobunda yapılan ölçümlerin sağlıklı olabilmesi için ölçüm yapılacak noktalar aynı düzlem üzerinde olmaları gerekmektedir. Elektron mikroskobunda ise odaklama derinliğinin ışık mikroskobuna göre çok daha iyi olmasından dolayı aynı düzlem üzerinde olmayan iki noktanın ölçümünü çok daha doğru bir şekilde yapmak mümkün olmaktadır. Kronların model üzerine her zaman tam olarak oturtulamaması standart sapmayı arttırarak istatistiksel değerlendirmenin doğruluğunu azaltabilmektedir (15). Elektron tarama mikroskobu ile yapılan ölçümlerin özellikle karmaşık kenar yapılarında daha iyi sonuçlar verdiği yönünde bir genel görüş vardır (129). Buna karşın Groten et al. (164) ölçüm doğruluğu açısından ışık mikroskobu ile elektron tarama mikroskobu arasında bir anlamlı bir farkın olmadığını bildirmişlerdir. Kullanılan mikroskop yardımıyla kenar aralığının fotoğrafı çekilmektedir. Fotoğraflar üzerinde hem manuel ölçümler yapılabilir hem de bu fotoğraflar üzerinden özel bilgisayar programları yardımıyla daha detaylı ve kolay ölçümler yapılabilir. Bu yöntemin en önemli üstünlüğü doğrudan ölçüm yapılan restorasyonun zarar görmemesi ve protetik tedavinin farklı aşamalar arasındaki farkın

ölçülebilmesi veya simantasyon öncesi ve sonrası kenar aralığının değerlendirilmesine olanak sağlamasıdır. Ölçüm, doğrudan yapıldığı ve ayrıca dublikasyon veya ara madde kullanımı gerektirmediği için daha hassastır. Bu yöntem ile sadece kenar aralığı ölçülebilir. Restorasyonun iç uyumunu ölçmek için örnekten kesit almak ya da silikon replika tekniğini kullanılmasının gerekmesi bu yöntemin en önemli dezavantajlarından biridir (15). Bu tekniğin bir diğer dezavantajı ise mikroskop altında ölçüm yapılacak noktaların seçiminde ve kenar açıklığının sınırlarını belirlemede zorluklar yaşanmasıdır.

Bir mikroskop ile incelenen görüntüler, mikroskop objektifine dik veya onun menziline paralel spesifik odak planı içindeki yapılardır. Bu şu anlama gelir; örnekler yeterli bir şekilde hazırlanmalı ve konumlandırılmalıdır (161). Kesilmemiş örneklerin kenar uyumunu mikroskobik görüntü ile incelemede standardizasyonun sağlanması zordur.

Kenar uyumunun ölçümü için bazı şartlar gereklidir (161):

- Restorasyonların servikal kenarları ve diş preparasyonlarının bitiş çizgileri net olmalı ve aynı merkezde konumlandırılmalıdır,
- Kenar uyumu ölçümleri hata payını azaltmak için tekrarlanmalıdır,
- Restorasyonların dişe oturma kuvveti standardize edilmelidir,
- Restorasyonlar diş preparasyonlarının üzerinde özel konumlandırılmaya sahip olmalıdır,
- Ölçüm noktaları hassas olmalı ve iyi belirlenmelidir.

2.7.2. Silikon Replika Tekniği

Silikon replika tekniği restorasyonların kenar ve iç uyumlarının ölçümünde kullanılır. Replika tekniğinde örneklerde herhangi bir hasar meydana gelmez ve kesit alma metodu gibi diğer metotlardan daha az maliyetlidir (165). Bu yöntemde ilk önce kronun içine akışkan düşük hafif yapıda silikon konur ve sonrasında diş ya da yalancı kök üzerine belirli bir kuvvet uygulanarak kron yerleştirilir. Bir süre beklendikten sonra kron diş ya da yalancı kökten dikkatli bir şekilde çıkartılır ve kron içine akışkan hafif yapıdaki silikonun sertleşmesi için bir miktar ağır yapıdaki silikon enjekte edilir. Silikon sertleştikten sonra oluşan silikon film tabaksı dikkatli bir şekilde kron iç yüzeyinde ayrılır. Sertleşmiş silikon ölçü malzemesinin kalınlığı, siman aralığını ya da iç uyumu gösterir. Bu silikon ölçü malzemesinin çeşitli yerlerinden alınan kesitler üzerinden ölçüm yapılır. Kesitlerin mikroskop altında ölçümü kolaydır. Yöntemin dezavantajları

silikon materyalin sertleşme esnasındaki boyutsal değişiminin ölçümde sapmalara neden olması ve silikon materyalinin yarattığı hidrostatik basınç nedeniyle kronun dış ya da yalancı kök üzerine tam olarak oturmama ihtimalinin olmasıdır (166-168).

Silikon Replika tekniğinin avantajları (169):

- Bu teknik, restorasyonların uyumunun simantasyondan hemen önce in vivo olarak belirlenmesini sağlar. Bu önemlidir çünkü pek çok klinik durum (subgingival kenarlar, posterior dişler) çalışma şartlarını güçleştirir ve son restorasyonun kalitesini etkiler. Çekilen dişlerin deneysel preparasyonu iyi bir kenar uyumu elde edilmesini sağlayabilir ancak klinik durumu tam olarak yansıtamaz. Restorasyonların modelleri üzerinden alınan ölçümler in vivo sonuçlardan daha iyi kenar uyumu göstermektedir.
- Bu teknik klinik modifikasyonları takiben tekrarlanabilmektedir. Örneğin; kron içerisinde fazla miktarda temas eden yerlerin aşındırılması tabakalama seramiğin yüklenmesinden önce veya sonra yapılabilir.
- Bu teknik sadece servikal kenarın değil tüm siman kalınlığının üç boyutlu olarak elde edilmesini sağlar.
- Hastaya herhangi bir zararı olmadan doğrudan in-vivo klinik veri toplamayı sağlayan ve etik olarak da kabul edilebilir bir yöntemdir.
- Uygulaması kolay, fazla zaman kaybına neden olmayan ve göreceli olarak daha ucuz bir yöntemdir.

Bu yöntemin dezavantajları ise; kron bitiminin ve kenar aralığının belirlenmesinde yaşanan sorunlar, katılaştıran silikon film tabakasının kron yüzeyinden ayrılması esnasında yırtılabilmesi ve silikon film tabakasından hatalı kesit alma sonucunda hatalı ölçüm yapılmasıdır (170). Buna karşın Laurent et al. (171) akışkanlığı uygun bir silikon malzeme kullanıldığında siman aralığının hatasız olarak kopyalanabileceğini ve hangi bölgeden kesit alınır alınsın doğru ölçümler yapılabileceğini bildirmişlerdir. Benzer olarak Rahme et al (172). uygun akıcılıkta silikon kullanıldığında silikon replika tekniği ile kesit alma tekniği arasında bir fark olmadığını bildirmişlerdir.

2.7.3. Reçine Replika Tekniği

Esasında silikon replika tekniğinde birtakım değişiklikler yapılarak geliştirilen bir tekniktir. Kron diş ya da yalancı kök üzerine yerleştirildikten sonra kenar açıklığının dıştan kalıbı oluşturulur ve bu kalıp daha sonra epoksi rezin malzeme ile dökülür ve ölçüm epoksi rezin duplikat üzerinden mikroskop kullanılarak yapılmaktadır. Bu yöntemin avantajı replikanın sahip olduğu silindirik form sayesinde mikroskop altında özel cihazlara bağlandığında rotasyonel hareketlerle birçok ölçüm kolaylıkla yapılabilir. Yöntemin dezavantajı ise, replikasyon sırasında kullanılan karbonize olabilen akrilikte meydana gelen boyutsal değişiklik ve detay kaybının ölçümlerde hata payı oluşturma ihtimaline neden olmasıdır (150).

2.7.4. Kesit Alarak Ölçüm Tekniği

Kesit alarak ölçüm tekniği siman kalınlığı ve kenar aralığının dikey ve yatay planda doğrudan görüş altında ölçülmesine imkan tanıyan bir tekniktir. Bu sayede diğer dolaylı tekniklerde yazılımdan ve konumlandırmadan kaynaklanan hatalar ile karşılaşmaz. Ayrıca implant destekli protezlerde implant bağlantı noktasındaki kenar aralığını kesintisiz olarak gözlemlene imkanı sağlar. Bu teknikte restorasyon preparasyonunun üzerine simante edildikten önce veya sonra radyoaktif ya da kimyasal boyayıcı maddelere batırılır (173, 174). Daha sonra restorasyon-preparasyon yapısı reçineye gömülür ve takiben bu yapıdan istenilen miktarda dikey veya yatay kesit alınarak ya da kademeli olarak aşındırılarak ölçüm yapılır. Eğer kesit alındığında kenar aralığı veya iç uyumun gözlenmesi için boya maddesi gerekmeceği düşünülüyorsa kron-diş yapısı boya maddelerine batırılmadan da reçineye gömülüp kesitler alınabilir. Bu yöntemin önemli avantajları olduğu gibi çeşitli dezavantajları da vardır; zahmetli ve zaman alıcıdır, ölçüm yapılan örnekler tekrar kullanılamadığından maliyeti yüksektir, in-vivo ölçüm imkanı yoktur, tedavi sürecindeki çeşitli aşamaların kenar uyumuna etkisini incelemek amacıyla aynı örneğin işlem öncesi ve sonrası ölçümünü yapmak ve bu sayede kenar aralığındaki uzun dönemli değişimleri incelleme imkanı yoktur, yapılabilecek ölçüm sayısı alınan kesit alanı ile sınırlıdır ve bu durum restorasyonun tüm noktadaki uyumunu göstermez (15, 129).

2.7.5. Üç Boyutlu Yüzey Tarama Cihazları Kullanılarak Yapılan Ölçümler (3D Profilometry)

Bilgisayar teknolojilerindeki gelişmelere bağlı olarak üç boyutlu yüzey tarama

teknolojisi son yıllarda hızlı bir gelişim göstermektedir. Diş hekimliğinde CAD-CAM sistemiyle üretilen restorasyonların çoğunda üç boyutlu tarama teknolojisi kullanılmaktadır. Üç boyutlu yüzey tarama teknolojisi yardımı ile kenar uyumu değerlendirilmesi şu şekilde yapılır; dişin preparasyon yüzeyi ile restorasyonun iç yüzeyi üç boyutlu yüzey tarama sistemleri yardımıyla üç boyutlu olarak taranır. Tarama sonucunda elde edilen sanal yüzeyler bilgisayar programı yardımıyla karşılaştırılır. Bu sayede restorasyona zarar vermeden her bölgedeki simantasyon aralığının ve kenar uyumunun değerlendirilmesi mümkün olmaktadır (175). Bu ölçüm tekniğinde hassasiyet üç boyutlu tarama sisteminin hassasiyetine bağlıdır. Tarama sistemindeki hata payı, sonuçları direkt olarak etkilemektedir (15).

Diğer ölçüm yöntemleri arasında olan dijimatik mikrometre ve mikro-BT çok kullanılan yöntemler değildir (176).

2.8. İMPLANT DESTEKLİ SABİT PROTEZLERDE TUTUCULUK

Pasif uyum kavramı sadece iç ve kenar aralığını kapsamakla kalmaz aynı zamanda ‘stressiz’ bir kron dayanak ilişkisinden bahsettiği için tutuculuk kavramını da kendi sınırları içerisine dahil eder. Tutuculuk genel olarak restorasyonun giriş yolu ya da dayanağın uzun eksenini boyunca yerinden çıkmasını engelleyen unsurdur (57). Tutuculuk, implant üstü protezlerin ömrünü etkileyen etmenlerden biridir. İyi bir tutuculuk, hem protezde hem de implantta komplikasyon oluşmasını engellemektedir (152, 177).

2.8.1. İmplant Destekli Sabit Protezlerde Tutuculuğu Etkileyen Faktörler

İmplant destekli dayanaklar doğal dişlere benzerler. Siman tutuculu kronların tutuculuk kuvvetini etkileyen pek çok etken vardır; dayanak ve kronların yüksekliği, şekli, yüzey alanı, çapı ve materyal özellikleri. Ayrıca yüzey işlem yöntemlerinden, dayanak ile kronun uyumundan, siman boşluğu kalınlığından ve yapıştırıcı simanın türünden, kron üretim tekniğinde de etkilenmektedir (121, 178).

Paralellik ve eğim: Simante protezlerde prepare edilmiş dişin yan yüzeylerinin kesici kenara doğru birbirine yaklaşması ve bu yaklaşmanın miktarının tutuculuğu etkileyen önemli bir faktör olduğu literatürde birçok yayında bildirilmiştir. Jorgensen et al. (179) yan yüzeylerinden 6° toplam açı ile dişlerin kesimini gerçekleştirmiştir. Bu dişlerde tutuculuğu etkileyen faktörleri incelediği çalışmasında ideal 6° yan yüzey eğimine sahip

dişlere göre toplam 15° eğime sahip preparasyonların tutuculuğunun 1/3 oranında azaldığını, 25° eğime sahip preparasyonların tutuculuğunun ise 1/4 oranında azaldığını bildirmiştir (179). Üretici firmalar dayanakları yan yüzeylerinde ortalama 6° açı olacak şekilde üretmektedirler. İmplant destekli protezlerdeki tutuculuk değerlerinin doğal diş destekli protezlerin tutuculuk değerlerinden en az üç kat daha fazla olduğu bildirilmiştir (27).

Yüzey alanı ve yükseklik: Tutuculuk açısından bakıldığında yüzey alanı ile yükseklik birbirleriyle yakından ilişkili kavramlardır. Yüzey alanı ve yükseklikteki artış restorasyonun tutuculuk ve direnç değerlerini arttırmaktadır. Kaufmann et al. (180) yüzey alanı ve yükseklik artışının, tutucu ve dirençli formun oluşturulmasında önemli etkilerinin olduğunu belirtmişlerdir.

Yüzey bitimi ve yüzey pürüzlülüğü: Yapılan çalışmalarda diş yüzeyinin pürüzlü olmasının tutuculuğu arttırdığı bildirilmiştir (181-183). Dayanak veya dişlerin yüzey pürüzlülüğü kumlama, asitleme ve frez kullanarak artırıldığında mekanik olarak tutunan simanların tutuculuk değerindeki artışın, adeziv simanlardan daha fazla olduğu bildirilmektedir (57).

Siman tipi: Her siman farklı miktarda tutuculuk ve dayanıklılık değeri sunmaktadır. İdeal implant simanı; hastanın kullanımı süresine yeterli retansiyona sahip, fakat gerektiğinde de perimplanter doku, post ya da restorasyona herhangi bir zarar vermeden çıkarılabilmesine izin verecek yapıda olmalıdır (184). Diş hekimliğinde geçici ve daimi simanlar olmak üzere iki çeşit siman kullanılmaktadır (27). Daimi simanlar, güçlü ve uzun ömürlü bir simantasyonun sağlanması amacıyla geliştirilmişlerdir. Çinko fosfat, çinko polikarboksilat, cam iyonomer ve self-cure reçine simanlar, implant üstü protetik restorasyonların daimi simantasyonunda sıklıkla tercih edilen simanlardır (256). Protetik bileşenlerin periyodik kontrolü, post ya da oklüzal vidada gevşeme ya da kırılma görülmesi, post kırılması, implant kaybı sonrası protezin modifiye edilmesi gerekliliği ya da oral hijyen ve doku cevabının kontrol edilmesi amacıyla implant-destekli protezlerin yerinden çıkarılması gerekebilmektedir (27). Bu sebeple; bazı yazarlar simante implantüstü protezlerin çevre dokulara zarar verilmeden çıkarılabilmesi amacıyla geçici simanları daimi simanlara alternatif olarak önermektedir (256). İmplantlarda çürük oluşmadığından geçici bir siman daimi bir siman gibi kullanılabilir, ve böylece orta dereceli ve ya uzun dönemli bir komplikasyon olduğunda

protezlerin kolayca sökülebilmesine olanak verir (24). Birçok araştırmacı geçici simanlardaki ve çinkofosfat simanlardaki çekme ve baskı dayanımlarını inceleyen çalışmalar yapmıştır. Bu çalışmalarda implant üstü tek kronlar geçici simante edildiğinde ,işlemlerin kolaylıkla tekrarlanabildiği saptanmıştır..Hekimlere gerektiğinde sökülebilmesinin kolay olması sebebiyle en düşük tutuculuk değeri olan simanın kullanımı önerilmiştir(5). İmplant destekli protezlerde simanın seçiminde; kullanılan dayanak, kronun özellikleri, karşıt yüzey özellikleri, istenen tutuculuk miktarı ve kullanılacak simanın özellikleri göz önünde bulundurulmalıdır (21).

Dayanak veya dişlerin yüzey pürüzlülükleri kumlama, asitleme ve frez kullanarak artırıldığında mekanik olarak tutunan simanların tutuculuk değerindeki artışın, adeziv simanlardan daha fazla olduğu bildirilmektedir (76).

3.GEREÇ VE YÖNTEM

İmplant destekli simante kron protezlerin uzun dönem tedavi başarısını belirleyen başlıca etkenler kenar uyumu ve pasif uyumdur. Bu çalışmanın amacı farklı kron üretim tekniklerinin kenar uyumu ve pasif uyumun bir göstergesi olan tutuculuk açısından karşılaştırılarak ideal kron alt yapı üretim tekniğinin belirlenmesidir. Bu amaçla, yürütülen çalışmanın üretim aşamalarından mum modelaj ve döküm aşamaları SET-DENT Diş Laboratuvarı'nda; dökülebilir alt yapı modellerin tasarım ve üretimleri Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi CAD-CAM Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi. Ölçüm ve değerlendirme işlemleri ise Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı ve Erciyes Üniversitesi Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi'nde gerçekleştirilmiştir. Çalışmamız aşağıda belirtilen üretim aşamaları takip edilerek gerçekleştirilmiştir;

3.1. Kalıp model üretimi

3.2. Deney modellerinin üretilmesi

3.3. Deney gruplarının oluşturulması

3.4. Alt yapı örneklerinin hazırlanması

3.4.1Straumann orijinal dökülebilir plastik koping ile mum model üretimi

3.4.2 İmpliance orijinal dökülebilir plastik koping ile mum model üretimi

3.4.3İmpliance geleneksel mum modelaj

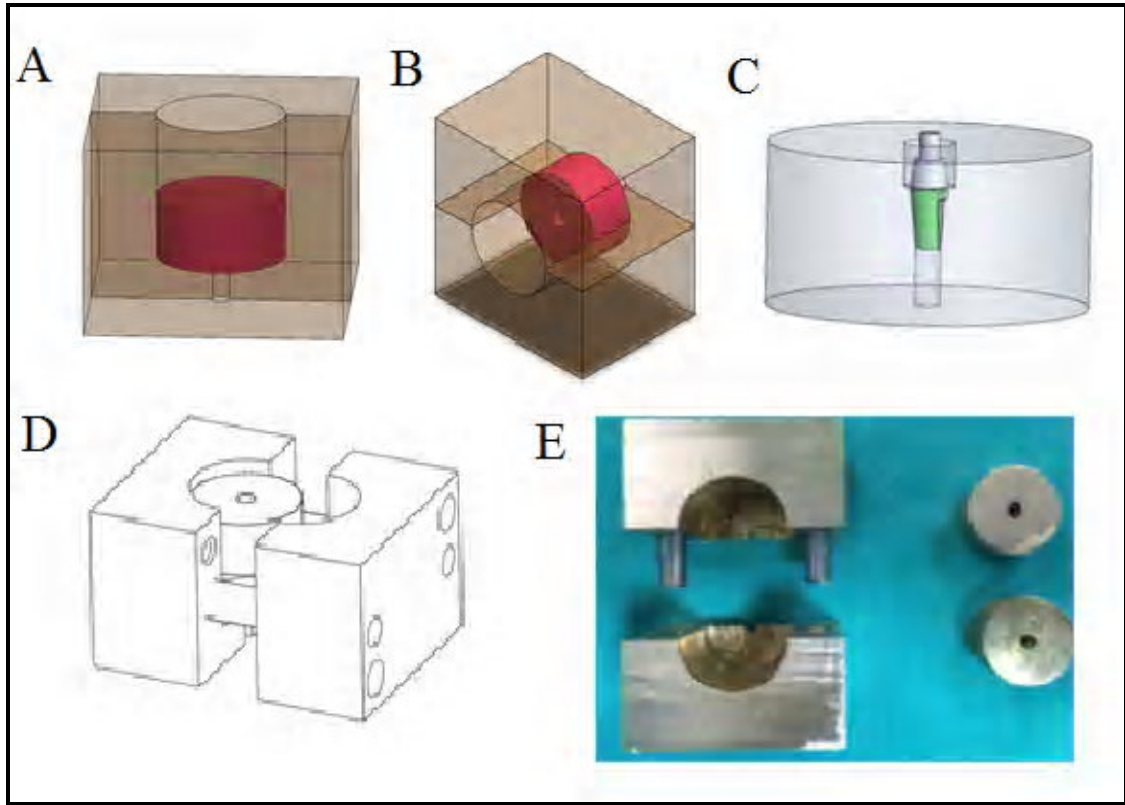
3.4.4İmpliance -Stereolitografi yöntemi ile dökülebilir reçine model üretimi

3.4.5İmpliance -CAD-CAM -freze dökülebilir plastik model üretimi

- 3.5. Tüm gruplarda kayıp mum tekniği ile metal döküm altyapıların üretilmesi
- 3.6. Alt yapı örneklerinin kenar aralığı ölçümlerinin yapılması
- 3.7. Alt yapı örneklerinin simantasyonu
- 3.8. Isıl döngü işlemi
- 3.9. Alt yapı örneklerinin kenar aralığı ölçümlerinin yapılması
- 3.10. Alt yapı örneklerinin tutuculuk testine tabi tutulması
- 3.11. Tarayıcı elektron mikroskobu ile metal altyapıların iç uyumlarının gözlemlenmesi

3.1. Kalıp Model Üretimi

Çalışmamızda implant dayanak birleşiminin yer düzlemine dik ve modelin tam ortasında konumlanabilmesi, kenar ölçüm işlemlerinde implant – kron aralığının ışık mikroskobunda net olarak ayırt edilebilmesi ve örneklerin standart modellenebilmesi için standart bir pozisyonda kalıba alınması planlandı. Bu amaçla iç parça, dış parça ve 2 adet pimden oluşan pirinç kalıp bilgisayar ortamında tasarlanarak CNC makinasında (Taksan TMC 700, Kayseri, Türkiye: 3 eksen de 2-5 mikrometre hassasiyete sahip) üretildi (Şekil 3.1). Bu kalıp birbirine 2 vida ile tutturulmuş iç parça ve dış parçadan oluşmaktadır. Protez bitim kenarının daha net gözlenebilmesi için implant boynu oluşturulacak modelde 3 mm açıkta kalacak ve parçalar bir araya geldiğinde kalıbın iç kısmı 15 mm x 20 mm boyutlarında silindir olacak şekilde tasarlandı. Ana modelin silindir şeklinde tasarlanmasının amacı kenar uyumu ölçümü esnasında ölçüm yapılacak noktaya uzaklığın standardize edilmesi ve ölçüm sayısının artırılmasıdır. Kalıbın silindir iç parçasından her iki firmanın dayanağı için birer tane üretilmiştir.



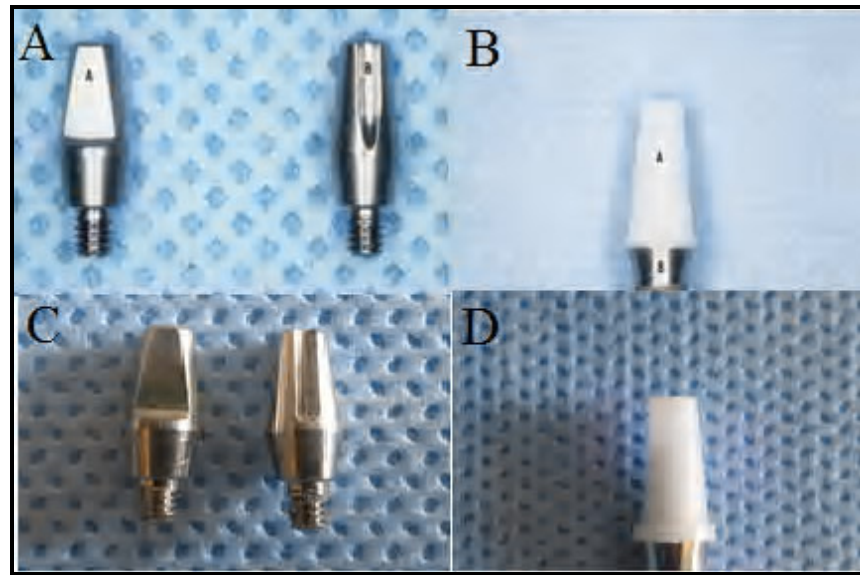
Şekil 3.1. Kalıbın üretimi. Piriç kalıbın tasarımı (A,B). İç kalıbın ve implant dayanağın ilişkisi (C). Piriç kalıbın açılıp kapanma şeklini gösteren çizim (D). Üretimi tamamlanmış dış kalıp, Straumann ve İmplant dayanaklara özel iç kalıp (E).

3.2. Deney Modellerinin Üretilmesi

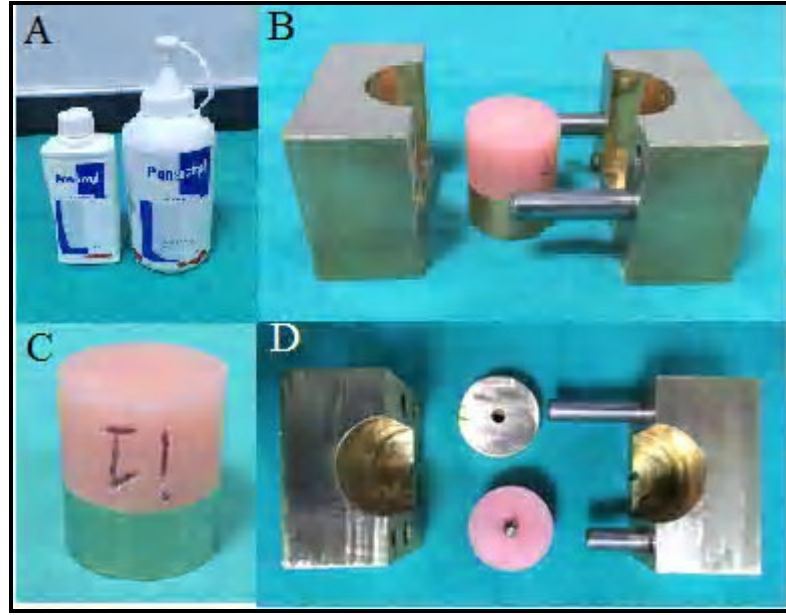
Çalışmamızda Straumann (Straumann AG, Basel, İsviçre) ve İmplant (AGS Medikal, Beşikdüzü, Trabzon, Türkiye) firmalarına ait doku seviyesinde dental implantlar kullanılmıştır (Şekil 3.2). Kullanılan implant sistemlerine ait yapılar ve özellikleri Tablo 3.1’de özetlenmiştir.

Tablo 3.1. Çalışmada Kullanılan İmplant Sistemleri ve Özellikleri

	Straumann	İmpliance
İmplant Gövdesi	Doku seviyesi regular neck implant Grade 5 Ti alaşımı 4.8 x 10.0 mm , 2,8 parlak boyun	Doku seviyesi implant Grade 4 Ti alaşımı 4.8 x 10.0 mm 2,65 parlak boyun
Dayanak	Solid dayanak Grade 4 , 5.5 mm yükseklik	Solid dayanak Grade 4 , 5.5 mm yükseklik
İmplant analoğu	Aluminyum 15.8 mm yükseklik	Grade 4 Ti alaşımı 14 mm yükseklik
Döküm kron kopingi	Dökülebilir plastik(POM) 10.0 mm yükseklik	Dökülebilir plastik (POM) 10.0 mm yükseklik
İmplant anahtarı	Paslanmaz çelik 13.0 mm yükseklik(kısa)	Paslanmaz çelik 19.5 mm yükseklik (uzun)
Raşet	Paslanmaz çelik, 82.0 mm	Paslanmaz çelik 85 mm
Reamer	45 derece basamaklar için Paslanmaz çelik, titanyum nitrür 8.0mm ,çap	

**Şekil 3.2.** Çalışmada kullanılan dayanak ve dökülebilir plastik kopingler Straumann dayanak (A) ve dökülebilir plastik koping (B). İmpliance dayanak (C) ve dökülebilir plastik koping (D).

Dayanaklar kalıba alınma işlemi sırasında implantlara elle sıkılarak yerleştirildi. Dayanağa özel iç kalıp ve ortak dış kalıp sayesinde implant ya da implant analogu kalıba dökülen akrilik ve epoksi rezin içine implantın kole kısmı 3 mm açıkta kalacak şekilde gömüldü.



Şekil 3.3. İmplant ve analog yapıların soğuk akrilik ile bakalite alınması.

Kalıp, laboratuvar ve deney aşamalarından numunelerin etkilenmemesi ve modelin sağlamlığını korunması için soğuk akrilikten (Panacryl, Arma Dental, İstanbul, Türkiye) üretilmiştir. Her gruptan rastgele seçilen bir model ise taramalı elektron mikroskop analizinin daha kolay yapılabilmesi için epoksi reçineden (Epofix, Struers, Kopenhag, Danimarka) dökülmüştür. Tesviye polisaj işlemleri sırasında implantların boyun kısımlarının zarar görmemesi için 1 adet Straumann, 4 adet İmpliance marka olmak üzere toplam 5 adet analog soğuk akrilik ile bakalite alınmıştır (Şekil 3.3).

3.3. Deney Gruplarının Oluşturulması

5.5 mm yüksekliğindeki solid dayanaklar bakalite alınan implantlara üretici firmanın önerileri doğrultusunda kendi sistemlerine özel raşet ve anahtarların kullanımıyla 35 N/cm'de torklandı. Bu işlemler sonrasında bakalite alınan tüm implant-dayanak örneklerin üzerine firma, grup ve sırasının anlaşılabilmesi için “S”(Straumann) ve “İ”(İmpliance) olarak ve sayı ile kodlandı. Isıl döngü ve temizleme işlemlerinden zarar

görmemesi için bu kodlar bakalite frezle kazındı ve yazılar sabit kalemle belirginleştirildi.

Tablo 3.2. Çalışma Grupları ve Özellikleri.

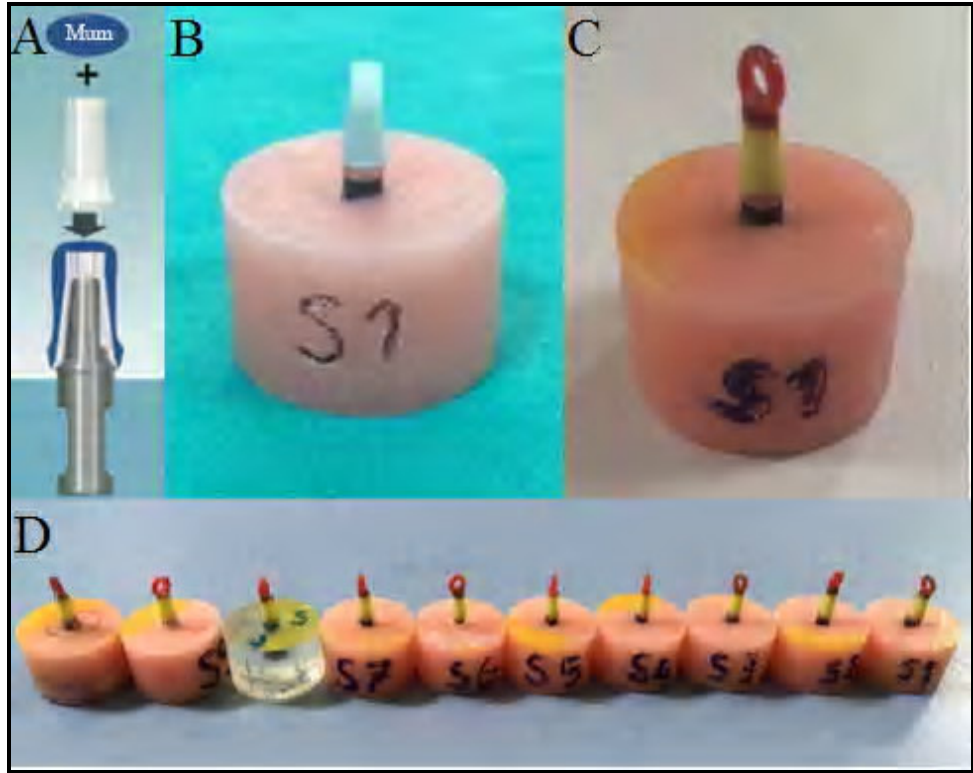
Gruplar	Örnek Sayısı	Marka	Dökülebilir Model Üretim Yöntemi
Grup 1	10	Straumann	Dökülebilir plastik koping
Grup 2	10	İmpliance	Dökülebilir plastik koping
Grup 3	10	İmpliance	Geleneksel mum modelaj yöntemi
Grup 4	10	İmpliance	SLA dökülebilir reçine model üretimi
Grup 5	10	İmpliance	CAD CAM-freze dökülebilir plastik model üretimi

3.4. Alt Yapı Örneklerinin Üretilmesi

Çalışmada kullanılan tüm metal alt yapılar farklı teknikler ile üretilen modeller kullanılarak kayıp mum tekniği ile döküldü. Model üretiminde kullanılan teknikler şunlardır:

3.4.1. Straumann Dökülebilir Plastik Koping İle Mum Model Üretimi

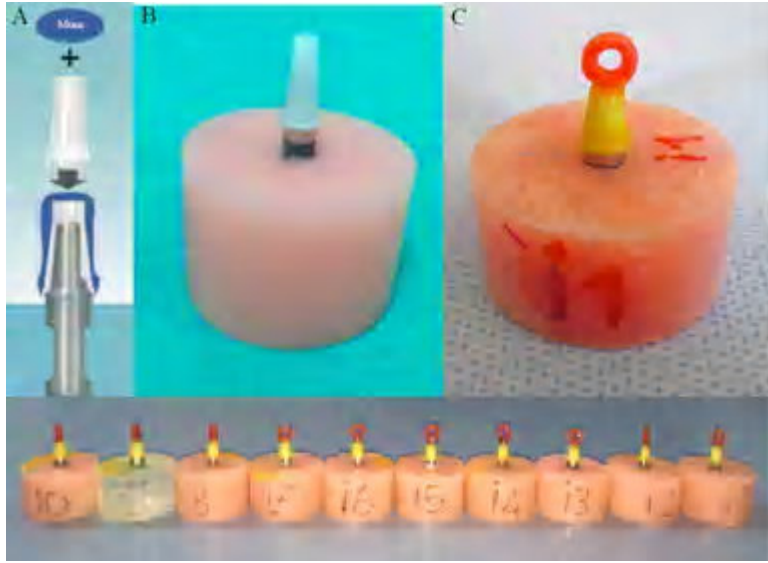
Her bir implant dayanak model üzerine üretici firmaya özel anti-rotasyonel yapıya sahip dökülebilir plastik kron kopingi yerleştirildi. 10 mm yüksekliğinde olan her plastik koping kron alt yapıların standart yükseklikte üretilebilmesi için 4 mm kısaltıldı. Üretici firmanın talimatları doğrultusunda plastik kopingin kalınlığı marjinal bölgede en az 0,3 mm artacak şekilde mum (Shera, Lemförde, Almanya) kullanılarak arttırıldı (Şekil 3.4.A).Dökülebilir plastik koping plastik implant kenarı ile olan uyumuna dokunulmadan mum modelaj ile premolar basit koping kron formuna getirildi. Böylece tüm kronlarda bitim sonrası 0,5 mm' lik kalınlık için gerekli mum modelaj ilavesi yapıldı. Son olarak örneklerin tutuculuk testine tabi tutulmaları için yuvarlak halka mum modelajlar (DentaWax, Dentasty, Konya, Türkiye) kronların oklüzeline adapte edildi (Şekil 3.4.C).



Şekil 3.4. Straumann plastik koping ile dökülebilir model üretimi A: Plastik koping ile model üretiminin temsili çizimi. B: Straumann dayanak üzerinde plastik kopingin görünümü . C: Oluşturulan dökülebilir modelin son hali. D: Straumann koping grubunun döküm için hazırlanmış modelleri.

3.4.2. İmplant Dökülebilir Plastik Koping İle Mum Model Üretimi

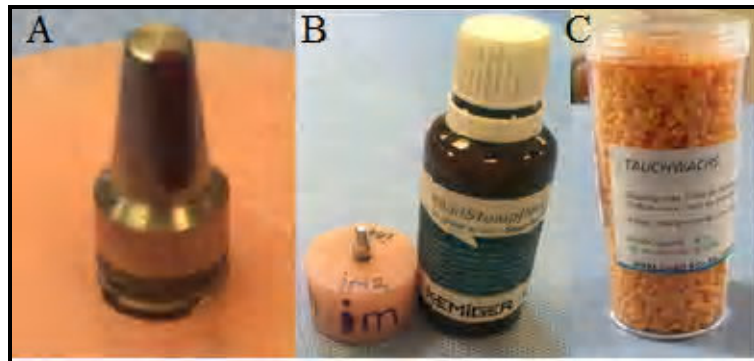
Her bir implant dayanak modelinin üzerine üretici firmaya özel anti-rotasyonel yapıya sahip dökülebilir plastik kron kopingi yerleştirildi. 10 mm yüksekliğinde olan her plastik koping kron altyapılarının standart yükseklikte üretilebilmesi için 4 mm kısaltıldı. Diğer implant grubuyla aynı olması için bu grupta da marjinal bölgede en az 0,3 mm olacak şekilde mum ile kalınlık arttırıldı (Şekil 3.5.A). Dökülbilir plastik koping implant kenarı ile olan uyumuna dokunulmadan mum modelaj (Shera, Lemförde, Almanya) ile premolar basit koping kron formuna getirildi. Böylece tüm kronlarda bitim sonrası en az 0,5 mm'lik kalınlık için gerekli mum modelaj ilavesi yapıldı. Son olarak örneklerin tutuculuk testine tabi tutulmaları için yuvarlak halka mum modelajlar (DentaWax, Dentasty, Konya, Türkiye) kronların oklüzeline adapte edildi (Şekil 3.5.C).



Şekil 3.5. İmplant plastik koping ile dökülebilir model üretimi. A: Plastik koping ile model üretiminin temsili çizimi. B: İmplant dayanak üzerinde plastik kopingin görünümü. C: Oluşturulan dökülebilir modelin son hali. D: İmplant koping grubunun döküm için hazırlanmış modelleri.

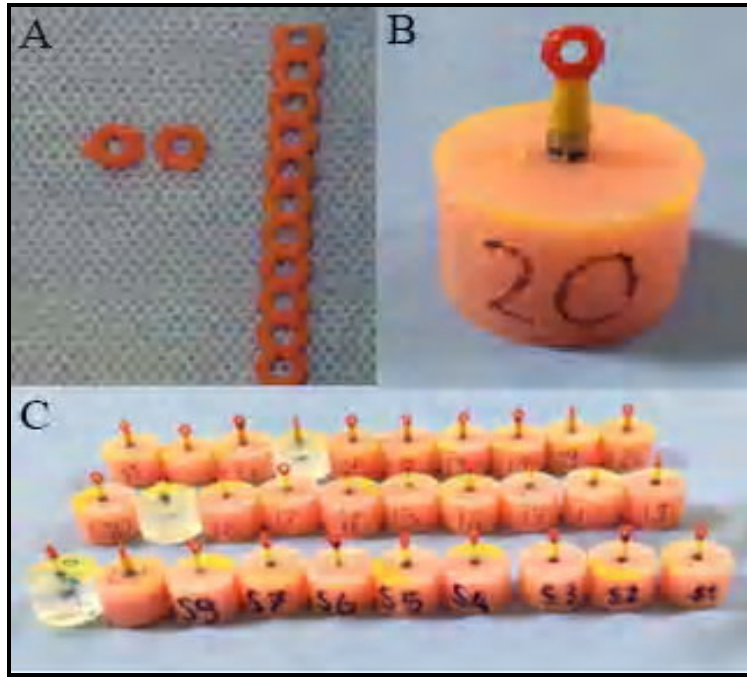
3.4.3. Geleneksel Mum Modelaj Yöntemi ile Mum Model Üretimi

İmplant dayanaklarının siman çıkışı için hazırlanmış girintisi mum (Elastiwax, Keram&Keramik,Bursa,Türkiye) ile kapatıldı. Böylelikle analogda mevcut olmayan andırkat alanları elimine edilmiş oldu. Sonrasında dayanağa protez bitim sınırından 1 mm mesafede kalacak şekilde 2 tabaka toplam 20 mikron kalınlığında die spacer (KemiStumpflack, Kemiger, Almanya) uygulandı ve her tabaka sonrası kuruması için beklendi (Şekil 3.6).



Şekil 3.6. Mum modelaj işlemi öncesi dayanak üzerinde yapılan hazırlıklar A: Siman çıkış oluğu mum ile kapatılan İmplant solid dayanak B: Die-spacer uygulaması. C: Mum modelaj için kullanılan daldırma mumu.

Daha sonra dayanaklar üzerine modelaj mumu (Tauchwachs, Shera, Lemförde, Almanya) ile daldırma tekniği kullanılarak premolar basit alt yapı modelajı hazırlanmıştır. Tüm hazırlanan kron modelajlarının oklüzeline yuvarlak halka şeklinde mum modelajlar adapte edilerek tutuculuk testine hazırlık yapılmıştır (Şekil 3.7).



Şekil 3.7. Tutuculuk testi için dökülebilir modellerde yapılan modelaj hazırlığı A: Modellerin oklüzeline ilave edilen mum halkalar. B: Mum modelajı tamamlanmış örnek. C: Straumann koping, İmpliance koping ve İmpliance modelaj gruplarının dökülebilir modellerinin genel görünümü.

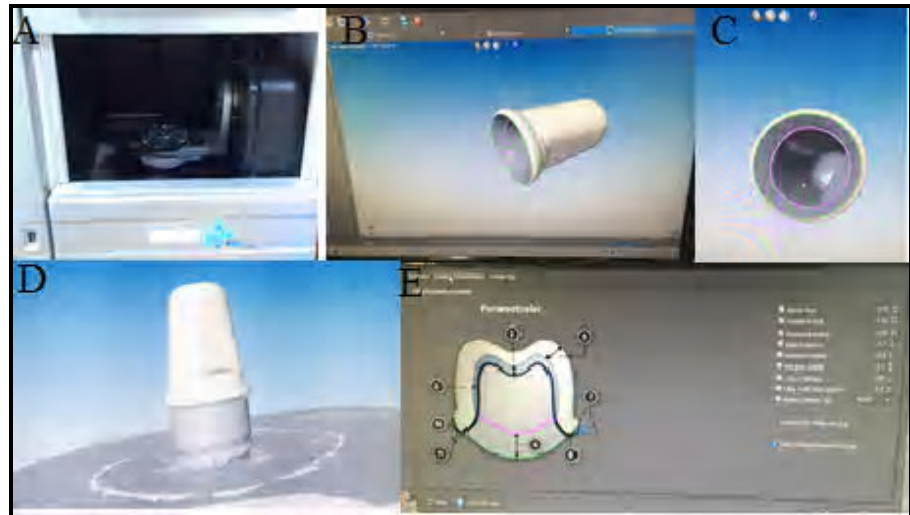
3.4.4. İmpliance - Stereolitografi Yöntemi İle Dökülebilir Reçine Model Üretimi

İmpliance marka implant dayanak modelinde tarama öncesi dayanağın analogda olmayan siman çıkış boşluğu olarak tasarlanan oluğu mum (Elastiwax, Keram&Keramik, Bursa, Türkiye) ile kapatıldı. Tarama işlemi için dayanak ve implantın taranacak yüzeyine tarama spreyi (Calidia Scan Spray, Whitepeaks, Essen, Almanya) homojen kalınlıkta olacak şekilde uygulandı (Şekil 3.8). Böylece protezin hazırlanacağı yüzeyler belirlendi.



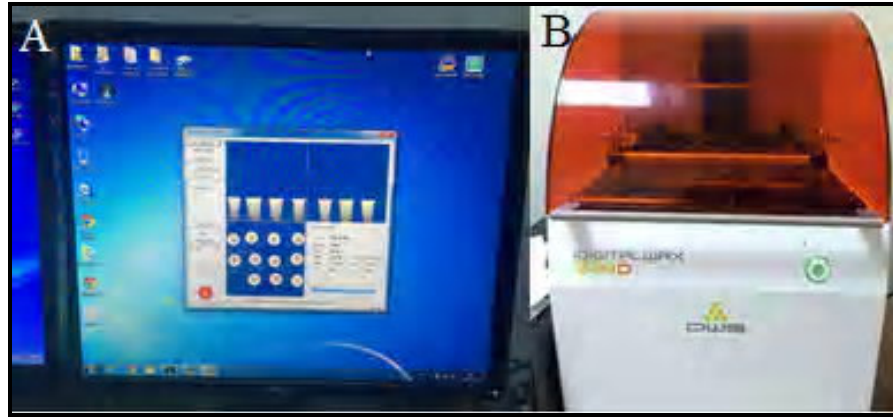
Şekil 3.8. Tarama işlemi için dayanak modele tarama spreyi uygulaması.

Sonrasında kron tasarımı için (Dwos, Dental-Wings 3D Scan, Montreal, Kanada) tarama cihazında tarandıktan sonra bilgisayar ortamındaki yazılımda (Dental-Wings, Montreal, Kanada) orijinal dökülebilir plastik kopingleri taklit etmek için benzer tasarımda alt yapı dizaynları gerçekleştirildi (Şekil 3.9).



Şekil 3.9. Çalışmanın CAD aşamaları A: Kullanılan tarama cihazı. Üretilecek dökülebilir modellerin CAD görüntüsü (B, C, D). E: Tasarımı yapılan model üretiminde kullanılan parametreler.

Siman aralığı dökülebilir plastik kopinglerdeki gibi 20 µm olarak belirlenirken marjin bölgesindeki en az kalınlık 0,3 mm olarak belirlendi. Solid dayanak üzerinde tasarım yapıldığı için dayanağın anti-rotasyonel düz duvarını elde etmek için tasarımda andırkatlar blok out yapılmadı. Protez bitim kenar bölgeleri dikkatlice incelenerek bitim çizgileri düzenlendi. Protez bitim sınırı basamak bitim çizgisinde olacak şekilde tasarlandı.

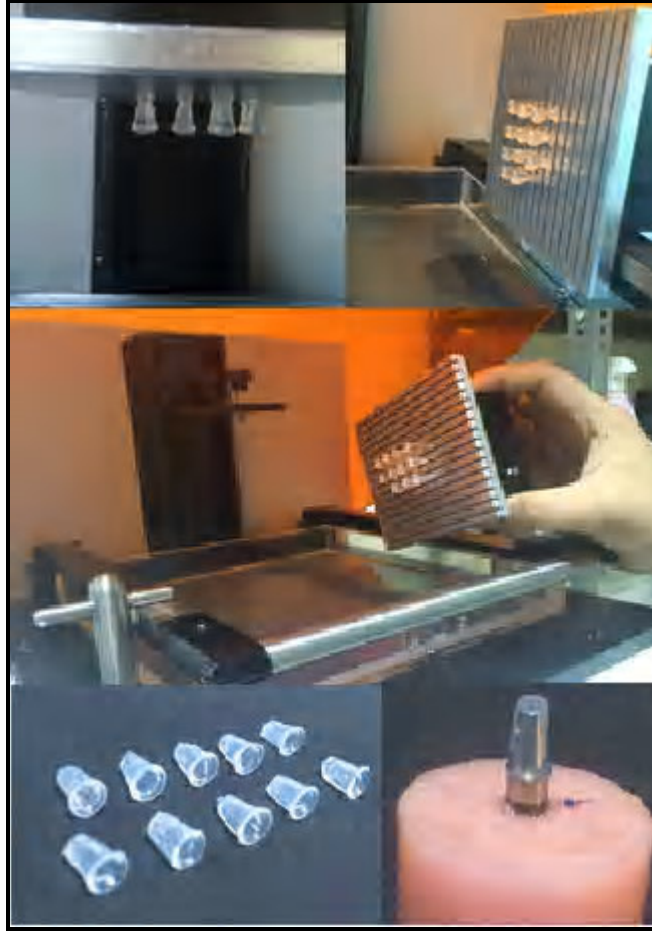


Şekil 3.10. A: Üretim için hazırlanan model tasarımları. B: Üretimin yapıldığı dijital modelaj cihazı.

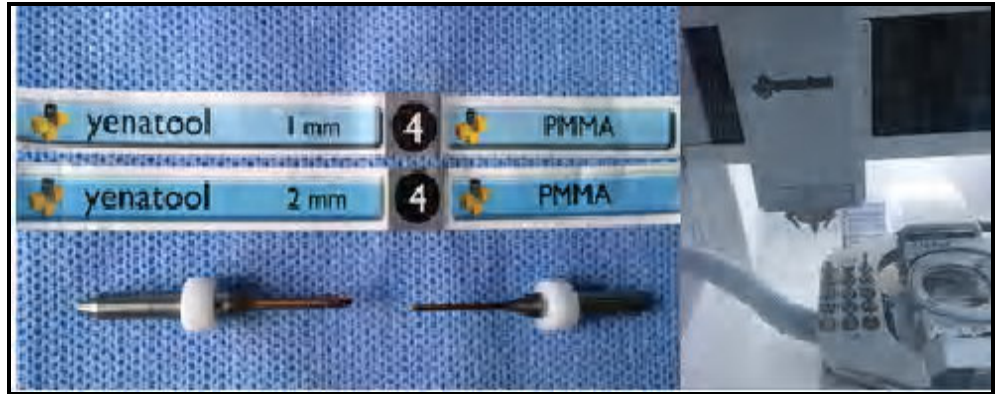
Üretim için örnekler dijital modelaj cihazına (Digitalwax 28D, DWS, İtalya) yönlendirildi (şekil 3.10). Katmanlar halinde ışığa duyarlı stereolitografi (SLA) dökülebilir reçineden (RF080 Casting Resin, DWS, İtalya) SLA yöntemi ile oluşturulan reçine modeller metal döküm öncesinde sıvısından uzaklaştırıldı ve alkol içine batırılarak özellikle iç yüzeylerindeki katılaşmamış olan fazla reçine uzaklaştırıldı (Şekil 3.11). Yine tutuculuk testi için mum halka yapılar oklüzale ilave edildi ve döküm işlemi için hazır hale getirildi.

3.4.5. İmplant CAD-CAM -Freze Dökülebilir Plastik Model Üretimi

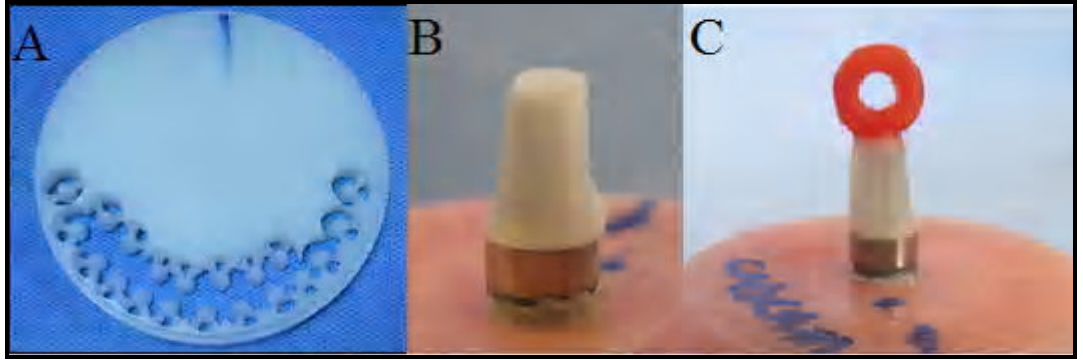
Bu grupta örneklerin CAM cihazına aktarımına kadar gerçekleşen dayanakların hazırlanması, tarama, görüntüleme ve tasarım işlemleri İmplant SLA grubuyla aynıdır. Daha önce anlatılan işlemlerin sonrasında hazırlanan tasarım alt yapı örnek sayısı 10 olacak şekilde üretim için 5 akslı CNC cihazına (Yenadent DC40, Yenadent, İstanbul, Türkiye) yönlendirildi. Aşındırma aşamasında önce 2mm frez (Yenatool PMMA, Yenadent, İstanbul, Türkiye) kullanarak kaba aşındırma takiben 1 mm frez (Yenatool PMMA, Yenadent, İstanbul, Türkiye) kullanarak detaylı aşındırma işlemi yapıldı.(Şekil 3.12).



Şekil 3.11. İmplant SLA grubunda reçine modellerin üretimi. Cihazdan çıkan modellerin genel görünümü (A, B, C,D). Dayanak model üzerinde SLA model görünümü (E).



Şekil 3.12. A: Freze işleminde PMMA için kullanılan frezler. B: CAM işleminin yapıldığı CNC cihazı.



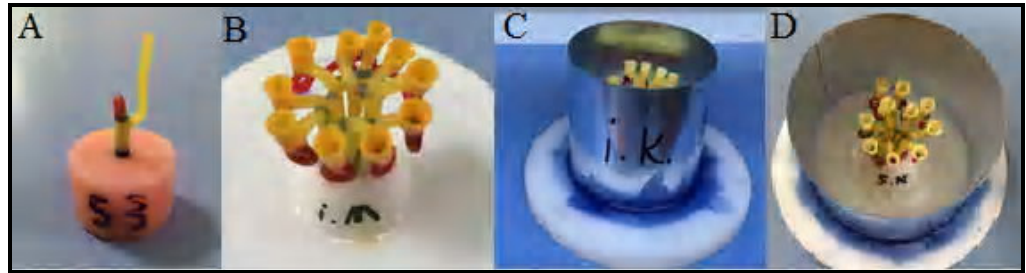
Şekil 3.13. CAD-CAM freze ile üretilen dökülebilir PMMA modeller. Üretilen modellerin genel görünümü (A,B) ve döküm işlemi öncesi son hali (C).

Freze işleminin tamamlanmasını takiben PMMA bloktan (Alliance, Turkuaz Dental, İzmir, Türkiye) dökülebilir kron alt yapılar tutucu kısımları kesilerek ayrıldı. Hazırlanan alt yapıların iç yüzeyi ve kenar uyumları kontrol edildikten sonra dayanak üzerine yerleştirilerek halka yapının oluşturulması için yuvarlak mum modelaj oklüzeline adapte edildi (Şekil 3.13).

3.5. Tüm Gruplarda Kayıp Mum Tekniği ile Metal Döküm Altyapı Üretimi

Döküm için hazırlanan 5 gruba ait toplam 50 adet modelin geleneksel kayıp mum tekniği ile döküm işlemi SET-DENT Diş Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiştir.

Modelajları tamamlanan örneklerin her birine 2,5 mm çapındaki döküm kanal mumları (Sel-Wax 2,5 mm, Arge, Dental, Ankara, Türkiye) ucu ısıtılarak hazırlanan mum modelajın orta kısmına bağlandı ve tijleme işlemi her örnek için uygulandı. Mum maketler döküm kanallarının uç kısmından manşet kalıbına bağlantı mumu ile sabitlendi. Tijleme ve manşet tabanına sabitleme işlemleri üretici firmanın talimatları doğrultusunda yapılmıştır (Şekil 3.14).



Şekil 3.14. örneklerin revetmana alma işlemi öncesi hazırlanması A:Tijleme işlemi tamamlanmış mum model B:Manşet tabanına sabitlenmiş mum model grubu C-D :Revetmana alma işlemi öncesi manşete alınan modeller

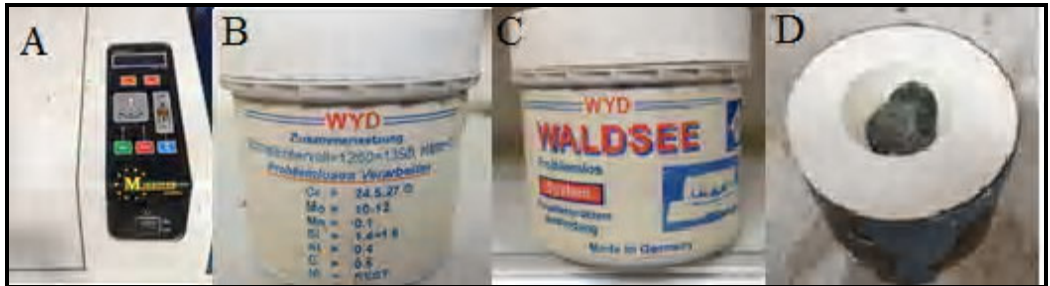
Her bir grup kendi içinde manşete alınarak örneklerin karışması engellendi. Manşetlerin üzerine grup isimleri yazıldı. Fosfat bağlayıcı revetman (Sherafina-Rapid, Shera, Almanya) üretici firmanın talimatları doğrultusunda 45 saniye süreyle karıştırıldı.



Şekil 3.15. Revetmanın hazırlanması ve revetmana alma işlemi A-B:Kullanılan fosfat bağlayıcı revetman C: Revetmana alınan örnek grubu D: Revetmanın hazırlandığı cihaz.

Uygun toz revetman likiti karıştırılarak hazırlanan akıcı kıvamdaki revetman önce bir fırça ve spatül yardımıyla mum modellerin yüzeyine sürüldükten sonra içinde mum modellerin bulunduğu manşet kalıbının içerisine titreşim cihazı üzerinde dolduruldu (şekil 3.15). Bu sırada öncelikle kronların iç yüzeylerinden itina ile başlanarak kron içlerinde hava kabarcığı kalmamasına özen gösterildi. Revetman kalıp vibratör cihazının üzerinde 1 dakika süreyle tutularak tüm hava kabarcıklarının yüzeye çıkması sağlandı. Revetman sertleşmeye yakın üzerine grup ismi kodlanarak kazındı.

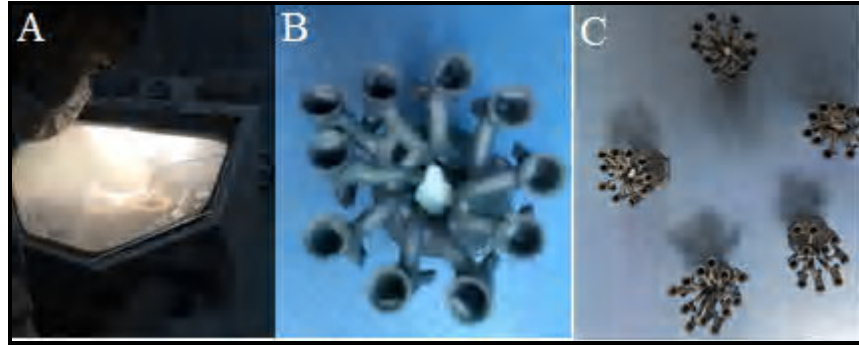
Revetmanın sertleşmesi sonrası manşetten çıkarıldı. Hazırlanan revetman kalıplar döküm kanalları aşağı doğru olacak şekilde döküm potaları ile birlikte mum eliminasyon işlemi için ön ısıtma fırınına yerleştirildi. Fırın, içindeki hazır program kullanılarak önce 25 dakika süreyle 300 °C'ye kadar ısıtıldı. Bu sıcaklıkta 15 dakika bekletildikten sonra yine 25 süreyle 900 °C'ye kadar ısıtılarak bu sıcaklıkta 15 dakika bekletildi ve böylelikle mum eliminasyon ve ön ısıtma işlemleri tamamlandı.



Şekil 3.16. Metal döküm işlemi. A: İndüksiyonlu döküm fırını. Döküm için kullanılan Ni- Cr alaşımı tabletleri(B, C).Tamamlanan metal döküm işlemi (D).

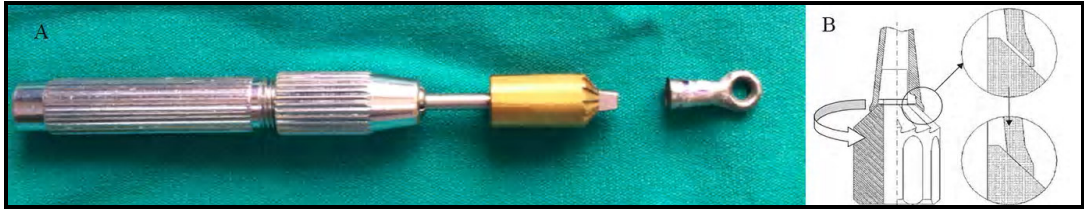
Maşa yardımıyla fırından çıkarılan manşet ve döküm potası bekletilmeden indüksiyonlu ısıtma döküm fırının (INF-2010, Mikrotek Dental, Ankara, Türkiye) ilgili bölmesine yerleştirildi. Döküm için gereken miktarda Ni-Cr metal alaşımı tabletleri (WYD, Waldysee, Almanya) pota içerisine yerleştirildi (Şekil 3.16). Metal alt yapılar için her dökümde %100 saf metal alaşımları kullanıldı. İndüksiyonlu döküm fırınının kapağı kapatılarak ısıtma ve döküm işlemine geçildi (Şekil 3.16.A). Fırın üretici firmanın talimatları doğrultusunda 1 dakika içinde 1280 °C'ye kadar ısıtıldı. Fırının koruyucu camla kaplı ilgili bölgesinden metal alaşım tabletlerin eriyik haline geldiği gözle de tespit edildikten sonra 20 saniye süreyle santrifüj altında döküm işlemi tamamlandı. Döküm sonrası fırının kapağı açılarak uygun bir maşa ile tutulup dışarıya çıkarılan revetman kalıp 30 dakika süre ile oda ısısında soğumaya bırakıldı.

Soğuma işlemi sonrası revetman kırılıp açıldı ve kabaca revetman artıkları 125 mikronluk alüminyum oksit partikülleri ile 2 bar basınç altında (Bego Easyblast 26080, Bego, Bremen, Almanya) kumlanarak temizlendi ve tesviye edildi (Şekil 3.17). Döküm kanalları mikromotor ve karbon separe kullanılarak kesildi. Döküm çapaklarının giderilmesi ve pürüzsüz bir yüzey oluşturulması için tungsten karbid frezler kullanıldı.

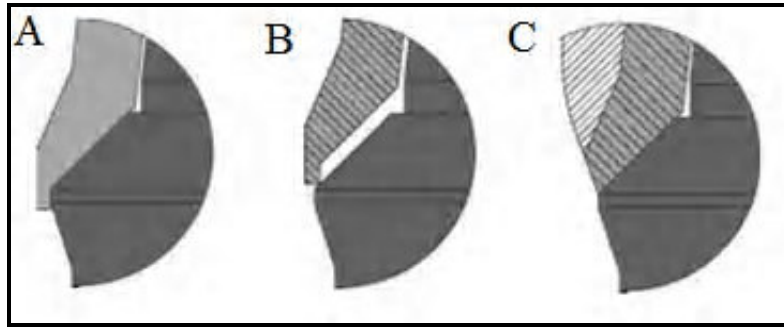


Şekil 3.17.A: Döküm altyapıların kumlanarak temizlenmesi B-C: Revetman artıklarından temizlenmiş döküm alt yapıların genel görünümü.

Straumann plastik koping grubunda üretici implant firmasının önerileri doğrultusunda döküm sonrası iç yüzeyde bulunan metal iç çentiğin alınması için solid dayanağa özel reamer (Straumann, Waldenburg, İsviçre) kullanıldı (Şekil 3.18). İmplant koping grubunda reamer kullanımı olmaması sebebiyle üretici firmanın talimatları doğrultusunda tesviye polisaj işlemleri diğer gruplarla benzer olarak yürütüldü.



Şekil 3.18. Straumann koping grubunda reamer kullanımı A: Straumann firmasına ait özel reamer. B: Straumann koping grubunda döküm sonrası iç çentiğin reamer tarafından uzaklaştırılmasını gösteren çizim.



Şekil 3.19. Koping gruplarında iç çentiğin işlemler sırasındaki görünümü A: Snap on mekanizmasına sahip plastik koping, B: Metal döküm sonrası koping. Snap on mekanizması işlem dışıdır. İç çentiğin analog üzerine yerleştirilmesi öncesi kaldırılması gereklidir. C: İç çentiğin kaldırılması sonrası protezin son hali.

Metal alt yapı örneklerinin tesviye işlemleri aynı teknisyen tarafından ve alt yapı kalınlıkları 0,5 mm olacak şekilde gerçekleştirildi (Şekil 3.20.). Tesviye uyumlama işlemleri sırasında tüm kontroller analog modeller üzerinde yapılmış olup orijinal dayanak–implant yüzeylerinin zarar görmesi engellenmiştir. Kron iç uyumları uyum kontrol materyali (Pico Mark, Renfert, Almanya) ile değerlendirilmiştir. Üretilen metal altyapıların bitim ve pasif uyumu büyüteç altında ve el hassasiyeti ile değerlendirildi. Kalınlıkları kontrol edilerek uymayan örnekler tekrarlandı.



Şekil 3.20. Alt yapı örneklerinin tesviye ve uyumlama işlemleri (A, B) Üretimi tamamlanmış Straumann koping grubu örneği (C).

3.6. Alt Yapı Örneklerinin Kenar Aralığı Ölçümlerinin Yapılması

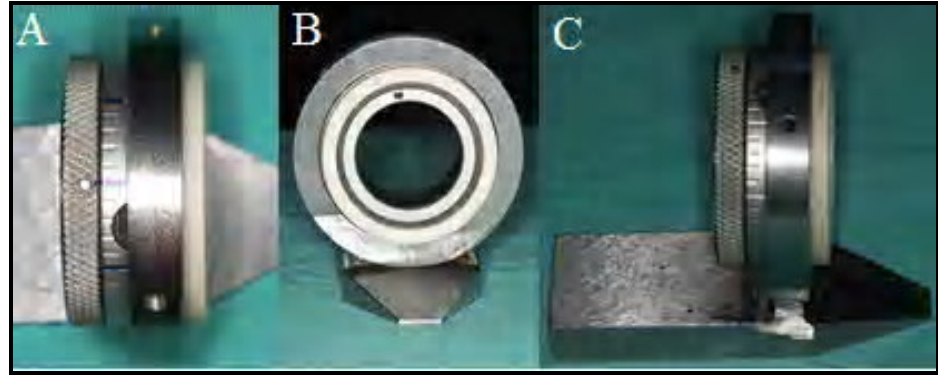
Tesviye ve uyumlama işlemleri tamamlanan döküm metal alt yapılar gruplar halinde ultrasonik temizleyici yardımıyla temizlendi. Dayanak modeller ise daha öncesinde siman çıkış olukları mum ile kapatıldığı için basınçlı buhar makinesi (VAP 6, Zhermack, İtalya) ile mumlarından arındırılmasını takiben ve alkol ve distile su ile tamamen temizlenerek simantasyon işlemi için hazır hale getirildi (Şekil 3.21).

Döküm metal alt yapı ile implant boynu arasında kenar uyumunun daha net gözlemlenebilmesi amacıyla kron alt yapıların kenarları kırmızı keçe kalemle boyandı. Hazırlanan alt yapı örneklerinin dayanak üzerinde sabit kalması için nokta şeklinde silikon ölçü ile (Elite HD, Zhermack, İtalya) ile dayanaklara sabitlendi.



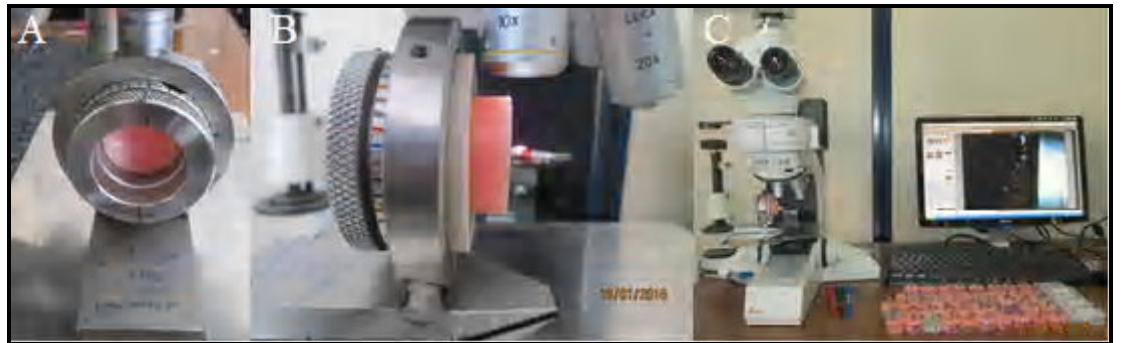
Şekil 3.21. Kenar aralığı ölçümü için hazırlanan metal alt yapının son hali.

Akrilik model üzerinde daha önceden freze ile gruplandırılan örneklerin döküm alt yapılarının üzerine de grup adının ilk harfi ve numarası yazıldı. Ölçümün standart olarak yapılabilmesi için özel tasarlanmış bir deney düzeneği kullanıldı (Şekil 3.22). Bu düzeneğe göre 360° dönebilen ve etrafında eşit bölmelerin üretici tarafından hazırlandığı yapı (Struers, Kopenhag, Danimarka) CNC makinasında (Taksan TMC 700, Kayseri, Türkiye) üretilen düzeneğe yatay olarak sabitlenecek şekilde adapte edildi. Otuz nokta olarak belirlenmiş olan kenar ölçüm sayısı tutucu yapı üzerinde de işaretlendi.



Şekil 3.22. Kenar aralığı ölçümünün standart yapılabilmesi için üretilen deney düzeneği (A,B,C).

Kenar aralığı ölçümleri Erciyes Üniversitesi Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi'nde yapılmıştır. Her örnek modelde ilk olarak ölçümün yapılacağı nokta (başlangıç yeri) ok ile işaretlendi ve belirlenen yönde 32 derece açı ile ölçümler 100x büyütmede üstten aydınlatmalı polarize ışık mikroskobu (Leica DML, Wetzlar, Almanya) altında uzman kişi tarafından gerçekleştirildi (Şekil 3.23). Elde edilen tüm görüntülerin ölçümleri bilgisayar yazılımı ile (Image Pro Plus 6, Media Cybernetics, Inc., Bethesda, MD, ABD) aynı kişi tarafından analiz edildi. Ölçüm noktalarının standart olması için bilgisayar üzerinde ekranın tam ortası cetvel asetatlı kalem ile işaretlenerek her görüntünün aynı noktasının ölçülmesi sağlandı.

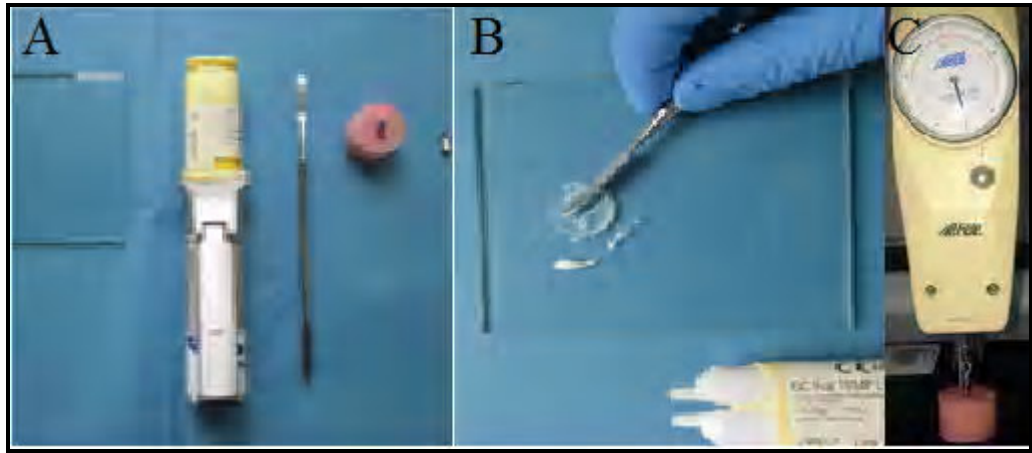


Şekil 3.23. Alt yapıların kenar aralıklarının ışık mikroskobunda görüntülenmesi (A,B,C).

3.7. Alt Yapı Örneklerin Simantasyonu

Alt yapıların simantasyonu öncesinde daha önceden silikon ile kronlar dayanağa sabitlendiği için tüm örneklerden ölçü uzaklaştırıldı .Örnekler ve dayanak modeller

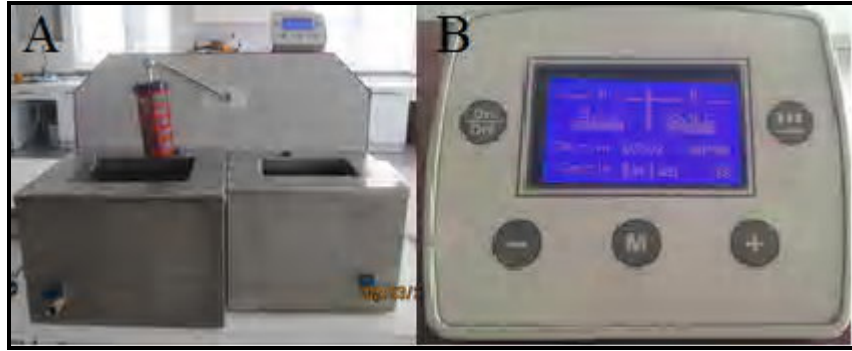
önce basınçlı sıcak su buharı altında sonrasında ise alkol ve distile su ile temizlendi. Metal alt yapılar ve ana modeller kurutulurken simantasyon işlemi için hazırlandı. Metal alt yapılar dayanaklara cam iyonomer esaslı geçici implant simanı (Fuji TEMP LT, GC, Amerika) ile simante edildi. Simantasyon işlemi üretici firmanın önerileri doğrultusunda gerçekleştirildi. Kron altyapılar dayanaklara 10 saniye parmak basıncı ile yerleştirildikten sonra standart 5 kg yük altında 10 dakika boyunca bekletildi (Şekil 3.24). Simanın sertleşmesi süresince sabit 5 kg'lık yük altında tutulabilmeleri için dinamometre (Algol, Japonya) kullanılmıştır. Siman artıkları öncelikle spatula yardımıyla sonrasında pamuk pellet ile temizlendi. Karıştırma spatülü her simantasyon sonrasında dikkatlice temizlenerek siman kontaminasyonu engellendi.



Şekil 3.24. Metal alt yapı örneklerinin simantasyon işlemi (A,B,C).

3.8 . Isıl Döngü İşlemi

Simantasyon sonrasında tüm örnekler 37 °C'de 24 saat distile su içerisinde bekletildi. 24 saat sonra ağız ortamını taklit etmek için ısı döngü işlemine geçildi. Isıl döngü işlemi Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan özel yapım termal döngü makinesinde (Termalsiklus, Dentall Teknik, Konya, Türkiye) 5-55 °C arası sıcaklıkta 20 saniye kazanda bekleme, 5 saniye geçişlerde bekleme şeklinde 700 ısı döngü işlemine tabi tutuldu (Şekil 3.25).



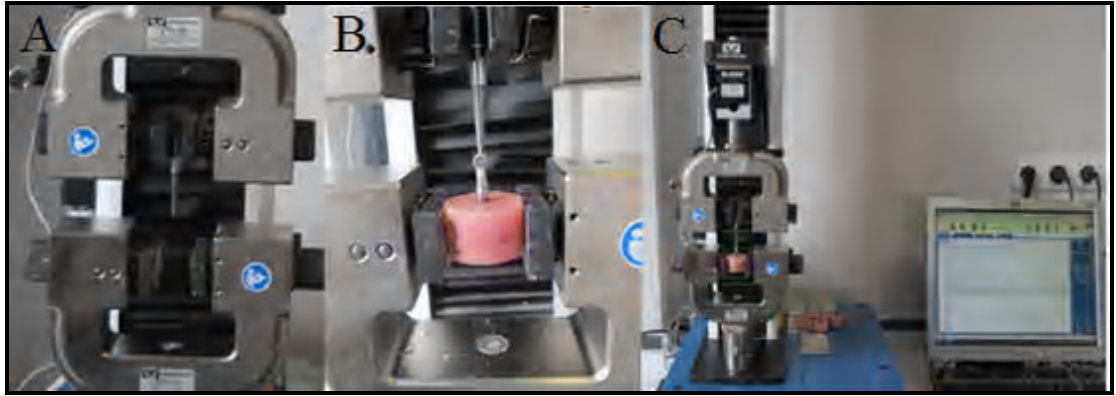
Şekil 3.25. Örneklerin ısıtılma işlemine tabi tutulması (A,B).

3.9. Alt Yapı Örneklerinin Kenar Aralığı Ölçümlerinin Yapılması

Simantasyon ve ısıtılma işlemleri sonrasında örneklerin kenar aralığı ölçümleri tekrarlanmıştır. Kenar aralığı ölçümleri Erciyes Üniversitesi Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi'nde yapılmıştır. Bu ölçümde daha önceden örnek modeller üzerinde ölçüm başlangıç noktası ve yönü, örneğin grup ve sıralaması belirlenmiş olduğu için yeni ölçümler ilk ölçümlerle aynı koşullar altında yapılmıştır. Görüntüler, belirlenen yönde 32 derecelik aralıklarla 100x büyütmede üstten aydınlatmalı ışık mikroskopunda (Leica DML, Wetzlar,Almanya) uzman kişi tarafından elde edildi. Elde edilen tüm görüntüler in ölçümleri bilgisayar yazılımı (Image Pro Plus 6, Media Cybernetics, Inc., Bethesda, MD, ABD) kullanılarak aynı kişi tarafından yapıldı. Ölçüm noktalarının standart olması için bilgisayar üzerinde ekranın tam ortası işaretlenerek her görüntünün her zaman aynı noktası ölçülmüş oldu.

3.10. Alt Yapı Örneklerinin Tutuculuk Testine Tabi Tutulması

Her gruptan rastgele seçilen bir örnek kenar uyumunun ve iç uyumun görüntülenmesi amacıyla tarama elektron mikroskop değerlendirmesi için ayrıldı. Böylece her grupta 9 örnek sayısı ile implant destekli kronların tutuculuk analizi Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan universal test cihazında (2710-Instron, Massachusetts, ABD) gerçekleştirildi. Çekme işlemi, 0,5 mm/dakika hızla yapıldı. Elde edilen veriler kaydedilerek istatistiksel analizi gerçekleştirildi.



Şekil 3.26. Alt yapı örneklerinin tutuculuk testine tabi tutulması.

3.11. Tarayıcı Elektron Mikroskobu İle Metal Altyapıların İç Uyumlarının Gözlenmesi

Üretilen metal alt yapıların implant boynu ve dayanak ile iç uyumunu izlemek için tarama elektron mikroskobu görüntülerinin kullanılması planlandı. Her gruptan rastgele seçilen 1 örnek kenar uyumunun ve iç uyumun görüntülenmesi için Erciyes Üniversitesi, Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi Laboratuvarında bulunan taramalı elektron mikroskobu (Leo440, Cambridge, İngiltere) kullanıldı (Şekil 3.27). Örneklerin kesit alınması sırasında dağılma çözünme riskine karşı epoksi resin ile sıcak bakalitleme (Struers, Kopenhag, Hollanda) işlemi bakalitleme cihazında (Lavopress1, Struers, Kopenhag, Hollanda) yapılmıştır. Bakalite alınan örnekler düşük hızlı testere (Miniton, Struers, Kopenhag, Hollanda) ile dikey olarak ikiye bölünerek kesitleri alındı. Her numunenin rastgele seçilen bir kesitine polisaj makinesinde (Lavopol 5, Struers, Kopenhag, Hollanda) üretici firmanın talimatları doğrultusunda polisaj işlemi uygulandı. Numune yüzeylerine 15 saniye boyunca Au-Pd (%80-%20) ile kaplama cihazında (Polaron SC7620 Sputter Coater, Quorum Teknolojileri, Newhaven, İngiltere) kaplama işlemi gerçekleştirildi. Kron dayanak arasındaki kenar aralığı ve iç aralıklar sırasıyla x40 ve x200 büyütme altında tarama elektron mikroskobunda gözlemlendi.



Şekil 3.27. Alt yapıların kesitlerinin gözleendiği tarayıcı elektron mikroskobu

3.12. İstatistiksel Değerlendirme

Bu çalışmadaki istatistiksel analizler IBM SPSS Statistic 20 (IBM, New York, ABD) paket programı kullanılarak yapılmıştır. Verilerin değerlendirilmesinde istatistiksel metodların (ortalama, standart sapma, medyan, minimum-maksimum) yanı sıra normal dağılımı test etmek için Kolmogorov-Smirnov testi uygulandı. Sonuçlar, anlamlılık $p < 0,05$ düzeyinde değerlendirilmiştir. Bulgular bölümünde kullanılan istatistiksel yöntemler detaylı olarak anlatılmaktadır.

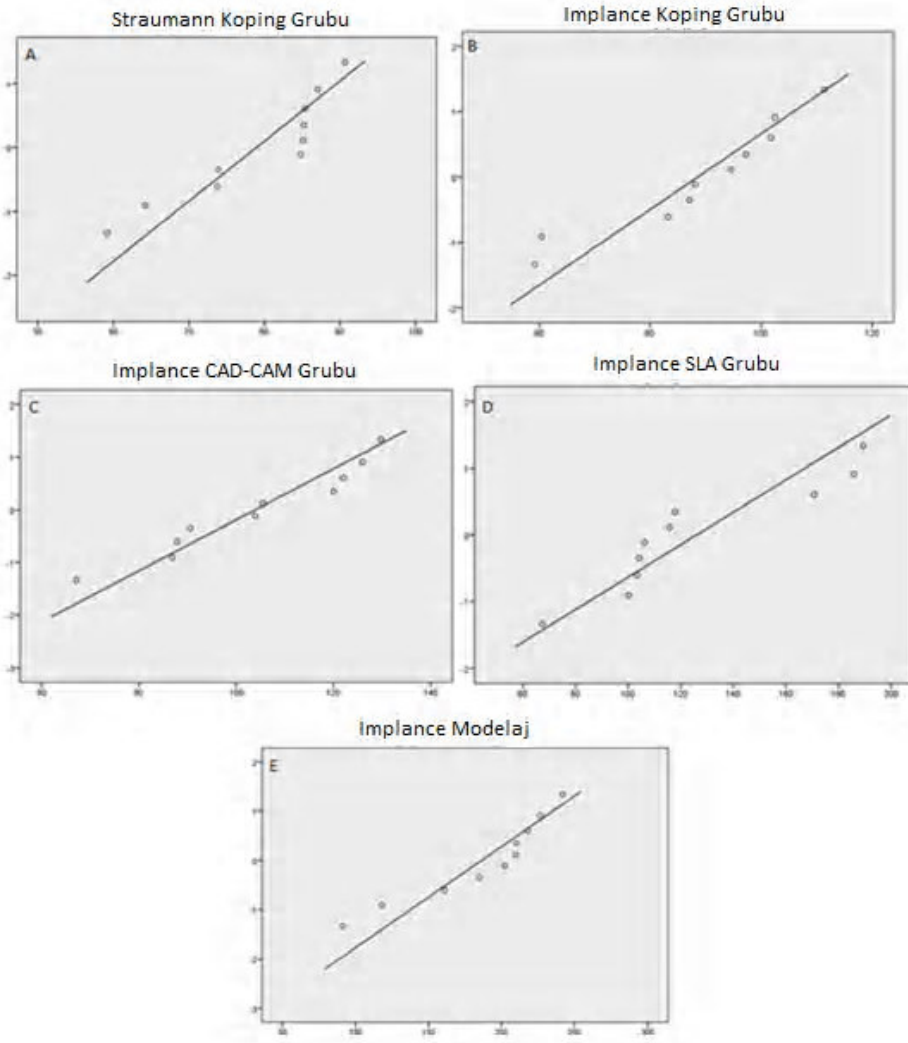
4.BULGULAR

Çalışmamızda implant destekli sabit protez metal alt yapı üretiminde 4 farklı üretim tekniği ve 2 farklı implant markası olmak üzere toplam 5 grubu karşılaştırmak için her grupta 10'ar adet olmak üzere toplam 50 adet metal kron alt yapısı hazırlandı. Hazırlanan metal kron alt yapıların kenar uyumu ışık mikroskobu yardımı ile ölçüldü. Takiben örnekler simantasyon ve ısıl döngü işlemleri uygulandı ve sonrasında kenar uyumu ölçümü tekrarlandı. Her gruptan 1 adet örnek tarama elektron mikroskobu analizi için ayrıldı ve kesitsel incelemeye tabi tutuldu. Kalan 45 örneğe tutuculuk testi uygulandı.

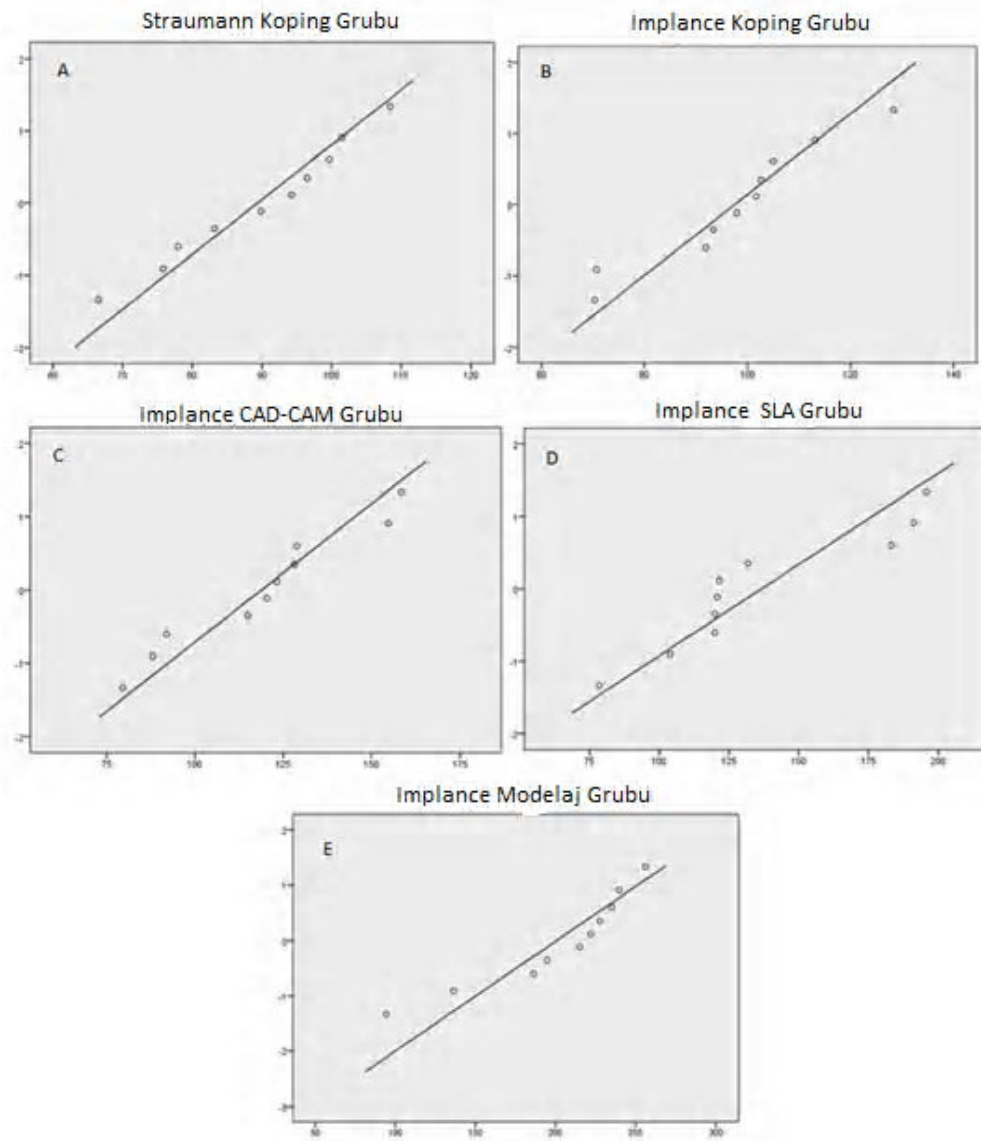
Çalışma sonucunda elde edilen veri setine normal dağılım testi uygulandı. Normal dağılıma uyan veri setlerine parametrik testler uygulanırken, uymayanlara parametrik olmayan muadil testler uygulanmıştır. Tüm istatistiksel değerlendirmelerde güven aralığı %95 olarak belirlenmiştir.

4.1.1. Kenar Aralığı Bulguları

Beş farklı gruba ait metal alt yapıların simantasyon ve ısıl döngü işlemleri öncesi ve sonrası kenar aralığı bulgularının normal dağılım gösterip göstermediği Kolmogorov-Smirnov testi ile değerlendirildi ve normal dağılım gösterdiği görüldü ($p>0,05$) (Şekil 4.1 ve Şekil 4.2).



Şekil 4.1. Simantasyon ve ısıt döngü işlemleri öncesi kenar aralıklarının normal dağılımını gösteren Q-Q plot normallik grafikleri. (A: Straumann Koping, B: İmplant Koping, C: İmplant CAD-CAM, D: İmplant SLA, E: İmplant Modelaj).



Şekil 4.2. Simantasyon ve ısıl döngü işlemleri sonrası kenar aralıklarının normal dağılımını gösteren Q-Q plot normallik grafikleri. (A: Straumann Koping, B: İmplant Koping, C: İmplant CAD-CAM, D: İmplant SLA, E: İmplant Modelaj).

4.1.1. Simantasyon ve Isıl Döngü İşlemleri Öncesi ve Sonrası Kenar Aralığı

Bulguları

Normal dağılım göstren veri setine tekrarlı ölçümlerde iki yönlü ANOVA testi yapıldı (Tablo 4.1.). Genel olarak bakıldığında kenar aralığı değerleri simantasyon ve ısıl döngü öncesinde $116,75 \pm 48,93 \mu\text{m}$ iken, sonrasında $128,59 \pm 50,74 \mu\text{m}$ olarak artış göstermiştir (Şekil 4.3).

Tablo 4.1. Simantasyon ve ısı döngü öncesi sonrası kenar aralığının değerlendirilmesi.

Kaynak	Tip 3 Kareler Toplamı	df	Kareler Ortalaması	F	Anlamlılık	Gözlenen Güç ^a
Kenar aralığı	3502,910	1	3502,910	67,811	,000	1,000
Kenar aralığı *	136,535	4	34,134	,661	,622	,199
grup						
Hata(K.A)	2324,578	45	51,657			

Straumann Koping grubunun simantasyon ve ısı döngü işlemleri öncesi ortalama kenar aralığı değeri $78,93 \pm 10,63$ μm olarak ölçülmüştür. Bu grup için yapılan ölçümlerde minimum kenar aralığı değeri $59,16$ μm iken, maksimum kenar aralığı değeri $90,66$ μm olarak ölçülmüştür. Simantasyon ve ısı döngü işlemleri sonrası ortalama kenar aralığı değeri $89,37 \pm 13,18$ μm olarak saptanmıştır. Bu grup için yapılan ölçümlerde minimum kenar aralığı değeri $66,5$ μm iken, maksimum kenar aralığı değeri $108,42$ μm olarak ölçülmüştür (Tablo 4.2). Simantasyon ve ısı döngü işlemleri sonrasındaki kenar aralığındaki artış istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0,005$).

İmplant Koping grubunun simantasyon ve ısı döngü işlemleri öncesi ortalama kenar aralığı değeri $88,54 \pm 17,29$ μm olarak ölçülmüştür. Bu grup için yapılan ölçümlerde minimum kenar aralığı değeri $59,16$ μm iken, maksimum kenar aralığı değeri $111,39$ μm olarak saptanmıştır. Simantasyon ve ısı döngü işlemleri sonrası ortalama kenar aralığı değeri $97,48 \pm 17,63$ μm olarak ölçülmüştür. Bu grup için yapılan ölçümlerde minimum kenar aralığı değeri $70,36$ μm iken, maksimum kenar aralığı değeri $128,33$ μm olarak tespit edilmiştir (Tablo 4.2). Simantasyon ve ısı döngü işlemleri sonrasındaki kenar aralığındaki artış istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0,005$).

İmplant CAD-CAM grubunun simantasyon ve ısı döngü işlemleri öncesi ortalama kenar aralığı değeri $103,95 \pm 20,64$ μm olarak ölçülmüştür. Bu grup için yapılan ölçümlerde minimum kenar aralığı değeri $67,12$ μm iken, maksimum kenar aralığı değeri $129,76$ μm olarak tespit edilmiştir. Simantasyon ve ısı döngü işlemleri sonrası ortalama kenar aralığı değeri $118,84 \pm 26,44$ μm olarak ölçülmüştür. Bu grup için yapılan ölçümlerde minimum kenar aralığı değeri $79,6$ μm iken, maksimum kenar aralığı değeri $158,55$ μm olarak saptanmıştır (Tablo 4.2). Simantasyon ve ısı döngü işlemleri

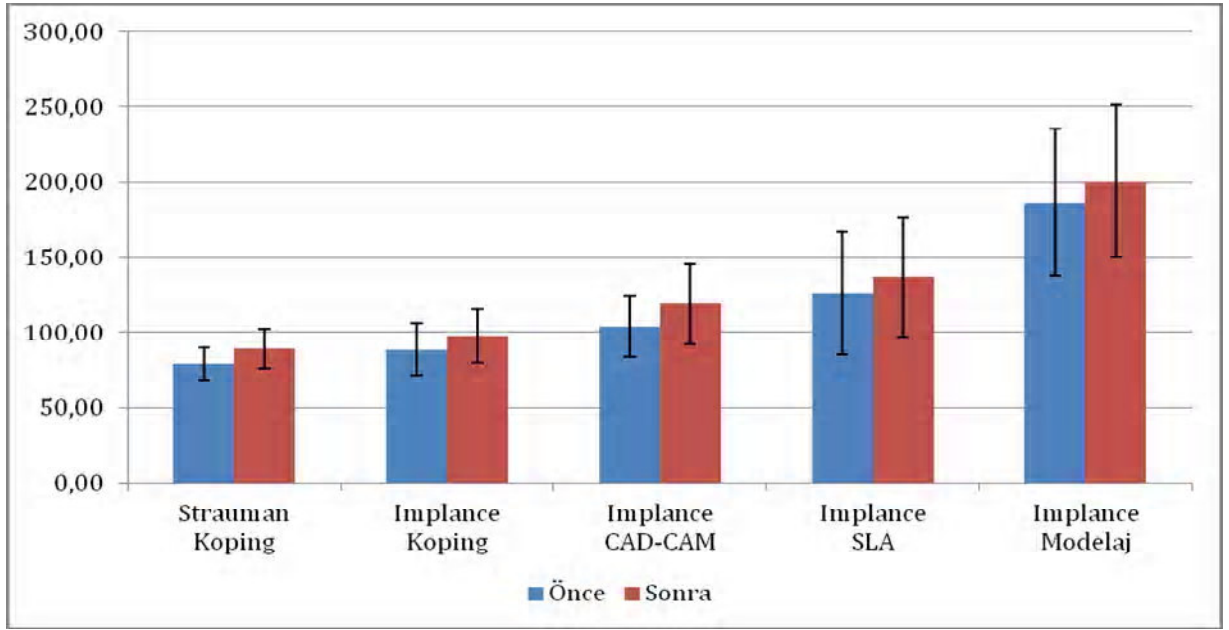
sonrasındaki kenar aralığındaki artış istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,005$).

İmplant SLA grubunun simantasyon ve ısı döngü işlemleri öncesi ortalama kenar aralığı değeri $126,06\pm41,13\ \mu\text{m}$ olarak ölçülmüştür. Bu grup için yapılan ölçümlerde minimum kenar aralığı değeri $67,32\ \mu\text{m}$ iken, maksimum kenar aralığı değeri $189,35\ \mu\text{m}$ olarak ölçülmüştür. Simantasyon ve ısı döngü işlemleri sonrası ortalama kenar aralığı değeri $136,67\pm39,66\ \mu\text{m}$ olarak tespit edilmiştir. Bu grup için yapılan ölçümlerde minimum kenar aralığı değeri $78,48\ \mu\text{m}$ iken, maksimum kenar aralığı değeri $195,77\ \mu\text{m}$ olarak saptanmıştır (Tablo 4.2). Simantasyon ve ısı döngü işlemleri sonrasındaki kenar aralığındaki artış istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,005$).

İmplant Modelaj grubunun simantasyon ve ısı döngü işlemleri öncesi ortalama kenar aralığı değeri $186,27\pm48,82\ \mu\text{m}$ olarak ölçülmüştür. Bu grup için yapılan ölçümlerde minimum kenar aralığı değeri $91,05\ \mu\text{m}$ iken, maksimum kenar aralığı değeri $241,8\ \mu\text{m}$ olarak tespit edilmiştir. Simantasyon ve ısı döngü işlemleri sonrası ortalama kenar aralığı değeri $200,58\pm50,39\ \mu\text{m}$ olarak ölçülmüştür. Bu grup için yapılan ölçümlerde minimum kenar aralığı değeri $94,18\ \mu\text{m}$ iken, maksimum kenar aralığı değeri $256,06\ \mu\text{m}$ olarak saptanmıştır (Tablo 4.2). Simantasyon ve ısı döngü işlemleri işlemi sonrasındaki kenar aralığındaki artış istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,005$).

Tablo 4.2. Kenar aralığı değerlerinin gruplara göre dağılımı.

Grup Adı	Simantasyon ve Isıl Döngü Öncesi		Simantasyon ve Isıl Döngü Sonrası	
	Ort $\pm$ SS	Min-Maks.	Ort $\pm$ SS	Min-Maks.
Straumann Koping	$78,93\pm10,63\ \mu\text{m}$	$59,16 - 90,66\ \mu\text{m}$	$89,37\pm13,18\ \mu\text{m}$	$66,5 - 108,42\ \mu\text{m}$
İmplant Koping	$88,54\pm17,29\ \mu\text{m}$	$59,16 - 111,39\ \mu\text{m}$	$97,48\pm17,63\ \mu\text{m}$	$70,36 - 128,33\ \mu\text{m}$
İmplant CAD-CAM	$103,95\pm20,64\ \mu\text{m}$	$67,12 - 129,76\ \mu\text{m}$	$118,84\pm26,44\ \mu\text{m}$	$79,6 - 158,55\ \mu\text{m}$
İmplant SLA	$126,06\pm41,13\ \mu\text{m}$	$67,32 - 189,35\ \mu\text{m}$	$136,67\pm39,66\ \mu\text{m}$	$78,48 - 195,77\ \mu\text{m}$
İmplant Modelaj	$186,27\pm48,82\ \mu\text{m}$	$91,05 - 241,8\ \mu\text{m}$	$200,58\pm50,39\ \mu\text{m}$	$94,18 - 256,06\ \mu\text{m}$



Şekil 4.3: Kenar aralığı değerlerinin gruplara göre dağılım grafiği.

4.1.2. Simantasyon ve Isıl Döngü İşlemleri Öncesi Kenar Aralığı Bulgularının Gruplar Arası Karşılaştırılması

Gruplar arası kenar aralığı değerleri tekrarlı ölçümlerde iki yönlü ANOVA testi ile analiz edildi (Tablo 4.3.). İşlem öncesi grupların kenar aralıkları karşılaştırıldığında; İmplant Modelaj grubunun kenar aralığı diğer dört grubun kenar aralığı sonuçlarında istatistiksel olarak anlamlı düzeyde büyük bulundu ($p < 0,05$) (Tablo 4.4). Ayrıca Straumann Koping ile İmplant SLA gruplarının kenar aralıkları kıyaslandığında İmplant SLA grubunun kenar aralığı Straumann Koping grubundan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde büyük bulundu ($p < 0,05$). Diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmedi.

Tablo 4.3. Kenar aralığı değerlerinin gruplar arası değerlendirilmesi.

Kaynak	Tip 3 Kareler Toplamı	df	Kareler Ortalaması	F	Anlamlılık	Gözlenen Güç ^a
İntercept	1504766,797	1	1504766,767	756,198	,000	1,000
Grup	151440,953	4	37860,238	19,026	,000	1,000
Hata	89545,978	45	1989,911			

Tablo 4.4. İşlem öncesi kenar aralığı açısından grupların karşılaştırılması ($p<0,05$)

	Straumann Koping	İmpliance Koping	İmpliance CAD-CAM	İmpliance SLA	İmpliance Modelaj
Straumann Koping		1,000	,811	,016	,000
İmpliance Koping	1,000		1,000	,104	,000
İmpliance CAD-CAM	,811	1,000		1,000	,000
İmpliance SLA	,016	,104	1,000		,001
İmpliance Modelaj	,000	,000	,000	,001	

4.1.3. Simantasyon ve Isıl Döngü İşlemleri Sonrası Kenar Aralığı Bulgularının Gruplar Arası Karşılaştırılması

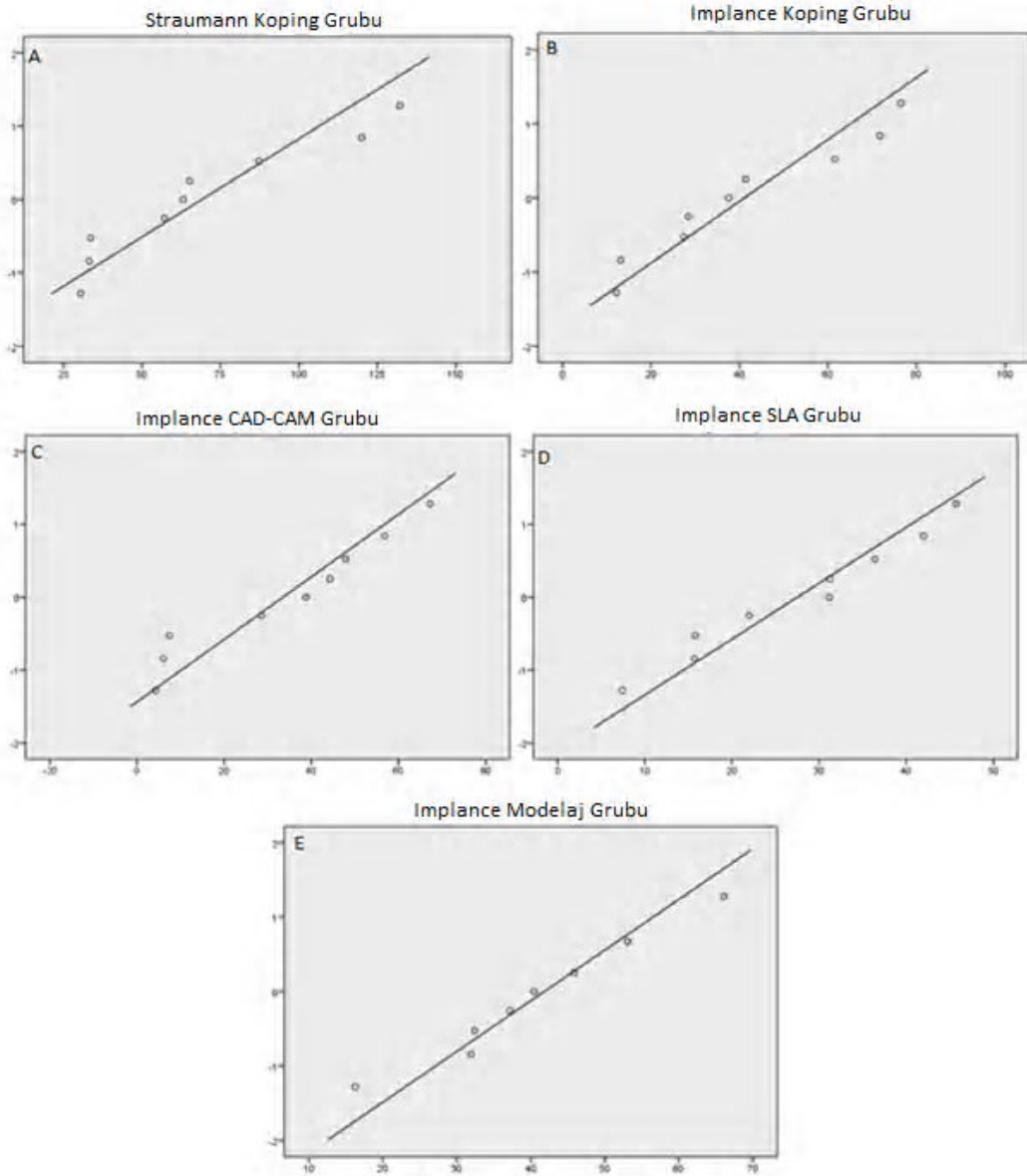
Gruplar arası kenar aralığı değerleri tekrarlı ölçümlerde tek yönlü ANOVA testi ile analiz edildi. İşlem sonrası grupların kenar aralıkları karşılaştırıldığında; İmpliance Modelaj grubunun kenar aralığı sonuçları diğer dört grubun kenar aralığı sonuçlarından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde büyük bulundu ($p<0,05$) (Tablo 4.5). Ayrıca Straumann Koping ile İmpliance SLA gruplarının kenar aralıkları kıyaslandığında İmpliance SLA grubunun kenar aralığı sonuçları Straumann Koping grubundan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde büyük bulundu ($p<0,05$) . Diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmedi (Tablo 4.5) .

Tablo 4.5. İşlem sonrası kenar aralığı açısından grupların karşılaştırılması

	Straumann Koping	İmpliance Koping	İmpliance CAD-CAM	İmpliance SLA	İmpliance Modelaj
Straumann Koping		1,000	,488	,022	,000
İmpliance Koping	1,000		1,000	,099	,000
İmpliance CAD-CAM	,488	1,000		1,000	,000
İmpliance SLA	,022	,099	1,000		,001
İmpliance Modelaj	,000	,000	,000	,001	

4.2. Tutuculuk Bulguları

Beş farklı gruba ait metal alt yapıların simantasyon ve ısıl döngü işlemleri sonrası tutuculuk değerlerinin normal dağılım gösterip göstermediği Kolmogorov-Smirnov testi ile değerlendirildi ve normal dağılım gösterdiği görüldü ($p>0,05$) (Şekil 4.4). Bunun üzerine tek yönlü ANOVA testi yapıldı.



Şekil 4.4. Tutuculuk sonuçlarının normal dağılımını gösteren Q-Q plot normallik grafikleri. (A: Straumann Koping, B: İmplant Koping, C: İmplant CAD-CAM, D: İmplant SLA, E: İmplant Modelaj)

4.2.1. Tutuculuk Bulgularının Gruplara Göre Dağılımı

Straumann Koping grubunun tutuculuk için ortalama değeri $53,99 \pm 27,71$ N olarak ölçülmüştür. Bu grup için yapılan ölçümlerde minimum tutuculuk değeri 3,64 N iken, maksimum tutuculuk değeri 89,95 N olarak ölçülmüştür (Tablo 4.6).

İmpliance Koping grubunun tutuculuk için ortalama değeri $38,97 \pm 25,12$ N olarak ölçülmüştür. Bu grup için yapılan ölçümlerde minimum tutuculuk değeri 12,23 N iken, maksimum tutuculuk değeri 76,48 N olarak ölçülmüştür.

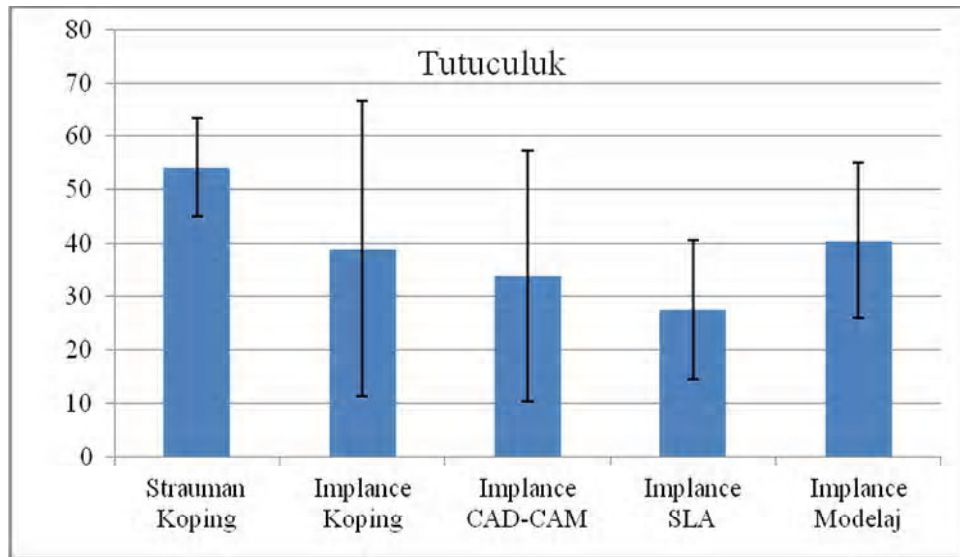
İmpliance CAD-CAM grubunun tutuculuk için ortalama değeri $33,74 \pm 23,50$ N olarak ölçülmüştür. Bu grup için yapılan ölçümlerde minimum tutuculuk değeri 4,29 N iken, maksimum tutuculuk değeri 67,24 N olarak ölçülmüştür.

İmpliance SLA grubunun tutuculuk için ortalama değeri $27,49 \pm 13,03$ N olarak ölçülmüştür. Bu grup için yapılan ölçümlerde minimum tutuculuk değeri 7,44 N iken, maksimum tutuculuk değeri 45,73 N olarak ölçülmüştür.

İmpliance Modelaj grubunun tutuculuk için ortalama değeri $40,42 \pm 14,45$ N olarak ölçülmüştür. Bu grup için yapılan ölçümlerde minimum tutuculuk değeri 16,27 N iken, maksimum tutuculuk değeri 66,08 N olarak ölçülmüştür.

Tablo 4.6. Tutuculuk değerlerinin gruplara göre dağılımı.

Grup Adı	Ort $\pm$ SS	Min-Maks.
Straumann Koping	$53,99 \pm 27,71$ N	3,64 – 89,95 N
İmpliance Koping	$38,97 \pm 25,12$ N	12,23 – 76,48 N
İmpliance CAD-CAM	$33,74 \pm 23,50$ N	4,29 – 67,24 N
İmpliance SLA	$27,49 \pm 13,03$ N	7,44 – 45,73 N
İmpliance Modelaj	$40,42 \pm 14,45$ N	16,27- 66,08 N



Şekil 4.5. Tutuculuk değerlerinin gruplara göre dağılım grafiği.

4.2.2 Tutuculuk Bulgularının Gruplar Arası Karşılaştırılması

Grupların tutuculuk değerleri karşılaştırıldığında gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p=0,008$). Grupların ikişerli karşılaştırılmaları sonucunda; Straumann Koping grubunun tutuculuk değerlerinin İmplant CAD-CAM ve İmplant SLA gruplarının çekme bulgularından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek olduğu tespit edildi ($p<0,05$). Diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktu (Tablo 4.7).

Tablo 4.7 İşlem sonrası tutuculuk açısından grupların karşılaştırılması

	Straumann Koping	İmplant Koping	İmplant CAD-CAM	İmplant SLA	İmplant Modelaj
Straumann Koping		,178	,031	,007	,207
İmplant Koping	,178		1,000	1,000	1,000
İmplant CAD-CAM	,031	1,000		1,000	1,000
İmplant SLA	,007	1,000	1,000		1,000
İmplant Modelaj	,207	1,000	1,000	1,000	

4.3. Simantasyon ve Isıl Döngü İşlemleri Öncesi ve Sonrasına ait Kenar Aralığı Değerleri ile Tutuculuk Değerleri Arasındaki İlişkinin Değerlendirilmesi.

Elde ettiğimiz veriler normal dağılım gösterdiğinden parametrik ilişki araştırmasına uygun olan Pearson korelasyon katsayısı kullanıldı.

İşlem öncesi ve sonrası kenar aralıkları arasında istatistiksel olarak anlamlı yüksek düzeyde ilişki bulundu ($r=0,98; p<0,00001$). Tutuculuk ile işlem öncesi ve sonrası kenar aralığı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmadı ($p>0,05$) (Tablo 4.8).

Tablo 4.8. Kenar Aralığı ve Tutuculuk Değerleri Arasındaki İlişkinin Değerlendirilmesi

		İşlem Öncesi K. Aralığı	İşlem Sonrası K. Aralığı	Tutuculuk
İşlem Öncesi K. Aralığı	r*	1	,980**	-,233
	p		,000	,123
	N	50	50	45
İşlem Sonrası K. Aralığı	r*	,980**	1	-,259
	p	,000		,085
	N	50	50	45
Tutuculuk	r*	-,233	-,259	1
	p	,123	,085	
	N	45	45	45

*: Pearson Korelasyon

Diğer gruplardan farklı olarak teknisyen bağımlı bir teknik ile üretilen İmplant Modelaj grubuna ait veriler dışarıda bırakılarak yapılan korelasyon analizi sonucunda; İşlem öncesi ve sonrası kenar aralıkları arasında istatistiksel olarak anlamlı yüksek düzeyde ilişki bulundu ($r=0,95; p<0,00001$). Tutuculuk ile simantasyon ve ısı döngü işlemleri öncesi ve sonrası kenar aralıkları arasında istatistiksel olarak anlamlı orta düzeyde negatif yönde ilişki bulundu (sırası ile $r=0,45; p=0,006$ $r=-0,48; p=0,004$). (Tablo 4.9).

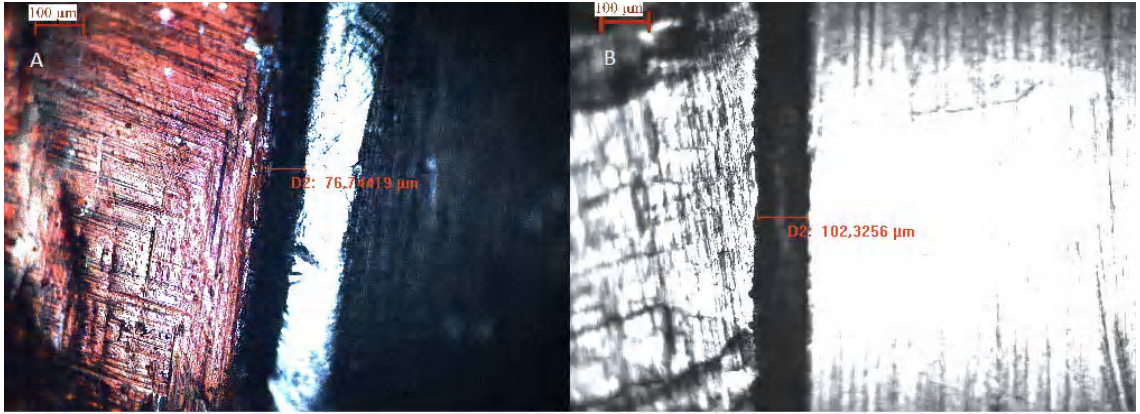
Tablo 4.9. Implance modelaj grubu dışlanması sonrasında kenar aralığı ve tutuculuk değerleri arasındaki ilişkinin değerlendirilmesi.

		İşlem Öncesi K. Aralığı	İşlem Sonrası K. Aralığı	Tutuculuk
İşlem Öncesi K. Aralığı	r*	1	,948**	-,233
	p		,000	,123
	N	40	40	45
İşlem Sonrası K. Aralığı	r*	,948**	1	-,259
	p	,000		,085
	N	40	40	45
Tutuculuk	r*	-,447**	-,467**	1
	p	,006	,004	
	N	36	36	36

*: Pearson Korelasyon

4.4. Alt Yapıların Kenar Aralığı Görüntüleri

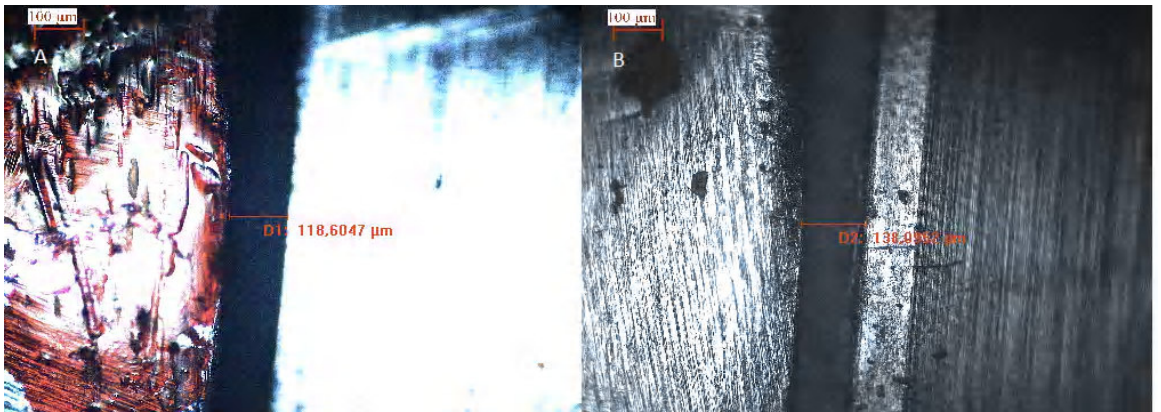
Çalışmamızın bu aşamasında istatistiksel analizi yapılmış olan kenar aralığı görüntülerinin simantasyon ve ısı döngü öncesi ve sonrasına ait görüntüler sunulmuştur. Ayrıca kenar uyumu ve iç uyum hakkında daha detaylı bir değerlendirme imkanı sunacağı düşüncesiyle her bir gruptan rastgele bir örnek seçilmiş ve kesiti alınarak tarayıcı elektron mikroskopunda ayrıntılı incelemeye tabi tutulmuştur. Elde edilen tarama elektron mikroskopu görüntüleri sunulmuştur (Şekil 4.6. – 4.10).



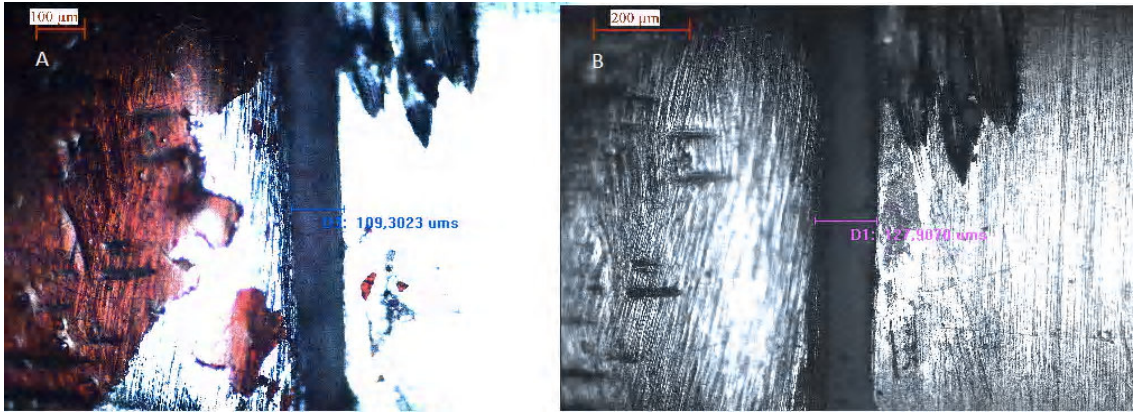
Şekil 4.6. Straumann Koping grubuna ait simantasyon öncesi ve sonrasına ait kenar aralığı görüntüleri.



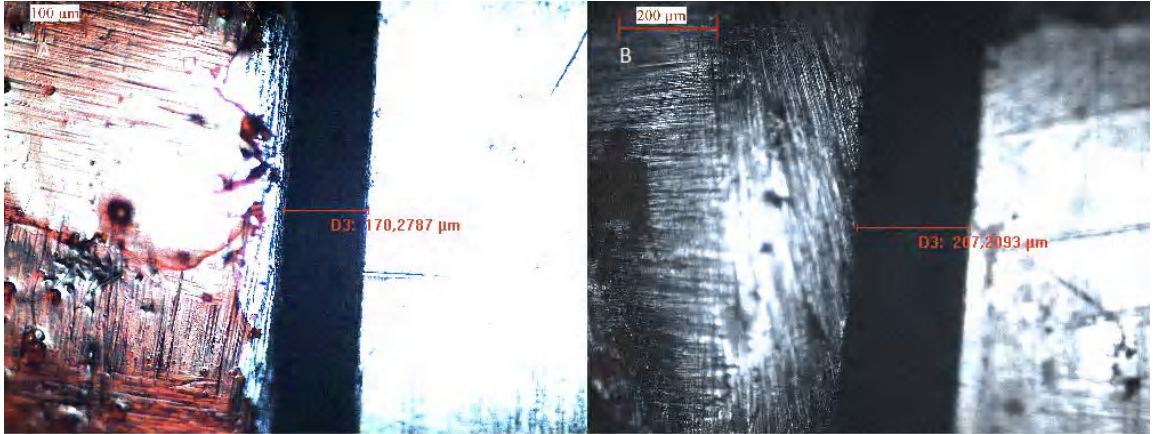
Şekil 4.7. İmplant Koping grubuna ait simantasyon öncesi ve sonrasına ait kenar aralığı görüntüleri.



Şekil 4.8. İmplant CAD-CAM grubuna ait simantasyon öncesi ve sonrasına ait kenar aralığı görüntüleri.



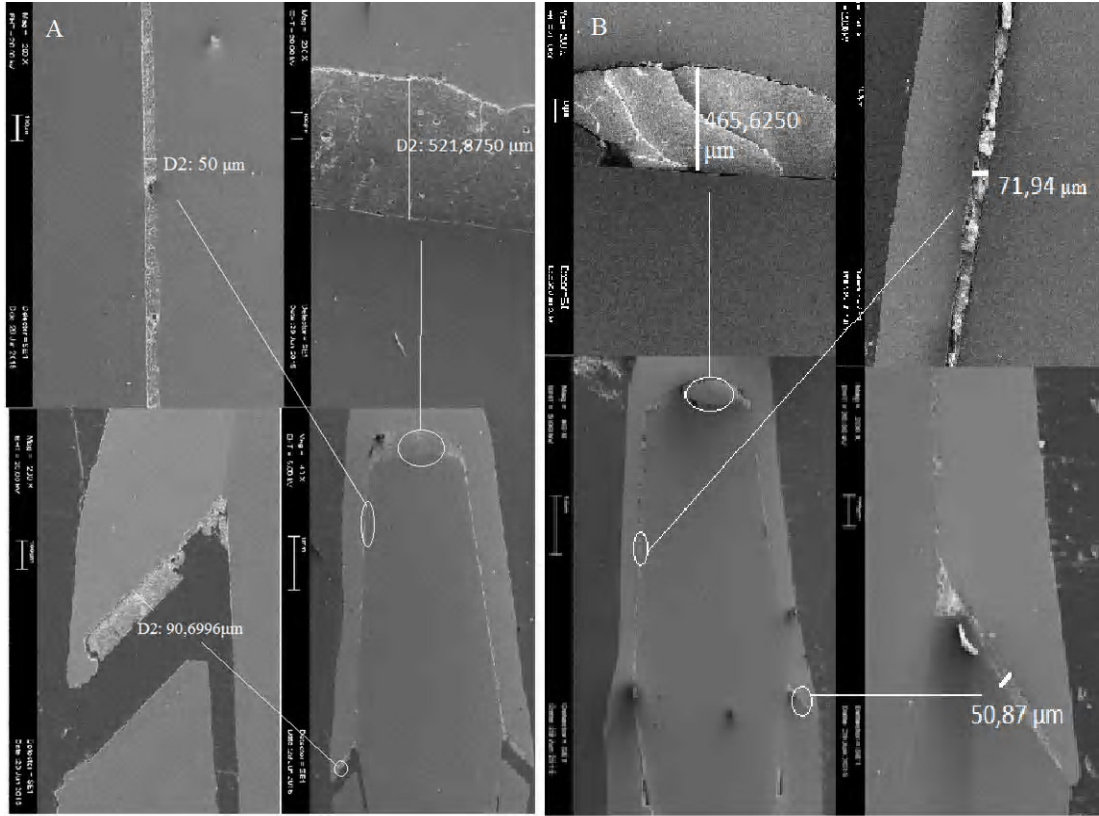
Şekil 4.9. İmplant SLA grubuna ait simantasyon öncesi ve sonrasına ait kenar aralığı görüntüleri.



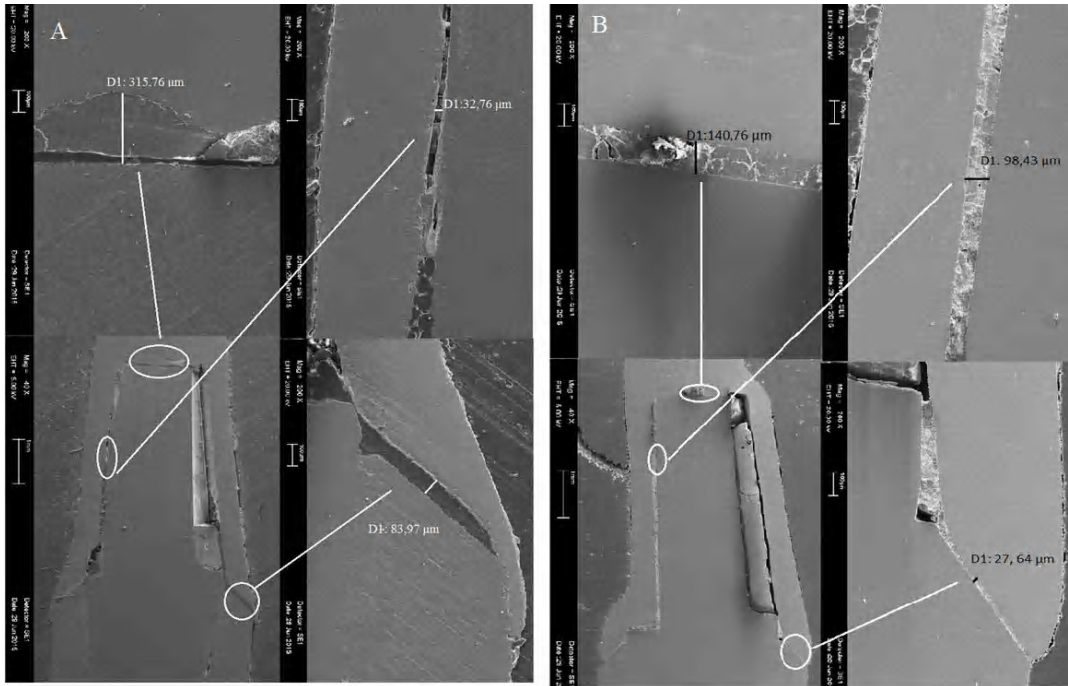
Şekil 4.10. İmplant Modelaj grubuna ait simantasyon öncesi ve sonrasına ait kenar aralığı görüntüleri. Simantasyon sonrası kenar aralığındaki artış dikkat çekmektedir.

4.5. Tarayıcı Elektron Mikroskobu Bulguları

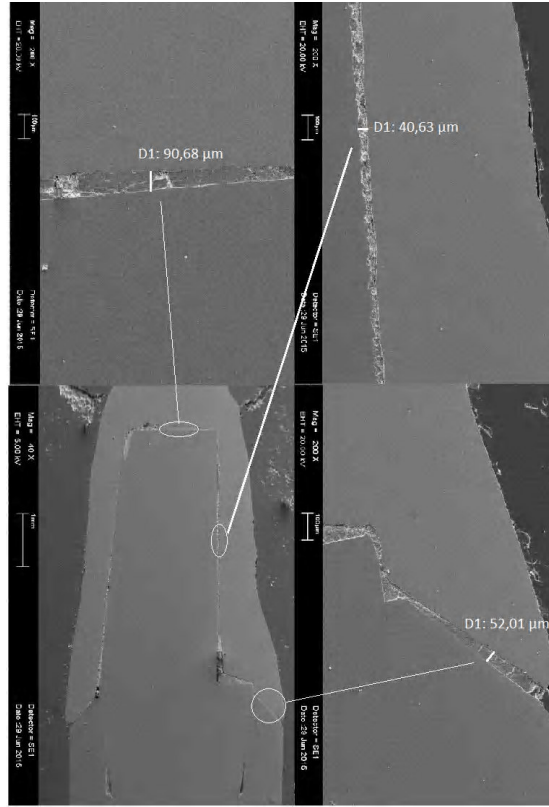
Kenar aralığı ölçümlerinin tamamlanmasını takiben her gruptan rastgele seçilen bir örneğin iç uyumun daha ayrıntılı gözlemlenmesi amacıyla farklı büyütmelerde tarama elektron mikroskop görüntüleri alınmıştır (Şekil 4.11 - 4.13). Her örneğin x40 büyütmede genel kesit görüntüsü ve x200 büyütmede marjinal kenar, aksiyal duvar ve oklüzal kenar aralığı görüntüleri alınmıştır. Alınan görüntülerde gözlenen en dikkat çekici nokta İmplant Modelaj örneğinin oklüzal kenar aralığının düşük olmasıdır (Şekil 4.13). Diğer tüm gruplarda oklüzal kenar aralıklarının modelaj grubuna göre daha geniş olduğu gözlenmiştir.



Şekil 4.11. Straumann Koping (A) ve İmplant Koping (B) gruplarına ait örneklerden alınan kesitlerin tarayıcı elektron mikroskop görüntüleri. Straumann grubundaki örnekte kesit alma işlemi esnasında implant yapıda ayrılma meydana gelmiştir.



Şekil 4.12. A: İmplant CAD-CAM (A) ve İmplant SLA (B) gruplarına ait örneklerden alınan kesitlerin tarayıcı elektron mikroskop görüntüleri.



Şekil 4.13. A: İmplant Modelaj grubuna ait örnekten alınan kesitin tarayıcı elektron mikroskop görüntüsü.

5.TARTIşMA VE SONUÇ

Osseointegre dental implantların kabul edilen klinik başarılarına rağmen halen mekanik, teknik ve biyolojik komplikasyonları bulunmaktadır. Bunlardan en çok dikkat çeken üst yapıların uyumu ile ilgili sorunlardır. İmplant destekli protezlerde uzun dönem tedavi başarısını belirleyen en önemli faktörler üst yapı ve implant desteği arasındaki pasif uyum ve kenar uyumudur (185). İmplant destekli siman tutuculu protezlerde pasif uyum kavramı Oyagüe et al. (186) tarafından “Protezlerin ilgili olduğu dayanaklar ve dayanakların ilgili olduğu implantların çevreleriyle temas halinde olması “olarak tanımlanmıştır. Sonugelen (187) ise protezlerin oklüzo-apikal, mesiodistal ve vestibülo lingual eksenlerdeki kuvvet etkisini ilgilendiren bir kavramda pasif uyumda olabileceğini belirtmiş ve pasif uyum kavramını implant destekli protezlerde metal üst yapının implant alt yapı ile olması gerekli ilişkisi olarak tanımlamıştır. İmplant destekli bileşenlerdeki kenar uyumsuzluğu ve pasif uyumun olmayışı gibi sorunlar öncelikle plak birikimi ile başlayan sonrasında periimplantitis ve kemik rezorpsiyonlarına kadar ilerleyen biyolojik komplikasyonlara neden olmaktadır (188). Ancak genel olarak kenar uyumu ve pasif uyum sorunlarının biyolojik komplikasyonlardan çok mekanik komplikasyonların ortaya çıkmasında etkili oldukları bildirilmektedir (1, 189, 190). Pasif uyum ve kenar uyumunun sağlanmasındaki başarısızlık implant bileşenlerinde stres oluşumuna neden olur. Bu durum mekanik yorgunluk kırıkları, vida gevşemesi gibi tedavi başarısını düşüren ve maliyetli bir tamir süreci gerektiren mekanik komplikasyonlara yol açar (189).

Wettstein et al. (191) alt yapı uyumunun kullanılan materyallerden ve uygulanan metotlardan etkilendiğini belirtmiştir. İmplant açısı, ölçü” tekniği, mum büzüşmesi,

alaşım içeriği, revetman tipi, altyapı dizaynı, üst yapı materyalleri, döküm ve veneerleme metodu, yapıştırma işlemi ve hekimin tecrübesi dikey kenar aralığını etkileyebilmektedir (191). Mevcut veriler ışığında; kron ile implant arasında derecesi ne olursa olsun mutlaka bir uyumsuzluk olduğu görülmektedir. Uzun dönem klinik başarı için uyumsuzluğun ve restorasyonu oluşturan bileşenlerdeki streslerin olabildiğince azaltılması ve mümkün olan en iyi kenar uyumunun sağlanması en önemli unsurlardır (59). Bu durumun önlenmesi için implant destekli protez yapımın her aşaması titizlikle yürütülmeli özellikle implant-dayanak-kron arası ideal uyum için gerekli önlemler alınmalıdır.

İmplant destekli protetik tedavinin kenar uyumunu etkileyen en önemli aşamalarından biri de kron altyapıların üretim aşamasıdır. Bu amaçla çalışmamızda implant destekli sabit protezlerin başarısını arttırmak, ideal kenar uyumu ve pasif uyumu elde edebilmek için kron alt yapı üretim tekniklerinin kenar uyumu ve tutuculuk açısından karşılaştırılması hedeflenmiştir.

Nawafleh et al. (129) yaptıkları derlemede ölçümlerin; testlerin in-vivo veya in-vitro yapılmasından, örnek sayısından, örnek başına yapılan ölçüm sayısından, örneklerin simante edilip edilmemesinden ve dayanak tipinden etkilendiğini bildirmişlerdir. Çalışmamızın tasarımı aşamasında yukarıda bahsedilen faktörler dikkate alındı ve çalışmamız buna göre dizayn edildi. Tezimizin tartışma bölümünde tasarım aşamasındaki değerlendirmelerimizi literatür eşlinde sunmanın yerinde bir yaklaşım olacağını düşündük.

Literatüre bakıldığında implant destekli sabit protezlerde kenar uyumunu inceleyen çalışmaların tasarımlarının farklılıklar gösterdiği görülmektedir. Çalışma tasarımlarındaki bu farklılıklar araştırmaların sonuçları arasındaki tutarsızlıkların nedeni olarak gösterilmektedir. Bu durumu göz önüne alarak çalışmamızda dökülebilir model üretim tekniklerinin kenar uyumu ve tutuculuğa olan etkisini değerlendirebilmek için üretim aşamasındaki diğer değişkenleri standardize etmeyi ve yeterli sayıda örnek üzerinde yeterli sayıda ölçüm yapmayı amaçladık. Bu amaçla çalışmamızda yer alan beş gruptaki tüm örneklerle dökülebilir model üretimi öncesi ve sonrasında aynı işlemler uygulanarak üretim sürecinin diğer aşamaların kenar uyumu ve tutuculuk sonuçlarını olası etkileri bertaraf edildi.

Yapılacak deney sonuçlarının güvenilir ve istatistiksel olarak güçlü olması için örnek sayısı ve örnek başına yapılan ölçüm sayısının yeterli olması önemlidir (129, 192). Her bir örnek için yapılan ölçüm sayısının yüksek olması yapılan analizin doğruluğunu arttırmaktadır. Protez kenarında farklı bölgelerden yapılan ölçümlerin ortalamaları alındığında ortaya çıkan standart sapmanın küçüklüğü yapılan ölçümlerin güvenilirliğinin bir göstergesidir. Groten et al. (193) sabit dental restorasyonların kenar uyumlarını araştırırken küçük örnek sayısının örnek başına yapılan ölçüm sayısının arttırılmasıyla telafi edileceğini ileri sürmüştür. Bu görüşü Gonzalo et al. (194) ayrıca Lee et al. (195) yaptıkları çalışmalar ile desteklemişlerdir. Kenar uyumunun incelenmesi amacıyla yapılan çalışmalara bakıldığında birçok konuda olduğu gibi ölçüm noktalarının sayısı konusunda da genel olarak kabul edilmiş ortak görüş bulunmamaktadır. Bu konuda yapılan çalışmalara bakıldığında kron başına düşen kenar aralığı ölçüm sayısının 4, 8, 12, 54 ve 360 arasında değiştiği görülmektedir (125, 137, 144, 156). Kron başına yapılması gereken en az kenar aralığı ölçümü sayısı; Groten et al.'a (193) göre 50, Gassoni et al.'a (196) 18, Nawafleh et al.'a (129) göre ise 20-25 olmalıdır. Nawafleh et al. (129) yaptıkları literatür değerlendirmesinde en az 30 örnek ve her bir örnek için en az 50 ölçüm sayısının doğru ve güvenilir sonuçlar elde etmek için gerekli olduğu belirtilmiştir. Bu bulgular ışığında biz de 5 grubun olduğu çalışmamızda toplam örnek sayısını 50 olarak belirledik. Simantasyon ve ısıl döngü işlemleri öncesi ve sonrası örnek başına 30'ar ölçüm yaparak sonuçların istatistiksel değerlendirmesinde standart sapmaların en aza indirilmesi amaçlandı. Benzer çalışma olmaması nedeniyle çalışmamızın başında power analizi yapılmamıştır ancak; çalışmamızın post power analizinde elde edilen sonuçların doğruluğunun yüksek oluşu, çalışmamızın gücü görülmüş ve bu sebeple örnek sayısının arttırılmasına ihtiyaç duyulmamıştır.

Pasif uyumun, kenar uyumunun ve tutuculuğun değerlendirildiği çalışmalarda ana model oluşturmak için alçı, paslanmaz çelik, akrilik rezin, alüminyum ve epoksi rezin gibi çeşitli materyaller kullanılmaktadır (136, 197-199). Çalışmamızda stabilitesinin yüksek oluşu, sertleşme süresinin hızlı olması, teknisyenler tarafından kullanımının kolay olması ve ölçüm sırasında yansıma yapmaması sebebiyle akrilik reçine kullanılmıştır. SEM analizi için her gruptan rastgele seçilen birer örnek ise kesit alınarak tarayıcı elektron mikroskopunda incelenmesi planlandığı için bu örnekler kesit alma işlemine daha uygun olan ve daha sert bir bakalitleme sağlayan epoksi reçine ile bakalite alınmıştır.

Literatürde hem kenar uyumunun değerlendirilmesi için hem de tutuculuk analizleri için örneklerin standart ve yere dik olarak bakalite alınması önemli bir konudur. Bunun için sıklıkla paralelometre yardımıyla örneklerin modellere yerleştirilmesi yapılmıştır. Bazı çalışmalarda ise özellikle de kenar uyumunun kolaylaştırılması adına özel kalıp modeller kullanılmıştır. Biz de çalışmamızda kullanılan iki farklı implant markasının dayanaklarına özel birer adet kalıp ürettik. Bu kalıplar bilgisayar ortamında yer düzlemi ile dik açı oluşturacak ve daha net gözlem imkânı sağlaması amacıyla implant boyun bölgesinin 3,5 mm'lik kısmını açıkta bırakacak şekilde tasarlandı ve pirinç malzeme kullanılarak CNC tezgahta üretildi. Bu iki farklı iç kalıba uyumlu bir dış kalıp ile oluşturulan modellerde implantların model içindeki pozisyonları her zaman sabit tutuldu.

İmplant dayanağı tiplerinin ve protez kenar bitim şekillerinin, kenar uyumunu ve tutuculuğu etkilediği bilinmektedir. Çalışmamızda farklı iki firmaya ait benzer yapıda olan 45° basamağa sahip (135 derece chamfer protez bitim sınırı) doku seviyesi standart implantlar ve 6° açılı solid dayanak tipi kullanılmıştır. Tüm gruplarda aynı kenar bitim şekline sahip dayanak ve implant tipleri kullanıldığı için çalışmamızın kenar uyumu sonuçlarında bu faktörün etkisi göz ardı edilmiştir. Doku seviyesi implant seçmemizin nedeni; bu tasarımda protez kenarının firma tarafından hazırlanmış implant boynunda konumlanmasıdır. Bu durum dental teknisyenin firma tarafından standart olarak pürüzsüz bir şekilde üretilen basamak üzerinde alt yapı modelajını daha kolay hazırlamasını sağlar ve döküm başarısını artırır (75). Ayrıca supragingival protez bitim kenarı biyolojik genişliğin de en az etkilenmesini sağlar (75). Kenarı basamak şeklindeki bu tasarım hem standardizasyon için hem de kenar uyumunun daha net analiz edilebilmesi için avantajlıdır. Eliopolulos et al. (75) yaptıkları çalışmalarında aynı sebeplerden dolayı doku seviyesi implant kullanmışlardır.

Çalışmamızda kullanılan solid dayanak tipi; geometrisinin basit oluşu, vida çıkış deliğine sahip olmayışı ve benzer çalışmalarda da kullanılmış olması nedeniyle tercih edilmiştir (76). Bu dayanak tipinde antirotasyonel yapıda bir düz yüzey ve bir de üretici firmaya göre değişen farklı geometrilerde siman çıkışı için girinti bulunmakta ve genel olarak köşeli yüzeyler barındırmaktadır. Solid dayanakların bu özellikleri bu dayanaklara uygun restorasyon üretiminde CAD-CAM sistemlerindeki tarayıcı sistemlerin keskin kenarları yuvarlak görme eğilimi (200) ve eksiltme yönteminde

aşındırma aşamasında kullanılan frezin yarıçapına bağlı olarak köşeli yüzeylerin net üretilmemesi gibi olası hataların (99) yüzey özellikleri daha yuvarlak olan restorasyonların üretimine neden olabileceği bunun da kenar uyumunu ve iç uyumu etkileyeceği düşüncesini akla getirmektedir. Akla gelen bu düşünceden hareketle Aktaş ve ark. (201) solid ve synOcta dayanaklara farklı CAD-CAM sistemleri kullanılarak üretilen restorasyonların kenar uyumunu inceledikleri çalışmalarında CAD-CAM sistemleri ile üretilen restorasyonların solid dayanaklar ile daha iyi kenar uyumu ve iç uyumu sergilediğini bildirmişlerdir. Çalışmalarının sonucunda kenar uyumunun, kullanılan dayanağın özelliklerinden ve CAD-CAM sistemlerinin tarayıcı sisteminin hassasiyetinden etkilendiğini belirtmişlerdir. Çalışmamızda yer alan tüm gruplarda aynı tip dayanak kullanılmıştır ve farklı dayanak kullanımının kenar aralığı sonuçları üzerine olası etkileri önlenmiştir.

Çalışmamızda iki farklı implant sistemi (Straumann ve İmpliance) kullanılmış ve 4 farklı üretim yöntemi (Dökülebilir plastik koping, CAD-CAM freze, SLA ve klasik mum modelaj) değerlendirilmiştir. Farklı implant markalarının çalışmaya dahil edilmesinin nedeni kullanılan dökülebilir plastik kopinglerin firmalara göre az da olsa farklılıklar içermesidir. Straumann kopinglerde döküm sonrası kaldırılması gerekli olan iç çentik ve bunun kaldırılması için özel reamer kullanımı önerilirken, İmpliance marka plastik kopinglerde iç çentik bulursa da reamer kullanımı önerilmemektedir. Ayrıca üretimleri ile ilgili firmalarca net belirtilen bir bilgi yoktur. Bu sebeple iki farklı implant sistemi kullanarak dökülebilir plastik koping kullanımı ile ilgili daha doğru sonuçlara ulaşmayı hedefledik. Çalışmamızın ana hedefinin farklı üretim tekniklerinin karşılaştırılması olması nedeniyle ve ayrıca her iki firmaya ait olan dayanakların birbirine çok benzer olması ve ekonomik sebeplerden dolayı sadece bir grupta farklı marka implant ve bu sisteme ait koping kullanılmış, diğer üretim tekniklerinin değerlendirilmesinde aynı marka implant ve dayanak kullanılmıştır. Çalışmamızın sonuçları da bu düşüncemizi destekler nitelikte olup Straumann koping ve İmpliance koping gruplarının kenar aralığı değerleri arasında fark varsa da bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p > 0,05$).

Alüminyum implant analogları kullanıldığında alüminyum ile Ni-Cr arasındaki mikrosertlik farkından dolayı analog üzerinde çizikler oluşabilir ve bu doğrudan manuel mum modelaj yapılması durumunda pasif uyumun ve kenar uyumunun olumsuz

etkilenmesine neden olur (75). Bu olumsuzluğu önlemek amacıyla; modelaj, tasarım ve deney aşamaları sırasında implant-dayanak modeller üzerinde işlemler gerçekleştirilmiştir. Sadece tesviye işlemleri sırasında protez kenarını temsil eden implantların parlak boyun kısımlarının yüzey özelliklerine zarar vermemek ve tutuculuk değerlerini kontrol altına almak amacıyla her grup için implant analoğu olan model kullanılmıştır.

İmplant destekli sabit protetik tedavide kron protezinin üretim aşamaları sırasında izlenen prosedürler kenar uyumunu etkileyebildiği gibi kullanılan materyaller de kenar uyumunu etkileyebilmektedir. İmplant destekli protezlerde yüksek kırılma dirençleri, elastik modülüsleri, sertlikleri ve düşük fiyatları sebebiyle baz metal alaşımları soy alaşımlara göre tercih edilebilir (42). Metal seramik restorasyonlarda en sık kullanılan alaşımlar Ni-Cr ve Co-Cr'dur (36). Atsü ve ark. (128) implant destekli sabit protezlerin yapımında kullanılan baz metal alaşımlarının kenar açıklığı ve kron uyumları üzerine etkisini silikon kopyalama ve görüntü analiz sistemi ile değerlendirdikleri çalışmalarında; baz metal (Ni-Cr-Mo) alaşımlardan hazırlanan implant destekli sabit protezlerdeki kenar uyumu ve iç uyumunun kabul edilebilir sınırlardan fazla olabileceğini bildirmişlerdir (128). Huang et al. (61) SLS ve farklı alaşımlarla üretilen döküm metal seramik restorasyonların replika tekniği ile kenar ve iç uyumlarını değerlendirmiştir. SLS ile üretilen kronların Au-Pd döküm kronlar ile benzer kenar uyumuna sahip olduğunu, Cr-Co döküm kronların ise daha geniş kenar aralığına ($91.0 \pm 36,3$) sahip olduğunu belirtmişlerdir. Elde ettikleri bulgular ışığında baz metal alaşımlarının soy metal alaşımlara göre döküm yüzeylerinde daha kalın oksit tabakası olması nedeniyle daha geniş kenar aralığı değerlerine sahip olduklarını belirtmişlerdir. Eliopoulos et al. (16) ise Ni-Cr alaşımının, implant destekli döküm metal kronlarda kullanımının klinik olarak kabul edilebilir olduğunu, kenar uyumunun yüksek altın alaşımları kadar iyi olmasa da restorasyonun üretim maliyetini ciddi miktarda azalttığını belirtmişlerdir. İmplant destekli protezlerde baz metal alaşımların kullanımına dair farklı sonuçlar bulunsa da günümüzde dental laboratuvarlar tarafından hala en sık kullanılan materyal baz metal alaşımlardır. Bu sebeple klinik koşulların taklit edilmesi ve elde edilen sonuçların pratik anlamda da diş hekimliğinin önünü aydınlatması adına çalışmamızda implant destekli protez üretiminde kayıp mum tekniği ile döküm Ni-Cr kron kullanımı tercih edilmiştir.

Die spacer uygulaması ve siman aralığının değiştirilmesinin restorasyonun uyumunu etkileyeceği bildirilmektedir (202). Bölümlü sabit restorasyonların üretiminde siman tabakasının belirli bir seviyeye kadar uyum eksikliklerini telafi edebileceği kabul edilir (20, 32). Ayrıca üniform siman boşluğu döküm sonrası uyumlama işlemlerini azaltmaktadır (76). Çalışmalarda kullanılan siman tipi, üretim tekniği ve materyale göre farklı siman aralığı değerleri uygulanmıştır. Siman aralığının kenar aralığı gibi en az düzeyde olması amaçlanır. Böylelikle mekanik tutuculuğun da o oranda güçlü olacağı düşünülür (203, 204). Çalışmamızda üretilecek altyapıların planlaması sırasında siman aralığı olarak 20 μm 'lik değer seçilmiştir. Bu siman aralığı değeri hastalara uygulanan sabit restorasyonlarda sık olarak tercih edilen ortalama bir değerdir. Ayrıca kullanılan plastik kopinglerin de üretici firmalarca belirlenen siman boşluğu 20 μm 'dir. Çalışmamızda yer alan tüm gruplarda siman aralığı 20 μm olarak kabul edilmiş ve bu sayede bu değişkenin sonuçlar üzerinde olası etkisinin önüne geçilmiştir. Siman boşluğu miktarı; koping gruplarında siman boşluğu firma tarafından üretilmiş olan kopinglerin kullanımıyla, CAD-CAM eksiltme ve SLA grubunda CAD sayesinde bilgisayar ortamında belirlenmiştir.

Geleneksel mum modelaj grubunda ise siman boşluğu, klinikte kullanımının basit ve maliyetinin düşük olması(205, 206) nedeniyle sık kullanılan bir yöntem olan boyama ile die spacer uygulaması şeklinde oluşturulmuştur. 10 μm kalınlığında iki tabaka şeklinde uygulanarak 20 μm genişliğinde siman aralığı oluşturulmuştur. Her ne kadar siman boşluğu in-vitro koşullarda standart olarak oluşturulmuş olsa da her üretim tekniğinin kedisine has olan zayıflıkları sebebiyle oluşturulmak istenen bu değer değişikliğe uğrayabilir. Boyama ile uygulanan die spacer aynı mikron değerlerinde firmadan firmaya göre değişiklik gösterebilir. Quintas et al. (207) yeterli die spacer uygulamasının kron kenar uyumunda oldukça önemli olduğunu bildirmişlerdir. Bununla birlikte die spacerın farklı markaları ile aynı sayıda tabakalama yapılmasına rağmen die spacer'ın nihai kalınlığının standardize edilmesinin oldukça zor olduğunu vurgulamışlardır (208). Ayrıca geleneksel die spacer uygulaması teknisyenin el kabiliyetine de bağlı bir yöntem olması sebebiyle teknisyenin tek katman olarak uyguladığı değerın kişiden kişiye değişebileceği de göz ardı edilmemelidir. Her uygulama sonrasında üretici firmaların önerileri doğrultusunda belirlenen zaman kadar kuruması beklenip sonrasında ikinci ve takip eden tabakalar uygulanır. Bu aşamada gösterilen dikkatsizlikler siman aralığını etkileyebilir. Üç ila altı ay kadar beklemiş die

spacer kullanımı yeni kullanılan die spacerdan 3 kat daha kalın siman boşluğu oluşturduğu da bilinmektedir (206). Bu sebeple çalışmamızda modelaj öncesi metal dayanak üzerine die spacer boyaması için yeni açılmış ve iyice çalkalanmış die spacer kullanılmış ve ilk katman sonrası tamamen kurduğundan emin olunduktan sonra ikinci katmanın uygulanmasına dikkat edilmiştir. Bu sayede belirlenen siman aralığına ulaşılması amaçlanmıştır.

Balkaya ve ark. 'na(209) göre direkt ölçüm yöntemde ölçümlerin güvenilir olması için restorasyonlar ve güdükler hep aynı pozisyonda yerleştirilebilmeli, ölçüm yapılan noktalar hassas ve net olarak belirlenebilmelidir. Işık mikroskopunda yapılan ölçümlerin sağlıklı olabilmesi için ölçüm yapılacak noktaların aynı düzlem üzerinde olmaları gerekmektedir (210). Bu sebeple çalışmamızda yöntemin olası hata payını en aza indirmek için standart bir deney düzeneği oluşturulmuştur. Birbiriyle tam uyumlu olan bu düzenekte örneğin tutucu parçası sabit kalırken sadece rotasyona izin veren iç yapısının 360 derece dönebilmesi sayesinde sürekli aynı mesafeden ve aynı açılarla ölçümler yapılmıştır. Simantasyon ve ısı döngü işlemleri öncesi ve sonrası yapılan ölçümlerin aynı noktalardan yapılmasını sağlamak amacıyla her örneğin başlangıç noktası akrilik model üzerinde işaretlenmiş ve dönüş açısı standart tutulmuştur. Böylece her zaman aynı numunenin aynı noktasının ölçülmesi sağlanmıştır.

Dental restorasyonların kenar uyumu değerlendirmesi için standart bir yöntem yoktur. Araştırmalarda en çok kullanılan yöntemler sırasıyla direkt ölçüm yöntemi (%47,5), kesit alma yöntemi (%23,5) (99, 211, 212) ve replika yöntemidir (%20,2) (129, 213). Kesit alarak ölçüm yöntemi daha güvenilir kenar aralığı ölçümü sağlasa da örneklerin zarar görmesi sebebiyle tekrarlayan ölçümler için uygun değildir. Ayrıca her konda sadece iki noktanın ölçümü sağlanabilir (75). Çalışmamızda simantasyon ve ısı döngü işlemleri öncesi ve sonrası tekrarlayan ölçümler yapılacağı için bu yöntem tercih edilmedi. Silikon replika ve reçine replika yönteminde örneklerin zarar görmesi söz konusu olmasa da aynı noktalardan tekrarlı ölçümlerin hassas bir şekilde yapılması zordur. Tüm bu nedenlerden dolayı çalışmamızda kenar aralığı ölçümü için uygulanabilirliği kolay, örneklerin ölçüm sırasında zarar görmediği ve tekrarlı ölçümlere olanak sağlayan direk ölçüm yöntemi kullanılmıştır.

Nawafleh et al.(214) uyumun değerlendirilmesinde daha güvenilir sonuçlar elde etmek için iki farklı ölçüm yönteminin birlikte kullanılmasını tavsiye etmektedirler. Biz de bu

sebeple her gruptan alınan bir örneği kesit alma yöntemi ile tarayıcı elektron mikroskopunda görüntüledik ve örnek sayısı yetersiz olsa da uyumu daha net analiz etmeyi hedefledik.

Kenar uyumunun değerlendirildiği çalışmalarda farklı tip mikroskoplar ve farklı oranda büyütme kullanılmaktadır. Bazı araştırmacılar ölçümleri dijital mikroskop yardımıyla (144), bazıları stereomikroskop yardımıyla (215, 216), bazıları bilgisayar ekranına bağlı bir ışık mikroskobu yardımıyla (148, 217-219), bazıları ise elektron mikroskobu (157, 220, 221) yardımıyla yapmışlardır. Çalışmamızda kullanımının kolay, deney düzeneğimize uyumlu ve benzer çalışmalarda kullanılan mikroskop tipi (219, 222, 223) olması nedeniyle polarize ışık mikroskobunu kullandık ve kenar aralığı ölçümünü x100 büyütme altında gerçekleştirdik.

Kenar uyumunun birçok tanımı bulunmaktadır. Kenar ölçümlerinin yapıldığı referans noktaları ve uyum tanımı farklı araştırmacılarca farklı şekillerde tarif edilmiştir. Ancak diş hekimliği literatürüne baktığımızda kenar uyumunu tanımlamak için uyumsuzluk miktarını ölçmenin en çok tercih edilen yöntem olduğu görülmektedir. Kron ile dayanak arasındaki ideal kenar uyumu; dikey yönde oluşan oturma uyumsuzluğu ile yatay yönde oluşan kapanma uyumsuzluğunun mümkün olan en az seviyede olması ile sağlanır (193). Dikey oturma uyumsuzluğu; kenar aralığı ölçümünde restorasyonun giriş yoluna paralel olarak ölçülen uyumsuzluk, preperasyonun bitiş çizgisinden restorasyonun kenar bitim sınırına kadar olan dikey mesafe olarak tanımlanır (224). Protezin kenar bitim sınırı ve preperasyon sınırının aynı hizada olduğu, yani taşkınlık ya da eksikliğin söz konusu olmadığı durumlarda mutlak kenar uyumsuzluğu dikey oturma uyumsuzluğu ile aynıdır. Çalışmamızda kenar aralığını değerlendirmek için ışık mikroskobu ile direk gözlem yöntemi kullanılmıştır. Işık mikroskobu ile yapılan değerlendirmeler, ölçümü yapılan yüzeylerin dikey konumda aynı seviyede olmamasından etkilenmektedir. Bu sebeple tüm kronların kenar bitim sınırı, aralığın diğer yüzeyi olan implant boynu ile aynı seviyeye gelinceye kadar tesviye edilmiştir. Bu sebeple çalışmamızda mutlak kenar uyumsuzluğu ile dikey kenar uyumsuzluğunun aynı olduğunu söyleyebiliriz. Ayrıca yatay uyumsuzluklar ağız içinde uyumlandırılabilir de dikey kenar uyumsuzluğu sadece siman tarafından kapatılabilir. Ancak simanın geniş bir yüzey alanından ağız içi ile temas halinde olması simanın çözünmesini hızlandırır. Bu sebeple dikey kenar aralığı klinik uygulamada ve çalışmalarda kron kenar uyumunun değerlendirilmesinde en kritik

nokta olarak kabul olarak edilmektedir (198). Balkaya ve ark. (209) porselenin pişirilme ısılarında kron kenarlarında meydana gelen distorsiyonun yönü ve boyutunu profil projeksiyon aletinde dokuz nokta üzerinde araştırmışlardır. İki farklı alaşımdan iki farklı kalınlıkta dökülmüş metal alt yapı üzerinde meydana gelen yatay kenar uyumsuzluğunun deformasyon üzerindeki etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmazken, dikey yöndeki etkisini istatistiksel olarak anlamlı bulmuşlardır. Biz de bu sebeple çalışmamızda Holmes et al.'nın (134) kenar uyumu tanımına bağlı kalarak kenar aralığı ölçümlerimizde protezin bitim sınırı ile implant boynu arası dikey mesafenin ölçümünü tercih ettik.

Pasif uyumu pratikte elde etmek pek mümkün değildir ve bu ulaşılması pek de mümkün olmayan bir hedef olmaya devam etmektedir.(1) Literatüre baktığımızda özellikle birden fazla kısımdan oluşan tek üye döküm alt yapıların klinik olarak kabul edilebilir kenar aralığı değerleri konusunda farklı görüşler olduğunu görmekteyiz (5). Dikey yöndeki kenar uyumu ile ilgili literatür değerlendirildiğinde kabul edilebilir kenar aralığı için birbirinden farklı değerler görülmektedir. Mclean ve von Fraunhofer'e (141) göre başarılı bir restorasyonun kenar aralığının 120 μm 'den daha az olması gerekir. Hung et al. (147) çalışmalarında klinik olarak kabul edilebilir kenar aralığını 50-75 μm olması gerektiğini bildirmişlerdir. Holmes et al. (148) 1992 yılında yayınladıkları çalışmalarında klinik olarak kabul edilebilir kenar aralığı değerinin ortalama 50-100 μm arasında olması gerektiğini öne sürmüşlerdir. Çoğu yazar tarafından 100–150 μm arasındaki kenar aralığı değerleri genellikle klinik olarak kabul edilebilir bir aralık olarak nitelendirilmektedir (211, 224, 225). Ural ve ark. (210) 2006 yılında yaptıkları çalışmada kron protezlerinde simantasyon öncesi farklı tam seramik ve Ni-Cr döküm kronların dikey kenar aralığını ölçmüşler ve metal seramik kron protezlerinde kenar aralığını 120,63 μm olarak tespit ettiklerini bildirmişlerdir. Literatürde bu konu hakkında bir görüş birliği olmasa da son dönemdeki birçok çalışma 120 μm 'lik değeri kabul edilebilir kenar aralığı olarak kabul etmektedir. Buna rağmen 200 μm 'lik kenar aralığının da iyi bir restorasyon için yeterli olduğunu savunan araştırmacılar da mevcuttur (150, 226). Primatlar üzerinde yapılan in-vivo bir çalışmada 38 μm ve 345 μm kenar aralığı olacak şekilde yerleştirilen implant destekli protezlerin implant çevresindeki kemik dokuda oluşturdukları yanıt açısından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı bildirilmiştir (227). Çalışmamızın sonuçlarının değerlendirilmesinde literatür ile uyumlu olarak kabul edilebilir kenar aralığı değeri 120

μm olarak belirlendi. Buna göre çalışma gruplarımızdan sadece İmpliance mum modelaj grubunun simantasyon öncesi ve sonrası kenar aralığı değerleri kritik sınırın belirgin olarak üzerindeydi (sırasıyla $186,27 \pm 48,82 \mu\text{m}$ ve $200,58 \pm 50,39 \mu\text{m}$). İmpliance SLA grubunun simantasyon öncesi ve sonrası kenar aralığı değerleri (sırasıyla $126,06 \pm 41,13 \mu\text{m}$ ve $136,67 \pm 39,66 \mu\text{m}$) ise kabul edilebilir sınırın çok az bir miktar üzerinde bulundu.

İmplant destekli sabit protezlerin farklı üretim yöntemleri bulunmaktadır. Ancak günümüzde en yaygın kullanılan geleneksel kayıp mum tekniği ile döküm yöntemidir (61). Kullanımının yaygın olmasına rağmen kayıp mum tekniği ile döküm işlemleri sırasında oluşabilecek kenar düzensizliklerini standardize etmek güçtür (42, 43). Mum termal genleşme katsayısı en yüksek olan dental materyaldir ve boyutsal stabilitesi hava sıcaklığına bağlı olarak değişir (188). Revetmana alma ve döküm işlemleri sırasında mum modelde telafisi güç olan distorsiyonlar oluşur (188). Ayrıca başlı başına modelaj safhasında, manuel mum modelaj, mumun dayanaktan uzaklaştırılması, mumun kalınlığı, saklama koşulları ve süresi ve teknisyenin becerisi gibi faktörler de distorsiyonların olası nedenleridir (99, 228). Günümüzde gelişen yeni teknolojilerin diş hekimliği alanında kullanımı ile geleneksel döküm yönteminin yukarıda sayılan zayıflıklarının ortadan kaldırılması amaçlanmaktadır (229).

İmplant firmaları ölçü ve döküm işlemleri sırasında oluşabilecek sorunları en aza indirmek, siman aralığını standardize etmek ve döküm hassasiyetini arttırmak için dökülebilir plastik kopinglerin kullanımını tavsiye etmektedir (73, 75). Birçok araştırmacıya göre metal altyapıların üretiminde hazır dökülebilir plastik kopinglerin kullanımı metal kalınlığının standart hale getirilmesi için daha iyi bir yöntemdir (230).

Plastik döküm kopinglerinin kullanımı, die spacer kullanımı ortadan kaldırmakta ve siman aralığını (Straumann ve İmpliance kopinglerde $20 \mu\text{m}$ olarak) standardize etmektedir (76). Dental literatür desteği ve üretici firmaların altın standart olarak sunması sebebiyle farklı model üretim tekniklerinden biri olarak plastik koping kullanımı çalışmamıza dahil edilmiştir. Elde ettiğimiz sonuçlara göre kenar aralığı ve tutuculuk değerlendirmelerinde en başarılı gruplar koping kullanımı ile üretim yapılan gruplar olmuştur. Bu durum daha önceki araştırmalarla benzerlik göstermektedir. Karl et al. (32) aynı hastadan aldıkları 4 farklı ölçü üzerine plastik döküm kopinglerinin ve altın silindirlerin kullanımı ile döküm işlemini gerçekleştirmiş ve 5 üyeli simante ve vidalı restorasyonlarda oluşan gerilimleri ölçmüşlerdir. En düşük stres değerini bizim

çalışmamızın sonuçları ile uyumlu olarak simante edilen ve dökülebilir kopingin kullanıldığı restorasyonlarda tespit etmişlerdir.

Torsello et al. (231) implant destekli titanyum sabit protez üretiminde farklı tekniklerinin kenar uyumuna olan etkisini inceledikleri çalışmalarında bilgisayar destekli yöntemlerin geleneksel kayıp mum tekniği ve plastik koping ile kayıp mum tekniği üretim yöntemlerine göre daha iyi uyum sergilediklerini belirtmiştir. Siadat et al. (73) tek üyeli implant destekli sabit protezlerde farklı üretim teknikleri ile üretilen altın döküm kronların kenar aralıklarını tarayıcı elektron mikroskop yardımıyla değerlendirdikleri çalışmalarında geleneksel mum modelaj grubunu sonuçlarının ($50.1 \pm 17.3 \mu\text{m}$), dökülebilir plastik koping ($53.7 \pm 11.0 \mu\text{m}$) ve ölçü kopingi kullanılan ($63.6 \pm 13.2 \mu\text{m}$) gruplardan istatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte da daha iyi bir kenar uyumunu gösterdiğini bildirmişlerdir (73). Bu sonuç bizim çalışmamızın sonuçları ile farklılık göstermektedir. Bu farklılık döküm materyalinin farklı oluşundan, simantasyonun yapılmamasından, ölçüm metodunun farklı olmasından kaynaklanabilir. Ancak bu çalışmanın bizim çalışmamız ile benzerlik gösteren tarafı mum modelaj grubunun standart sapmasının bizim çalışmamız ile uyumlu olarak diğer iki gruptan daha büyük olmasıdır.

İstatistiksel olarak anlamlı olmasa da farklı marka koping grupları arasında kenar aralığı değerlerinde fark bulunmuştur. Bunun sebebini sistemlerin farklılığında görebiliriz. Straumann grubunda bulunun iç tırnağın döküm sonrası reamer ile uzaklaştırılması bazı yazarlarca daha geniş kenar aralığı değerlerine sebebiyet verdiği belirtilse de burada diğer gruba göre üstünlük sağlamasına sebep olmuş olabilir (75). Ancak her iki grubumuzun standart sapmalarına baktığımızda dental literatürün de (75) desteklediği gibi koping ile üretimin geleneksel yöntemle göre daha öngörülebilir, standart bir yöntem olduğunu görmekteyiz.

HPÜ teknolojilerinin kullanımının artmasıyla otomatik mum model üretimi konsepti ortaya çıkmıştır (232). HPÜ teknikleriyle mum model üretilebilse de halen kayıp mum tekniği ile döküm yöntemi yaygın olarak kullanılmaktadır. Günümüzde hala birçok dental laboratuvar ekonomik sebeplerden dolayı kayıp mum tekniği ile döküm yöntemini SLS/SLM tekniklerine göre daha çok tercih edilmektedir (69, 84). Birçok yayında CAD-CAM sistemleri ile üretilen restorasyonların geleneksel döküm

restorasyonlara göre daha iyi kenar uyumu sergilediği belirtilmiştir (6, 86, 194, 233) yine bunun aksini savunan pek çok yayın da bulunmaktadır (102, 103, 168, 191, 234).

Zhang et al. (235) CAM-CAM freze tekniği kullanılarak dökülebilir model üretimi ve geleneksel mum modelaj yöntemiyle dökümleri yapılan titanyum kronların kenar uyumlarını değerlendirmişler ve CAD-CAM ile üretilen grubun geleneksel yöntem ile üretilen gruba göre daha iyi kenar uyumu sergilediğini belirtmişlerdir. Geleneksel döküm yönteminin CAD-CAM sistemleri ile üretilmiş dökülebilir modeller ile birlikte kullanımının daha yüksek kalitede döküm titanyum kron üretimi sağladığını belirtmişlerdir. Jonathan et al. (198) tam seramiklerde kenar uyumunu değerlendirdikleri çalışmalarında dijital üretim yöntemlerinin geleneksel yöntemle göre daha iyi kenar uyum sağladığını belirtmişlerdir. Harish et al. (236) iki farklı metal seramik üretim sistemini (SLS ve geleneksel döküm tekniği) karşılaştırdıkları çalışmalarında SLS yöntemiyle üretilen kronların daha iyi iç uyum ve kenar uyumu sergilediklerini belirtmiştir. Çetinkaya ve ark. (47) metal kronlarda farklı üretim tekniklerinin kenar uyumuna etkilerini değerlendirdikleri araştırmalarında geleneksel kayıp mum tekniği ile döküm, hızlı prototipleme sistemlerinden biri olan 3-Boyutlu yazıcı ile dökülebilir model üretimi, bir diğer hızlı prototipleme yöntemi olan SLS tekniği ve kayıp mum tekniğini karşılaştırmışlardır. En iyi kenar uyumunun tamamen CAD-CAM sistemi ile üretilen SLS grubunda, en zayıf uyumun ise geleneksel kayıp mum modelaj ile dökümün yapıldığı grupta olduğunu tespit etmişlerdir. Tüm sürecin konvansiyonel yöntemle bitirilmesine kıyasla üretimin belirli bir aşamasında dahi CAD-CAM sistemlerinin kullanılmasının kenar aralığı sonuçları üzerine olumlu etkilerinin olduğunu vurgulamışlardır. Bizim çalışmamız da bu sonucu desteklemektedir.

Oyagüe et al. (237) 2012 yılında yaptıkları araştırmalarında, farklı üretim teknikleri (SLS, döküm Cr-Co, döküm Pd-Au) ve farklı siman kullanımının implant destekli protezlerde dikey kenar uyumsuzluğu ve mikrosızıntıya etkilerini incelemişlerdir. SLS grubunun en iyi kenar uyumu sergilediğini belirtmiştir. CAD-CAM protetik altyapıların kenar uyumundaki başarının; dayanakların tarayıcı tarafından okunmasındaki hassasiyete, verilerin bilgisayarda üç boyutlu modellenmesi ve üretimi için gönderilen makinelerin güvenilirliğine bağlı olduğu, CAD-CAM yönteminin döküm aşamalarındaki risk faktörlerini azalttığı sonucuna varmışlardır (237).

Örtorp et al. (99) yaptıkları çalışmada dört farklı teknik ile (DMLS: direkt metal lazer sinterleme, LW: lost wax, MW: milled wax, MC: milled Co-Cr) ürettikleri 3 üyeli kobalt-krom protezlerin uyumlarını incelemişlerdir. Elde edilen ortalama kenar aralığı ve standart sapma değerleri şöyle bildirilmiştir; DMLS: $84 \mu\text{m} \pm 60 \mu\text{m}$, MW: $117 \mu\text{m} \pm 89 \mu\text{m}$, LW: $133 \mu\text{m} \pm 89 \mu\text{m}$, MC: $166 \mu\text{m} \pm 135$. En iyi sonucu $84 \mu\text{m}$ 'lik kenar aralığı değeri ile DMLS grubunun verdiği görülmüştür. Perrson et al. (200) lazer tarayıcıların keskin kenarları yuvarlaklaştırma eğiliminden bahsetmektedirler. Diğer bir açıklamaları da kullanılan kamera ya da modelin ışık yansıtması gibi durumlardır. DMLS grubunun MC gruba göre daha az kenar aralığına sahip olması CAM farkı olan freze işlemleri sırasında kullanılan frezin aşınmasından kaynaklanabilir. Bu sebeple yarıçaplarının azalması ve körelmesi ihtimaline karşı aşındırıcı uçların değiştirilmesi çok önemlidir. Ayrıca aşındırma sırasında oluşan titreşimler de geniş kenar aralığı sebebi olabilir (99). Bu çalışmanın verileri ile elde ettiğimiz sonuçlar kısmen benzerdir. Kendi çalışmamızda en geniş kenar aralığı geleneksel mum modelaj grubunda bu ters sıralamayı sırasıyla stereolitografi, CAD-CAM freze ve koping grupları takip etmektedir. HPÜ grubu SLA da kullanılan materyalin hassas özelliği dökümü yapan teknisyenin aşinalığı bu grubun CAD-CAM grubuna göre daha geniş aralığa sahip olmasını açıklayabilir. Ayrıca modelaj safhasında ileri tekniklerle kayıp mum tekniğinin olası hataları azaltılmaya çalışılsa da revetman döküm ve tesviye işlemleri gibi insan kaynaklı faktörlerin elimine edilememesi kenar aralığını olumsuz yönde etkilemeye devam eder (99).

Vojdani et al. (6) CAD-CAM freze ile plastik model üretimi ve geleneksel mum modelaj teknikleriyle üretilen mum modellerden oluşturulan metal döküm alt yapıların kenar ve iç uyumlarını araştırmışlardır. Kesit alma yöntemi ile elde ettikleri değerlere göre; mutlak kenar uyumsuzluğunu CAD-CAM grubu için $254,46 \mu\text{m}$, geleneksel grup için $88,08 \mu\text{m}$ olarak bulmuşlardır. İç uyumlarında ise CAD-CAM için $110,77 \mu\text{m}$ geleneksel grup için $76,90 \mu\text{m}$ tespit edilmiştir. Kenar uyumu ve iç uyum sonuçları için CAD-CAM grubundaki ölçüm sonuçlarının geleneksel gruba göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmalarında kullandıkları en küçük frezin çapı 1.0 mm 'dir. Modelaj işleminde daldırma yöntemi kullanmışlar ve iç düzensizlikleri gidermek için tungsten karbid frez kullanılmıştır. Tesviye sonrası kronların içi buhar makinesi ile temizlenmiştir. Colpani et al. (238) CAD-CAM sistemi ve geleneksel döküm yöntemleri ile üretilen metal ve seramik alt yapıların kenar uyumunu ve iç uyumunu kesit alarak değerlendirdikleri çalışmalarında metal döküm

kronların en iyi uyuma sahip olduğunu gözlemlemişlerdir. CAD-CAM ile üretilen altyapılarda okluzal bölgedeki aralığın diğer bölgelerdeki aralığa kıyasla daha yüksek olduğunu, geleneksel döküm yöntemi ile üretilen altyapıların ise değerlendirilen tüm bölgelerde benzer bir aralığa sahip olduğunu bildirmişlerdir. Zaghloul et al.'nın (239) implant destekli sabit protezlerde geleneksel döküm, CAD-CAM (Cerec 3) ve bilgisayar destekli eksiltme (copy milling-Zirkonzahn) üretim teknikleri ve tekrarlı yüklemenin dikey kenar uyumuna olan etkilerini tarama elektron mikroskobu yardımı ile değerlendirdikleri çalışmalarında en büyük kenar aralığını CAD-CAM sistemiyle üretilen alt yapılarda tespit ettiklerini bildirmişlerdir. Tan et al. (102) geleneksel döküm ve CAD-CAM sistemiyle üretilen restorasyonların kenar uyumlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında geleneksel döküm yöntemi ile üretilen örneklerin kenar aralığı değerlerinin daha küçük olduğunu bildirmişlerdir.

Literatürde CAD-CAM eksiltme ve HPÜ sistemlerinin siman boşluğunu tasarlanan şekliye oluşturmada yetersiz kaldığını ifade eden çalışmalar vardır. Hoang et al. (240) bilgisayar ortamında tasarlanan (CAD) farklı büyüklüklerde siman aralığına sahip olacak şekilde tasarlanan modelleri 3-Boyutlu yazıcı kullanarak üretmişlerdir. Üretimi takiben kesiti alınan örnekler mikroskop altında incelendiğinde ölçülen değerler ile tasarlanan değerler arasında ciddi farklar olduğunu bildirmişlerdir. Örneğin; siman aralığı 25 µm olacak şekilde tasarlanan örneğin üretim sonrası kesiti alındığında siman aralığını 50 µm olarak tespit etmişlerdir. Elde ettikleri bulgular ışında 3-Boyutlu Yazıcı sistemlerinin standart siman boşluğu içerecek modeller üretmede yetersiz kaldığını bildirmişlerdir. Bu çalışma ile benzer olarak bizim çalışmamızda da SLA grubunun kenar aralığı değerleri CAD-CAM freze ve koping gruplarına göre daha yüksek bulunmuştur. SLA tekniğinin üretim hassasiyeti önceden firma tarafından belirli siman boşluğu içerecek şekilde üretilmiş ve kontrolleri yapılmış dökülebilir sert plastik koping sistemine göre yetersiz kalmaktadır. Tamac ve ark. (241) farklı üretim teknikleri ile CAD-CAM freze, lazer sinterleme ve döküm) üretilen metal seramik kronların (Cr-Co) kenar uyumlarını 3 bölgede değerlendirmişlerdir. Silikon replika tekniği kullanılarak stereomikroskop ile yapılan gözlem sonucunda kenar uyumu ve iç uyum açısından gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmazken, lazer sinterleme grubunda okluzal ve aksiyo-okluzal bölgede siman film kalınlığının daha fazla olduğu görmüşlerdir. Park et al. (242). HPÜ (Stereolitografi) ve CAD-CAM freze tekniğinin cerrahi plak üretimindeki güvenilirliklerini araştırdıkları çalışmalarında CAD-CAM freze

restorasyonların HPÜ'ye göre daha küçük hata payına sahip olduğunu ve daha güvenilir olduğunu belirtmişlerdir.

Dikey kenar uyumsuzluğunu etkileyen diğer bir faktör de simantasyondur. Simanın viskozitesi ya da intrakoronel hidrodinamik basınçlar protetik restorasyonun tamamen oturmasını engelleyebilir (185, 237). Simantasyon sonrası kenar aralığı genellikle artmaktadır (75, 243, 244). Klinik olarak sık görülen bu durum olması, kenar aralığını doğru değerlendirilebilmesi, gerçek kenar aralığı değerinin elde edilebilmesi için ölçümlerin simantasyondan sonra yapılması tavsiye edilmektedir (243, 244). Simantasyon sonrası kenar aralığındaki artış kullanılan simanın parçacık büyüklüğü ve akıcılığına bağlı olan hacmi ile açıklanabilir (207, 243).

Ağız ortamında simantasyon ve ısıl döngü işlemleri birbirinden bağımsız düşünülemez. Aslında klinik koşulları tamamen taklit edebilmek için hastanın yeme ve içme alışkanlıklarının yansıtılması gereklidir ancak bu çok pahalı, zaman alıcı, zor bir çalışma tasarımı gerektirir. Isıl döngü uygulaması; bu durum için iyi bir alternatiftir (245). Bu sebeple klinik durumu daha iyi yansıtabilme düşüncesiyle simantasyon ile ısıl döngü işlemleri sonrasında ikinci bir kenar aralığı ölçümü ve tutuculuk değerlendirmesi yapılmasına karar verilmiştir. Benzer çalışmalar değerlendirilerek ısıl döngü için 700 döngü (36°C-55°C) uygulanmıştır (246).

Att et al. (243) implant üstü sabit protezlerde tam seramik kronların kenar uyumunu değerlendirdikleri çalışmalarında x200 büyütmede steromikroskop ile kenar uyumunu incelemişlerdir. Simantasyon öncesi ve sonrasında incelenen kenar uyumlarında kenar aralığında anlamlı bir artış olduğunu belirtmişlerdir. Isıl döngü işlemleri sonrasında ise kenar aralığında azalma olduğunu gözlemlemişlerdir. Bu durumun ısıl döngü işlemine bağlı olarak siman film tabakasında meydana gelen bozulma ile açıklanabileceğini belirtmişlerdir. Çalışmamızda kenar aralığı ölçümlerinin tekrarı simantasyon ve ısıl döngü işlemleri tamamlandıktan sonra yapılmıştır. Bundan dolayı elde ettiğimiz ikinci kenar aralığı değerleri simantasyonun arttırıcı, ısıl döngü işleminin az da olsa azaltıcı etkilerinin birleşimi sonucu oluşan değerlerdir. Ayrıca tutuculuk açısından birçok çalışma ısıl döngü işlemleri sonrası tutuculuk kuvvetinde anlamlı bir azalma olduğunu ortaya koymuştur (247, 248).

Kullanılan simanın türüne bağlı olarak, simantasyon sonrası kenar aralığının artması beklenen bir durumdur (75). İmplant destekli sabit protezlerde geçici simanların

tutuculuk kaybına neden olması problemine karşı daimi simanların kullanımı implant destekli protezlerin geri çıkartılmasını güçleştirdiği bilinmektedir (20, 249). Bununla birlikte diş hekimliği pratiğinde implant destekli sabit protezlerin simantasyonunda geçici simanlara oranla daimi simanların kullanımı daha yaygındır. Literatürde yapılan benzer çalışmalara bakıldığında da çoğunlukla daimi simanların kullanıldığı görülmektedir (250). Breeding et al. (12) ile Ramp et al. (251) implant destekli sabit protezlerin simantasyonunda geçici simanların kullanılabileceğini ve bu sayede simantasyon sonrası herhangi bir sorun ile karşılaşılması durumunda protezin kolaylıkla geri çıkarılabileceğini ileri sürmüşlerdir. Günümüzde tekrarlanabilirlik ve sökülebilirlik kavramlarının implant destekli sabit protezler için önemli olması sebebiyle geçici implant simanlarının kullanımı yaygınlaşmıştır. Akça ve ark.(252) geçici simanların çoklu implant desteğine sahip köprü protezlerinde kullanılabileceğini bildirmişlerdir. Ancak geçici simanların posterior bölgede tek ve kısa dayanaklar üzerinde kullanılmaması gerektiğini bu gibi durumlarda daha iyi tutuculuk sağlayan cam iyonomer ve çinko fosfat simalarının kullanılması gerektiğini belirtmişlerdir (253). Çalışmamız ağız ortamında yapılmadığı için daimi simana gerek duyulmadan implant destekli kron ve köprülerin uzun dönem geçici simantasyonunda kullanılan pasta formunda olan geçici cam iyonomer implant yapıştırma simanı (GC Fuji TEMP LT, ABD) kullanılarak simantasyon işlemi yapılmıştır. Tercih ettiğimiz simanın kendine özel şırıngası ile pasta pasta formunda karıştırılmasının simantasyon işlemlerinin standardizasyonu için avantaj sağlayacağı düşünülmüştür. Bütün gruplarda aynı siman ve simantasyon yöntemi kullanıldığı için gruplar arası karşılaştırmalarda siman türünün önemi bulunmamaktadır. Ancak özellikle tutuculuk değerlendirmemizde siman türü elde edilen sonuçları doğrudan etkileyen bir faktördür.

Çalışmamızın simantasyon sonrası kenar aralığı sonuçları incelendiğinde grupların kenar aralığı açısından sırlamasında bir değişiklik olmadığı ancak tüm gruplarda simantasyon sonrası kenar aralığı değerlerinin istatistiksel olarak anlamlı düzeyde artış olduğu görülmüştür. Beschmidt ve Strub (125) simantasyon sonrası restorasyonların kenar aralığındaki değişimi inceledikleri çalışmalarında simantasyon sonrası kenar aralığındaki artışın 13-22 µm arasında olduğunu bildirmişlerdir. Wolfart et al. (254) bu artışı 20-40 µm olarak bildirmişlerdir. Çalışmamızda simantasyon sonrası ortalama kenar aralığı artışının 8,94-14,89 µm arasında olduğunu ve bu sonuçların Beschmidt ve Strub'un (125) sonuçları ile daha uyumlu olduğunu tespit ettik.

Simantasyon sırasında sürekli bir kuvvet uygulanması kenar uyumu ve eşit bir siman kalınlığı elde edilmesi açısından oldukça önemlidir (207). Literatürdeki benzer çalışmalara bakıldığında simantasyon sırasında uygulanan sürekli kuvvetin değerleri farklılıklar göstermektedir. Simantasyon işlemi sırasında çoğunlukla parmak basıncı ($8\pm1,3$ kg) ile kuvvet uygulanmaktadır (241). Literatürde bir dinamometre yardımı ile sürekli kuvvet uygulanan çalışmalar da vardır (6, 184, 255). Uygulanan kuvvetin standardize edilmesi amacıyla çalışmamızda simantasyon işlemi sırasında örneklere dinamometre yardımı ile sabit 5kg - 50 N kuvvet uygulanmasına karar verildi. Üretici firmanın talimatları doğrultusunda sertleşme süresi olan 10 dakika boyunca sabit 5 N kuvvet ile simantasyon işlemi uygulandı. Literatüre incelendiğinde uygulanan kuvvetin miktarının artırılmasının uyumu arttırmadığı daha yüksek kuvvet uygulanmasının restorasyonda başarısızlıklara yol açtığı bilgisine ulaşıldı (156).

Çalışmamızda elde edilen kenar aralığı sonuçlarına göre simantasyon ve ısıl döngü öncesi ve sonrası gruplar arası sıralamada değişiklik olmayıp, en düşük kenar aralığı Straumann koping ($78,93-89,37$ μm) grubunda gözlenirken diğer gruplar sırasıyla; İmplant koping($88,54-97,48$ μm), CAD-CAM freze ($103,9504 -118,8397$ μm), SLA ($126,06-136,67$ μm) ve mum modelaj ($186,27 - 200,58$ μm) şeklindedir. Genel olarak mum modelaj grubu ve SLA grubu dışındaki gruplar literatür ve klinik açıdan kabul edilebilir kenar aralığı değerine sahiptir. SLA grubunun kenar aralığı değeri de kabul edilebilir kenar aralığı değer olan 120 μm 'nin çok az üzerindedir.

Çalışmamızda mum modelaj grubunda elde ettiğimiz kenar aralığı değerleri diğer çalışmalara göre biraz daha yüksektir. Bu sonucun literatürde (64) de belirtildiği gibi mum modelaj yönteminin tüm aşamalarının teknisyen faktörüne açık olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz. Sun et al.'nın (69) yapmış olduğu çalışmanın sonuçları da bu görüşümüzü desteklemektedir. Yazarlara göre; metal seramik restorasyonlarda mum modelin oluşturulduğu aşama en kritik ve laboratuvar hatalarına en açık aşamadır. Bu zaman alan işlemde üretilen mum modelin kalitesi teknisyenin bireysel becerisine bağlıdır (69). Ayrıca bu mum modelaj grubunda gözlenen yüksek standart sapma değerleri öngörülebilir bir uyum için geleneksel mum modelaj tekniğinin uygun bir teknik olmadığını göstermektedir. Çalışmamızda daldırma tekniği kullanılarak modelaj işlemi yapılmış olsa da mumun hem kendine ait malzeme özellikleri hem de teknisyenin kabiliyeti standart bir üretimi zorlaştırmıştır. Diğer tüm gruplarda modellerin üretilmesi

için manuel tekniklerden sıyrılarak farklı teknolojilerden ve dökülebilir materyallerden faydalanılmıştır. Bu gruplarda gözlenen çok daha iyi kenar uyumu yukarıda bahsedilen mum ve teknisyen kaynaklı olumsuzlukların bertaraf edilmesinden kaynaklanmaktadır

Kullanılan dökülebilir model malzemeleri açısından gruplara baktığımızda; dökülebilir plastik kopingler polioksimetil'den(POM), CAD-CAM freze grubundaki modeller polimetilmetakrilat'dan (PMMA), SLA grubundaki modeller ışığa duyarlı sert reçineden, mum modelaj grubundaki modeller ise inley daldırma mumundan üretilmiştir. Elde edilen kenar aralığı değerlerinin dökülebilir modellerin üretildiği malzeme özelliklerinde de etkilendiğini düşünmekteyiz. Çalışmamızda yer alan mum model grubu haricindeki gruplara ait model materyalleri dayanaktan çıkarılma, revetmana alınma işlemleri ve sıcaklık değişimlerinden daha az etkilenen materyallerdir. Mum modelaj grubunda kullanılan inley mum ise yukarıda belirtilen faktörlerin etkisine karşı oldukça hassas bir yapıdadır. SLA grubunda, koping ve CAD-CAM gruplarına göre gözlenen daha yüksek kenar aralığı değeri ışığa duyarlı reçinelerin hazır blok ve kopinglere göre etkilere daha açık olması, üretimleri sonrası revetmana alma işlemlerinin hassasiyet gerektirmesi, teknisyenin bu sisteme yeteri kadar aşina olmamasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Strauman koping grubunda üretici firma plastik kopingin revetmana alma ve döküm işlemleri sırasında genleşmesinin kontrolü için mutlaka kole bölgesinde en az 0,3 mm kalınlığında mum ile modelaj yapılması gerektiğini belirtmektedirler. İmplant koping grubunda üreticiler tarafından böyle bir ifade olmasa da her iki gruba aynı işlemler uygulanması esası ile aynı mum modelaj bu grupta da yapılmıştır. CAD-CAM freze grubunda kullanılan malzeme hazır dökülebilir kopingler gibi plastik yapıda olsa da benzer çalışmalarda mum modelaj ilavesi yapılmadığı için biz de döküm öncesi kole bölgesinde herhangi bir değişiklik yapmadık. Sadece her grupta görüldüğü üzere okluzal bölgede tutuculuk testi için mum halka yapı ilave edildi. SLA grubunda döküme hazır formda modellerin üretilmesi esasına dayandığı için bu grupta da okluzal mum halka yapı ilavesi dışında kole ve aksiyal bölgelerde herhangi bir mum ilavesi yapılmadı. Bu işlemlerden kaynaklı olarak, elde edilen kenar aralığı değerlerine dökülebilir modellerin farklı genleşme katsayılarına sahip olması etki etmiş olabilir.

Eliopoulos et al.(75). dikey ve yatay olarak kenar aralığını streomikroskop ile değerlendirdikleri araştırmalarında geleneksel mum modelaj, firmaya ait dökülebilir

plastik koping kullanımı ve iç çentiğin döküm öncesi kaldırıldığı dökülebilir koping kullanımı ile üretilen Ni-Cr kronları analiz etmişlerdir. Geleneksel mum modelaj grubunda kenar aralığı değerlerinin +64 ile -207 μm arasında değiştiğini en fazla standart sapmanın bu grupta olduğunu belirtmişlerdir. Mum modelaj grubunun öngörülebilir kenar uyumu sağlayamayacağı özellikle dikey kenar aralığı ölçümlerinin negatif yani kısa olduğu, plastik koping kullanılan grubun ise hem yatay hem dikey kenar aralığı sınırlarının uzun over konturlu olduğu sonucuna varmışlardır. Yazar döküm sonrası reamer kullanımının daha geniş kenar aralığı değerine neden olduğunu bunun sebebinin de firmaya ait olan bu aşındırıcı parçanın düşük mikrosertliğe sahip olan altın alaşımları için üretilmiş olması olarak vurgulamışlardır. Alt yapının kenar uyumunu sağlamak için yüksek sertlikteki Ni-Cr alaşımı kullanıldığında üretici firma tarafından reamerin modifikasyonu tavsiye edildiğini bildirmişlerdir. Çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlar bu çalışma ile benzerlik göstermektedir. Mum modelaj ile yapılan dökümler en fazla kenar aralığı ve standart sapma değerine sahip olan gruptur. Bu çalışmada elde edilen değerlerin genel olarak bizim çalışmamızda elde edilen değerlerden düşük olmasının kayıp mum tekniği ile döküm aşamasında teknisyen kaynaklı hatalardan kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Tez çalışmamızda direk gözlem yöntemi ile kenar aralıklarının tespit edilmesi sonrası iç uyum hakkında da bilgi sahibi olmak için kesit alma işlemi sonrası tarayıcı elektron mikroskobu ile iç uyum incelenmiştir. Bu inceleme tutuculuk testine girecek örnek sayısının en yüksek düzeyde tutulması amacıyla her gruptan 1 örnek olmak üzere toplam 5 örnek üzerinde gerçekleştirildi. Örnek sayımızın çok düşük olması sebebiyle elde edilen verilerin istatistiksel değerlendirmesi yapılmamış sadece farklı bir bakış açısı sunulması amaçlanmıştır. Her gruptan rastgele seçilen bir örneğin okluzal, aksiyal ve kenar aralıkları tarayıcı elektron mikroskobu yardımı ile değerlendirildi. Aksiyal aralık ve kenar aralığı değerlerinde çok büyük farklılıklar gözlenmezken okluzal siman aralığı değerleri ışık mikroskobu ile elde edilen kenar aralığına göre yapılan grup sıralamasının tam tersi bir sıralama vermiştir. Plastik koping gruplarında çok yüksek okluzal siman aralığı değerleri gözlenirken bunu CAD-CAM freze grubu takip etmiştir. SLA ve özellikle mum modelaj örneklerinin oldukça düşük kenar aralığına sahip olduğu, mum modelaj grubunun tüm duvar kalınlıklarının birbirine yakın olduğu gözlenmiştir. Okluzal aralıkta gözlenen bu farklılığın, dökülebilir koping gruplarında uzun olan kopinglerin solid dayanağa göre kısaltılması ve okluzalının mum modelaj ile

tamamlanması sonucu oluşan uyum bozukluğuna bağlı olduğunu düşünmekteyiz. Ayrıca tutuculuk testi için modellerin okluzaline yuvarlak mum halkaların konulmasıyla okluzaldeki mum kalınlığı artmıştır. Plastik ile mum arasında genleşme farkından dolayı okluzalde daha geniş siman aralığı gözlenmiş olabilir. Mumun keskin kenar adaptasyonu tecrübeli bir teknisyen ile yansıtılabilir. Ayrıca modelaj grubunda siman aralığının standardizasyonunun zor olduğu dental literatür tarafından bilinmektedir. CAD-CAM freze grubunun SLA grubuna göre daha yüksek okluzal aralığa sahip olması farklılığın sadece CAM üniteleri ve aşamalarından kaynaklanabilir. CAD-CAM freze sistemlerinde aşındırma işleminde kullanılan en küçük frezin çapı kenar uyumunu ve iç uyumu etkiler (99). En küçük frezin çapından daha küçük ayrıntılar modele yansıtılamaz (59). Yaptığımız pilot çalışmalarda kullanılan frezin PMMA koping üretimini doğrudan etkilediğini tespit ettik. Çalışmamızda kullandığımız solid dayanaklar keskin kenarlara sahiptir. CAD-CAM freze sistemi sahip olduğu frezin yarıçapı nedeniyle bu keskin kenarları modele yansıtma özellikle oklüzal bölgede yetersiz kalmış ve bu yüzeyleri olduğundan daha oval bir şekilde üretmiş olabilir.

Tamaç ve ark. (241) CAD-CAM freze, DMLS ve geleneksel döküm yöntemiyle üretilen Cr-Co alaşım kronların kenar ve iç uyumlarını silikon replika tekniği ile değerlendirmişlerdir. Elde ettikleri sonuçlar şu şekildedir; istatistiksel olarak anlamlı olmasa da kenar aralığı, aksiyal ve okluzal aralık olmak üzere üç bölgede de en düşük kenar aralığı geleneksel döküm grubunda gözlenmiş, bu sırayı CAD-CAM freze ve en son DMLS grubu izlemiştir. Özellikle okluzal bölgede geleneksel dökümün diğer gruplara göre çok daha iyi uyum sergilediği görülmüştür. Bu durumun; lazer tekniğine dayalı tarayıcının keskin kenarları yuvarlaklaştırma eğilimi ve kullanılan plaster ya da kameranın optik özelliklerinden kaynaklanabileceğini belirtmişlerdir.

Tüm bu değerlendirmeler ışığında her gruptan rastgele seçilen sadece bir örnekten alınan kesitlerin genel doğru oluşturması mümkün değildir. Çalışmamızda tutuculuk değerlendirmesi yapılması sebebiyle tüm örneklerden kesit alınması mümkün olmamıştır. Ölçülen alanların bütün örneğin uyumunu yansıtır yansıtmadığı sorgulanabilir. Bunun için yeni çalışmalara ihtiyaç vardır.

Sonugelen'in (187) pasif uyum tanımından hareketle, pasif uyum sadece kenar aralığı ile ilgili değil tutuculuğu da ilgilendiren bir kavramdır. Dental literatürde kenar uyumu ve tutuculuğu birlikte değerlendiren çok az çalışma mevcuttur. Yaptığımız literatür

taramasında özellikle alt yapı üretim tekniklerini ya da dökülebilir model üretim tekniklerini bu iki parametre ile birlikte değerlendiren çalışma tespit edemedik. Pasif uyumun önemli bir göstergesi olduğunu düşündüğümüz tutuculuk ile ilgili literatürdeki bu eksikliği bir nebze olsun gidermek için ideal pasif uyumu elde etmek amacıyla yürüttüğümüz çalışmamızda kenar aralığı, tutuculuk analizi ve kesit alma yöntemlerini birleştirerek çok yönlü bir analiz yapmayı tercih ettik.

Çalışmamızda elde edilen tutuculuk değerlerine baktığımızda; en iyi tutuculuk değeri Straumann koping (53,99 N) grubunda görülürken bu grubu sırasıyla İmplant modelaj(40,42 N), İmplant koping (38,97 N), İmplant CAD-CAM (33,74 N) ve İmplant SLA (27,49 N) grupları izlemiştir. Straumann Koping grubunun tutuculuk değerlerinin İmplant CAD-CAM ve İmplant SLA gruplarının tutuculuk bulgularından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek olduğu tespit edildi ($p<0,05$). Diğer gruplar arasında anlamlı bir farklılık tespit edilmemiştir ($p>0,05$). Kenar aralığında görülen sıralamayı tutuculuk değerlendirmesinde mum modelaj grubu değiştirmiştir. Bu sebeple istatistiksel değerlendirmeyi mum modelaj grubunun dahil olduğu ve olmadığı şeklinde iki kez yaparak kenar aralığı ile tutuculuk ilişkisini daha ayrıntılı analiz etmeye çalıştık. İlk yapılan değerlendirmede simantasyon öncesi ve sonrası kenar aralığı değerlerindeki artış ile tutuculuk arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki gözlenmezken ($p>0,05$), modelaj grubu çıkarıldığında orta düzeyde negatif yönde anlamlı bir ilişki tespit edilmiştir (sırası ile $r=0,45$; $p=0,006$ $r=-0,48$; $p=0,004$).

Mehl et al. (256) siman film kalınlığının implant destekli restorasyonların tutuculuğuna etkisi olduğunu gözlemlemişlerdir. Kenar aralığı, siman aralığının artışı anlamına gelmekte ve bu durum su emilim miktarının artışına, simanın hidrolik degradasyonuna sebep olur. Artan mikro-sızıntı sonucu simanın elastik modülüsü ve mekanik özellikleri zayıflar. Dolaylı olarak da tutuculuk değerlerinin olumsuz etkilenmesi ve negatif yönde ilişki oluşmasına neden olur (6). Çalışmamızda bizim de tespit ettiğimiz negatif yöndeki ilişki bu şekilde açıklanmaktadır.

Yapılan çalışmalarda uniform siman aralığının tutuculuğa pozitif yönde bir etkisinin olduğu bildirilmiştir (178). SEM analizi sonucunda mum modelaj grubuna ait örnekte tespit edilen uniform yapıdaki siman aralığının bu grupta tespit edilen yüksek tutuculuk değerinin önemli sebeplerinden biri olduğunu düşünüyoruz.

Kim et al. (257) protetik restorasyonlarda tutuculuğun; dayanağın yüksekliği, preperasyon geometrisi, yüzey alanı, yüzey pürüzlülüğü ve simantasyon ajanı gibi faktörlerin etkileyebileceğini belirtmişlerdir. Çalışmamızda kullanılan dayanakların yükseklikleri ve çapları aynı, geometrileri ise benzer yapıdadır. Geometrilerinde İmpliance kopingin düz antirotasyonel duvar girintisi Strauman kopingin duvar girintisine göre daha derin olduğu tespit edilmiştir. Yine siman çıkış delikleri Straumann dayanaklarda eğimli seyreden bir oluk şeklindeyken İmpliance dayanaklarda yarım silindir şeklinde bir oluk yapısındadır. Bu da yüzey alanlarının da az da olsa farklılığına sebep olmuştur. Koping grupları arasında anlamlı olmasa da Straumann koping grubu gözlenen tutuculuk farkı bu durumdan kaynaklanmış olabilir.

Çalışmamızda örneklerin dökülebilir model üretimlerinin farklı olması dışında diğer tüm faktörler eşitlenmeye çalışılmıştır. Uygulanan döküm yöntemi, kullanılan malzemeler, temizleme prosedürleri, saklama koşulları, kullanılan siman ve simantasyon prosedürleri gibi pek çok faktörün olası etkileri saf dışı bırakılmıştır. Ancak tesviye ve modelaj işlemleri her ne kadar aynı malzemeler kullanılarak yapılmışsa da uygulama süresi ve sonrasında kronların iç yüzey pürüzlülükleri standardize edilmemiştir. Yüzey pürüzlülüğü tutuculuk değerini doğrudan etkileyen bir faktördür (256, 257). Pürüzlülük değerleri için net bir değer verilemediği için bu faktörün tutuculuğa etkisi de belirlenememektedir. Ancak klinik olarak en uzun tesviye polisaj işlemi mum modelaj grubunda yapılmıştır. Modelaj grubunda gözlenen yüksek tutuculukta bu durumun da katkısı olabilir. Sahu et al. (258) dayanak yüzey modifikasyonunun implant destekli protezlerde etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında en yüksek tutuculuk değerini aşındırma ve kumlama işleminin birlikte yapıldığı grupta bulduklarını ve bunu sırasıyla aşındırma grubu ve son olarak kumlama grubunun takip ettiğini bildirmişlerdir.

Bu genel görüşün aksine Reddy et al. (183) implant dayanaklarında yüzey pürüzlülüğünün ve kullanılan siman türünün implant destekli döküm Ni-Cr kronlara etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında dayanak yüzeyinin kumlanarak pürüzlendirilmesinin tutuculuğa olumlu bir katkısının olmadığını hatta bir grupta olumsuz etkisinin olduğunu belirtmişlerdir. Kontrol gruplarında elde ettikleri tutuculuk değerleri en yüksekte 258.80 N (IRM), 138.410 N (TempBond) ve 184.860 N (Improv) şeklindedir. Kullanılan siman türü ve markaların farklı oluşu, ısı döngü işlemi

yapılmamış olması ve kullanılan dayanak özellikleri hakkında herhangi bir bilgi verilmemiş olması sebebiyle çalışmamızdaki tutuculuk değerleri ile gerçekçi bir kıyaslama yapma imkânımız bulunmamaktadır.

İmplant destekli protezlerde tutuculuğu; kullanılan siman türü, simantasyon prosedürleri dayanak geometrisi ve yüzey özellikleri, temizleme yöntemleri, ısı döngü, siman aralığı, mikro-sızıntı, protezin uyum yüzeyi kron iç yüzey uyumlamaları gibi pek çok faktör etkileyebilmektedir(259). Protetik alt yapı üretim yöntemlerinin tutuculuğa etkisi, bu faktörün siman aralığını ve protezin uyum yüzeyini değiştirebilme olasılığından kaynaklanır. Literatürde üretim tekniklerinin tutuculuğa etkisini değerlendiren çalışma yetersizliği bu dolaylı etkiden kaynaklanabilir. Carnaggio et al.'a (260) göre; CAD-CAM sistemlerinin restorasyonun iç yüzeyinde düzensizlik oluşturabilme gibi dezavantajları manuel üretilen restorasyonlarla karşılaştırıldığında çok daha azdır ve tutuculukta anlamlı bir farklılık yaratması beklenmez. Yazarlar tutuculuğun daha çok dayanağın ve simanın özelliklerine bağlı olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmamızda dökülebilir model üretimleri farklı olsa da sonrasındaki metalin üretim yöntemleri aynı olduğu için bizim çalışmamızda öngörmeye çalıştığımız etki daha dolaylı olmaktadır.

Lorey ve Myers (261) sıkı dökümlerin ideal sınırlardaki siman kalınlığını azalttığını bunun da tutuculuk değerlerini azalttığını düşünmektedirler. Buna göre iyi uyuma sahip dökümler rahatlıkla dayanağa yerleşir ve uniform siman boşluğu oluştururlar. Grajower et al. (262) sıkı dökümlerin doğal dişlerde kron yüksekliğinin artmasına neden olduğunu ve bunun da doğal dişlerde gömülme ya da hasara sebep olabileceğini belirtmiştir. İmplant destekli protezlerde doğal dişlerdeki periodontal koruma mekanizması olmadığı için bu daha uzun dönemde görülen mekanik komplikasyonlara sebebiyet verebilir. Bu durumda pasif uyum kavramı çok daha önemli konu haline gelir.

İmplant destekli protezlerde vida gevşemesi, vida kırıkları gibi majör komplikasyonları engellemek ve protez implant bakımını sağlamak için protezlerin geri çıkarılabilmesi günümüzde önemli bir konu olmuştur (186). İmplant destekli restorasyonlar için hem yeterli tutuculuk hem de gerektiğinde yerinden çıkarılmasının mümkün kılacak tutuculuk miktarını tespit etmek olası değildir (27). Klinik başarı için gerekli minimum tutuculuk değeri dental literatürde rapor edilmemiştir. Bu sebeple geçici ya da daimi siman kullanımı hakkında net bir görüş bulunmamaktadır (186). Çalışmamızda geçici cam iyonomer esaslı bir implant simanı kullanımı tercih edilmiştir. Elde edilen kenar

aralığı artış değerleri ve tutuculuk değerlerinde kullandığımız simanın doğrudan etkisi bulunmaktadır. Ancak kullanılan siman piyasada yeni yer almış ve yayınlarda kullanımı yaygınlaşmamış olması sebebiyle elde ettiğimiz değerleri literatür ile karşılaştırmamız pek mümkün olmamaktadır.

Sheets et al. (263) implant destekli siman tutuculu kronlarda simanların tutuculuk değerlerini araştırmışlardır. Çalışmalarında hem daimi simanları hem de geçici simanları değerlendirmişlerdir. En yüksek tutuculuk değerini (358.6 N) Ultratemp geçici simanda, en düşük değeri (31,6 N) ise vazelinli Premier implant simanında bulmuşlardır. Ancak çalışmalarında simantasyon sonrası sıvı, tükürük içinde bekletme ya da ısı döngü işlemi uygulanmamıştır. Bu sebeple elde edilen değerler çalışmamıza kıyasla yüksektir.

Gültekin ve ark. (184) implant destekli kronlarda siman kullanımının kron tutuculuk değerine etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında tutuculuk değerlerine göre simanlar en düşükten en yükseğe Temp Bond NE (39.65 N), Premier Implant Cement (136.97 N), Multilink Implant (301.60 N), Adhesor Carbofine Temp Bond (386.78 N) olarak sıralanmıştır. Çalışmalarında SLS ile üretilen kron alt yapılar kullanmaları, ısı döngü işlemi yapmamış olmaları ve kullanılan dayanakların uzunluklarının daha yüksek oluşu elde ettikleri tutuculuk değerlerinin bizim değerlerimizden yüksek olmasını açıklamaktadır.

Mansour et al. (76) 6 farklı simanı solid dayanaklar üzerinde karşılaştırdıkları çalışmalarında dökülebilir plastik kopingler kullanarak döküm Pd-Au altyapılar elde etmişlerdir. Pek çok yönden tez çalışmamızla benzerlik gösteren bu çalışmada en yüksek tutuculuk değeri Panavia 21 (36.53 N) reçine esaslı siman türünde gözlenirken en düşük değer Temp Bond NE (3.18 N) Öjenolsüz çinkooksit esaslı geçici simanda kaydedilmiştir. Elde ettikleri değerler çalışmamızın tutuculuk değerlerinden negatif yönde oldukça farklıdır. Mansour et al. çalışmalarında döküm işlemi sonrası tesviye ve polisaj işlemi uygulamamışlardır. Bu durum farklılığın en belirleyici elemanıdır. Ayrıca simantasyon işlemi sonrasında ısı döngü uygulaması yapılmamıştır. Kullanılan implant, dayanak marka ve tipleri aynı olsa da çapları bizim kullandığımıza göre daha küçüktür ve toplam dayanak yüzey alanı bizim çalışmamızdakine göre daha azdır. Yine çalışmalarında yüzey pürüzlük değerleri daha düşük olan soy metal alaşım kullanmaları baz metal kullandığımız çalışmamızla farklılık oluşturmuştur.

Squier ve Montenegro (247). cam iyonmer simanların metal implant dayanaklarda çok düşük tutuculuğa sahip olduğunu belirtmiştir. Montenegro et al. (253) CeraOne sistem implant destekli protezlerde 4 farklı simanın çekme kuvvetlerini değerlendirdikleri çalışmalarında en yüksek değeri çinkofosfat simanda elde ederken 3. sırada cam iyonmer esaslı geçici siman yer almıştır. Bu çalışmada elde edilen sonuçlar, bizim çalışmamızın değerleri ile farklıdır. Bu farklılık kullanılan dayanakların ve yüzey özelliklerinin ayrıca simanların farklı oluşundan kaynaklanmaktadır. Bizim çalışmamızda elde edilen en düşük değerin gözlendiği gruptaki tutuculuk değeri (27,49 N) bile bu çalışmada cam iyonmer esaslı geçici simanlarda elde edilen tutuculuk değerinden (6.89 MPa) çok fazladır. Çünkü bu çalışmada kullanılan dayanaklar tamamen silindir yapıda herhangi bir yüzey özelliği bulundurmayan CEREONE implant dayanaklarıdır. Ayrıca kullanılan protetik alt yapı ise standart olarak kullanılan silindirik bir metal yapıdır ve herhangi bir yüzey işlemi uygulanmamış, döküm olarak üretilmemiştir. Bizim çalışmamızda kullanılan solid tip dayanakların kendine ait anti-rotasyonel düz yüzeyi ve ayrıca siman çıkış için oluğu mevcuttur. Ayrıca çalışmamızda üretilen metal altyapı, dayanağın anti-rotasyonel düz yüzeyine tamamen uyumlu olarak üretilmiş, yüksek mekanik tutuculuk sağlayan bir altyapıdır. Tesviye işlemleri sırasında oluşabilecek pürüzlülük değerleri çalışmamızda değerlendirilmemiştir ve bu çalışmamızın sınırlamalarındandır.

Bu tez çalışmasının mevcut sınırlamaları dahilinde aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır:

1. Halen en yaygın kullanıma sahip geleneksel döküm yöntemi ile oluşturulan metal alt yapı üretiminde en başarılı kenar aralığı sonuçları hazır dökülebilir plastik koping kullanımı ile döküm işleminin yapıldığı Straumann Koping(88,54 -97,48 µm) grubunda elde edilmiştir.
2. Diğer gruplara göre en başarılı üretim yöntemi olan hazır dökülebilir plastik koping ile üretimde implant sistemi farkının (Straumann- İmpliance) kenar aralığı değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görülmüştür ($p>0,05$).
3. Tüm gruplar arasında en yüksek kenar aralığı değerlerine sahip grup; İmpliance Modelaj grubudur (186,27 -200,58 µm). Tüm kenar aralığı değerlendirmelerinde en fazla standart sapma(48,82 - 50,39 µm)yine bu grupta gözlenmiştir.

4. CAD-CAM eksiltilme sistemi kullanılan gruptan elde edilen kenar aralığı değerleri(103,95 μm -118,84 μm) klinik olarak kabul edilebilir kenar aralığı (<120 μm) değerine sahiptir.
5. Bir diğer CAD-CAM yöntemi olan SLA grubu (126,06 μm -136,67 μm) ise çok az farkla da olsa klinik olarak kabul edilebilir kenar aralığı değerinin (<120 μm) üzerinde sonuçlar göstermiştir.
6. Simantasyon ve ısı döngü işlemleri tüm gruplarda kenar aralığında artışa yol açmaktadır. Bu farklılık istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,0001$).
7. Tutuculuk değerlerine bakıldığında en yüksek tutuculuk değerinin Straumann koping grubunda ($53,99 \pm 9,24$ N) elde edildiği görülmüştür. En düşük tutuculuk değerine sahip grup ise SLA grubudur ($27,49 \pm 13,03$ N).
8. Kenar aralığı sonuçlarında en başarısız grup olan İmplant Modelaj grubu ($40,42 \pm 14,45$ N) tutuculuk sonuçları açısından en başarılı ikinci grup olarak bulunmuştur.
9. Simantasyon ve ısı döngü işlemleri öncesi ve sonrası kenar aralığı değerleri arasındaki farkın tutuculuk ile ilişkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$). İmplant modelaj grubu dışındaki gruplarda kenar aralığı değerlerinde gözlenen artış ile tutuculuk değerleri istatistiksel olarak anlamlı orta düzeyde negatif yönde bir ilişki bulunmuştur ($p<0,05$).
10. Sınırlı sayıda inceleme yapılmasına rağmen SEM değerlendirmesinde okluzal siman aralığı en küçük İmplant Modelaj grubunda tespit edilirken koping gruplarının en yüksek değerlere sahip olduğu gözlenmiştir.

Tüm bu değerlendirmeler ışığında;

- İmplant destekli sabit protezlerde metal alt yapı üretiminde hazır dökülebilir plastik kopinglerin kullanılması ile döküm işleminin yapılması en iyi yöntemdir
- Üretimin belirli bir aşamasında da olsa CAD /CAM teknolojilerinin geleneksel yöntemle birlikte kullanılmasının metal alt yapılara CAD-CAM hassasiyeti kazandırdığını söylemek mümkündür.

- İnsan kaynaklı hatalara en açık teknik olması sebebiyle geleneksel mum modelaj ile döküm yönteminin standart, öngörülebilir kenar uyumuna sahip kronların üretiminde yetersiz olduğu söylenebilir.

6.KAYNAKLAR

- Jemt T. In vivo measurements of precision of fit involving implant-supported prostheses in the edentulous jaw. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996;11(2):151-158.
2. Wee AG, Aquilino SA, Schneider RL. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature. *Int J Prosthodont*. 1999;12(2):167-178.
 3. Hunter AJ, Hunter AR. Gingival margins for crowns: a review and discussion. Part II: Discrepancies and configurations. *J Prosthet Dent*. 1990;64(6):636-642.
 4. Jansen VK, Conrads G, Richter EJ. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997;12(4):527-540.
 5. Barbosa GAS, Neves FdD, Mattos MdGCd, Rodrigues RCS, Ribeiro RF. Implant/abutment vertical misfit of one-piece cast frameworks made with different materials. *Braz Dent J*. 2010;21(6):515-519.
 6. Vojdani M, Torabi K, Farjood E, Khaledi A. Comparison the marginal and internal fit of metal copings cast from wax patterns fabricated by CAD/CAM and conventional wax up techniques. *J Dent*. 2013;14(3):118.
 7. Şimşek K. İmplant Destekli Zirkonyum, Empress II, Titanyum ve Krom-Kobalt İçeren Sabit Protezlerin Marjinal Uyumunun Karşılaştırılması, Doktora Tezi, Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul 2007:77

8. Creugers NH, Kayser AF, van 't Hof MA. A meta-analysis of durability data on conventional fixed bridges. *Community Dent Oral Epidemiol.* 1994;22(6):448-452.
9. Walton JN, Gardner FM, Agar JR. A survey of crown and fixed partial denture failures: length of service and reasons for replacement. *J Prosthet Dent.* 1986;56(4):416-421.
10. Shugars DA, Bader JD, White BA, et al. Survival rates of teeth adjacent to treated and untreated posterior bounded edentulous spaces. *J Am Dent Assoc.* 1998;129(8):1089-1095.
11. Stevens PJ, Fredrickson EJ, Gress ML. *Implant prosthodontics: clinical and laboratory procedures*; Mosby Inc; 1999.
12. Breeding LC, Dixon DL, Sadler JP, McKay ML. Mechanical considerations for the implant tooth-supported fixed partial denture. *J Prosthet Dent.* 1995;74(5):487-492.
13. Tzakis MG, Linden B, Jemt T. Oral function in patients treated with prostheses on Branemark osseointegrated implants in partially edentulous jaws: a pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1990;5(2):107-111.
14. Goldin EB, Boyd NW, 3rd, Goldstein GR, Hittelman EL, Thompson VP. Marginal fit of leucite-glass pressable ceramic restorations and ceramic-pressed-to-metal restorations. *J Prosthet Dent.* 2005;93(2):143-147.
15. Koç E. Farklı İmplant Desteklerinde Değişik Teknik ve Materyallerle Hazırlanan Alt Yapıların Kenar Uyumunun Karşılaştırılmalı Olarak İncelenmesi, Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul 2013:156
16. Türk AG. Değişik İmplant Sistemleri Üzerine Uygulanan Farklı Sabit Protetik Restorasyonların İn-Vivo ve İn-Vitro Değerlendirilmesi, Doktora Tezi, Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İzmir 2010:140
17. Micsh C, Kenneth W. Mandibular implant overdenture design and fabrication. In: Micsh C, editor. *Dental Implant Prosthetics*. 1: Mosby; 2004. p. 228-252.

18. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(1):76.
19. Tunalı B. Multi-disipliner bir yaklaşımla oral implantolojiye giriş. İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları. 1996:67-133.
20. Misch CE. Dental implant prosthetics: Elsevier Health Sciences; 2014.
21. Dudley JE, Richards LC, Abbott JR. Retention of cast crown copings cemented to implant abutments. *Aust Dent J.* 2008;53(4):332-339.
22. Güngör H. Dental İmplant Abutment – Rezin Siman Bağlanma Dayanımı Üzerine Farklı Yüzey İşlemlerinin Etkisinin İncelenmesi, Doktora Tezi, Atatürk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Erzurum 2010:98
23. Sandallı P, Grfelmann H, Özdemir T. İmplant üstü protezler. In: Sandallı P, editor. *Oral İmpantoloji*. İstanbul: Erler Matbaacılık; 2000.
24. Yüzbaşıoğlu HE. İmplantüstü Sabit Bölümlü Protezlerde Kullanılan Seramik İmplant Dayanaklarının Sonlu Elemanlar Yöntemi ile İncelenmesi, Doktora Tezi, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Samsun 2006: 149
25. Assenza B, Scarano A, Leghissa G, et al. Screw-vs cement-implant-retained restorations: an experimental study in the Beagle. Part 1. Screw and abutment loosening. *Int J Oral Implantol.* 2005;31(5):242-246.
26. Hebel KS, Gajjar RC. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in Implant Dent. *J Prosthet Dent.* 1997;77(1):28-35.
27. Michalakakis KX, Hirayama H, Garefis PD. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;18(5):719-728.
28. Demir DB. Doğal Diş - İmplant Destekli Sabit Protezlerde Vidalı ve Farklı Simantasyon Tasarımlarının Kemik Üzerinde Oluşturdukları Streslerin Sonlu Elemlerin Analiz Yöntemi ile Karşılaştırılması, Doktora Tezi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara 2006:138

29. Hebel KS, Gajjar RC. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in Implant Dent. *J Prosthet Dent*. 1997;77(1):28-35.
30. Tosches NA, Bragger U, Lang NP. Marginal fit of cemented and screw-retained crowns incorporated on the straumann (ITI) dental implant system: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res*. 2009;20(1):79-86.
31. Harris BW. A new technique for the subperiosteal implant. *J Am Dent Assoc*. 1990;121(3):422-424.
32. Karl M, Taylor TD, Wichmann MG, Heckmann SM. In vivo stress behavior in cemented and screw-retained five-unit implant FPDs. *J Prosthodont*. 2006;15(1):20-24.
33. Akça K, Demirel F. Diş destekli sabit protezlerde kenar uyumu. *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2000(24):24-29.
34. Roberts HW, Berzins DW, Moore BK, Charlton DG. Metal-ceramic alloys in dentistry: a review. *J Prosthodont*. 2009;18(2):188-194.
35. Syrjanen S, Hensten-Pettersen A, Kangasniemi K, Yli-Urpo A. In vitro and in vivo biological responses to some dental alloys tested separately and in combinations. *Biomaterials*. 1985;6(3):169-176.
36. Petteno D, Schierano G, Bassi F, Bresciano ME, Carossa S. Comparison of marginal fit of 3 different metal-ceramic systems: an in vitro study. *Int J Prosthodont*. 2000;13(5):405-408.
37. Kourtis SG, Sotiriadou S, Voliotis S, Challas A. Private practice results of dental implants. Part I: survival and evaluation of risk factors--Part II: surgical and prosthetic complications. *Implant Dent*. 2004;13(4):373-385.
38. Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig's restorative dental materials*: Elsevier Health Sciences; 2012.
39. Fischer J. *Esthetics and prosthetics: an interdisciplinary consideration of the state of the art*: Quintessence Publishing Company; 1999.
40. Yamamoto M. *Metal-ceramics: principle and methods of Makoto Yamamoto*: Quintessence Publishing Company; 1985.

41. McLean JW. Development of esthetics in aluminous porcelain restorations. *J Esthet Dent*. 1997;9(4):208-214.
42. Kahramanoğlu E. İmplant Üstü Sabit Protezlerde Kullanılan Farklı Abutment Çeşitlerinin Alt Yapının İç ve Marjinal Uyumuna Olan Etkisinin İn Vitro araştırması, Doktora Tezi, Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul 2010:108
43. Roach M. Base metal alloys used for dental restorations and implants. *Dent Clin North Am*. 2007;51(3):603-627, vi.
44. Çavdarlı K. Farklı Döküm Yöntemleri ve Alaşımlar Kullanılarak Elde Edilen Kuron Restorasyonların Marjinal Uyumlarının Karşılaştırılması, Doktora Tezi, Süleyman Demirel Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Isparta 2013:132
45. Özcelik T, Ersoy AE. An investigation of tooth/implant-supported fixed prosthesis designs with two different stress analysis methods: an in vitro study. *J Prosthodont*. 2007;16(2):107-116.
46. Huang Z, Zhang L, Zhu J, Zhang X. Clinical marginal and internal fit of metal ceramic crowns fabricated with a selective laser melting technology. *J Prosthet Dent*. 2015;113(6):623-627.
47. Çetinkaya E.. Laser Cusing, Hızlı Prototipleme ve Konvansiyonel Döküm Teknikleri ile Oluşturulan Metal Alt Yapıların Marjinal Uyumlarının İn Vitro İncelenmesi, Doktora Tezi, Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul 2013:127
48. Luthy H, Filser F, Loeffel O, Schumacher M, Gauckler LJ, Hammerle CH. Strength and reliability of four-unit all-ceramic posterior bridges. *Dental Materials*. 2005;21(10):930-937.
49. Özcan M. Fracture reasons in ceramic-fused-to-metal restorations. *J Oral Rehabil*. 2003;30(3):265-269.
50. McLean JW, Hubbard JR, Kedge MI. *The Science and Art of Dental Ceramics: The nature of dental ceramics and their clinical use: Quintessence Publishing (IL); 1979.*

51. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Contemporary fixed prosthodontics: Elsevier Health Sciences; 2006.
52. Shillingburg HT, Jr., Hobo S, Fisher DW. Preparation design and margin distortion in porcelain-fused-to-metal restorations. 1973. J Prosthet Dent. 2003;89(6):527-532.
53. Anusavice K, Cascone P. Dental casting and soldering alloys. Phillips Science of Dental Materials. 112003. p. 563-620.
54. Kılınç Hİ. Metal-Porselen Sabit Protezlerde Metal Altyapıdan Aşındırmanın Metal Porselen Bağlantısına Etkisi, Doktora Tezi, Erciyes Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Kayseri 2012: 107
55. Wassell RW, Barker D, Walls AW. Crowns and other extra-coronal restorations: impression materials and technique. Br Dent J. 2002;192(12):679-84, 87-90.
56. Bryant RA, Nicholls JJ. Measurement of distortions in fixed partial dentures resulting from degassing. J Prosthet Dent. 1979;42(5):515-520.
57. Shillingburg HT, Sather DA, Stone SE. Fundamentals of fixed prosthodontics: Quintessence Pub.; 2012.
58. Naylor WP, Kessler JC, King AH. Introduction to metal ceramic technology: Quintessence Pub Co; 1992.
59. Abduo J. Fit of CAD/CAM implant frameworks: a comprehensive review. Int J Oral Implantol. 2014;40(6):758-766.
60. Kiliçarslan M, Özkan P, Uludag B, Mumcu E. Comparison of internal fit between implant abutments and cast metal crowns vs laser-sintered crowns. J Contemp Dent Pract. 2014;15(4):428.
61. Huang Z, Zhang L, Zhu J, Zhang X. Clinical marginal and internal fit of metal ceramic crowns fabricated with a selective laser melting technology. J Prosthet Dent. 2015;24(4):291-295
62. van Noort R. The future of dental devices is digital. Dental Materials. 2012;28(1):3-12.

63. Yurdanur U, Gürbüz GA, Erken O. Diş hekimliğinde lazer sinterizasyon ve diğer tabakalı üretim yöntemleri. *Türkiye Klinikleri J Prosthodont-Special Topics*. 2015;1(1):13-22.
64. Wataha JC, Messer RL. Casting alloys. *Dent Clin North Am*. 2004;48(2):499-512.
65. Abduo J, Lyons K, Bennamoun M. Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics: a review of the available treams. *Int J Dent* 2014;2014,1-15.
66. Özçelik TB, Yilmaz B. A modified plastic shell technique for cement-retained implant restorations. *Int J Oral Implantol*. 2010;36(4):291-4.
67. Chee W, Felton DA, Johnson PF, Sullivan DY. Cemented versus screw-retained implant prostheses: which is better? *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999;14(1):137-141.
68. Pietrabissa R, Gionso L, Quaglini V, Di Martino E, Simion M. An in vitro study on compensation of mismatch of screw versus cement-retained implant supported fixed prostheses. *Clin Oral Implants Res*. 2000;11(5):448-57.
69. Sun J, Zhang FQ. The application of rapid prototyping in prosthodontics. *J Prosthodont*. 2012;21(8):641-644.
70. Zeltser C, Lewinstein I, Grajower R. Fit of crown wax patterns after removal from the die. *J Prosthet Dent*. 1985;53(3):344-346.
71. Bhaskaran E, Azhagarasan N, Miglani S, et al. Comparative evaluation of marginal and internal gap of Co–Cr copings fabricated from conventional wax pattern, 3D printed resin pattern and DMLS tech: An In Vitro Study. *J Indian Prosthodont Soc* . 2013;13(3):189-195.
72. Rosenstiel S, Martin F, Fujimoto J. *Contemporary Fixed Prosthodontics* 4th edition Mosby Inc. St Louis, Mo. 2006:372-373.
73. Siadat H, Alikhasi M, Mirfazaelian A, Zade MMA. Scanning electron microscope evaluation of vertical and horizontal discrepancy in cast copings for single-tooth implant-supported prostheses. *Implant Dent*. 2008;17(3):299-308.
74. ITI. *Straumann Tissue Level Solid Abutment Prosthetic Procedures* (2014).

75. Eliopoulos D, Torsello F, Cordaro L. Marginal discrepancies of Ni/Cr crowns for a soft tissue-level, trans-mucosal implant system. *Clin Oral Implants Res.* 2013;24 Suppl A100:82-87.
76. Mansour A, Ercoli C, Graser G, Tallents R, Moss M. Comparative evaluation of casting retention using the ITI solid abutment with six cements. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13(4):343-348.
77. Hickel R, Dasch W, Mehl A, Kremers L. CAD/CAM–fillings of the future. *Int Dent J.* 1997;47(5):247-258.
78. Abduo J, Lyons K. Rationale for the use of CAD/CAM technology in implant prosthodontics. *Int J Dent* 2013;2013.
79. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J.* 2008;204(9):505-511.
80. 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. *Dental materials journal.* 2009;28(1):44-56.
81. Miyazaki T, Hotta Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Aust Dent J.* 2011;56(s1):97-106.
82. Duret F, Preston J. CAD/CAM imaging in dentistry. *Current opinion in dentistry.* 1991;1(2):150-154.
83. Abduo J, Lyons K, Swain M. Fit of zirconia fixed partial denture: a systematic review. *J Oral Rehabil* 2010;37(11):866-876.
84. Torabi K, Farjood E, Hamedani S. Rapid prototyping technologies and their applications in prosthodontics, a review of literature. *J Dent, Shiraz University of Medical Sciences.* 2014;1(1):1-9.
85. Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J Comput Dent.* 2004;7(1):25-45.
86. Witkowski S, Komine F, Gerds T. Marginal accuracy of titanium copings fabricated by casting and CAD/CAM techniques. *J Prosthet Dent.* 2006;96(1):47-52.

87. Mehl A, Hickel R. Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. *Int J Comput Dent.* 1999;2(1):9-35.
88. Çavdarlı K. Farklı Döküm Yöntemleri ve Alaşımlar Kullanılarak Elde Edilen Kuron Restorasyonların Marjinal Uyumlarının Karşılaştırılması, Doktora Tezi, Süleyman Demirel Üniversitesi Sağlık Bilimleri, Isparta 2013:132
89. Çelik G, Sarı T, Üşümez A. Bilgisayar destekli diş hekimliği ve güncel CAD/CAM sistemleri. *Cumhuriyet Dental Journal.* 2012;16(1):74-82.
90. Çelik I, Karakoç F, Çakır Mc, Duysak A. Hızlı prototipleme teknolojileri ve uygulama alanları. *Journal of the Institute of Science & Technology of Dumlupinar University/Dumlupinar Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi.* 2013(31).
91. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc* 2006;137(9):1289-1296.
92. Nayar S, Bhuminathan S, Bhat WM. Rapid prototyping and stereolithography in dentistry. *J Pharm Bioallied Sci.* 2015;7(Suppl 1):S216.
93. Witkowski S, Lange R. Stereolithography as an additive technique in dentistry. *Schweizer Monatsschrift fur Zahnmedizin= Revue mensuelle suisse d'odontostomatologie= Rivista mensile svizzera di odontologia e stomatologia/SSO.* 2002;113(8):868-884.
94. Rekow D, Thompson V. Near-surface damage-a persistent problem in crowns obtained by computer-aided design and manufacturing. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine.* 2005;219(4):233-243.
95. Yin L, Ives LK, Jahanmir S, Rekow ED, Romberg E. Abrasive machining of glass-infiltrated alumina with diamond burs. *Machining science and technology.* 2001;5(1):43-61.

96. Kanazawa M, Inokoshi M, Minakuchi S, Ohbayashi N. Trial of a CAD/CAM system for fabricating complete dentures. *Dental materials journal*. 2011;30(1):93-96.
97. Wang X, Laoui T, Bonse J, Kruth J-P, Lauwers B, Froyen L. Direct selective laser sintering of hard metal powders: experimental study and simulation. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*. 2002;19(5):351-357.
98. Ertürk BK, Çömlekoğlu MD, Çömlekoğlu E, Gngör MA. Sabit protetik restorasyonlarda kullanılan güncel tasarım ve üretim yöntemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2015;25(1).
99. 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(4):356-363.
100. Rekow E, Silva N, Coelho P, et al. Performance of dental ceramics challenges for improvements. *J Dent Res*. 2011;90(8):937-952.
101. Bornemann G, Lemelson S, Luthardt R. Innovative method for the analysis of the internal 3D fitting accuracy of Cerec-3 crowns. *Int J Comput Dent*. 2001;5(2-3):177-182.
102. 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(5):378-383.
103. Han H-S, Yang H-S, Lim H-P, Park Y-J. Marginal accuracy and internal fit of machine-milled and cast titanium crowns. *J Prosthet Dent*. 2011;106(3):191-197.
104. Hull CW. Apparatus for production of three-dimensional objects by stereolithography. Google Patents; 1986.
105. Winder J, Bibb R. Medical rapid prototyping technologies: state of the art and current limitations for application in oral and maxillofacial surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 2005;63(7):1006-1015.
106. Doğan G. Mikro ve Nano Hızlı Prototipleme, Yüksek Lisans Tezi, Yıldız Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul 2007.

107. Yuksel E, Zaimoglu A. Hızlı Prototip Üretim Teknolojileri ve Diş Hekimliğinde Kullanımı: Olgu Sunumu. Cumhuriyet Dental Journal. 2011;14(3):225-229.
108. Akova T, Ucar Y, Tukay A, Balkaya MC, Brantley WA. Comparison of the bond strength of laser-sintered and cast base metal dental alloys to porcelain. Dental Materials. 2008;24(10):1400-1404.
109. Wu G, Zhou B, Bi Y, Zhao Y. Selective laser sintering technology for customized fabrication of facial prostheses. J Prosthet Dent. 2008;100(1):56-60.
110. Williams R, Bibb R, Rafik T. A technique for fabricating patterns for removable partial denture frameworks using digitized casts and electronic surveying. J Prosthet Dent. 2004;91(1):85-88.
111. Williams R, Bibb R, Eggbeer D, Collis J. Use of CAD/CAM technology to fabricate a removable partial denture framework. J Prosthet Dent. 2006;96(2):96-99.
112. Yüksel E, Zaimoğlu A. Hızlı Prototip Üretim Teknolojileri ve Diş Hekimliğinde Kullanımı: Olgu Sunumu Application of Rapid Prototyping Technologies in Dentistry: Clinical Report. 2011.
113. 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. J Prosthet Dent. 2009;102(4):253-259.
114. Azari A, Nikzad S. The evolution of rapid prototyping in dentistry: a review. Rapid Prototyping Journal. 2009;15(3):216-225.
115. Astal A. Laoratuvar ve Sanal Ortamda Hazırlanan Cerrahi Splintlerin Güvenirliğinin Karşılaştırılması. İzmir: Ege Üniversitesi; 2011.
116. <http://www.turkuazdental.com/dws.html> (Erişim Tarihi 10.07.2015)
117. <http://www.dwssystems.com/printers/dental-biomedical> (Erişim Tarihi 10.07.2015)
118. Kesmezacar BA, Gaucher H. Are the Methods of Fabricating Partial Dentures Changing from Stone Age to the Digital Age? Türkiye Klinikleri J Prosthodont-Special Topics. 2015;1(1):53-59.

119. Santos EC, Shiomi M, Osakada K, Laoui T. Rapid manufacturing of metal components by laser forming. *International Journal of Machine Tools and Manufacture*. 2006;46(12):1459-1468.
120. Yıldırım MP, Bayındır F. Protetik diş tedavisinde hızlı prototip üretim teknolojileri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2013; 2013 (3).
121. Castillo-de-Oyagüe R, Sánchez-Turrión A, López-Lozano JF, Albaladejo A, Torres-Lagares D, Montero J, et al. Vertical misfit of laser-sintered and vacuum-cast implant-supported crown copings luted with definitive and temporary luting agents. *Medicina oral, patologia oral y cirugía bucal*. 2012;17(4):e610.
122. Tolochko NK, Mozzharov SE, Yadroitsev IA, Laoui T, Froyen L, Titov VI, et al. Balling processes during selective laser treatment of powders. *Rapid Prototyping Journal*. 2004;10(2):78-87.
123. Özüğür B. İleri İmalat Teknolojileri, Yüksek Lisans Tezi, Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara 2002:87
124. Özüğür B. Hızlı Prototipleme Teknikleri ile Kompleks Yapıdaki Parçaların Üretilebilirliklerinin Araştırılması, Yüksek Lisans Tezi, Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara 2006.
125. 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(7):582-593.
126. Subramani K, Jung RE, Molenberg A, Hammerle CH. Biofilm on dental implants: a review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24(4):616-626.
127. Chang TL, Maruyama C, White SN, Son S, Caputo AA. Dimensional accuracy analysis of implant framework castings from 2 casting systems. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005;20(5):720-725.
128. Atsü SS, Bulut AC. Baz Metal Alaşımlarından Yapılan İmplant Üstü Restorasyonların Kron Uyumlarının Araştırılması. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*. 2011;17(1):43-48.

129. Nawafleh NA, Mack F, Evans J, Mackay J, Hatamleh MM. Accuracy and reliability of methods to measure marginal adaptation of crowns and FDPs: a literature review. *J Prosthodont*. 2013;22(5):419-428.
130. Fanihanifeh S, Bahrani Z, Nosratpour R, Sadeghkhan E. A comparison review of accuracy and reliability of techniques to measure marginal adaptation. *Restorations in Dentistry*. 2015, 4(4): 2035-2041
131. Pimenta MA, Frasca LC, Lopes R, Rivaldo E. Evaluation of marginal and internal fit of ceramic and metallic crown copings using x-ray microtomography (micro-CT) technology. *J Prosthet Dent*. 2015.
132. Jahangiri L, Wahlers C, Hittelman E, Matheson P. Assessment of sensitivity and specificity of clinical evaluation of cast restoration marginal accuracy compared to stereomicroscopy. *J Prosthet Dent*. 2005;93(2):138-142.
133. 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(1):40-49.
134. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent*. 1989;62(4):405-408.
135. Kan JY, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent*. 1999;81(1):7-13.
136. Karl M, Rosch S, Graef F, Taylor TD, Heckmann SM. Static implant loading caused by as-cast metal and ceramic-veneered superstructures. *J Prosthet Dent*. 2005;93(4):324-330.
137. Abbate F, Bacigalupo L, Latronico A, et al. Ultrasound-guided vacuum assisted breast biopsy in the assessment of C3 breast lesions by ultrasound-guided fine needle aspiration cytology: results and costs in comparison with surgery. *Breast*. 2009;18(2):73-77.
138. Alkumru H, Hullah WR, Marquis PM, Wilson HJ. Factors affecting the fit of porcelain jacket crowns. *Br Dent J*. 1988;164(2):39-43.
139. Anusavice KJ, Phillips RW, Shen C, Rawls HR. *Phillips' science of dental materials*: Elsevier Health Sciences; 2012.

140. 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(3):229-232.
141. McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J.* 1971;131(3):107-111.
142. May KB, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR. Precision of fit: the Procera AllCeram crown. *J Prosthet Dent.* 1998;80(4):394-404.
143. Leong D, Chai J, Lautenschlager E, Gilbert J. Marginal fit of machine-milled titanium and cast titanium single crowns. *Int J Prosthodont.* 1994;7(5):440-447.
144. Sulaiman F, Chai J, Jameson LM, Wozniak WT. A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress, and Procera crowns. *Int J Prosthodont.* 1997;10(5):478-484.
145. Christensen GJ. Marginal fit of gold inlay castings. *J Prosthet Dent.* 1966;16(2):297-305.
146. Christensen GJ. Clinical and research advancements in cast-gold restorations. *J Prosthet Dent.* 1971;25(1):62-68.
147. Hung SH, Hung K-S, Eick JD, Chappell RP. Marginal fit of porcelain-fused-to-metal and two types of ceramic crown. *J Prosthet Dent.* 1990;63(1):26-31.
148. Holmes JR, Sulik WD, Holland GA, Bayne SC. Marginal fit of castable ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 1992;67(5):594-599.
149. Fransson B, Oilo G, Gjeitanger R. The fit of metal-ceramic crowns, a clinical study. *Dental materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials.* 1985;1(5):197-199.
150. Stappert C, Dai M, Chitmongkolsuk S, Gerds T, Strub J. Marginal adaptation of three-unit fixed partial dentures constructed from pressed ceramic systems. *Br Dent J.* 2004;196(12):766-770.
151. Kashani HG, Khera SC, Gulker IA. The effects of bevel angulation on marginal integrity. *J Am Dent Assoc* 1981;103(6):882-885.

152. Wilson AH, Chan DC. The relationship between preparation convergence and retention of extracoronar retainers. *J Prosthodont.* 1994;3(2):74-78.
153. Theuniers G, De Clercq M. Finishing procedures for the preparation of crown margins. *J Prosthet Dent.* 1987;58(5):545-552.
154. Syu J-Z, Byrne G, Laub LW, Land MF. Influence of finish-line geometry on the fit of crowns. *The Int J Prosthodont.* 1992;6(1):25-30.
155. Shearer B, Gough MB, Setchell DJ. Influence of marginal configuration and porcelain addition on the fit of In-Ceram crowns. *Biomaterials.* 1996;17(19):1891-1895.
156. Weaver JD, Johnson GH, Bales DJ. Marginal adaptation of castable ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 1991;66(6):747-753.
157. Akbar JH, Petrie CS, Walker MP, Williams K, Eick JD. Marginal adaptation of Cerec 3 CAD/CAM composite crowns using two different finish line preparation designs. *J Prosthodont.* 2006;15(3):155-163.
158. Ushiwata O, de Moraes JV, Bottino MA, da Silva EG. Marginal fit of nickel-chromium copings before and after internal adjustments with duplicated stone dies and disclosing agent. *J Prosthet Dent.* 2000;83(6):634-643.
159. Association AD. ANSI/ADA Specification No. 8 for zinc phosphate cement. *Guide to dental materials and devices.* 1970;5:1970-1971.
160. Pascoe DF. An evaluation of the marginal adaptation of extracoronar restorations during cementation. *J Prosthet Dent.* 1983;49(5):657-662.
161. Ushiwata O, de Moraes JV. Method for marginal measurements of restorations: accessory device for toolmakers microscope. *J Prosthet Dent.* 2000;83(3):362-366.
162. Giordano R. Dental ceramic restorative systems. *Compendium of continuing education in dentistry* (Jamesburg, NJ: 1995). 1996;17(8):779-782, 784-776 passim; quiz 794.
163. Lang BR, Gemalmaz D, Alkumru HN. Marginal fit changes during porcelain firing cycles. *J Prosthet Dent.* 1995;73(1):49-54.

164. Groten M, Girthofer S, Probst L. Marginal fit consistency of copy-milled all-ceramic crowns during fabrication by light and scanning electron microscopic analysis in vitro. *J Oral Rehabil.* 1997;24(12):871-881.
165. Ferrari M, Mason PN, Poli L, Di Dente M. Marginal adaptation of crowns: a scanning electron microscopic investigation. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1994;14(3):272-279.
166. Boening KW, Wolf BH, Schmidt AE, Kästner K, Walter MH. Clinical fit of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent.* 2000;84(4):419-424.
167. Mou S-H, Chai T, Wang J-S, Shiao Y-Y. Influence of different convergence angles and tooth preparation heights on the internal adaptation of Cerec crowns. *J Prosthet Dent.* 2002;87(3):248-255.
168. 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(2):174-179.
169. Laurent M, Scheer P, Dejou J, Laborde G. Clinical evaluation of the marginal fit of cast crowns—validation of the silicone replica method. *J Oral Rehabil.* 2008;35(2):116-122.
170. 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. *Int J Prosthodont.* 2003;16(6):587-592.
171. Laurent M, Scheer P, Dejou J, Laborde G. Clinical evaluation of the marginal fit of cast crowns--validation of the silicone replica method. *J Oral Rehabil.* 2008;35(2):116-122.
172. Rahme HY, Tehini GE, Adib SM, Ardo AS, Rifai KT. In vitro evaluation of the "replica technique" in the measurement of the fit of Procera crowns. *J Contemp Dent Pract.* 2008;9(2):25-32.
173. Davis D. Comparison of fit of two types of all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 1988;59(1):12-16.
174. Alani AH, Toh CG. Detection of microleakage around dental restorations: A review. *Oper Dent.* 1997;22(4):173-185.

175. Luthardt RG, Bornemann G, Lemelson S, Walter MH, Hüls 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.* 2003;17(6):680-685.
176. Munhoz MF, Marchesan MA, Cardoso DR, et al. Quantitative 3D profilometry and SEM analysis of the adaptation of root-end filling materials placed under an optical microscope. *Int Endod J.* 2011;44(6):560-566.
177. Nordlander J, Weir D, Stoffer W, Ochi S. The taper of clinical preparations for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent.* 1988;60(2):148-151.
178. Enkling N, Ueda T, Gholami H, et al. Precision of fit and retention force of cast non-precious-crowns on standard titanium implant-abutment with different design and height. *Clin Oral Implants Res.* 2014;25(4):451-457.
179. Jorgensen KD, Esbensen AL. The relationship between the film thickness of zinc phosphate cement and the retention of veneer crowns. *Acta Odontologica Scandinavica.* 1968;26(3):169-176.
180. Kaufman EG, Coelho DH, Colin L. Factors influencing the retention of cemented gold castings. *J Prosthet Dent.* 1961;11(3):487-502.
181. Felton DA, Kanoy BE, White JT. The effect of surface roughness of crown preparations on retention of cemented castings. *J Prosthet Dent.* 1987;58(3):292-296.
182. Tan KM, Masri R, Driscoll CF, Limkangwalmongkol P, Romberg E. Effect of axial wall modification on the retention of cement-retained, implant-supported crowns. *J Prosthet Dent.* 2012;107(2):80-85.
183. Reddy SV, Reddy MS, Reddy CR, et al. The influence of implant abutment surface roughness and the type of cement on retention of implant supported crowns. *J Clin Diagn Res: JCDR.* 2015;9(3):ZC05.
184. Gültekin P, Gültekin BA. Farkli simanların implant üstü kuron protezlerinin tutuculuğuna etkisi.Effect of Cement Type on Retention of Implant-Supported Crowns. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry.* 2012;46(1):43-52.

185. Sorensen JA. A standardized method for determination of crown margin fidelity. *J Prosthet Dent.* 1990;64(1):18-24.
186. Oyagüe RC, Turrión AS, Toledano M, Monticelli F, Osorio R. In vitro vertical misfit evaluation of cast frameworks for cement-retained implant-supported partial prostheses. *J Dent.* 2009;37(1):52-58.
187. Mehmet Sonugelen CA. Ağız Protezleri ve Biyomekanik. Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları 2002. Sayfa 154 .
188. Yannikakis S, Prombonas A. Improving the fit of implant prosthetics: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012;28(1):126-134.
189. Di Felice R, Rappelli G, Camaioni E, et al. Cementable implant crowns composed of cast superstructure frameworks luted to electroformed primary copings: an in vitro retention study. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18(1):108-113.
190. Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;11(5):620-625.
191. Wettstein F, Sailer I, Roos M, Hämmerle CH. Clinical study of the internal gaps of zirconia and metal frameworks for fixed partial dentures. *Eur J Oral Sci.* 2008;116(3):272-279.
192. Yeo I-S, Yang J-H, Lee J-B. In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent.* 2003;90(5):459-464.
193. Groten M, Axmann D, Pröbster L, Weber H. Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in vitro testing. *J Prosthet Dent.* 2000;83(1):40-49.
194. Gonzalo E, Suárez MJ, Serrano B, Lozano JF. A comparison of the marginal vertical discrepancies of zirconium and metal ceramic posterior fixed dental prostheses before and after cementation. *J Prosthet Dent.* 2009;102(6):378-384.
195. Lee K-B, Park C-W, Kim K-H, Kwon T-Y. Marginal and internal fit of all-ceramic crowns fabricated with two different CAD/CAM systems. *Dental materials.* 2008;27(3):422-426.

196. Gassino G, Barone MS, Scanu M, Spina G, Preti G. Marginal adaptation of fixed prosthodontics: a new in vitro 360-degree external examination procedure. *Int J Prosthodont*. 2003;17(2):218-223.
197. Heckmann SM, Karl M, Wichmann MG, et al. Cement fixation and screw retention: parameters of passive fit. *Clin Oral Implants Res*. 2004;15(4):466-473.
198. Ng J, Ruse D, Wyatt C. A comparison of the marginal fit of crowns fabricated with digital and conventional methods. *J Prosthet Dent*. 2014;112(3):555-560.
199. Thongthammachat S, Moore BK, Barco MT, et al. Dimensional accuracy of dental casts: influence of tray material, impression material, and time. *J Prosthodont*. 2002;11(2):98-108.
200. Persson A, Andersson M, Oden A, Sandborgh-Englund G. A three-dimensional evaluation of a laser scanner and a touch-probe scanner. *J Prosthet Dent*. 2006;95(3):194-200.
201. Aktas G, Özcan N, Aydın DH, Şahin E, Akça K. Effect of digitizing techniques on the fit of implant-retained crowns with different antirotational abutment features. *J Prosthet Dent*. 2014;111(5):367-372.
202. Olivera AB, Saito T. The effect of die spacer on retention and fitting of complete cast crowns. *J Prosthodont*. 2006;15(4):243-249.
203. Atsü SS, Bulut AC. Baz Metal Alaşımlarından Yapılan İmplant Üstü Restorasyonların Kron Uyumlarının Araştırılması. *Türkiye Klinikleri Diş Hekimliği Bilimleri Dergisi*. 2011;17(1):43-48.
204. Dedmon H. The relationship between open margins and margin designs on full cast crowns made by commercial dental laboratories. *J Prosthet Dent*. 1985;53(4):463-466.
205. Jacob SJ, Hegde C, Prasad KD, Shetty M. An in vitro study to evaluate the effect of storage time and application of subsequent layers on the variation in thickness of three commercially available die spacers. *Indian J Dent Res*. 2010;21(1):92.

206. Carter SM, Wilson PR. The effects of die-spacing on post-cementation crown elevation and retention. *Aust Dent J.* 1997;42(3):192-198.
207. Quintas AF, Oliveira F, Bottino MA. Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish lines, and luting agents: an in vitro evaluation. *J Prosthet Dent.* 2004;92(3):250-257.
208. Campagni W, Preston J, Reisbick M. Measurement of paint-on die spacers used for casting relief. *J Prosthet Dent.* 1982;47(6):606-611.
209. 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(4):346-355.
210. Ural Ç. Diş Hekimliği Pratiğinde Tamamı Seramik ve Cad-Cam Uygulamaları.<http://crm.recordati.com.tr/TUR/dirim/pdf/2011/osm/konu5.pdf> (Erişim Tarihi 12.07.2015)
211. 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 Research International.* 2015.
212. Alghazzawi TF, Liu PR, Essig ME. The effect of different fabrication steps on the marginal adaptation of two types of glass-infiltrated ceramic crown copings fabricated by CAD/CAM technology. *J Prosthodont.* 2012;21(3):167-172.
213. Kuhn K, Ostertag S, Ostertag M, et al. Comparison of an analog and digital quantitative and qualitative analysis for the fit of dental copings. *Computers in biology and medicine.* 2015;57:32-41.
214. Nawafleh NA, Mack F, Evans J, Mackay JD. Fitting accuracy of dental crowns and FDPs: a literature review of the evaluation methods, IADR/LAR General Session and Exhibition 2012. <http://hdl.handle.net/10072/49818> 12.07.2015)
215. Cho L, Choi J, Yi YJ, Park CJ. Effect of finish line variants on marginal accuracy and fracture strength of ceramic optimized polymer/fiber-reinforced composite crowns. *J Prosthet Dent.* 2004;91(6):554-560.
216. Vaidya S, Parkash H, Bhargava A, Gupta S. Evaluation of the marginal fit of metal copings fabricated on three different marginal designs using conventional

and accelerated casting techniques: An in vitro study. *Indian J Dent Res.* 2014;25(5):641.

217. Rinke S, Hüls A, Jahn L. Marginal accuracy and fracture strength of conventional and copy-milled all-ceramic crowns. *The Int J Prosthodont.* 1994;8(4):303-310.
218. Soriani NC, Leal MB, Paulino SM, Pagnano VO, Bezzon OL. Effect of the use of die spacer on the marginal fit of copings cast in NiCr, NiCrBe and commercially pure titanium. *Braz Dent J.* 2007;18(3):225-230.
219. Kano SC, Binon PP, Curtis DA. A classification system to measure the implant-abutment microgap. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;22(6):879-885.
220. Bindl A, Mörmann W. Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. *J Oral Rehabil.* 2005;32(6):441-447.
221. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spiekermann H, Anusavice K. Marginal fit of alumina-and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. *Oper Dent.* 2001;26(4):367-374.
222. Kano SC, Bonfante G, Hussne R, Siqueira AF. Use of base metal casting alloys for implant framework: marginal accuracy analysis. *Journal of Applied Oral Science.* 2004;12(4):337-343.
223. De Torres EM, Barbosa GAS, Bernardes SR, De Mattos MdGC, Ribeiro RF. Correlation between vertical misfits and stresses transmitted to implants from metal frameworks. *Journal of Biomechanics.* 2011;44(9):1735-1739.
224. Kokubo Y, Ohkubo C, Tsumita M, et al.. Clinical marginal and internal gaps of Procera AllCeram crowns. *J Oral Rehabil* 2005;32(7):526-530.
225. Quintas AF, Oliveira F, Bottino MA. Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish lines, and luting agents: an in vitro evaluation. *J Prosthet Dent* 2004;92(3):250-257.
226. Hunter AJ, Hunter AR. Gingival crown margin configurations: a review and discussion. Part I: Terminology and widths. *J Prosthet Dent.* 1990;64(5):548-552.

227. Carr AB, Gerard DA, Larsen PE. The response of bone in primates around unloaded dental implants supporting prostheses with different levels of fit. *J Prosthet Dent.* 1996;76(5):500-509.
228. Takahashi T, Gunne J. Fit of implant frameworks: an in vitro comparison between two fabrication techniques. *J Prosthet Dent.* 2003;89(3):256-260.
229. V H, Ali SAM, N J, Ifthikar M, et al. Evaluation of internal and marginal fit of two metal ceramic system - in vitro study. *J Clin Diagn Res.* 2014;8(12):Zc53-56.
230. Al Hamad KQ, Al Rashdan BA, Abu-Sitta EH. The effects of height and surface roughness of abutments and the type of cement on bond strength of cement-retained implant restorations. *Clin Oral Implants Res.* 2011;22(6):638-644.
231. Torsello F, Torresanto D, Mirisola V, Ercoli C, Cordaro L. Evaluation of the marginal precision of one-piece complete arch titanium frameworks fabricated using five different methods for implant-supported restorations. *Clin Oral Implants Res.* 2008;19(8):772-779.
232. Wu M, Tinschert J, Augthun M, et al. Application of laser measuring, numerical simulation and rapid prototyping to titanium dental castings. *Dental Materials.* 2001;17(2):102-108.
233. Jesús SM, Lozano J, Paz SM, Martínez F. Marginal fit of titanium metal-ceramic crowns. *Int J Prosthodont.* 2004;18(5):390-391.
234. Baig MR, Tan KB-C, Nicholls JJ. Evaluation of the marginal fit of a zirconia ceramic computer-aided machined (CAM) crown system. *J Prosthet Dent.* 2010;104(4):216-227.
235. Zhang Z, Tamaki Y, Hotta Y, Miyazaki T. Novel method for titanium crown casting using a combination of wax patterns fabricated by a CAD/CAM system and a non-expanded investment. *Dental Materials.* 2006;22(7):681-687.
236. Harish V, Mohamed Ali S, Jagadesan N, Mohamed Ifthikar SS, Debasish Basak FH. Evaluation of internal and marginal fit of two metal ceramic system—in vitro study. *J Clin Diagn Res: JCDR.* 2014;8(12):ZC53.

237. Oyagüe RC, Sánchez-Turrión A, López-Lozano JF, Suárez-García M. Vertical discrepancy and microleakage of laser-sintered and vacuum-cast implant-supported structures luted with different cement types. *J Dent.* 2012;40(2):123-130.
238. Colpani JT, Borba M, Della Bona Á. Evaluation of marginal and internal fit of ceramic crown copings. *Dental Materials.* 2013;29(2):174-180.
239. Zaghloul HH, Younis JF. Marginal fit of implant-supported all-ceramic zirconia frameworks. *Int J Oral Implantol.* 2013;39(4):417-424.
240. Hoang LN, Thompson GA, Cho S-H, Berzins DW, Ahn KW. Die spacer thickness reproduction for central incisor crown fabrication with combined computer-aided design and 3D printing technology: An in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2015;113(5):398-404.
241. 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(4):909-913.
242. Park J-M, Yi T-K, Koak J-Y, et al. Comparison of five-axis milling and rapid prototyping for implant surgical templates. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013;29(2):374-383.
243. Att W, Hoischen T, Gerds T, Strub JR. Marginal adaptation of all-ceramic crowns on implant abutments. *Clinical Implant Dent and related research.* 2008;10(4):218-225.
244. May KB, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR. Precision of fit: the Procera AllCeram crown. *J Prosthet Dent.* 1998;80(4):394-404.
245. Krämer N, Lohbauer U, Frankenberger R. Adhesive luting of indirect restorations. *Am J Dent.* 2000;13(Spec No):60D-76D.
246. Carmello JC, Fais LMG, Ribeiro LNdM., et al. Diametral tensile strength and film thickness of an experimental dental luting agent derived from castor oil. *Journal of Applied Oral Science.* 2012;20(1):16-20.
247. Nejatidanesh F, Savabi O, Ebrahimi M, Savabi G. Retentiveness of implant-supported metal copings using different luting agents. *Dent Res J.* 2012;9(1):13.

248. Qeblawi DM, Muñoz CA, Brewer JD, Monaco EA. The effect of zirconia surface treatment on flexural strength and shear bond strength to a resin cement. *J Prosthet Dent.* 2010;103(4):210-220.
249. Guichet DL, Caputo AA, Choi H, Sorensen JA. Passivity of fit and marginal opening in screw-or cement-retained implant fixed partial denture designs. *Int J Oral & Maxillofac Implants.* 2000;15(2).
250. Akashia AE, Francischone CE, Tokutsune E, da Silva Jr W. Effects of different types of temporary cements on the tensile strength and marginal adaptation of crowns on implants. *J Adhes Dent.* 2001;4(4):309-315.
251. Ramp MH, Dixon DL, Ramp LC, Breeding LC, Barber LL. Tensile bond strengths of provisional luting agents used with an implant system. *J Prosthet Dent.* 1999;81(5):510-514.
252. Akça K, Iplikçioğlu H, Cehreli MC. Comparison of uniaxial resistance forces of cements used with implant-supported crowns. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;17(4):536-542.
253. Montenegro AC, Machado AN, Gouvêa CVD. Tensile strength of cementing agents on the CeraOne system of dental prosthesis on implants. *Implant Dent.* 2008;17(4):451-460.
254. 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. *Int J Prosthodont.* 2002;16(6):587-592.
255. Schmid-Schwap M, Graf A, Preinerstorfer A, Watts DC, Piehslinger E, Schedle A. Microleakage after thermocycling of cemented crowns—A meta-analysis. *dental materials.* 2011;27(9):855-869.
256. Mehl C, Harder S, Steiner M, Vollrath O, Kern M. Influence of cement film thickness on the retention of implant-retained crowns. *J Prosthodont.* 2013;22(8):618-625.
257. Kim Y, Yamashita J, Shotwell JL, Chong K-H, Wang H-L. The comparison of provisional luting agents and abutment surface roughness on the retention of provisional implant-supported crowns. *J Prosthet Dent.* 2006;95(6):450-455.

258. Sahu N, Lakshmi N, Azhagarasan N, et al.. Comparison of the effect of implant abutment surface modifications on retention of implant-supported restoration with a polymer based cement. *J Clin Diagn Res.* 2014;8(1):239-242.
259. Yılmaz H, Yaluğ S, Aydın C. Die spacer kullanımının kron tutuculuğuna etkisi. *Acta Odontologica Turcica.* 1999;16(2):1.
260. Carnaggio TV, Conrad R, Engelmeier RL, et al. Retention of CAD/CAM all-ceramic crowns on prefabricated implant abutments: an in vitro comparative study of luting agents and abutment surface area. *J Prosthodont.* 2012;21(7):523-528.
261. Lorey RE, Myers GE. The retentive qualities of bridge retainers. *J Am Dent Assoc.* 1968;76(3):568-572.
262. Grajower R, Lewinstein I, Zeltser C. The effective minimum cement thickness of zinc phosphate cement for luted non-precious crowns. *J Oral Rehabil* 1985;12(3):235-245.
263. Sheets JL, Wilcox C, Wilwerding T. Cement selection for cement-retained crown technique with dental implants. *J Prosthodont.* 2008;17(2):92-96.

ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı, soyadı: Hayriye ŞENTÜRK ÇEŞMECİ

Uyruğu: Türkiye Cumhuriyeti

Doğum Tarihi ve Yeri: 18 Temmuz.1986

Medeni Durumu: Evli

Tel: +90 0352 207 66 66 – 29075/29085

Cep tel: [0553 252 8266](tel:05532528266)

Fax: +90 0352 438 06 57

e-mail: h.senturkcesmeci@gmail.com

Yazışma Adresi: Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi
Anabilim Dalı Melikgazi / Kayseri

EĞİTİM

Derece	Kurum	Mezuniyet Tarihi
Lise	Bayrampaşa Anadolu Lisesi	2005
Lisans /Y. Lisans	İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fak.	2009

İŞ DENEYİMLERİ

Yıl	Kurum	Görev
2009-2015	Erciyes Üniversitesi Diş Hek. Fak.	Doktora Öğrencisi

YABANCI DİL

İngilizce