

**T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ**

**ÜÇ FARKLI YÖNTEMLE ÜRETİLEN İMPLANT DESTEKLİ
SABİT PROTEZLERİN İNTERNAL VE MARJİNAL UYUMUNUN
İN VİTRO OLARAK İNCELENMESİ**

Dt. Elif Tuba AKÇİN

**Protetik Diş Tedavisi Programı
UZMANLIK TEZİ**

**ANKARA
2015**

**T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ**

**ÜÇ FARKLI YÖNTEMLE ÜRETİLEN İMPLANT DESTEKLİ
SABİT PROTEZLERİN İTERNAL VE MARJİNAL UYUMUNUN
İN VİTRO OLARAK İNCELENMESİ**

Dt. Elif Tuba AKÇİN

**TEZ DANIŞMANI
Prof. Dr. Yavuz ASLAN**

**Protetik Diş Tedavisi Programı
UZMANLIK TEZİ**

**ANKARA
2015**

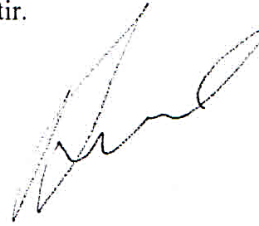
ONAY SAYFASI

Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı'na

Dt. Elif Tuba AKÇİN'nin 08.10.2015 tarihinde jürimiz önünde yaptığı savunmasında "Üç Farklı Yöntemle Üretilen İmplant Destekli Sabit Protezlerin İnternal ve Marjinal Uyumlarının İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi" başlıklı çalışması jürimiz tarafından Protetik Diş Tedavisi Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı : Prof. Dr. Nesrin ANIL

Hacettepe Üniversitesi



Tez Danışmanı : Prof Dr. Yavuz ASLAN

Hacettepe Üniversitesi

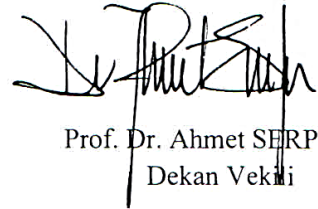


Üye : Prof. Dr. Bülent DAYANGAÇ

Başkent Üniversitesi



ONAY Tıpta ve Diş Hekimliğinde Uzmanlık Eğitimi Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıda jüri üyeleri tarafından görülmüş ve Hacettepe Üniversitesi Diş Fakültesi tarafından kabul edilmiştir.



Prof. Dr. Ahmet SERPER
Dekan Vekili

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimin boyunca büyük emek veren, bana hep yol gösteren ve tez çalışmam süresince desteğini her zaman hissettiren danışman hocam Prof. Dr. Yavuz ASLAN'a,

Tez çalışmam süresince bilgi ve birikimlerini benimle paylaşan, yardımlarını esirgemeyen Yrd. Doç. Dr. Mustafa Barış GÜNCÜ ve Yrd. Doç. Dr. Güeliz AKTAŞ'a,

Eğitimime katkıda bulunan başta anabilim dalı başkanımız Prof. Dr. Nesrin ANIL'a, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine ve tüm çalışma arkadaşlarıma,

Tüm hayatım boyunca yanımda olan sevgili anneme, babama ve canım kardeşim Eda Nur ÖZBEK'e teşekkürlerimi sunarım.

Bu tez Hacettepe Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından desteklenmiştir. (THD-2015-5102)

ÖZET

Akçin ET. Üç Farklı Yöntemle Üretilen İmplant Destekli Sabit Protezlerin İnternal ve Marjinal Uyumunun İn Vitro Olarak İncelenmesi. Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Uzmanlık Tezi, Ankara, 2015. Metal destekli seramikler, implant destekli sabit protezlerin restorasyonunda yaygın olarak kullanılmaktadır ve altın standart kabul edilmektedir. Metal altyapıların üretiminde konvansiyonel döküm yönteminin yanı sıra CAD/CAM (*Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing*) ve SLM (*Selective Laser Melting*) yöntemleri de varlığını ortaya koymaktadır. Çalışmada üç farklı yöntemle üretilen üç, dört ve beş üyeli implant destekli köprülerin internal ve marjinal uyumunun incelenmesi amaçlanmaktadır.

Çalışma protokolüne uygun olarak fantom modelden üste çene serbest sonlanımlı dişsiz çeneyi taklit edecek şekilde dişler çıkarıldı. Kısmi dişsiz fantom modelden alçı model elde edildi. Alçı modele 14-16, 14-17 ve 13-15-17 nolu diş bölgelerine kemik seviyesinde implantlar (OsseoSpeed™ TX 4.5 S, 13 mm REF 24953, Astra Implants, AstraTech; DENTSPLY Implants) paralelometre yardımıyla yerleştirildi. Model üzerinde implant abutment bağlantısı sağlandıktan sonra modellerden implant seviyesinde ölçü alındı ve elde edilen final modeller üzerinde CAD/CAM, döküm ve SLM yöntemleri ile üç, dört ve beş üyeli Co-Cr alaşımdan altyapılar üretildi. Altyapıların internal ve marjinal uyumları silikon replika tekniği ile incelendi. Silikon replikaların dört çeyrek parçaya bölünmesi sonrasında yapılan ölçümlerin ortalama değerleri ayrı ayrı hesaplanarak; ortalama okluzal, aksiyel ve marjinal uyum değerleri elde edildi. Altyapıları destekleyen her bir abutmenttan 16, toplamda 3360 adet ölçüm gerçekleştirildi. Yapılan ölçümler iki farklı değerlendirmeye tabi tutuldu. Çalışmada elde edilen verilerin istatistiksel analizi R 3.2.0 yazılımı ile değerlendirildi.

Abutmentların köprü gövdesine komşu olan ve olmayan yüzeylerinin karşılaştırılmasında, döküm yöntemi ile üretilen üç ve dört üyeli altyapılar, köprü gövdesine komşu yüzeylerde daha düşük marjinal aralık değerleri göstermişlerdir. Beş üyeli altyapıların kanin abutmentları köprü gövdesine

komşu yüzeylerde daha düşük marjinal aralık değerleri gösterirken, premolar ve molar abutmentlar için durum tam tersidir.

CAD/CAM yöntemi ile üretilen üç üyeli altyapılar köprü gövdesine komşu yüzeylerde daha yüksek marjinal aralık değerleri göstermişlerdir. Dört üyeli altyapıların molar abutmentları ile beş üyeli altyapıların premolar abutmentları köprü gövdesine komşu yüzeylerde daha düşük marjinal aralık değerlerine sahipken, diğer abutmentlar için durum tam tersidir.

SLM yöntemi ile üretilen üç ve beş üyeli altyapılar köprü gövdesine komşu yüzeylerde daha yüksek marjinal aralık değerleri göstermişlerdir. Dört üyeli altyapıların premolar abutmentları köprü gövdesine komşu yüzeylerde daha düşük marjinal aralık değerlerine sahipken, molar abutmentlarda durum tam tersidir.

Toplam uyum değerlerine bakıldığında en iyi marjinal uyum değerlerini üç (20 μm) ve dört üyeli altyapılarda (20,25 μm) SLM yöntemi ile, beş üyeli altyapılarda (38,3 μm) döküm yöntemi ile üretilenler göstermiştir. En iyi aksiyel uyum değerlerini üç (39,25 μm) ve dört üyeli altyapılarda (43 μm) CAD/CAM yöntemi ile, beş üyeli altyapılarda (53,5 μm) döküm yöntemi ile üretilenler göstermiştir. En iyi okluzal uyum değerlerini üç (127,25 μm) ve dört (127,25 μm) üyeli altyapılarda SLM yöntemi ile, beş üyeli altyapılar (146,2 μm) döküm yöntemi ile üretilenler göstermiştir.

İncelenen bütün örneklerin internal ve marjinal uyum değerleri klinik olarak kabul edilebilir sınırlar dahilindedir. CAD/CAM ve SLM yöntemleri metal altyapıların üretiminde gelecek vaad eden değerlere sahiptir. CAD/CAM ve SLM teknolojileri ile üretilen metal altyapıya sahip restorasyonların klinik kullanımlarının uygun olduğu düşünülmektedir.

Anahtar kelimeler: marjinal uyum, internal uyum, implant destekli sabit protezler, seçici lazer ergitme, bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim

Destekleyen kurumlar: Hacettepe Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi (THD-2015-5102)

SUMMARY

Akçin ET. In-vitro Internal and Marginal Fit Evaluation of implant supported fixed prostheses manufactured by three different techniques. University of Hacettepe, Faculty of Dentistry, Department of Prosthodontics, Ankara, 2015. Metal fused ceramics are widely used for rehabilitation of implant supported prostheses and considered gold standard. CAD/CAM and SLM techniques are utilized manufacturing metal frameworks as well as conventional cast technique. The aim of the study was to evaluate internal ve marginal fit of three, four and five units implant supported bridges manufactured by three different techniques.

According to study protocol, teeth were removed from phantom model imitating posterior edentulous maxillary jaw. Plaster models were prepared from partial edentulous phantom model. Bone level implants (OsseoSpeed™ TX 4.5 S, 13 mm REF 24953, Astra Implants, AstraTech; DENTSPLY Implants) were inserted with paralelometer to plaster model at 14-16, 14-17 and 13-15-17 regions. After making the implant-abutment connection, implant level impressions were taken and working models were held. Three, four and five units bridges were manufactured by CAD/CAM, cast and SLM techniques. Internal and marginal fits of frameworks were evaluated using silicon replica technique. After sectioning silicon replicas four quater parts, measurements were performed and mean occlusal, axial and marginal values were assessed. 16 measurements were performed per abutment and total 3360 measurements were done. All values were subjected to two different assessments. R 3.2.0 software was used for the statistical analyze.

The comparison of abutments' pontic-side and nonpontic-side surfaces, three and four units bridges manufactured by cast technique were observed lower marginal gap values on pontic-side. For five units bridges, canine abutments had lower marginal gap values on pontic-side but premolar and molar abutments had higher values on pontic-side.

Three units bridges manufactured by CAD/CAM technique were observed higher marginal gap values on pontic-side. Molar abutments of four

units bridges and premolar abutments of five units bridges had lower values on pontic-side. Other abutments had higher values on pontic-side.

Three and four units bridges manufactured by SLM were observed higher marginal gap values on pontic-side. For four units bridges premolar abutments had lower values, molar abutments had higher values on pontic-side.

The assessment of total fit measurements, the best marginal fit values were observed at SLM manufacturing technique for three (20 μm) and four units bridges (20,25 μm) and cast technique for five units bridges (38,3 μm). The best axial fit values were observed CAD/CAM manufacturing technique for three (39,25 μm) and four units bridges (43 μm) and cast technique for five units bridges (53,5 μm). The best occlusal fit values were observed SLM manufacturing technique for three (127,25 μm) and four units bridges (127,25 μm) and cast technique for five units bridges (146,2 μm).

Internal and marginal fit of all bridges were clinically acceptable. CAD/CAM and SLM manufacturing techniques have promising values for metal framework manufacturing. Metal fused ceramic restorations manufactured by CAD/CAM and SLM technologies are convenient for clinical use.

Key words: marginal fit, internal fit, implant supported prostheses, selected laser melting, computer aided design/computer aided manufacturing

Supported by: Hacettepe University Project Management Systems (THD-2015-5102)

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ONAY SAYFASI	iii
TEŞEKKÜR	iv
ÖZET	v
SUMMARY	vii
İÇİNDEKİLER	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR	xi
ŞEKİLLER	xiii
TABLolar	xvi
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	2
2.1. Diş Eksikliklerinin Telafisi	2
2.1.1. Hareketli Bölümlü Protezler (HPB)	3
2.1.2. Sabit Bölümlü Protezler (SBP)	3
2.2 Diş Eksikliklerinde Dental İmplantların Kullanımı	4
2.2.1. Serbest Sonlanımlı Kısmi Dişsiz Hastalarda Tedavi Planlaması	6
2.3 İmplant Destekli Protezlerin Sınıflandırılması	8
2.4. İmplant Destekli Sabit Protezlerde Kullanılan Restoratif Materyaller	10
2.4.1 Tam Seramikler	11
2.4.2 Metal Destekli Seramikler:	11
2.5. İmplant Üstü Sabit Protezlerde Metal Altyapı Üretimi	17
2.5.1. Konvansiyonel Mum Atım ve Döküm Yöntemi	17
2.5.2 Bilgisayar Destekli Üretim Yöntemleri	19
2.6 Restorasyonların İnternal ve Marjinal Uyumu	26
2.6.1. İmplant Destekli Sabit Protetik Restorasyonlarda Pasif Uyum	28
2.6.2. İmplant Üstü Protezlerin Uyumunun Değerlendirilmesinde Kullanılan Yöntemler	30
3. GEREÇ VE YÖNTEM	34

3.1 Deney gruplarının oluşturulması	34
3.2 Çalışma modellerinin üretilmesi	36
3.3 Altyapı örneklerinin hazırlanması	41
3.4. Polivinil siloksan eter ölçü maddesi ile silikon replikaların hazırlanması	47
3.5. Işık mikroskobu ile internal ve marjinal uyumun incelenmesi	50
3.6. İnternal ve marjinal uyum ölçümleri	53
3.7 İstatistiksel analiz	55
4. BULGULAR	56
4.1 Abutmentların yüzeyleri arasında değerlendirme	56
4.2. İnternal ve marjinal uyumun değerlendirilmesi	75
4.2.1 Üretim yöntemlerine ve gruplara göre abutmentların internal ve marjinal uyumları	77
4.2.2. Üretim yöntemlerine göre grup içi internal ve marjinal uyumların değerlendirilmesi	82
5. TARTIŞMA	86
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	95
7. KAYNAKLAR	96
EKLER	
Ek-1: CAD/CAM yöntemi ile üretilen dört üyeli altyapıların internal ve marjinal uyum değerleri (M: Marjinal, A1: Aksiyel-1, A2: Aksiyel-2, O: Okluzal)	
Ek-2: Döküm yöntemi ile üretilen dört üyeli altyapıların internal ve marjinal uyum değerleri (M: Marjinal, A1: Aksiyel-1, A2: Aksiyel-2, O: Okluzal)	
Ek-3: SLM yöntemi ile üretilen dört üyeli altyapıların internal ve marjinal uyum değerleri (M: Marjinal, A1: Aksiyel-1, A2: Aksiyel-2, O: Okluzal)	
Ek-4: CAD/CAM yöntemi ile üretilen beş üyeli altyapıların internal ve marjinal uyum değerleri (M: Marjinal, A1: Aksiyel-1, A2: Aksiyel-2, O: Okluzal)	
Ek-5: Döküm yöntemi ile üretilen beş üyeli altyapıların internal ve marjinal uyum değerleri (M: Marjinal, A1: Aksiyel-1, A2: Aksiyel-2, O: Okluzal)	
Ek-6: SLM yöntemi ile üretilen beş üyeli altyapıların internal ve marjinal uyum değerleri (M: Marjinal, A1: Aksiyel-1, A2: Aksiyel-2, O: Okluzal)	

SİMGELER VE KISALTMALAR

CAD/CAM	Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing
SLM	Selective Laser Melting
Co-Cr	Kobalt-Krom
HBP	Hareketli Bölümlü Protez
SBP	Sabit Bölümlü Protez
d-SBP	Diş Destekli Sabit Bölümlü Protez
i-SBP	İmplant Destekli Sabit Bölümlü Protez
%	Yüzde
mm	Milimetre
HP-4	Hareketli Protez-4
HP-5	Hareketli Protez-5
SP-1	Sabit Protez-1
SP-2	Sabit Protez-2
SP-3	Sabit Protez-3
<	Küçüktür
>	Büyüktür
≥	Büyük eşittir
=	Eşittir
Au	Altın
Pt	Platin
Zn	Çinko
Ag	Gümüş
Pd	Palladyum
In	İndiyum
Cu	Bakır
Ga	Galyum
Sn	Kalay
Ni	Nikel
Cr	Krom
Be	Berilyum
C	Karbon

Co	Kobalt
MPa	Megapaskal
kg/mm	Kilogram/milimetre
Mo	Molibden
Ni-Cr	Nikel-Krom
°C	Santigrad derece
Ti-6Al-4V	Titanyum-6Alüminyum-4Vanadyum
Ti-15V	Titanyum-15Vanadyum
GPa	GigaPaskal
Ni-Cr-Be	Nikel-Krom Berilyum
Co-Cr-Mo	Kobalt-Krom-Molibden
Ti	Titanyum
µm	Mikrometre
Ncm	Newton-santimetre
N	Newton
Mikro-CT	Mikro Bilgisayarlı Tomografi
ρ	Anlamlılık düzeyi
VPS	Vinilpolisiloksan
C	Kanin
P	Premolar
M	Molar

ŞEKİLLER

	Sayfa
3.1. Grup I, Grup II ve Grup III klinik senaryolarına göre hazırlanan fantom modeller	35
3.2. Fantom modellerden ölçü muflası ve silikon esaslı ölçü maddesi ile negatif kopya elde edilmesi	36
3.3. Paralelometreye yer düzlemine paralel olacak şekilde sabitlenmiş çalışma modeli	37
3.4. İmplantların soketler içerisindeki üç boyutlu ideal pozisyonu	38
3.5. İmplantların alçı modele tip IV geliştirilmiş sert alçı model ile sabitlenmesi	38
3.6. İmplantların yerleştirilmiş olduğu deney modelleri	39
3.7. Titanyum abutmentların deney modellerindeki implantlar ile bağlantısının sağlanması ve direkt ölçü parçalarının yerleştirilmesi	40
3.8. Deney modelleri ve VPS ölçülere implant analoglarının yerleştirilmesi	40
3.9. Ölçüde analogların çevresine diş etini taklit eden materyal uygulaması ve tip IV sert alçıdan çalışma modellerinin elde edilmesi	41
3.10. CAD/CAM tarama cihazı	42
3.11. Grup I'de yer alan üç üyeli altyapıların sanal ortamdaki üç boyutlu tasarımlarının okluzal ve bukkal yüzeylerden görünümü	42
3.12. Grup II'de yer alan dört üyeli altyapıların sanal ortamdaki üç boyutlu tasarımlarının okluzal ve bukkal yüzeylerden görünümü	43
3.13. Grup III'de yer alan beş üyeli altyapıların sanal ortamdaki üç boyutlu tasarımlarının okluzal ve bukkal yüzeylerden görünümü	43
3.14. Döküm yönteminde kullanılmak üzere CAD/CAM cihazında üretilen dökülebilir rezin bloklardan elde edilen altyapılar	44
3.15. CAD/CAM freze cihazı	44
3.16. SLM üretim cihazı	45

3.17.	Gruplara göre örneklerin sıralanması. Her bir grupta her üretim yöntemi için n=10 olmak üzere toplam 30 adet altyapı bulunmaktadır.	46
3.18.	Örneklerin iç yüzeyine polieter adeziv ajan uygulanması	47
3.19.	İnce kıvamda vinilpolisiloksan eter ölçü maddesinin örneğin iç yüzeyine aktarılması	48
3.20.	İç yüzeyinde ince kıvamda ölçü maddesi taşıyan altyapı örneğin parmak basıncı ile yerleştirilmesi	48
3.21.	İnce kıvamda silikon ölçü maddesinin uygulanması	49
3.22.	Defromasyona uğramadan örneklerin içinden çıkarılan silikon replika örneği	50
3.23.	Rehber üzerine yerleştirilmiş silikon replika örneği	51
3.24.	Bukkolingual ve meziyodistal doğrultuda kesiler ile silikon replikanın bölümlere ayrılması	51
3.25.	Işık mikroskopunda incelenmek üzere hazırlanmış silikon replika örneği	52
3.26.	Silikon replika örneğinin ışık mikroskobu altında incelenmesi	53
3.27.	İnternal ve marjinal uyum ölçüm noktalarının şematik görünümü	54
3.28.	Okluzal yarı mikroskobik görüntüde ölçüm noktalarının yerleri	54
3.29.	Gingival yarı mikroskobit görüntüde ölçüm noktalarının yerleri	55
4.1.	Üç üyeli altyapıların şematik görünümünde ölçüm noktalarının gösterimi	57
4.2.	CAD/CAM yöntemi ile üretilen üç üyeli altyapıların internal ve marjinal uyum değerleri (M: Marjinal, A1: Aksiyel-1, A2: Aksiyel-2, O: Okluzal)	58
4.3.	Döküm yöntemi ile üretilen üç üyeli altyapıların internal ve marjinal uyum değerleri (M: Marjinal, A1: Aksiyel-1, A2: Aksiyel-2, O: Okluzal)	59
4.4.	SLM yöntemi ile üretilen üç üyeli altyapıların internal ve marjinal uyum değerleri (M: Marjinal, A1: Aksiyel-1, A2: Aksiyel-2, O: Okluzal)	60

- | | | |
|------|---|----|
| 4.5. | Üç üyeli altyapıların mezial ve distal yüzeylerdeki marjinal aralık değerlerinin üretim yöntemlerine göre karşılaştırılması | 62 |
| 4.6. | Dört üyeli altyapıların mezial ve distal yüzeylerdeki marjinal aralık değerlerinin üretim yöntemlerine göre karşılaştırılması | 63 |
| 4.7. | Beş üyeli altyapıların mezial ve distal yüzeylerdeki marjinal aralık değerlerinin üretim yöntemlerine göre karşılaştırılması | 64 |

TABLOLAR

	Sayfa
2.1. Protetik diş hekimliğinde kullanılan soy olmayan metal alaşımların bazı mekanik özellikleri	17
3.1. Deney gruplarının tanımlamaları	35
3.2. Gruplara ve üretim yöntemlerine göre örneklem dağılımları	46
4.1. Üretim yöntemlerine ve gruplara göre abutmentların mezial ve distal yüzeylerindeki marjinal ölçüm değerleri	65
4.2. Üretim yöntemlerine ve gruplara göre abutmentların mezial ve distal yüzeylerindeki aksiyel-1 ölçüm değerleri	68
4.3. Üretim yöntemlerine ve gruplara göre abutmentların mezial ve distal yüzeylerindeki aksiyel-2 ölçüm değerleri	71
4.4. Üretim yöntemlerine ve gruplara göre abutmentların mezial ve distal yüzeylerindeki okluzal ölçüm değerleri	74
4.5. Üretim yöntemlerine ve gruplara göre abutmentların sahip olduğu marjinal aralık değerleri	78
4.6. Üretim yöntemlerine ve gruplara göre abutmentların sahip olduğu aksiyel uyum değerleri	80
4.7. Üretim yöntemlerine ve gruplara göre abutmentların sahip olduğu okluzal uyum değerleri	81
4.8. Üretim yöntemlerine göre abutmentların sahip olduğu marjinal aralık değerleri	83
4.9. Üretim yöntemlerine göre abutmentların sahip olduğu aksiyel uyum değerleri	84
4.10. Üretim yöntemlerine göre abutmentların sahip olduğu okluzal uyum değerleri	85

1. GİRİŞ VE AMAÇ

İmplant destekli restorasyonlar diş hekimliğinde standart hale gelmiştir. Öncelikli olarak implant yüzeylerinin, tasarımlarının, protetik elemanların, klinik tekniklerin ve dental materyallerin gelişmesi ile birlikte implantların başarısı daha da artmıştır (1). İmplant destekli sabit bölümlü protezler sayesinde kayıp dişe komşu dişlerde herhangi bir preparasyona gerek duyulmayan ve komşu dişlerin sağlığını koruyan restorasyonlar sağlanabilir (2). Dental arktaki son destek dişlerin kaybedildiği serbest sonlanan kısmi dişsizlik vakalarında, implant destekli sabit protezler hastaların memnuniyetini olumlu yönde etkilemektedir.

İmplant destekli sabit protezlerin yapımında Co-Cr alaşımlar yaygın olarak kullanılmaktadır ve uzun dönem yüksek sağkalım oranlarına sahiptir (63). Co-Cr alaşıma sahip altyapıların üretiminde kullanılan geleneksel yöntem mum atım ve döküm yöntemidir. Bu yönteme bağlı ortaya çıkabilecek problemlerin önüne geçmek ve kalitesi her zaman yüksek restorasyonlar üretmek amacı ile bilgisayar destekli üretim sistemleri gündemdedir. Metal altyapıların üretiminde CAD/CAM ve SLM teknolojileri öne çıkmaktadır (80). Dental restorasyonların uzun dönem başarıları üst yapı ile destekleyen diş ve/veya implant abutmentı arasındaki mükemmel uyuma bağlıdır (119).

Konvansiyonel döküm yöntemi ve bilgisayar destekli üretim yöntemlerinin birbirlerine göre hangi planlamalarda hangi yöntemin daha iyi uyum gösterdiği konusunda literatürde yeterli bilgi bulunamamıştır. Çalışmamızda üç farklı klinik senaryoya göre, üç farklı yöntemle üretilen Co-Cr alaşıma sahip implant üstü metal altyapıların marjinal ve internal uyumlarını in vitro olarak incelemeyi amaçlamaktayız.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Diş Eksikliklerinin Telafisi

Diş arka birbirini destekleyen dişlerden oluşan dinamik dengesi olan bir bütündür. Bir veya bir grup dişin eksilmesi durumunda, arkın yapısal bütünlüğü bozulur, dinamizm artar ve yeni bir dengeye doğru hareket başlar. Dişsiz boşluğun komşuluğundaki ve karşıtındaki dişler bu bölgeye doğru hareket ederler. Dişsiz boşluğun komşuluğundaki dişlerde sıklıkla devrilme hareketi görülürken, karşıt çenedeki dişlerde uzama görülür (3).

Dişlerde meydana gelen devrilme ve uzama hareketleri; okluzal dikey boyutun azalmasına, çiğneme sisteminde var olan dengenin bozulmasına ve çiğneme fonksiyonunun tam olarak yerine getirilememesine neden olabilir. Bu nedenle dişsiz boşlukların restorasyonu büyük önem taşımaktadır.

“Protetik Terimler Sözlüğü”ne göre dental restorasyon “bir veya daha fazla dişin ve/veya sert ve yumuşak oral dokuların yerine konması” olarak tanımlanmaktadır (4). Bu protetik rehabilitasyonlar sabit ve hareketli (hasta tarafından takılıp çıkarılabilen) olmak üzere ikiye ayrılmaktadır.

Kaybedilmiş dişler iki farklı protez tipinden biri ile restore edilebilir. Bunlar (3):

1. Hareketli bölümlü protezler (HBP)
2. Sabit bölümlü protezler (SBP)
 - a. Diş destekli sabit bölümlü protezler (d-SBP)
 - b. İmplant destekli sabit bölümlü protezler (i-SBP)

Tedavi seçeneği olarak hangi protez tipinin seçileceğine karar verirken birçok etken değerlendirilmelidir. Bu etkenler (3):

- Biyomekanik
- Periodontal durum
- Estetik
- Hasta beklentileri
- Finansal durumdur.

Bu faktörlerin bir arada değerlendirilmesi sonucunda yukarıda bahsi geçen protezlerin birkaçı bir arada kullanılabilir. Örneğin, yalnızca sabit protez talebinde bulunan bir hastaya diş ve implant destekli sabit bölümlü protezler bir arada uygulanabilir (3).

2.1.1. Hareketli Bölümlü Protezler (HPB)

Kısmi dişsiz hastalarda; dişlerin ve dişleri destekleyen dokuların yerine konması amacıyla kullanılan, ağız içerisinden çıkarılabilen ve takılabilen protezlerdir (4). Hareketli bölümlü protez endikasyonları ise:

- Posterior bölgede komşu iki diştten fazla diş eksikliği
- Anterior bölgede komşu dört diştten fazla diş eksiliği
- Dişsiz sonlanan kısmi dişsizlik vakalarıdır.

Sabit protezle restore edilebilecek çok sayıda dişsiz boşluk olduğu durumlarda ise; dişlerin prognozundan duyulan kaygı, teknik sorunlar veya finansal nedenler ile yine HBP tercih edilebilir (3).

2.1.2. Sabit Bölümlü Protezler (SBP)

Doğal diş, diş kökü ve/veya dental implant abutmentlarından birincil tutuculuğunu sağlayan bölümlü protezlerdir (4).

2.1.2.1. Diş Destekli Sabit Bölümlü Protezler (d-SBP)

Dişsiz bölgenin hem distalinde hem de mezialinde protez dayanağı olarak kullanılacak sağlıklı dişlerin varlığında diş destekli sabit bölümlü protezler yapılabilir. Abutment olacak dişlerin periodontal olarak sağlıklı olması ve dişsiz alanın kısa olması protezin hastaya hizmet süresini uzatacaktır (3).

2.1.2.2. İmplant Destekli Sabit Bölümlü Protezler (i-SBP)

İmplant destekli sabit bölümlü protezlerin endikasyonları:

- Diş destekli sabit bölümlü proteze destek olacak yeterli sayıda destek dişin bulunmaması

- Destek dişlerin sabit bölümlü protezi taşıyacak güçte olmaması
- Hasta isteği
- Sosyal durumu ve/veya ağız içi etkenleri göz önünde bulundurulduğunda hareketli protez kullanamayacak hastalar
- Sabit protez ile rehabilitasyon talebinde bulunan serbest sonlanan kısmi dişsizlik vakalarıdır.

İmplant destekli sabit bölümlü protezler dişsiz bölgeye komşu dişlerin retiner yapılmasını önler (3).

2.2 Diş Eksikliklerinde Dental İmplantların Kullanımı

Dental implantlar hareketli veya sabit protezleri desteklemek amacıyla çene kemiği içerisine yerleştirilen alloplastik materyallerdir (4). Kemik ve implant yüzeyi arasındaki yakın bağlantı (osseointegrasyon) sayesinde protezlere destek sağlarlar (5).

İmplant destekli restorasyonlar diş hekimliği pratiğinde standart haline gelmiştir (1). 1990 yılların başından beri implant tedavisi endikasyonları dikkate değer biçimde genişlemiştir (6). Dental implantların başarısı ile birlikte tedavi stratejilerinde değişiklikler ortaya çıkmıştır. Hareketli protezlerde genişletilmiş kaideden kaçınma imkanı sağlanmış; sabit bölümlü protezler cephesinde ise kayıp dişe komşu dişlerde herhangi bir preparasyona gerek olmayan ve komşu dişlerin sağlığını koruyan restorasyonlar temin edilmiştir (2).

Pjetursson ve Lang (7) 2008 yılında yayınladıkları sistematik derlemede, implant destekli protezlerdeki komplikasyon insidansının, diş desteklilere göre daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir. Bununla birlikte, sağkalım oranları, komplikasyon insidansı ve hasta kaynaklı konulara bağlı olarak aynı yazarlar; protez planlaması yaparken diş destekli sabit bölümlü protezler veya implant destekli tek kuron ve sabit bölümlü protezlerin ilk tedavi seçeneği olması gerektiğini vurgulamışlardır. Dental implantların 5 yıllık sağ kalım oranları %95.3 tür (8).

Dental implantlar diş hekimliğinin son 30 yılının en dikkat çekici bilimsel buluşu olarak düşünülmektedir (5) ve tam veya kısmi dişsiz hastaların

rehabilitasyonunda bir çok klinik koşulda altın standarttır (9). Tam dişsiz ve kısmi dişsiz hastaların tedavisinde dental implantların kullanımı tatminkar klinik başarılarından ötürü günden güne artmaktadır (10). Bununla beraber, implant tedavileri öncelikli olarak hareketli protez kullanan hastalara uygulanabilir (11). Günümüzde dental implantlar ile rehabilite edilebilecek kısmi dişsiz büyük bir hasta grubu bulunmaktadır (12) ve implant destekli protezlerinden yıllarca etkin bir performans beklemektedirler (8). Jung, kısmi dişsiz hastaların rehabilitasyonunda implant destekli tek kuronlar ve implant destekli sabit bölümlü protezlerin kabul gören bir tedavi biçimi haline geldiğini belirtmiş; 5 ve 10 yıllık klinik başarı oranlarını mükemmel olarak nitelendirilmiştir (13).

İmplant tedavisinden faydalanan hasta grubunun büyük bir çoğunluğunu oluşturan kısmi dişsiz hastalar direkt implant tedavisi isteği ile başvuramazlar. Eksik dişlerinin en zarif ve uzun ömürlü olacak şekilde rehabilite edilmesini isterler. Bu istek beraberinde şu kriterleri getirmektedir (6):

- Kalan diş yapısının korunması
- Hareketli protezden kaçınma
- Minimal cerrahi risk
- Düşük maliyet
- İdame süresince kolay bakıma izin verecek tasarım.

Bu kriterler ışığında klinisyen literature uygun tecrübesi ile birlikte hastaya özel en uygun tedavi şeklini belirlemelidir (6).

Kaybedilen diş sayısına ve dişsiz bölgelerin çene içerisindeki dağılımına göre implant-protez konseptleri farklılık gösterebilir (14). Özellikle çoklu dişsiz boşluklara sahip olan kısmi dişsiz hastalarda tedavi seçenekleri; eksik her diş için tek veya splintli kuron olarak restorasyonundan (15), kantilever içeren veya içermeyen sabit bölümlü protezlere (16) ve diş-implant destekli sabit çözümlere kadar değişkenlik gösterebilir (17). Her tedavi seçeneği için implantların pozisyonu ve sayısı değişkenlik göstermektedir. Kayıp diş sayısı arttıkça tedavi seçenekleri de artmaktadır (18).

2.2.1. Serbest Sonlanımlı Kısmi Dişsiz Hastalarda Tedavi Planlaması

Küçük azı ve büyük azı dişlerinin kaybedildiği serbest sonlanan vakalarda; diş ve implant destekli sabit bölümlü protezler, implant destekli sabit protezler ve tek kuronlar tedavi seçenekleri arasındadır. Tedavinin uzun ömürlülüğü göz önüne alındığında implant destekli tek kuronlar ve sabit bölümlü protezler bu seçenekler arasında öne çıkmaktadır. İmplant destekli tek kuronların 10 yıllık takip süreci sonrasındaki başarısızlık oranları %1.43 (16, 19) implant destekli sabit bölümlü protezlerin ise %1.12 (19) dir. İkinci tedavi seçeneği ise diş destekli kantileverlı protezlerin, diş ve implant destekli protezler ile birlikte kullanımudur. Bu durumda ise implant destekli tek kuronlar için başarısızlık oranı %2.20'ye (19) implant destekli sabit protezler için ise %2.51'e (17, 19) çıkmaktadır. Anatomik sınırlamalar ve ileri cerrahi tedavilerden kaçınma nedeni ile ikinci tedavi seçeneği tercih edilebilir (7). Tedavi planlaması klinisyenin tedaviye uygun literatür ile desteklenen tecrübesi ve hastaya özel profil çerçevesinde şekillenir (20).

Dental implantlarla desteklenen protez yapılmasına karar verirken incelenmesi gereken parametreler üç başlık altında toplanabilir:

1. Sistemik Durum: Hastanın sistemik durumu göz önüne alındığında bazı rahatsızlıklar dental implant tedavisine engel teşkil etmektedir. Dental implant tedavisine kontrendike durumlar (21):

- Akut enfeksiyon
- İleri düzeyde anemi veya amfizem
- Kontrolsüz diyabet
- Kontrolsüz hipertansiyon
- Anormal karaciğer ve böbrek fonksiyonu
- İleri düzeyde kanama riski
- İmmünsüpresyon
- Bisfosfanat türevi ilaç kullanımudur.

Bazı durumlar ise göreceli kontrendikasyondur. Bu grupta ise tamamlanmamış büyüme gelişim ve hamilelik sayılabilir. Bu durumların

varlığında tedavi ertelenmelidir.

2. Lokal faktörler: Dental implantın uygulanacağı bölge ve komşuluğundaki yapılar ile ilişkili etmenlerdir. Dental implant uygulamasına karar verirken (22):

- İmplantın yerleştirileceği bölgedeki kemiğin kalitesi ve miktarı
- Diş eti biyotipi
- Arklar arası mesafe
- Anatomik limitasyonlar (maxiller sinus, mandibuler kanal vb)

değerlendirilmeli, tedavi planlaması bu kriterler ışığında yapılmalıdır.

3. Hastaya bağlı faktörler: Tedavinin uygulanması sırasında ve sonrasında hasta-hekim işbirliği açısından dikkatli bir değerlendirme yapılmalı, hastanın beklentileri iyi belirlenmelidir. Değerlendirme sırasında dikkat edilmesi gerekenler (23):

- Tedavi süreci
- Uygulanacak cerrahi işlemlerin hasta tarafından kabulü
- Hastanın estetik beklentisi
- Hastanın hijyen gerekliliklerini uygulama başarısı
- İdame sürecinde hasta-hekim işbirliği
- Hastanın finansal durumu olarak sıralanabilir.

İmplantların başarısı; meziodistal, bukkolingual ve koronoapikal olarak üç boyutlu doğru yerleştirilmesine bağlıdır. İmplantın bukkal yüzeyinde en az 2 mm kemik olmalı ve implant komşu dişlerin mine-sement birleşim sınırlarından 3 mm apikalde konumlanmalıdır. Dental implant ve komşu diş arasındaki mesafe 1.5 mm olmalıdır (24).

Üst çene posterior bölgedeki implant sağ kalım oranlarının düşük olduğu rapor edilmiştir. Dental implant yerleştirilecek alanda sinus augmentasyonu gereken vakalarda dikey kemik mesafesi yetersizliğinin buna neden olabileceği belirtilmiştir. Kemik miktarını artırmak için uygulanan ortodontik, periodontal tedaviler ve cerrahi greftleme işlemleri riski artırmaktadır (24).

Greftleme işlemlerine bağlı ortaya çıkabilecek muhtemel komplikasyonları önlemek ve başarısızlık oranlarını düşürebilmek için dental

implant tedavi planlamalarında değişiklikler yapılabilir.

2.3 İmplant Destekli Protezlerin Sınıflandırılması

İmplant destekli protezler dental implant ve üzerine uygulanan protetik yapının birbiri ile ilişkisine göre sınıflandırılır. Misch (25), implant üstü protezleri beş gruba ayırmıştır. Misch'in tanımladığı beş grubun üç alt grubu sabit (Sabit Protez-1, Sabit Protez-2 ve Sabit Protez-3), iki alt grubu da hareketli (Hareketli Protez-4 ve Hareketli Protez-5) protezlere dahildir.

1) İmplant destekli hareketli protezler: Yerleştirilen implant sayısına ve kullanılan ataçman tipine bağlı olarak, yalnızca implantlardan destek alan ya da hem implant hem de yumuşak dokudan destek alan protezlerdir (HP-4 ve HP-5). Tam dişsiz hastalara uygulanan implant üstü hareketli protezler hasta tarafından takılıp çıkarılabilirler (25).

2) İmplant destekli sabit protezler: Siman veya vida aracılığıyla implantlardan destek alan (SP-1, SP-2) sabit protezlerdir. Dişi ve dişi destekleyen yumuşak dokuların bir arada restore edildiği, hekim tarafından takılıp çıkarılabilen hibrit protezler de (SP-3) bu gruba dahildir. Tam dişsiz hastalara uygulanan implant destekli sabit protezler ve kısmi dişsiz hastalara uygulanan tedaviler bu grupta yer almaktadır (25).

İmplant destekli sabit protezlerin tutuculuğu siman veya vida aracılığıyla sağlanır. Final protezin siman tutuculu mu vida tutuculu mu olacağına da implant tedavisinin topografik, cerrahi ve protetik konseptleri açısından karar verilmelidir (26).

a. Siman tutuculu implant destekli sabit protezler:

Okluzal mesafenin restorasyonun mekanik tutuculuğunu sağlayacak boyutta abutment yerleşimine izin vermesi durumunda siman tutuculu protezler yapılabilir. Aynı zamanda estetiğin ön planda olduğu üst çene ön bölgede ve implant açılma problemlerinin olduğu vakalarda siman tutuculu restorasyonların tercih edilmesi önerilir.

Simanın tutuculuğu (27)

- Abutmentın gingivalden okluzale doğru daralma derecesine
- Karşılıklı duvarların paralelliğine
- Yüzey alanı ve pürüzlülüğüne
- Siman tipine bağlıdır.

Siman tutuculu restorasyonların avantajları (28, 29):

- Üst yapı pasif olarak oturur.
- Siman tabakası kuvvetler altında ortaya çıkan şokları absorbe eder.
- Siman aralığı uyumsuzlukları tolere eder.
- Estetik açıdan avantajlıdır. İdeal pozisyonda yerleştirilemeyen

vakalarda daha iyi estetik sağlar

- Klinik ve laboratuvar işlemleri daha kolaydır.
- Maliyeti düşüktür.
- Okluzal kuvvetlere bağlı ortaya çıkabilecek mekanik komplikasyon

(vida gevşemesi, porselen çatlak ve/veya kırıkları) riskleri daha düşüktür.

Dezavantajları:

- İmplant ve abutment vidası ile ilgili sorun varlığında, üst yapının çıkarılması zordur. Çıkarılma sırasında üst yapının zarar görmesi halinde, tamir ya da yeniden üretim gerekmektedir.
- Simantasyon sırasında diş eti oluşunda siman artığı kalma olasılığı mevcuttur. Bu durum implantı çevreleyen dokuların sağlığını tehlikeye atabilir.
- Artık simanın temizlenmesi sırasında restorasyon üzerinde oluşan mikro çizikler, plak birikimini artırabilir.
- Simantasyon sırasında oluşabilecek hatalara bağlı olarak mikro boşluklar kalabilir.
- Simanın oral sıvılarda çözünmesi nedeni ile mekanik veya biyolojik komplikasyonlar görülebilir.

b. Vida tutuculu implant destekli sabit protezler:

Okluzal mesafenin sınırlı olduğu vakalarda veya estetiğin ön planda olmadığı posterior bölgedeki restorasyonlarda tercih edilir.

Vida tutuculu restorasyonların avantajları (28, 29):

- İnterokluzal aralığın sınırlı olduğu durumlarda tutuculuk vida yardımı ile sağlanır.
- İmplantta ve/veya restorasyonda herhangi bir sıkıntı olduğunda klinisyen kolayca üst yapıyı zarar vermeden çıkarılabilir.
- Siman tutuculu restorasyonlardaki gibi plak birikimine uygun abutment-restorasyon bağlantısı bulunmadığı için hijyen daha kolay sağlanır.

Dezavantajları:

- Restorasyondaki vida çıkışı estetiği olumsuz yönde etkiler.
- Okluzal yüzeyde bulunan vida çıkışı ideal okluzal yüzey hazırlanmasını engeller.
- Maliyeti yüksektir.
- Klinik ve laboratuvar işlemleri zahmetlidir.
- Mekanik komplikasyon riski (vida gevşemesi, vida kırılması ve porselen kırıkları vb) yüksektir.

Siman tutuculu ve vida tutuculu implant destekli üst yapıların klinik performansları yakın başarı oranlarına sahiptir (30). Fakat Nissan ve arkadaşları 15 yıllık takip çalışmalarında vida tutuculu implant üst yapılarının siman tutuculara kıyasla; seramik fraktürü ve abutment vida gevşemesi açısından daha yüksek oranlar sergilediğini göstermiştir. Buna neden olan durum vida tutuculu restorasyonlarda okluzal yüzeyde var olan vida girişinin, porselenin yapısal bütünlüğünü bozması olabilir (31).

2.4. İmplant Destekli Sabit Protezlerde Kullanılan Restoratif Materyaller

İmplant destekli sabit protezlerde metal destekli seramikler ya da tam seramikler kullanılmaktadır.

2.4.1 Tam Seramikler

Son yıllarda estetik beklentinin artmasıyla beraber metal destekli restorasyonlara olan talep azalmış ve seramik restorasyonlara karşı ilgi artmıştır (32). Tam seramik kuron ve sabit bölümlü protez uygulamaları diş hekimliği pratiğine yoğun olarak girmiştir (33).

Tam seramik sistemlerin gelişmesi ile birlikte felspatik ve cam seramiklerde yaygın olarak görülen çatlak ve kırılma risklerinin önüne geçmek ve daha dirençli altyapılar elde etmek amacıyla kristalin materyaller ilave edilmiştir. Alüminyumoksit, magnezyumoksit, lityumoksit, silisyumoksit ve zirkonyumoksit yaygın olarak kullanılan kristallerdir (34).

Tam seramik restorasyonların metal destekli porselen restorasyonlara göre üstünlükleri şunlardır (35-39);

- Biyolojik uyumları iyidir.
- Homojendirler.
- Doğal diş yapısına yakın görünüşleri vardır.
- Ağız sıvıları karşısında renk stabilitelelerini korurlar.
- Doğal diş dokusuna benzer ısısal genleşme katsayısına ve düşük iletkenliğe sahiptirler.
- Galvanik akıma neden olmazlar.
- Sıkışma kuvvetlerine karşı çok dayanıklıdırlar, yüksek aşınma direnci gösterirler.
- Düşük plak birikimine neden olurlar.

2.4.2 Metal Destekli Seramikler:

Diş dokularında meydana gelen harabiyetlerin tedavisinde ve diş eksikliklerinin rehabilitasyonunda dental alaşımlar önemli role sahiptirler. Son yıllarda tam seramik ve rezin bağlı restorasyonların diş hekimliği pratiğine girmesi ile birlikte bu rol değişse de alaşımlar protetik diş hekimliğindeki esas materyal olmaya devam edecektir (40).

Metal destekli seramikler tam kuronların ve sabit bölümlü protezlerin üretiminde kullanılan en yaygın materyaldir (41) ve diş hekimliğinde standart

tedavi olarak kabul edilmektedir. Özellikle yüksek ısırma kuvvetlerinin var olduğu posterior bölgelerde ilk tercihtir (42, 43). Metal destekli seramik kuronlar tatminkar uzun dönem klinik performansları nedeniyle yıllardır kullanılmaktadır (44).

Sabit protezlerin yapımında kullanılan; ağızda uzun yıllar kullanılabilir, yeterli aşınma direnci gösteren, tatminkar elastisite modülüne ve dayanıklılığa sahip başka bir materyal daha yoktur (40).

Sabit dental protezlerde metal altyapı kullanılmasının ana amacı; metallerin sahip olduğu yüksek dayanıklılık ve sertliğin tabakalama porselenine destek sağlamasıdır (45). Metal altyapı restorasyonun abutment ile olan uyumunun sağlanmasından sorumlu komponenttir. Bu uyum üretime ve kullanılan materyale bağlı olarak değişkenlik göstermektedir. Metal altyapı için materyal seçilirken birçok faktör göz önünde bulundurulmalıdır.

2.4.2.1 Metal alaşımlarının sınıflandırılması

Alaşımların sınıflandırılmasında birçok sistem mevcut olmasına karşın, genel olarak kullanılan sistem *American Dental Association (ADA)*'nin alaşım içeriğine göre yaptığı sınıflandırmasıdır. ADA'nın sistemine göre alaşımın içerdiği metallerin yüzdesel ağırlığına göre sınıflandırma yapılır (46-48):

1. Yüksek soy metal alaşımlar ($\geq\%40$ Au ve $\geq\%60$ soy element)
 - a. Altın-platin (%85Au - %12Pt - %1 Zn(Ag))
 - b. Altın-palladyum (%52Au - %38Pd - %8.5 In(Ag))
 - c. Altın-bakır-gümüş (%72Au - %10Cu - %14Ag - %3Pd)
2. Soy metal alaşımlar ($\geq\%25$ soy element)
 - a. Altın-bakır-gümüş (%45Au - %15Cu - %25Ag - %5Pd)
 - b. Palladyum-bakır-galyum (%79Pd - %7Cu - %6Ga)
 - c. Palladyum-gümüş (%61Pd - %24Ag(%8Sn))
 - d. Gümüş-palladyum (%66Ag - %23Pd(%2Au))
3. Soy olmayan metal alaşımlar($<\%25$ soy metal)
 - a. Nikel-krom-berilyum (%77Ni - %13Cr - %2Be - %0.1C)
 - b. Nikel-krom (yüksek krom içerikli) (%65Ni - %23Cr)
 - c. Nikel-krom (%69Ni - %16Cr)

d. Kobalt-krom (%56Co - %25Cr)

2.4.2.1.1 Döküm alaşımlarından beklenen özellikler

- Biyouyumluluk: Alaşım oral sıvıları tolere edebilmeli, oral çevrede stabil kalmalı ve herhangi zararlı bir ürün oluşumuna neden olmamalıdır (47).
- Korozyon direnci: Korozyon restorasyonların uzun dönem başarısını etkileyen önemli faktörlerden biridir. Korozyon restorasyonun dayanıklılığını azaltarak kırıklara yol açabilir (49). Oksitlenmiş bileşenler doğal dişleri, tabakalama porselenini ve hatta restorasyonu çevreleyen yumuşak dokuyu bile renklendirebilir (50). Alaşımların korozyon derecesi aynı zamanda materyalin biyouyumluluğunu da etkiler. Korozyon ürünleri alerji ve/veya inflamasyon gibi durumlara neden olabilir (51).
- Termal özellikler: Alaşımın ergime derece aralığı, dökümden pürüzsüz yüzeye sahip olarak çıkmasına izin verecek sınırlarda olmalıdır. Metalin termal genleşme katsayısı, altyapı üzerine uygulanan tabakalama porselenininkine yakın değerlere sahip olmalı, porselen fırınlanması sırasında uygulanan yüksek ısı değerlerine dayanıklı olmalıdır (47).
- Dayanıklılık ve yüzey sertliği: Çok üniteli restorasyonların gövdeleri gibi riskli bölgelerde fraktür meydana gelmemesi için altyapı materyalinin 300 MPa'ın üzerinde gerilme dayanımına sahip olması gerekmektedir. Alaşımlar aşınmaya karşı direnç gösterecek kadar sert; karşıt okluziyondaki diş minesine veya sabit restorasyonlara zarar vermeyecek kadar yumuşak olmalıdır. 125 kg/mm kare nin altındaki Vicker's sertlik değerleri alaşımlar için uygundur (49).
- Metal-porselen bağlantısı: Metal altyapı ile seramik arasında sağlam kimyasal bağlantı sağlamak için, metal altyapının ince bir oksit tabakası içermesi gerekmektedir. Oluşan oksit tabakanın açık renkte olması porselen renklenmesine bağlı ortaya çıkabilecek estetik problemleri önleyecektir (47).

Tüm bu özellikler göz önünde bulundurulduğunda dental altın ve alaşımları birincil seçenek olarak karşımıza çıkmaktadır. Altın alaşımları diş hekimliğinde ideal materyal olarak kabul edilmesine karşın, yüksek fiyatı nedeni ile başka metallerin arayışını ortaya çıkarmıştır. Metal destekli

porselenler ile alakalı klinik çalışmaların büyük bir çoğunluğu yüksek altın alaşımlarını incelemektedir. Altın 20. yüzyılın en çok kullanılan metalidir. 20 yüzyıl süresinde devam eden araştırmalar, hem fiyat olarak altından daha düşük hem de özel uygulamalar için yeterli özgül değerlere sahip metal alaşımları incelemiştir (52). Düşük fiyatları ve istenen yüksek mekanik özellikleri nedeniyle Co-Cr alaşımları gibi soy olmayan metal alaşımlar, günümüzde yüksek altın alaşımların yerini almıştır (53).

2.4.2.1.2 Protetik diş hekimliğinde kullanılan soy olmayan metal alaşımlar

Modern diş hekimliğinde kullanılan metal alaşımların birçoğu değerli metalleri içermemektedir ve “soy olmayan metal alaşımlar” olarak adlandırılmaktadır (53).

Soy olmayan metal alaşımların avantajları şu şekilde sıralanabilir (54):

1. Yüksek elastite modülüne ve akma direncine sahiptirler. Bu nedenle uzun köprülerde güvenle kullanılabilirler.
2. Soy alaşımlara kıyasla altyapı dayanıklılığından kayıp yaşanmadan inceltilerler.
3. Metal-porselen bağlantısı kuvvetlidir. Oksit tabakasının oluşması için ekstra işleme tabi tutulmalarına gerek yoktur.
4. Ucuzdur.

Dezavantajları ise (54):

1. Soy alaşımlara kıyasla dökümleri zordur, restorasyon marjinleri istenilen formda çıkmayabilir.
2. Sertliği nedeniyle tesviye ve polisaj işlemleri zaman alır.
3. Yüzeyde kalın oksit tabakası oluşması halinde metal-porselen bağlantısında sorunlar oluşabilir ya da porselende renklenme olabilir.
4. Nikel içeren alaşımlar alerjik reaksiyona neden olabilir.

Protetik diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan üç soy olmayan metal alaşım bulunmaktadır. Bunlar (52):

1. Nikel-krom alaşımları

Nikel-krom alaşımlar metal-seramik restorasyonların üretimi için uygun olan altın alaşımlarına oranla yüksek yüzey sertliği ve yüksek elastisite modülü gibi mekanik özelliklere sahiptir. (Tablo 2.1) Elastisite modülünün artması, kuvvetlere karşı dirençte herhangi bir kayba neden olmadan altyapı kalınlığının azaltılmasına ve üst yapı porseleni için daha fazla yer kazanılmasına olanak sağlar (40).

Nikel-krom alaşımların termal genleşme katsayısı üstyapı porseleninin termal genleşme katsayısına çok yakındır ve bu tabakalama porseleninin uygulanması sırasındaki soğuma ısınma döngülerinde porselende çatlak oluşumunu önler (55).

Nikel-krom alaşımlar krom, molibden ve berilyum içeriğine göre üç gruba ayrılır. Bunlar (40, 56):

- Yüksek krom, yüksek molibden içerikli Nikel-krom alaşımlar (%16-27 Cr) (>%6 Mo)
- Nikel-krom alaşımlar
- Nikel-krom-berilyum alaşımları

Berilyum alaşımın ergime aralığını azaltarak dökülebilirliğini artırmak için ilave edilir. Molibden, titanyum ve manganez ilaveleri korozyon direncini (57), aliminyum ilavesi ise yüzey sertliğini artırır. Nikel-krom alaşımların oral sıvılar içerisinde bilhassa nikelden kaynaklanan metal iyonu çıkışı nedeniyle popülasyonun %10 ile %20 si arasında hipersensivite reaksiyonlarına neden olduğu rapor edilmiştir (58).

2. Titanyum alaşımları

Ni-Cr ve Co-Cr alaşımlara göre titanyumun dökülmesi özel fiziksel ve kimyasal önlemler alınması gerekliliği nedeni ile çok daha zor ve pahalıdır (59). Titanyum; nitrojen, oksijen ve hidrojen gibi atmosferik gazlar ile reaksiyona girer, bu nedenle vakum altında argon ya da helyum atmosferinde döküm işleminin yapılması gerekmektedir. Titanyumun oksijenle reaksiyona girmesi

sonucunda yüzeyin dayanıklılığını azaltan ve porselenle bağlantısını olumsuz yönde etkileyen alfa tabakası oluşur (34).

Titanyum altyapıya sahip metal destekli porselen restorasyonlarda porselenin fırınlama ısı 800 °C altında olmalıdır. Aksi takdirde metal-porselen bağlantısını zayıflatan artmış oksidasyon meydana gelir. Aynı zamanda titanyumun düşük termal genleşme katsayısına uygun olarak düşük ısı porselenleri kullanılmalıdır (60).

Titanyum ve titanyum alaşımları dayanıklılık, sertlik ve işlenebilirlik açısından diğer dental alaşımlara benzer özelliklere sahiptir. (Tablo 2.1) Saf titanyumlar tip III ve tip IV altın alaşımlara, Ti-6Al-4V ve Ti-15V gibi alaşımları ise Ni-Cr ve Co-Cr alaşımlara yakın özelliklere sahiptir. Tek fark daha düşük elastisite modülüs değerlerine sahiptirler (34, 60).

Mükemmel korozyon dirençleri, nikel ve kobalt içermemeleri nedeniyle özellikle alerjik hastalarda titanyum ve alaşımları birincil tercih olabilir.

3. Kobalt-krom alaşımları

Yüzey özellikleri ve korozyon direnci nedeniyle krom bu alaşımların anahtar ögesidir. Alaşıma %30 dan fazla krom ilavesi alaşımı zor dökülebilir bir hale getirir ve kırılma faz oluşumuna neden olur. Bu nedenle alaşım %29 dan fazla krom içermemelidir. Kobalt elastisite modülünü ve alaşımın gücünü nikelden daha fazla artırır. Molibden termal genleşme katsayısını düşürür ve korozyon direncini artırır (34). Nikel alaşımın yüzey sertliğini azaltırken, işlenebilirliğini artırır (61). Kobalt-krom alaşımların yüzey sertlik, dayanıklılık ve elastisite modülüs değerleri (Tablo 2.1) Ni-Cr alaşımlara yakındır (40).

Fakat yakın mekaniksel özellikleri ve Ni-Cr alaşımlarda meydana gelen hipersensivite reaksiyonları nedeniyle Co-Cr alaşımlar günümüzde daha yaygın olarak kullanılmaktadır. Kobalt-krom alaşımlar yüksek mekanik dayanıklılıkları, korozyon dirençleri, biyouyumlulukları ve düşük fiyatları nedeniyle soy alaşımlara alternatiflerdir (62). Co-Cr alaşım altyapıya sahip metal destekli seramik sabit protezlerin 5 yıllık kümülatif sağ kalım oranı %92.8 dir (63).

Tablo 2.1. Protetik diş hekimliğinde kullanılan soy olmayan metal alaşımların bazı mekanik özellikleri

Alaşım	Elastisite modülü (GPa)	Esneme Dayanımı (GPa)
Ni-Cr (40)	141-248	180-858
Ni-Cr-Be(40)	165-210	325-838
Co-Cr-Mo (40)	155-240	390-644
Saf Ti (34)	96-114	170-480
Ti-6Al-4V (47)	113-137	830-870

2.5. İmplant Üstü Sabit Protezlerde Metal Altyapı Üretimi

Metal altyapı, metal destekli seramik restorasyonların abutment ile olan uyumundan sorumlu komponentidir. Altyapı üretimi sırasında gösterilen teknik hassasiyet, restorasyonun uzun dönem başarısını olumlu yönde etkileyecektir. Metal altyapı temel olarak dört fonksiyona sahiptir (64):

1. Restorasyonun abutment ile uyumundan esas olarak sorumlu yapıdır.
2. Tabakalama porseleni ile kimyasal bağ oluşturacak oksit tabakanın oluşumunu sağlar.
3. Tabakalama porselenine desteklik sağlar.
4. Abutmentin çıkış profilini restore eder.

Co-Cr alaşıma sahip altyapıların üretiminde iki yol tercih edilebilir. Birincisi konvansiyonel mum atım ve döküm yöntemi, ikincisi ise bilgisayar destekli üretim yöntemidir.

2.5.1. Konvansiyonel Mum Atım ve Döküm Yöntemi

Metal altyapının elde edilmesinde kullanılan konvansiyonel yöntem; istenen yapının mumdun modelasyonunun yapılması ve çeşitli metaller ile döküm işleminin gerçekleştirilmesidir (65). Bir mum obje üretilir ve fosfat bağlı rövetman ile döküm işlemine tabi tutulur. Döküm, ısı ile birlikte santrifüjlü

döküm cihazlarında veya vakum altında gerçekleştirilir (66).

Mum modelasyon üretimi konvansiyonel olarak, döküm mumunun el aletleri ile manuel olarak işlenmesi ile gerçekleştirilir. Bu işlem sırasında mum kullanılmasının nedenleri (67):

- mum objenin el ile kolayca şekillendirilebilmesi
- mum atım işlemi sırasında mumun ısı ile eriyerek kolayca manşetten uzaklaşmasıdır.

Metal destekli porselen restorasyonların üretiminde mum objenin hazırlanması en kritik basamaktır ve ortaya çıkan objenin kalitesi teknisyenin yeteneğine bağlıdır (68). Zeltser ve ark. (69) mum objenin shoulder basamağa sahip daydan ayrılması sırasında marjinde deformasyonlar olabileceğini belirtmişlerdir. Bu deformasyona bağlı olarak döküm işlemi öncesinde mum obje ile basamak arasında ortalama 35 µm uyumsuzluk oluştuğunu göstermişlerdir. Mum objenin rengi ve parlak yüzeyi oluşan küçük defektlerin tespit edilmesini zorlaştırmaktadır (70). Mumun termal duyarlılık, elastik hafıza ve yüksek termal genleşme katsayısı gibi birçok dezavantajı bulunmaktadır (71).

Günümüzde CAD/CAM teknolojileri sayesinde dökülebilir akrilik materyallerden obje elde edilmesi sağlanmış ve konvansiyonel mum obje oluşturma tekniklerine bağlı ortaya çıkan problemlerden kaçınma imkanı doğmuştur (66, 71, 72). Marjinlerde meydana gelen olumsuzlukları tespit etmek daha kolaydır (73).

Sabit protez altyapılarının üretiminde yaygın olarak kullanılan konvansiyonel mum atım ve döküm yöntemi, basit bir yöntem olmasına karşın birçok basamak ve materyal kullanımını içermektedir. Yöntemin bu kadar bileşenin olması restorasyonun uyumunu etkilemektedir (71). Bu yöntem metal alaşımların geniş ergime aralıkları ve döküm sırasında ortaya çıkan oksidasyon süreci nedeniyle teknik hassasiyete neden olur (74). Döküm yöntemine veya porselen fırınlamalarına bağlı kenar uyumu sorunları görülmektedir (75).

2.5.2 Bilgisayar Destekli Üretim Yöntemleri

Soy olmayan metal alaşım altyapıların üretimi otomatik sistemlere dönmektedir. Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim konvansiyonel döküm yöntemine alternatif olarak geliştirilmiştir. Sistemin geliştirilmesi ile standart, tekrarlanabilen ve etkili dental restorasyonların üretilmesi amaçlanmaktadır (76). CAD/CAM son 25 yıldır diş hekimliği pratiğinde popülitire kazanan bir sistemdir. Hem dental ofislerde hem de dental laboratuvarlarda kullanılan bu teknoloji ile; inley, onley, kuron, köprü, implant abutmentı ve hatta tam ağız sabit restorasyonlar bile yapılabilir (77).

CAD/CAM sistemlerinin geliştirilme amaçları: (77, 78)

- Geleneksel yöntemlere kıyasla daha gelişmiş uyuma sahip protetik komponentler üretmek
 - Özellikle posterior dişlerde restorasyonlara yeterli direnç sağlamak
 - Doğal diş görünümüne sahip restorasyonlar elde etmek
 - Hastaya daha kolay, daha hızlı ve daha net restorasyonlar teslim etmektir.

CAD/CAM sayesinde bazı hastalarda aynı gün içerisinde restorasyonlar teslim edilmektedir (77).

2.5.2.1. Dental CAD/CAM Sistemlerinin Tarihi

Konvansiyonel olarak restorasyon üretimi sırasında izlenilecek aşamalardan birincisi ağız içi abutmentın ölçüsünün alınması ve abutmentı taklit eden alçı modelin elde edilmesidir. Metalik restorasyon üretileceği zaman; mum modelasyon manuel olarak şekillendirilir ve döküm işlemi gerçekleştirilir. Eğer gerekli ise metal altyapı üzerine porselen uygulanır (79).

1970'lerde Duret ve arkadaşlarının geliştirdiği birinci jenerasyon CAD/CAM sistemi laboratuvarında manuel olarak gerçekleştiren bu aşamaları bilgisayar destekli gerçekleştirmekteydi (80). Dr. Anderson 1983 yılında Procera sistemini geliştirmiş, kompozitlerin CAD/CAM cihazlarında kullanılması sağlamıştır (81). Dr. Mörmann 1985 yılında ortaya çıkardığı ilk ticari CAD/CAM cihazına "bilgisayar destekli seramik yapı" isminin baş

harflerini kapsayan CEREC (*Computer aided ceramic reconstruction*) ismini vermiştir (82). Dr. Rekow 1980 li yılların ortasında fotoğraflardan ve yüksek çözünürlükteki tarayıcılardan bilgi aktarımı sağlayan; bu bilgilerin ışığında freze işlemini gerçekleştiren 5 akslı bir dental CAD/CAM cihazı üzerinde çalışmıştır (83).

Birinci nesil CAD/CAM sisteminde yalnızca seramik restorasyonlar üretilebilirken ikinci nesilde hem metal hem de seramik restorasyonların üretimi mümkün hale gelmiştir (84). Üçüncü nesil CAD/CAM sisteminde üretim merkezi kullanılmaktadır ve manuel oluşturulan mum modelasyon da optik tarayıcı ile taranarak, modelasyona uygun üretim gerçekleştirilebilmektedir. Dördüncü nesil CAD/CAM sisteminde ise dental ofiste restorasyon üretimi mümkün hale gelmiştir (79).

Bütün CAD/CAM sistemleri 3 fonksiyonel komponentten oluşur (85):

- Tarayıcı: Abutmentin görüntüsünü iki veya üç boyutlu olarak dijital ortama aktarır.
- Bilgisayar: Tarayıcıdan gelen verileri üretim cihazının okuyabileceği veriye dönüştürür ve restorasyonun tasarımı yapılır.
- Üretim teknolojisi: Tasarlanan ürünün üretimini gerçekleştirir.

Önceleri yalnızca tarayıcı ve tasarım yapılan bilgisayardan oluşan kapalı sistemler olarak faaliyet gösteren CAD/CAM sistemleri bugün için her türlü verinin bir araya toplanmasına izin vermektedir. Veriler; ağız içi tarayıcılardan, modelleri tarayan lazer okuyuculardan, bilgisayarlı tomografilerden ya da manyetik rezonans görüntülerden elde edilebilir (86).

Bilgisayar destekli üretim sistemleri; freze sistemini ve direkt metal lazer ergitme sistemini içermektedir. Bilgisayar destekli freze sisteminde ürün eksiltme prensibine göre çalışır ve önceden hazırlanmış bloklardan kesme işlemi ile elde edilir. Lazer ergitme yönteminde ise tabaka tabaka ilave edilen tozlar lazer uç ile birleştirilir (76).

2.5.2.2. Eksiltme Üretim Yöntemi

Eksiltme üretim yönteminde, istenilen şeklin ortaya çıkması için bir bloktan fazla materyal uzaklaştırılır (87).

Diş hekimliğinde kullanılan CAD/CAM sistemleri birincil olarak eksiltme yöntemi ile son ürünü ederler (86). Önceden üretilen bloklardan frez veya elmas diskler ile fazla materyal uzaklaştırılarak restorasyon elde edilir. Bilgisayar tarafından kontrol edilen bir freze cihazı, önceden tasarlanan objenin geometrisini elde edene kadar blok halindeki materyalden istenmeyen kısımları uzaklaştırır. Bu sayede hem objenin üretim süresi kısılır hem de konvansiyonel yöntemler ile elde edilmesi zor olan kompleks modeller kolayca elde edilir (86). Torabi ve ark. CAD/CAM ile üretilen restorasyonların klinik uyumlarının ve kırılma dirençlerinin kabul edilebilir olduğunu in vitro olarak göstermişlerdir (88).

CAD/CAM freze sisteminin konvansiyonel döküm yöntemine kıyasla avantajları (86, 89-91):

- Hızlı, kaliteli ve kolay üretim sağlar.
- Konvansiyonel ölçü alımı, alçı model elde edilişi, mum modelaj, döküm ve fırınlama basamakları yoktur, daha hızlıdır.
- Konvansiyonel ölçü yönteminde; ölçü maddesine bağlı hava kabarcıkları ve yırtık, retraksiyon kordu ve debris artıkları gibi problemler bulunmaktadır. Dijital ölçü tüm bu olumsuzlukları elimine eder.
- Dijital ölçü, bulantı refleksi olan hastaları konvansiyonel ölçü alımına göre çok daha az rahatsız eder.
- Taranan veriler bilgisayarda depolanabilir. Alçı modellerin depolanmasına bağlı ortaya çıkan yer kaplama, kırılma veya kaybolma gibi problemler ortadan kalkar.
- Tekniğin boşluklar, karmaşık iç geometriler gibi detayları oluşturma yeteneği çok yüksektir.
- Tek randevuda kalıcı restorasyonlar hastaya teslim edilebilir. Üretimi ve uyumlanması zaman alan geçici restorasyon ihtiyacı ortadan kalkar.
- Önceden üretilen blok materyal kullanıldığı için üretilen restorasyonlar pörozite ve iç defektlerden uzaktır, restorasyonların kalitesi çok yüksektir.
- Restorasyonlarda materyal deformasyonu olmaz.
- Sert ve yumuşak dokuları daha iyi taklit eden protezlerin yapımı

mümkün hale gelir.

CAD/CAM freze sisteminin dezavantajları (71, 91, 92):

- CAD/CAM tarama cihazının çözünürlüğünün düşük olması restorasyon marjinlerinin beklenilenden uyumsuz olmasına neden olabilir.
- Tarama yapılan alanda yazılıma bağlı olarak oluşan görüntü kirlilikleri, iç yüzeyde uyumsuzluklara neden olabilir.
- Pratisyenlerin sistemi öğrenme sürecinde para ve zaman harcamaları gerekmektedir.
- Ekipmanların ve yazılımın fiyatları yüksektir.
- Restorasyon yapılacak ilgili bölgenin, çevreleyen yumuşak dokuların ve karşıt çenenin ölçüsü de dijital olarak alınmalıdır.
- Retraksiyon, kanama ve nem kontrolü gibi işlemler dijital ölçü alınırken de uygulanmalıdır.
- Basamakların birçoğu bilgisayar tarafından yürütülse de, restorasyonların renklendirilmesi ve uygulanmasında klinisyenin etkisi büyüktür. Bu final protezin başarısında önemlidir.

Konvansiyonel ölçü alımı ve alçı model eldesi sonrası laboratuvar ortamında dijital ortama veri aktarımı sağlanabilir. Laboratuvarlarda CAD/CAM kullanımının en yaygın yolu alçı modelleri dijital tarayıcı ile taramaktır. Alçı model üzerinde şekillendirilen mum modelajın taranarak bilgisayara aktarılması sonucu taranan bu iki veri birleştirilir ve restorasyonun formu mum modelaja uygun olarak şekillendirilebilir (77).

Eksiltme üretim yöntemi ile ürünün son şekli etkili bir şekilde yaratılabilmektedir fakat çok fazla materyal israf olmaktadır. Diş hekimliğinde kullanılan tipik eksiltme üretim metodunda bloğun yaklaşık %90 ı kesilerek uzaklaştırılmaktadır (93). Sistemin en büyük dezavantajı artık materyaldir. Objenin üretimi sonucunda kaldırılan madde tekrar kullanılamaz. (86)

2.5.2.3 Ekleme Üretim Yöntemi

American Society for Testing and Materials'a göre ekleme üretim yöntemi; üç boyutlu model verilerine göre obje üretmek için tabaka tabaka materyal ilave edilmesidir (86). Sanal ortamda tasarlanan üç boyutlu tasarım

ince kesitlere ayrılır ve üretici parça bu kesitleri tabaka tabaka işleyerek ürünü ortaya çıkarır. İlave üretim yöntemi “tabakalı üretim” “direkt dijital üretim” “ üç boyutlu yazılım” veya “serbest geometrik üretim” isimleriyle de anılmaktadır (94). Bu teknoloji; sıklıkla insan anatomik yapılarında karşılaştığımız kurvatürlü kompleks yapıların oluşturulmasına olanak sağlar (95).

Eksiltme üretim yönteminin ilave üretim yöntemine kıyasla bazı sınırlamaları bulunmaktadır (68):

- Restorasyonun iç uyumu üretim sırasında kullanılan kesici uçların küçüklüğüne bağlıdır. Eğer olması gerekenden daha büyük kesici uçlar kullanılırsa, bu restorasyonun iç ve/veya kenar uyumunun azalmasına neden olur.
- Kullanılan blokların büyük bir kısmı kesilerek uzaklaştırılmaktadır, materyalin birçoğu israf olmaktadır. Artık materyalin tekrar kullanılma ihtimali yoktur.
- Kesici uçlar ağır aşındırıcı etkiye maruz kalırlar. Bu durum kesici uçların kısa süreli kullanımlarına ve artan maliyete sebep olur.
- Kırılgan seramik blokların kesilmesi sırasında yüzeyde mikroskobik çatlaklar oluşabilir.
- Büyük, çok fazla girinti-çıkıntılara sahip ve/veya kompleks yapıların üretimi hem zordur hem de pahalıdır.

“Üretken yapım teknikleri” yada “ekleme üretim yöntemi” olarak da bilinen hızlı prototipleme teknikleri bu sorunların üstesinden gelmek için geliştirilmiştir (96).

Hızlı prototipleme iki fazdan oluşur: modellemenin ve tasarımın yapıldığı sanal faz ve üretimin yapıldığı fiziksel faz. Sanal prototipleme dinamik ve interaktif bir tasarım oluşturmaktır. Fiziksel model bilgisayar desteği ile tasarlanır. Bilgisayarda sanal ortamda tasarlanan üç boyutlu modelden kesit serileri alınır. Her kesit bir önce üretilen kesitin üzerine eklenerek üç boyutlu obje oluşturulur. Tasarlanan obje farklı karmaşık geometrilerde olabilir ve farklı materyallerden üretilebilir. Polimerler, metaller ve seramikler bu teknik ile üretilebilmektedir. Objenin farklı yerlerinde farklı materyaller kullanılabilir. Ekleme üretim yöntemi sayesinde kompleks objelerin üretimi hızlı ve kolay

hale gelir. Etkileyici özellik ise bu yöntemde materyal israfı yoktur. Fiyat, üretim hızı ve güvenilirlik konusunda konvansiyonel yöntemler ile yarışmaktadır (86, 97).

Hızlı prototipleme tekniğinin kullanımı oromaxillofasiyal cerrahi, dental implant ameliyatları için cerrahi rehberler, dental ve maxillofasiyal protezler alanlarında artış göstermektedir (98).

Hızlı prototipleme teknikleri ile kuronlar, sabit ve hareketli bölümlü protezler üretilebilir. Konvansiyonel yöntemlerde ortaya çıkan problemler ve insana bağlı hatalar elimine edilir, kısa sürede restorasyonların üretimi sağlanır (99).

2.5.2.4. Diş Hekimliğinde Hızlı Prototiplendirme Tekniklerinin Kullanımı

Diş hekimliğinde kullanılan bu teknolojiler birçok materyale uygulanmakla birlikte mum, plastik, seramik ve metaller listenin başında yer almaktadır (86, 100).

Hızlı prototiplendirme tekniklerinin diş hekimliğinde kullanım alanları (89):

- Sabit protezlerin mum modelasyonlarının şekillendirilmesi
- Tam protezler ve çene-yüz protezleri için kalıp model eldesi
- Direkt metal protezlerin üretimi
- Tam seramik restorasyonların üretimi olarak sıralanabilir.

Hızlı prototiplendirme teknolojileri; özellikle seçici lazer ergitme ve seçici lazer sinterleme teknolojileri, çeşitli şekillerdeki metal parçaların yüksek kalitedeki üretimi üzerine eğilmişlerdir (101). Karmaşık geometriye sahip ve kişiye özel üretilen dental protezler “Seçici Lazer Ergitme (SLM)” tekniği ile üretim öncesinde ve sonrasında ilave manuel işleme gerek kalmadan güvenli bir şekilde oluşturulabilir (68).

2.5.2.5 Seçici Lazer Ergitme (SLM) yöntemi

“Seçici Lazer Sinterleme (SLS)” ismi ile de anılan, ilave üretim

yöntemidir. Sistem bilgisayar destekli tasarlanan yapıyı üç boyutlu olarak tabaka tabaka materyal ilavesi ile üretir (102). Objenin tasarımı bilgisayar ortamında yapılır ya da önceden taranan data işlenir (103).

Yüksek güçte lazer ışını aynalar yardımı ile toz halinde bulunan materyalin üzerine yönlendirilir (104). Lazer ışını temas ettiği bölgedeki toz taneciklerini eritir ve kaynaşma meydana gelir. Bir toz tabakası sinterlendikten sonra bir tabaka toz daha üst yüzeye serilir ve lazer ışını tekrar uygulanır. Bu süreç tasarlanan üç boyutlu obje şekillenene kadar devam eder. Karmaşık geometrileri dijital tasarımdan direkt olarak üretebilme kabiliyetinden dolayı dünyada yaygın olarak kullanılmaktadır (86).

Fiziksel süreci tam ergitme, kısmi ergitme veya likit faz sinterlemeyi içerebilir. Düşük yoğunlukta metal alaşım tozuna ve kısa sinterleme süresi uygulandığında süreç son derece verimli bir şekilde işler (105). Materyale bağlı olarak; konvansiyonel üretim yöntemlerine kıyasla %100 yoğun bir yapı elde edilebilir. Teknoloji; kemik büyümesine izin veren pöröz yüzeye sahip eklem protezleri (106), ortopedik (107) ve dental implantlar (108) ile kuron-köprü (109) ve hareketli protez iskeletleri (110) yapımında büyük kabul görmüştür. Sistemin avantajı, konvansiyonel yöntem ile ilgili olan yüksek beceri isteyen işgücünü elimine etmektir. Hareketli protezlerin iskeletleri, sabit protezler, yüz protezleri, cerrahi rehber plaklar ve titanyum implantlar dahi bu sistem ile üretilebilir (111, 112).

Konvansiyonel döküm tekniği ile kıyaslandığında seçici lazer ergitme yönteminin sahip olduğu avantajlar (67, 68, 74, 75, 113-115):

- Elde edilen üründe yüksek yoğunlukta, minimal pöröziteye sahip homojen yapı
 - Döküm hatalarından korunma
 - Önceden planlanan ürünün oluşturulmasında yüksek duyarlılık
 - Tatminkar mekanik ve kimyasal özelliklere sahip metal altyapıların üretimi
- Karmaşık şekillerin kolayca üretilmesi
- Otomatik olarak üretim sürecinin ilerlemesi
- Mum modelasyon, mum atım ve metal döküm aşamalarının

eliminasyonu nedeni ile kısalmış üretim süresi

- Düşük maliyet
- Birden fazla restorasyonun aynı anda üretilmesi ve lazer ışınına maruz kalmayan tozların tekrar kullanılabilmesidir.

Dental restorasyonları SLM yöntemi ile üretirken metal tozunun seçimi kritik noktadır. Özellikle nikel ve berilyum içeren bazı metal alaşımları ile ilgili alerji rapor edilmiştir (58). Alerjik nikel komponenti içermeyen Co-Cr alaşım tozları, diğer soy olmayan metal alaşımlar ile kıyaslanabilir performansa sahiptirler (113).

Akova ve ark (103) SLM yöntemi ile üretilen Ni-Cr ve Co-Cr alaşım sabit protezlerin porselenle bağlantısını incelemiş, döküm yöntemi ile elde edilen sabit protezlerin porselen bağlantısına nazaran anlamlı fark bulamamıştır. Lazer ergitme yöntemi ile üretilen restorasyonların konvansiyonel döküm ile üretilen restorasyonlar ile kıyaslama çalışmalarında; biyouyumluluk, korozyon direnci, iç ve kenar uyumu konusunda benzer sonuçlar ortaya konmuştur (115). Çalışmalar SLM ile üretilen kuronların marjinal uyumlarının konvansiyonel döküm yöntemi ile üretilen kuronlar ile kıyaslanabilir düzeyde olduğunu göstermektedir (65). Seçici lazer ergitme yöntemi ile üretilen Co-Cr alaşım altyapıya sahip kuronların incelendiği bir klinik çalışmada, hastalar 47 ay takip edilmiş ve konvansiyonel döküm yöntemiyle üretilen metal destekli seramik restorasyonlar ile kıyaslanabilir sonuçlar göstermiştir. 47 aylık takip süreci boyunca tabakalama porseleninde çatlak ya da kırık olgusu rapor edilmemiştir (109).

SLM ile üretilen ürünlerin yüksek performansı, iyi estetiğe sahip olması ve yüksek yoğunluğu; dental restorasyonların üretiminde SLM tekniğinin önemli kapasiteye sahip olabileceğinin mesajını vermektedir (113). SLM yöntemi umut vaat eden bir teknik olarak dikkat çekmektedir (74).

2.6 Restorasyonların İnternal ve Marjinal Uyumu

Dental kuronların ve sabit bölümlü protezlerin klinik başarısında en önemli kriterlerden biri mükemmel iç uyum ve kenar uyumudur (116, 117).

İdeal marjinal uyum diş eti sağlığının devamını sağlar ve restorasyonun yapıştırılmasında kullanılan dental simanların çözülmesini önler (118). Mükemmel iç uyum ise restorasyonların vertikal ve oblik yönde gelen kuvvetlere karşı direncini artırır (119).

Kuronların kenar uyumu ile alakalı az bilgi vardır. In vivo veya in vitro olarak kenar uyumu ölçümlerinin nasıl yapılması gerektiği hakkında herhangi bir kılavuz mevcut değildir. Kenar uyumsuzluğunun tek bir tanımı yoktur. Holmes ve ark bu problemin üstesinden gelmek adına; diş preparasyon kenarı ve restorasyon arasındaki kontur farklarına göre birkaç tanımlama yapmışlardır. Bu tanımlamalara göre (120):

İnternal gap: Diş preparasyonunun aksiyel yüzeyi ile restorasyonun iç sınırı arasındaki mesafe

Marjinal gap: Diş preparasyonunun bitim sınırı ile restorasyonun marjini arasındaki dikey mesafe

Marginal açıklık: Diş preparasyonunun bitim sınırı ile restorasyonun marjini arasındaki maximum açıklık

Overextension veya underextension: Diş preparasyonunun bitim sınırı ile restorasyonun marjini arasındaki yatay ve dikey yöndeki uyumsuzluğun kombinasyonu olarak nitelendirilir.

Pratikte karşılaşılan morfolojik farklılıklar, yuvarlatılmış preparasyon kenarları veya defektler nedeniyle tek bir tanımlama ile *gapi* tarif etmek mümkün değildir (121).

İnternal uyum abutment ile restorasyonun iç yüzeyi arasındaki dikey mesafe olarak tanımlanır ve okluzal veya insizal ile aksiyel yüzeyleri kapsamaktadır (122). İnternal boşluk restorasyonun her bölgesinde eşit olmalıdır. Bu durum sağlandığında, hem restorasyonun yatay ve dikey yönde gelen kuvvetlere karşı direnci artar hem de her bölgede eşit siman kalınlığı sağlanmış olur (123). Rekow ve ark. geniş siman kalınlığı varlığında, döngüsel yüklemeler altında gerilim tipi streslerin birikebileceğini ve buna bağlı olarak siman tabakasında viskoelastik deformasyon gelişebileceğini rapor etmişlerdir. Bu artmış stresin de altyapı üzerine uygulanan tabakalama porselenine zarar verebileceğini, bu tabakada çatlak oluşumunu

başlatabileceğini rapor etmişlerdir (124).

Kullanılan materyalin fiziksel özelliklerinden bağımsız olarak, tekniğe bağlı iç yüzeyde fazla okluzal aralık bulunması; okluzale uygulanan tabakalama porseleninin kalınlığını ve uygulanabilirliğini tehlikeye atar (125). Restorasyon kenar uyum problemlerinin; bitim sınırı tasarımı, alaşım tipi ve porselen-metal arasındaki termal genleşme katsayısı farkı gibi bir çok nedeni bulunmaktadır (75).

Sabit protezlerin kenar uyumunun ne kadar olması gerektiği hakkında bir fikir birliğine varılamamıştır. *American Dental Association Specification No:8'e* göre siman film kalınlığı 25-40 µm arasında olmalıdır (126) fakat klinik çalışmalar 100 µm kabul edilebilir olduğu yönünde hemfikirdir (127). McLean ve Von Fraunhofer (128) 100 µm marjinal aralığın kabul edilebilir olduğunu 80 µm altında kalan marjinal aralıkların klinik olarak fark edilemediğini belirtmişlerdir. Birçok yazar 100-150 µm arasındaki marjinal açıklığın klinik olarak kabul edilebilir olduğunu belirtmişlerdir (116, 129, 130). Bilgisayar destekli üretilen restorasyonlar için bu değer 200 µm kadar çıkmaktadır (125). Restorasyon ve abutment arasında kalan boşluğun 150 µm altında olması klinik olarak kabul edilebilir olmasına karşın siman tabakası olabildiğince ince ve her yerde eşit kalınlıkta olmalıdır (131, 132).

Diş destekli sabit protezlerde olduğu gibi implant destekli restorasyonların uzun dönem klinik başarısı; restorasyonun mükemmel uyumu ile sağlanır (133).

2.6.1. İmplant Destekli Sabit Protetik Restorasyonlarda Pasif Uyum

Pasif uyum: İmplant üstü protezin okluzal yük altında olmadığı durumda; restorasyonun abutmenta gerilme, sıkışma veya bükme kuvveti uygulamadan uyum içinde olmasını ifade eder (134).

İmplant ile üstyapı restorasyonu arasındaki pasif uyumu sağlamak osseoentegrasyonun uzun dönem başarısı için kritiktir (135). Kötü uyumlu implant üstü restorasyonlar; implant sisteminde ve protezlerde mekanik, implantı çevreleyen dokularda ise biyolojik başarısızlıklara neden olabilir

(136). Mekanik komplikasyonlar, protez ve abutment vidalarının gevşemesi veya çeşitli kırıkları içermektedir (137). Biyolojik komplikasyonlarda ise, ileri doku reaksiyonları, ağrı, hassasiyet, marjinal kemik kaybı ve osseoentegrasyon kaybı sayılabilir (138).

Diş destekli sabit protezlerde olduğu gibi, implant üstü protezlerde de uyumsuzluk bir çok faktöre bağlı olarak ortaya çıkmaktadır (139). İmplant üstü sabit protetik restorasyonların başarılı uyumu: (140)

- İmplantların yerleşim pozisyonuna
- Ölçü tekniği ve kullanılan materyale
- Protezin üretim sürecine
- Protez şekli ve tasarımına
- Klinisyenin ve teknisyenin tecrübesine bağlıdır.

Protezin uzunluğu arttıkça distorsiyon artar. Çok üyeli sabit protezlerin tek parça döküm tekniği son derece hassastır ve distorsiyon kaçınılmazdır. Protezlerin üretimi sırasında oluşan bu uyumsuzluğun minimal hale getirilmesi için farklı ölçü teknikleri, düşük sıcaklıkta ergiyen metal kullanımı, parçalı döküm eldesi ve referans dökümlerin kullanımı önerilmektedir (141).

Kabul edilebilir uyum düzeyi:

1983 de Branemark pasif uyumu tanımlamış; “okluzal kuvvetlere cevaben kemik remodelasyonuna izin verecek 10 µm aralığın olması” gerektiğini vurgulamıştır (135).

1985 te Klineberg ve Murray (142) abutment ve restorasyon arasında %10 dan daha fazla bir alanda 30 µm’den daha fazla uyumsuzluk olan döküm restorasyonları kabul edilemez olarak tanımlamışlardır.

1991 de Jemt (143) 150 µm’den daha az uyumsuzlukların uzun dönem klinik komplikasyona neden olmadığını belirtmiştir.

İmplant üstü protezlerin uyumunun klinik olarak değerlendirilmesini etkileyen birçok faktör vardır. Bunlar implantların yerleşimi ve sayısı, protezin rijiditesi, üstyapı vidasının boşluğu kapatabilme kapasitesi ve restorasyon marjininin konumudur. İmplant sayısı, protezin rijiditesi ve kapsadığı alan

arttıkça; protezin uyumu daha fazla önem kazanmaktadır (144). Aynı derecede uyumsuzluğa sahip rijid protez, esnek olandan daha fazla strese neden olabilir. Millington ve Leung (145) dört implantlı modelde yapmış olduğu çalışmada; restorasyon ve aradaki abutmentta 55 µm uyumsuzluk bulunan protezin 10 Ncm kuvvet uygulanması sırasında vidanın başarısızlığa uğradığını göstermişlerdir. Ön bölgedeki implant destekli restorasyonların estetik nedenle diş eti altında marjin yerleşimi olması, uyumlarının değerlendirilmesini olumsuz yönde etkilemektedir. Ayrıca görme keskinliği, ışıklandırma, büyütme, bakış açışı, arka plan ve klinisyenin tecrübesi de uyum değerlendirilmesi üzerinde etkiye sahiptir (146). Uyumsuzluğunun değerlendirilmesi de klinisyenler arasında çeşitlilik göstermektedir.

2.6.2. İmplant Üstü Protezlerin Uyumunun Değerlendirilmesinde Kullanılan Yöntemler

2.6.2.1. Değişimli parmak basıncı:

İmplant üstü protezlerin uyumunun makroskobik değerlendirilmesinde kullanılır. Protez abutmentların üzerine oturtulur, önce bir uca sonra diğer uca parmak basıncı uygulanır. Tatteravalli hareketi olup olmadığı gözlenir (144). Çok sayıda implant tarafından desteklenen kısa köprülerde ve subgingival marjine sahip restorasyonların uyumunun değerlendirilmesinde uygulanması zor bir yöntemdir (141).

2.6.2.2. Direkt gözlem ve dokunma hissi:

Uygun ışık ve büyütme altında, bir sond yardımıyla abutment-restorasyon birleşimi dikkatlice gözden geçirilir (144). Yöntemin hassas yönleri; kullanılan el aletinin ucunun kalınlığına, marjinin yerleşimine ve klinisyenin tecrübesine ve kabiliyetine göre değerlerin değişebilmesidir.

Christensen (147) ortalama klinisyenlerin supragingival 51 mikron ve altındaki, subgingival 119 µm ve altındaki marjinal açıklıkların kabul edilebilir olarak nitelendirdiklerini göstermiştir. Bu teknik diğer değerlendirme yöntemleri ile birlikte kullanılmaktadır (141).

2.6.2.3 Radyograflar:

Özellikle subgingival marjinlere sahip restorasyonların uyumunun değerlendirilmesinde tercih edilmektedir (144). Anatomik yapıların süper pozisyonu ve/veya açılama problemlerine bağlı olarak hatalı sonuçlar ortaya çıkabilir (141).

2.6.2.4 Tek vida testi:

Jemt'in (143) önerdiği daha sonra Tan ve ark'nın (146) detaylı bir şekilde tarif ettiği bu yöntemde; bir uçtaki abutment vidası sıkılır ve diğer uça ortaya çıkan uyumsuzluk gözlemlenir. Bu yöntem özellikle dikey uyumsuzluk görülen uzun protezlerde etkindir (141).

2.6.2.5 Vida direnç testi:

Orta hatta en yakın implanttan başlanarak vidalar teker teker sıkılır. Protez ile vida arasında başlangıç direnci oluşana kadar gözlemlenir. Vida başının 10-15 N kuvvet altında 180 derece dönmesi ile vidanın tam olarak oturması beklenir. Eğer tam oturma için vida başı daha fazla dönüyorsa veya 15 N'dan daha fazla kuvvet gerekiyorsa, protez uyumsuz olarak nitelendirilir (140). Vidaların sıkılması sırasında ısrarcı ağrı, basınç ve rahatsızlık varlığı; restorasyonun uyumsuzluğunun kabul edilemez seviyelerde olduğunun göstergesidir (141).

2.6.2.6 Basınç tespit edici ajanlar ve diğer materyaller:

Protezlerin uyumunun değerlendirilmesinde basınç tespit edici maddeler ve mumlar, vida direnç testini tamamlamak için kullanılırlar (144). Birbine temas eden yüzeylerde materyalin bulunması uyumsuzluk olduğu anlamına gelmektedir.

Ölçülebilir kalınlığa sahip diş ipi (12 μ m) ve polyester film bantlar (40 μ m) uyumun değerlendirilmesinde kullanılması önerilen diğer maddelerdir. Subgingival yerleşimli marjinlerde ve lingual bölgelerde bu maddelerin

kullanımı zordur (141).

Protetik restorasyonların uyumunu değerlendirmede kullanılan diğer metodlar ise; lazer videografi (129), profil projektörü (148), mikro-CT ve CAD/CAM tarayıcıdır (149).

İç uyumu ve/veya kenar uyumunu değerlendirmeye çalışan konvansiyonel yöntemler 2 boyutlu ölçüm yaparlar. Restorasyon ve abutment arasındaki boşluk mikroskop yardımıyla 4-24 noktadan ölçülür (150). Halbuki kenar uyumunu tam olarak değerlendirmek için en az 50 noktadan ölçüm yapılması gerekmektedir (151). Uyumun üç boyutlu değerlendirilmesi yönündeki çalışmalar "silikon replika tekniği"ni ortaya çıkarmıştır.

2.6.2.7 Silikon replika tekniği

Silikon replika tekniğinde restorasyon ve abutment arasında kalan alan düşük viskoziteli silikon materyal ile doldurulur ve siman aralığını taklit eden silikon replika elde edilir (128). Teknikte restorasyonu day üzerine yerleştirmek için siman yerine silikon ölçü maddesi kullanılır. Ölçü maddesi polimerize olduktan sonra materyal daydan ve restorasyondan dikkatlice ayrılır ve siman analogunun kalınlığı önceden belirlenen bölgelerden ölçülür (152). Elde edilen silikon film optik sistem ile tarabilir (153). Tarama verilerine dayanarak silikon materyalin kalınlığı fotometrik olarak da ölçülebilir (154) ya da silikon replikanın yoğunluğu ve ağırlığı hesaplanabilir (155). Elde edilen film tabakası yüksek viskozitede silikon materyali ile sabitlenerek alınan kesitler mikroskop altında incelenebilir. Bu sayede restorasyon ya da abutment zarar görmeden tekrarlanabilen iç ve/veya kenar uyumu değerlendirmeleri yapılabilir.

İn vitro ve/veya in vivo olarak kullanılabilen silikon replika tekniğinin diğer yöntemlere kıyasla birçok avantajı bulunmaktadır. Bunlar (156):

- Yöntem klinik kullanıma son derece uygundur.
- Tekrarlayan ölçümler yapılabilir. Örneğin; porselen uygulaması öncesi sadece altyapının uyumuna bakılıp, fırınlama sonrasında ölçüm tekrarlanabilir.
- Sadece marjinal bölge değil, siman aralığının tamamı üç boyutlu

olarak görülebilir.

- Yöntem etiktir.
- Uygulaması kolaydır, zaman almaz ve göreceli olarak ucuzdur.

Bu avantajların yanı sıra tekniğin uygulanması sırasında karşılaşılabilecek bazı sorunlar vardır. Silikon ölçü maddesinin deformasyonu, preparasyon bitim sınırının ve/veya döküm kuronun kenarlarının tam belirlenemediği durumlara bağlı silikon film tabakasının kalınlığının ölçümü zorlaşabilir (156).

Tüm bu bilgilerin ışığında, implant tedavi planlaması farklılıklarına ve üretim yöntemlerine bağlı olarak ortaya çıkabilecek internal ve marjinal uyum farklılıklarının araştırılması gerekliliği ortaya çıkmıştır. Çalışmamızda CAD/CAM, döküm ve SLM yöntemleri ile üretilen implant destekli üç, dört ve beş üyeli altyapıların internal ve marjinal uyumları silikon replika yöntemi ile incelenmiştir. Hipotezimiz, üretim yöntemlerinin ve/veya altyapıların sahip olduğu üye sayısının internal ve marjinal uyumu etkilemediğidir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

İmplant destekli sabit protezlerin uzun dönem klinik başarılarının sağlanmasında internal ve marjinal uyumun etkisi büyüktür. Pasif uyuma sahip, minimal internal ve marjinal aralığı bulunan protezler; hem restorasyonların hastaya uzun süre hizmet etmesine hem de implantların uzun dönem sağlıklarını korumasına yardımcı olur.

Bu çalışmanın amacı; implant yerleşim bölgeleri farklılıklarına ve üretim yöntemlerine bağlı implant abutmentı ve protetik üstyapı arasında oluşabilecek internal ve marjinal uyum değişikliklerinin in vitro olarak incelenmesidir.

Bu amaçla yürütülen çalışmada, altyapı restorasyonlarının tasarım ve üretim aşamaları "DENTAL ESTETİK Diş Protez Laboratuvarı"nda, ölçüm ve değerlendirme işlemleri ise "Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Geliştirme Laboratuvarı"nda gerçekleştirilmiştir.

Çalışmanın amacına yönelik hazırlık aşamaları şu şekildedir:

- 3.1 Deney gruplarının oluşturulması
- 3.2 Çalışma modellerinin üretilmesi
- 3.3 Altyapı örneklerinin hazırlanması
- 3.4 Polivinil siloksan eter ölçü maddesi ile silikon replikaların hazırlanması
- 3.5 Işık mikroskobu ile internal ve marjinal uyumun incelenmesi
- 3.6 İnternal ve marjinal uyum ölçümleri
- 3.7 İstatiksel analiz

3.1 Deney gruplarının oluşturulması

İmplantların cerrahi olarak yerleşimi sırasında anatomik oluşumlara zarar vermemek, ileri cerrahi işlemlerden (sinus lifting, alveolar kret augmentasyonları vb) kaçınmak veya finansal sebepler ile implant yerleşim planında değişiklik yapmak ve/veya implant sayısını artırmak veya azaltmak gerebilir. İmplant cerrahi planlaması kişiye özeldir ve hasta-hekim işbirliğini gerektirir. Tüm bu gereklilikleri göz önünde bulundurarak, çalışmamızda üst çene sağ posterior bölgede dişsiz sonlanmaya sahip vakalarda implant

destekli sabit protetik rehabilitasyon senaryoları oluşturduk. Bu senaryolara göre: (Tablo 3.1)

Grup I: 14,15,16,17,18 numaralı dişlerin eksikliğini ve 14-16 numaralı diş bölgelerine yerleştirilen implantların desteklediği üç üyeli sabit bölümlü protezle rehabilitasyonu (Şekil 3.1),

Grup II: 14,15,16,17,18 numaralı dişlerin eksikliğini ve 14-17 numaralı diş bölgelerine yerleştirilen implantların desteklediği dört üyeli sabit bölümlü protezle rehabilitasyonu (Şekil 3.1),

Grup III: 13,14,15,16,17,18 numaralı dişlerin eksikliğini ve 13-15-17 numaralı diş bölgelerine yerleştirilen implantların desteklediği beş üyeli sabit bölümlü protezle rehabilitasyonu temsil etmektedir (Şekil 3.1).

Tablo 3.1. Deney gruplarının tanımlamaları

Klinik Senaryo	Diş Eksikliği	İmplant Yerleşim Bölgeleri	Sabit bölümlü protez üye sayısı
Grup I	14,15,16,17,18	14-16	3 üye
Grup II	14,15,16,17,18	14-17	4 üye
Grup III	13,14,15,16,17,18	13-15-17	5 üye



Şekil 3.1. Grup I, Grup II ve Grup III klinik senaryolarına göre hazırlanan fantom modeller

3.2 Çalışma modellerinin üretilmesi

Oluşturmuş olduğumuz senaryolara göre deney modellerini hazırlamak amacıyla fantom modelden (Hard Gingiva Jaw Model, NISSIN Dental Products Inc, Japonya) klinik senaryolara uygun olarak eksik dişler çıkarıldı, implant yerleştirilecek bölgeler haricindeki diş yuvaları pembe mum (Modelling wax, Denstply, ABD) ile rezidüel sırt formu verilecek şekilde modele edildi.

Hazırlanan fantom modellerden ölçü muflası ile silikon esaslı ölçü maddesi kullanılarak ölçü (Stomaflex Putty, Spofa Dental, Almanya) alındıktan sonra (Şekil 3.2) tip III sert alçıdan (Heraus Kulzer, Grüner Weg, Almanya) model eldesi gerçekleştirildi.



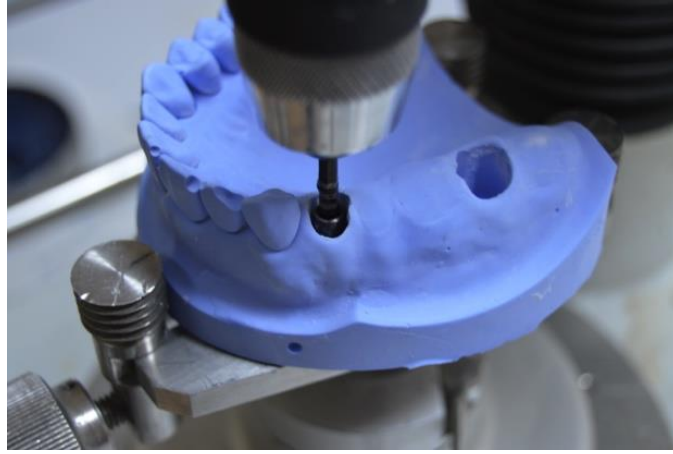
Şekil 3.2. Fantom modellerden ölçü muflası ve silikon esaslı ölçü maddesi ile negatif kopya elde edilmesi

Elde edilen alçı modeller paralelometreye (Paraskop M, BEGO GmbH & Co. KG, Almanya) yer düzlemine paralel olacak şekilde bağlandı. (Şekil 3.3) İnternal hegzagon konik bağlantıya sahip 13 mm boy ve 4.5 mm çapta kemik seviyesinde implantlar (OsseoSpeed™ TX 4.5 S, 13 mm REF 24953, Astra Implants, AstraTech; DENTSPLY Implants) soketin meziodistal ve bukkolingual olarak merkezinde komşu dişin mine-sement sınırından 1 mm

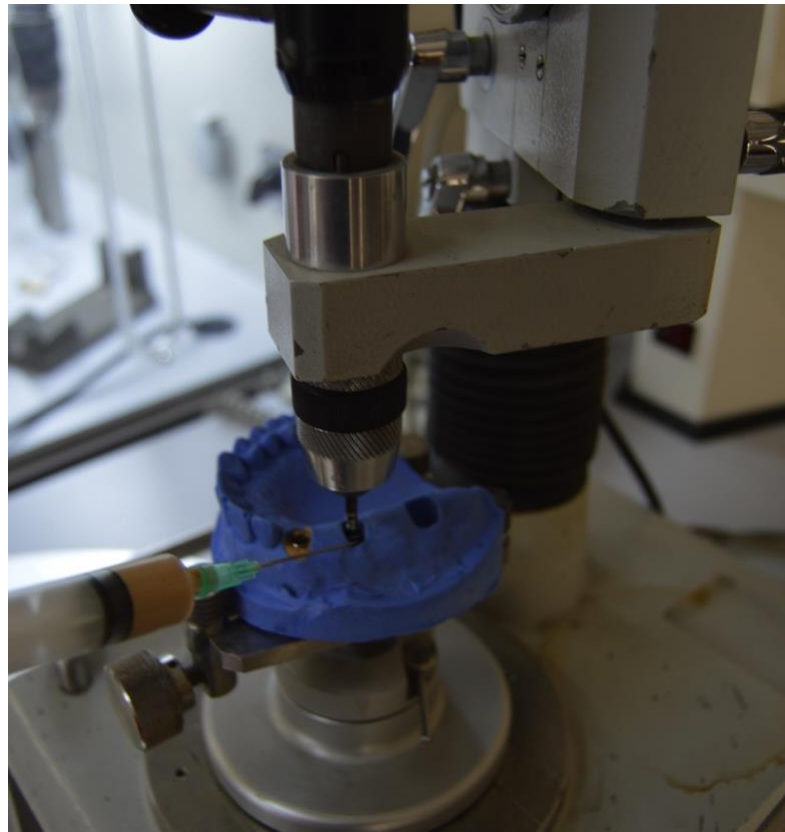
apikalde olacak şekilde implant tutucu frez ile paralelometreye bağlandı (Şekil 3.4), implant ve alçı modelde yer alan soketler arasında kalan boşluk tip IV (Heraus Kulzer, Grüner Weg, Almanya) geliştirilmiş sert alçı ile dolduruldu. (Şekil 3.4) Üretici firma önerilerine bağlı olarak alçının sertleşmesi için gereken süre tamamlanana kadar implantların paralelometre ile bağlantısının devamlılığı sağlandı.



Şekil 3.3. Paralelometreye yer düzlemine paralel olacak şekilde sabitlenmiş çalışma modeli

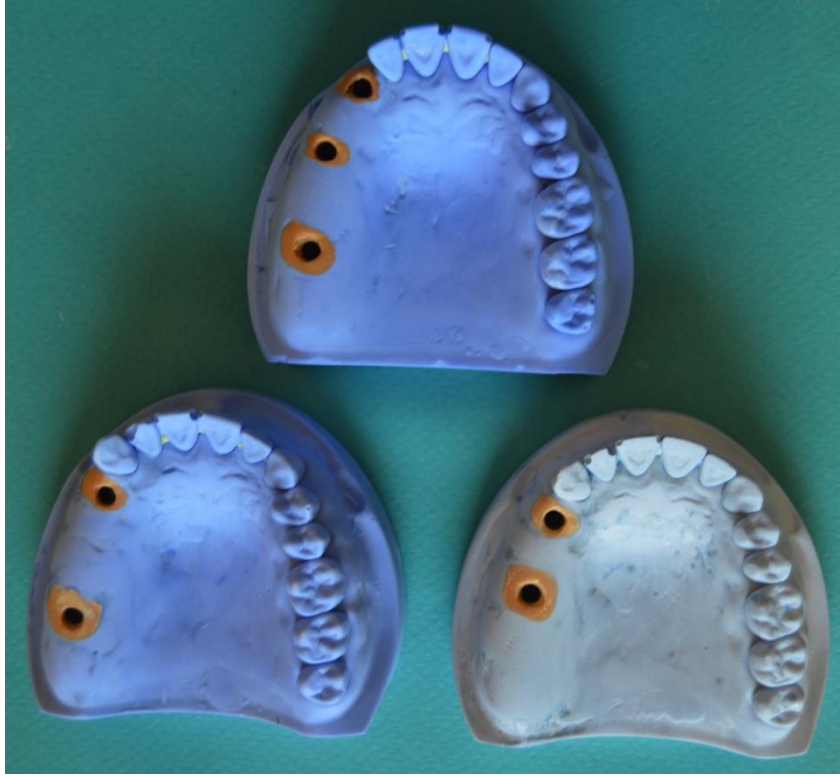


Şekil 3.4. İmplantların soketler içerisindeki üç boyutlu ideal pozisyonu



Şekil 3.5. İmplantların alçı modele tip IV geliştirilmiş sert alçı model ile sabitlenmesi

Tüm deney modellerine implantlar yerleştirildikten sonra (Şekil 3.6), ışıkla sertleşen akrilik (Duracryl Tray, Dura Dent, İtalya) materyalden her modele özel kaşık hazırlandı.



Şekil 3.6. İmplantların yerleştirilmiş olduğu deney modelleri

İmplantların yerleştirildiği modellerin üzerine 1.5 mm diş eti yüksekliğine sahip titanyum abutmentlar (Direct Abutment™ 4.5/5.0 - Ø 5, 1 mm REF 24528, Astra Implants, AstraTech; DENTSPLY Implants) 25 N tork ile yerleştirildikten sonra direkt ölçü parçaları (Direct Abutment Impression Pick-up Ø 5 mm REF 22711, Astra Implants, AstraTech; DENTSPLY Implants) abutmentlar üzerine yerleştirildi. (Şekil 3.7)

Alçı modeller suya doyurulduktan sonra daha önceden hazırlanan kişisel kaşıklar ile ekstra akışkan yoğunlukta ve yoğun kıvamda ölçü maddesinin bir arada kullanıldığı (Variotime Extra Light Flow/ Variotime Heavy Tray, Heraeus Kulzer, Almanya) vinilpolisiloksan ölçü maddesi ile tek aşamalı ölçü alındı ve implant analogları (Direct Abutment Replica Ø 5 mm REF 22064, Astra Implants, AstraTech; DENTSPLY Implants) ölçü içerisine yerleştirildi. (Şekil 3.8)



Şekil 3.7. Titanyum abutmentların deney modellerindeki implantlar ile bağlantısının sağlanması ve direkt ölçü parçalarının yerleştirilmesi



Şekil 3.8. Deney modelleri ve VPS ölçülere implant analoglarının yerleştirilmesi

İmplant analoglarının çevresine diş etini taklit etmek amacıyla yumuşak silikon materyal (Gingifast, Zhermack, Badia, Polesine, İtalya) uygulandıktan sonra, tip IV sert alçı (Heraus Kulzer, Grüner Weg, Germany) ile çalışma modelleri elde edildi. (Şekil 3.9)



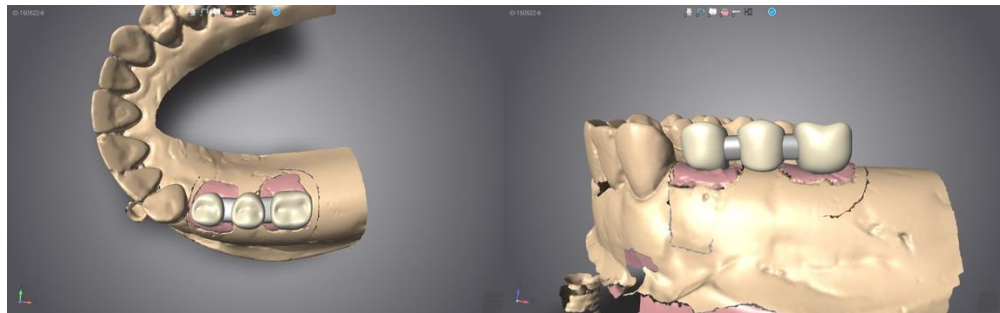
Şekil 3.9. Ölçüde analogların çevresine diş etini taklit eden materyal uygulaması ve tip IV sert alçıdan çalışma modellerinin elde edilmesi

3.3 Altyapı örneklerinin hazırlanması

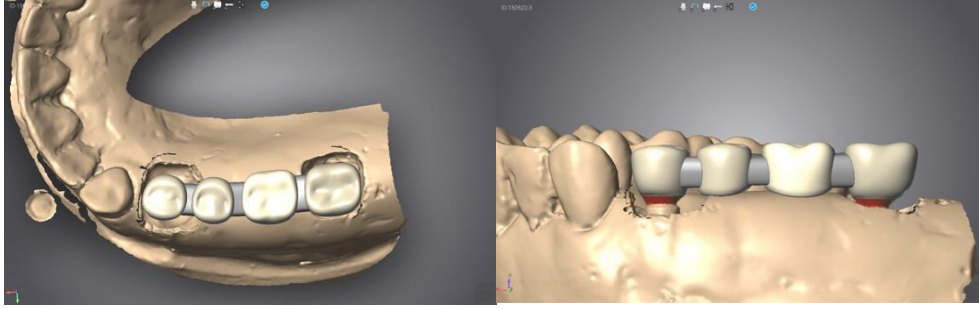
Elde edilen çalışma modelleri laboratuvar ortamında CAD/CAM tarama cihazında taranarak (Cerec inLab, Sirona Dental Company, Almanya) (Şekil 3.10), modellerin sanal ortamda üç boyutlu modelleri elde edildi; üç, dört ve beş üyeli restorasyonların altyapı tasarımları gerçekleştirildi. Altyapılar, dişlerin anatomik morfolojilerine uyumlu ve 50 µm siman aralığına sahip olacak şekilde tasarlandı. (Şekil 3.11, Şekil 3.12 ve Şekil 3.13)



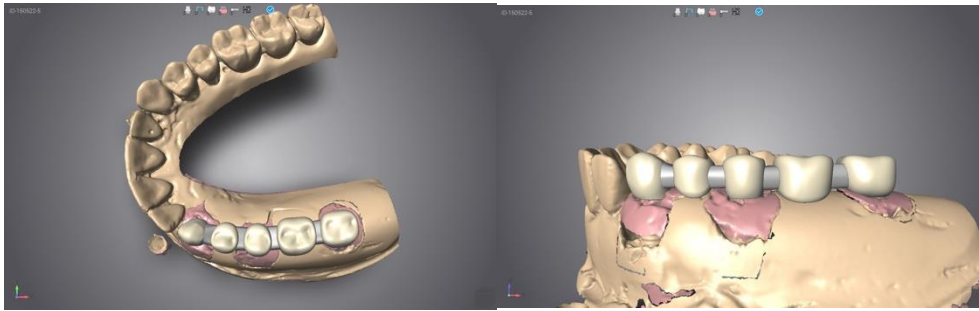
Şekil 3.10. CAD/CAM tarama cihazı



Şekil 3.11. Grup I'de yer alan üç üyeli altyapıların sanal ortamdaki üç boyutlu tasarımlarının okluzal ve bukkal yüzeylerden görünümü



Şekil 3.12. Grup II'de yer alan dört üyeli altyapıların sanal ortamdaki üç boyutlu tasarımlarının okluzal ve bukkal yüzeylerden görünümü



Şekil 3.13. Grup III'de yer alan beş üyeli altyapıların sanal ortamdaki üç boyutlu tasarımlarının okluzal ve bukkal yüzeylerden görünümü

Bu tasarımlara göre konvansiyonel döküm, CAD/CAM ve SLM yöntemleri ile her grup için örnekler üretildi. Örnekler arasında standardizasyon sağlamak için konvansiyonel döküm yönteminde kullanılmak üzere CAD/CAM cihazında rezin altyapılar (CAD-IVORY PMMA Disc Ø 98.5x10 mm, On Dent) üretildi. (Şekil 3.14) Döküm yönteminde kullanılan ve ısı ile eriyerek artık bırakmadan manşetten uzaklaşan bu rezin altyapılar sayesinde konvansiyonel mum modelasyon yöntemine bağlı hataları ortadan kaldırma imkanı sağlandı.

Üretilen bu rezin altyapılar manşette rövetmana alındıktan sonra konvansiyonel döküm işlemindeki üretim basamakları izlendi.

CAD/CAM yöntemi ile üretilen örnekler su soğutması altında çelik frezler yardımı (Yenamak D Serisi, Yena Makina Sanayi ve Ticaret Ltd. Şti,Türkiye) ile üretildi. (Şekil 3.15)



Şekil 3.14. Döküm yönteminde kullanılmak üzere CAD/CAM cihazında üretilen dökülebilir rezin bloklardan elde edilen altyapılar



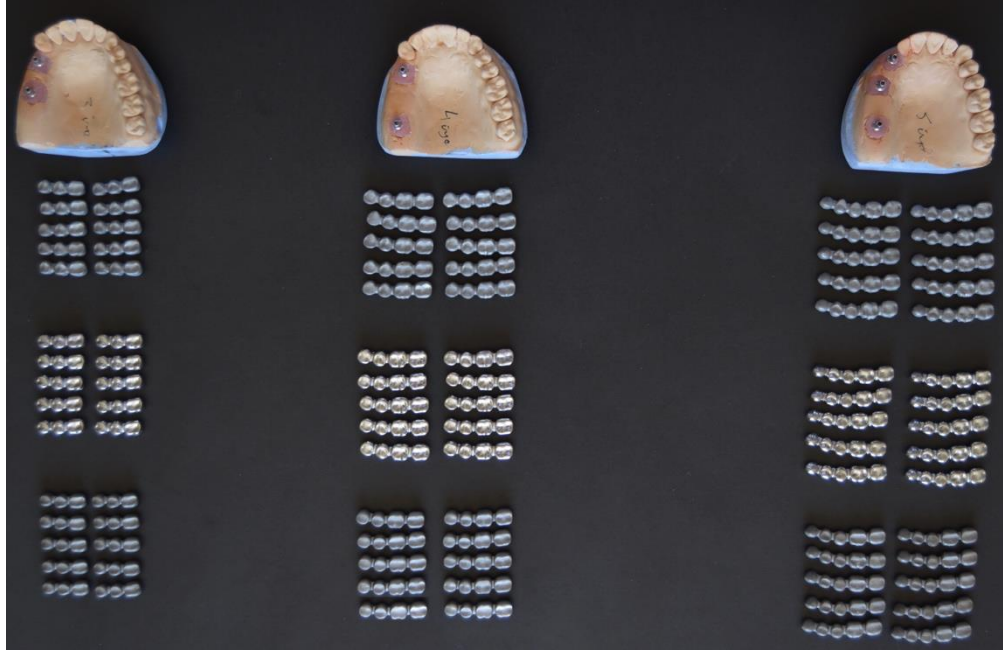
Şekil 3.15. CAD/CAM freze cihazı

SLM yöntemi ile üretilen örnekler ise Co-Cr toz granüllerinin karbondioksit lazer ile şekillendirilmesi (EOS CobaltChrome SP2, Electro Optical Systems, Finlandiya) ile üretildi. (Şekil 3.16)



Şekil 3.16. SLM üretim cihazı

Üretilen her bir altyapıya özel bir numara verildi. Her grupta her bir üretim yönteminden 10 adet olmak üzere ($n=10$) toplam 90 adet altyapı üretimi gerçekleştirildi. (Şekil 3.17) Gruplara ve üretim yöntemlerine göre örneklerin sahip olduğu numaralar ve örneklem dağılımları Tablo 3.2 de gösterilmiştir.



Şekil 3.17. Gruplara göre örneklerin sıralanması. Her bir grupta her üretim yöntemi için n=10 olmak üzere toplam 30 adet altyapı bulunmaktadır.

Tablo 3.2. Gruplara ve üretim yöntemlerine göre örneklem dağılımları

Grup Adı	Üretim Yöntemi		
	Döküm	CAD/CAM	SLM
Grup I (İmplant poz.:14-16)	1-10 nolu altyapılar (n=10)	11-20 nolu altyapılar (n=10)	21-30 nolu altyapılar (n=10)
Grup II (İmplant poz.:14-17)	31-40 nolu altyapılar (n=10)	41-50 nolu altyapılar (n=10)	51-60 nolu altyapılar (n=10)
Grup III (İmplant poz.:13-15-17)	61-70 nolu at yapılar (n=10)	71-80 nolu altyapılar (n=10)	81-90 nolu altyapılar (n=10)

3.4. Polivinil siloksan eter ölçü maddesi ile silikon replikaların hazırlanması

Üretilen altyapıların abutmentlar ile olan uyumunu kontrol etmek amacıyla silikon replika yöntemi kullanıldı. Öncelikle abutmentların vida girişleri pamuk ile kapatıldıktan sonra üzeri hem ışıkla hem de kimyasal olarak sertleşen self-etch rezin simanla (RelyX™ Unicem, 3M ESPE, ABD) kapatıldı, abutmentın okluzal sınırını aşmayacak şekilde tesviye ve polisaj işlemlerine tabi tutuldu.

Siman aralığını belirlemek için kullanılacak olan vinilpolisiloksan eter ölçü maddesine bağlanmasını sağlamak amacı ile altyapıların iç yüzeylerine polieter adeziv ajan (Polyether Tray Adhesive, 3M ESPE, ABD) uygulandı. (Şekil 3.18)



Şekil 3.18. Örneklerin iç yüzeyine polieter adeziv ajan uygulanması

Üretici firma önerileri doğrultusunda ince kıvamda vinilpolisiloksan eter ölçü maddesi (Identium® Light, Kettenbach GmbH & Co. KG., Almanya) altyapı örneklerinin iç yüzeyine konuldu (Şekil 3.19) ve örnekler çalışma modeli üzerine parmak basıncı ile yerleştirildi ve ölçü maddesinin polimerizasyonu tamamlanana kadar basınç altında tutuldu. (Şekil 3.20)



Şekil 3.19. İnce kıvamda vinilpolisiloksan eter ölçü maddesinin örneğin iç yüzeyine aktarılması



Şekil 3.20. İç yüzeyinde ince kıvamda ölçü maddesi taşıyan altyapı örneğin parmak basıncı ile yerleştirilmesi

Ölçü maddesi polimerize olduktan sonra örnekler çalışma modelinden dikkatlice ayrıldı, siman aralığının taklit eden ince silikon tabakasının devamlılığı ışık altında incelendi. Sonrasında ince silikon tabakasını desteklemek için yine ince kıvamda silikon ölçü maddesi (Elite HD, Zhermack, Badia, Polesine, İtalya) örneklerin içine yerleştirildi, üretici firma önerilerine uygun olarak polimerizasyon süresince beklendi. (Şekil 3.21)



Şekil 3.21. İnce kıvamda silikon ölçü maddesinin uygulanması

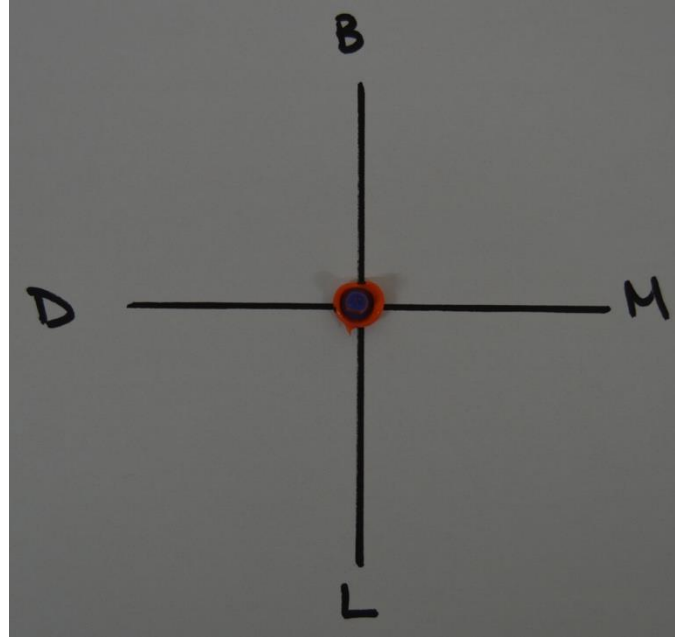
Elde edilen silikon replikaların, örneklerin iç yüzeyinden herhangi bir deformasyona uğramadan çıkarılması sağlandı. (Şekil 3.22)



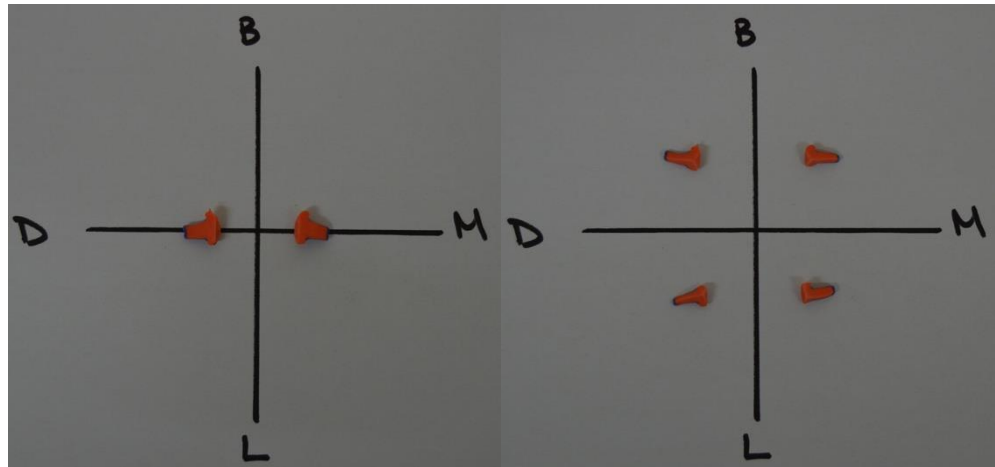
Şekil 3.22. Defromasyona uğramadan örneklerin içinden çıkarılan silikon replika örneği

3.5. Işık mikroskobu ile internal ve marjinal uyumun incelenmesi

Altyapı restorasyonların abutment ile olan internal ve marjinal uyumunun incelenmesi için silikon replikalar iki yönde kesiye tabi tutuldu. Örneklerin içinden çıkarılmadan önce silikon replikaların bukkal ve mezial yüzeyleri belirlendi ve bir rehber üzerine yerleştirildi. (Şekil 3.23) Rehber üzerine yerleştirilen silikon replikalar; birincil olarak bukkolingual yönde, ikincil olarak meziyodistal yönde kesiye tabi tutuldu. (Şekil 3.24) Bunun sonucunda bir silikon replika örneği dört çeyrek parçaya bölünmüş oldu. Her bir çeyrek parça; bukkal, lingual, mezial ve distal yüzeylerin uyumunu temsil etmekteydi.

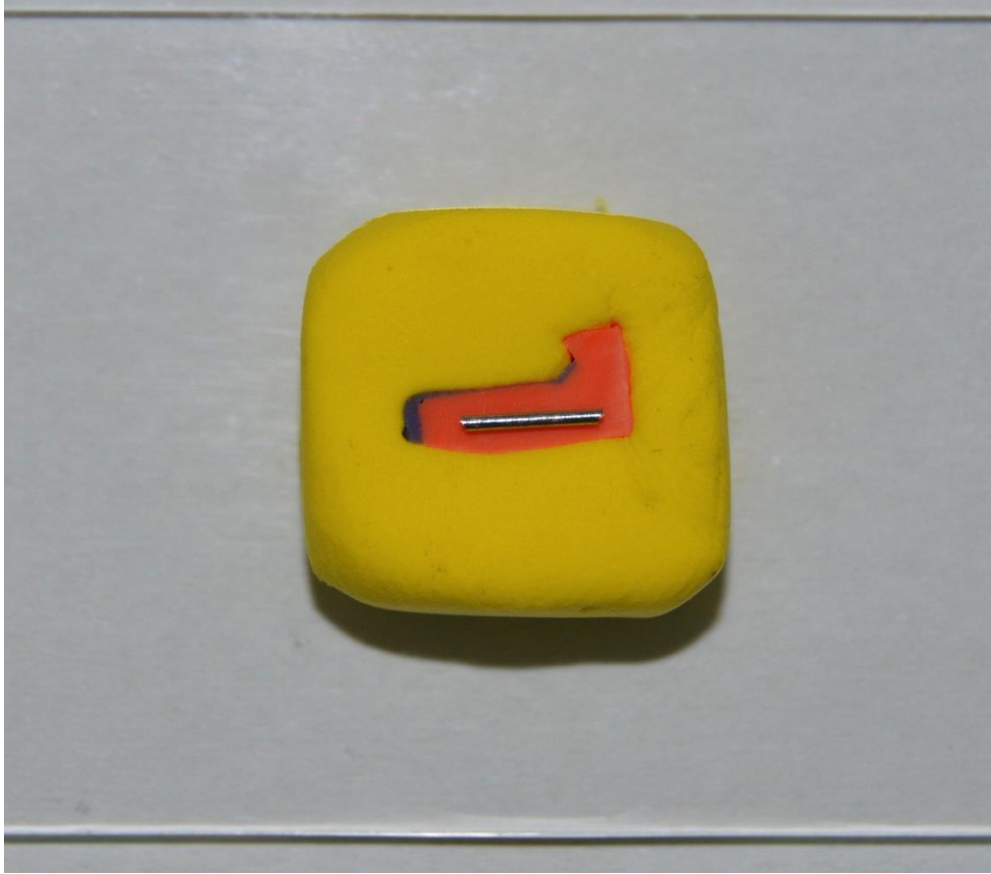


Şekil 3.23. Rehber üzerine yerleştirilmiş silikon replika örneği



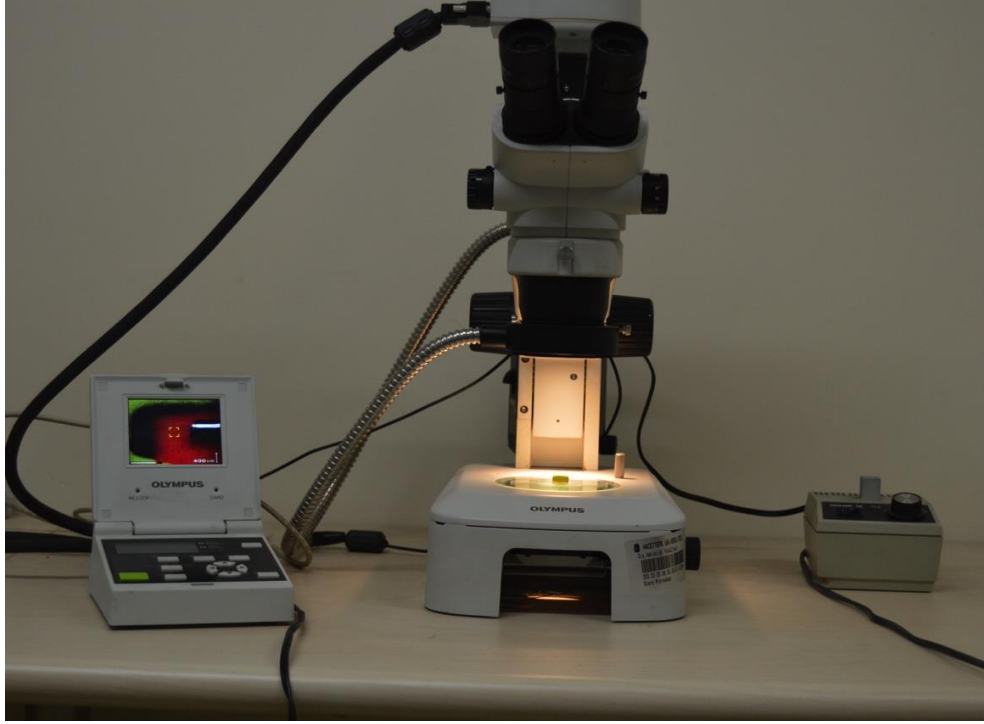
Şekil 3.24. Bukkolingual ve mezyodistal doğrultuda kesiler ile silikon replikanın bölümlere ayrılması

Mikroskop altında incelemeyi kolaylaştırmak ve silikonların sabit durmasını sağlamak amacıyla dört çeyrek parçaya ayrılan silikon replikaların her bir parçası lam üzerinde oyun hamuru içerisine gömüldü. Ölçümler sırasında kalibrasyonu sağlamak için 0.5 mm tam yuvarlak paslanmaz çelik tel silikon replika örneklerin üzerine yerleştirildi. (Şekil 3.25)



Şekil 3.25. Işık mikroskobunda incelenmek üzere hazırlanmış silikon replika örneği

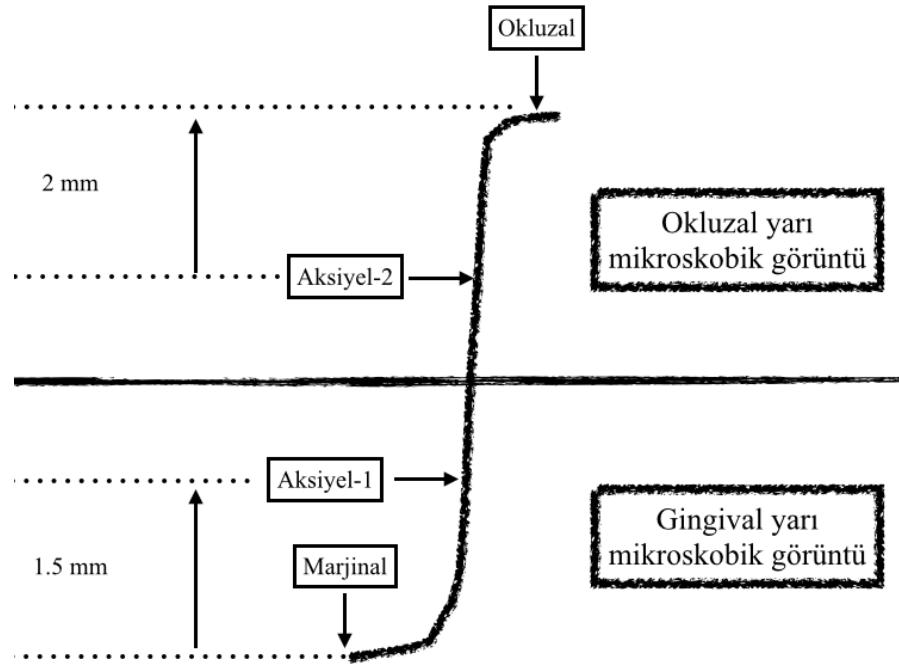
Işık mikroskobu (SZ61/SZ51 Zoom Stereo Microscopes/DP12 Microscope Digital Camera System, OLYMPUS, Japonya) ile x45 büyütmede incelendi. (Şekil 3.26) Biri gingival yarıdan biri okluzal yarıdan olmak üzere silikon replika örneklerin her bir çeyrek parçasından iki adet; her bir abutmanı taklit eden silikon replikalardan toplam sekiz adet fotoğraf alındı.



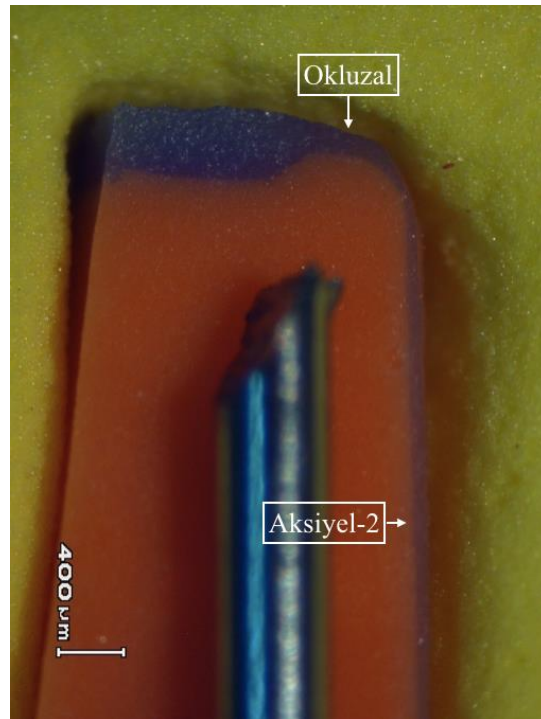
Şekil 3.26. Silikon replika örneğinin ışık mikroskobu altında incelenmesi

3.6. İnternal ve marjinal uyum ölçümleri

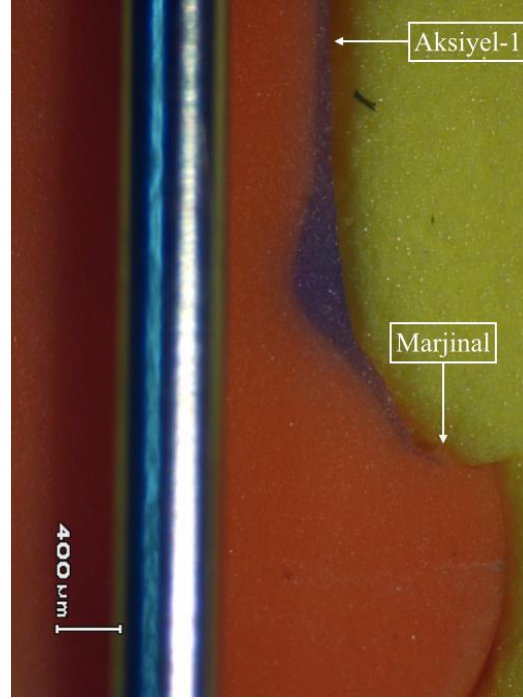
Mikroskopta alınanan her bir fotoğraftan ikişer adet ölçüm gerçekleştirildi. Gingival yarıdan alınan fotoğraflarda; altyapının abutment ile birleşim sınırı marjinal ölçüm noktası olarak değerlendirilirken, 1.5 mm okluzalindeki bir nokta aksiyel-1 ölçüm noktası olarak kaydedildi. Okluzal yarıdan alınan fotoğraflarda; okluzal ölçüm noktasından 2 mm gingivalinde yer alan bir nokta da aksiyel-2 ölçüm noktası olarak kaydedildi (149). Her bir çeyrek silikon replikadan bir okluzal, bir marjinal ve iki aksiyel olmak üzere dört; bir abutmenttan toplam 16 adet ölçüm gerçekleştirildi. Grup I'de 960, Grup II'de 960 ve Grup II'de 1140 olmak üzere toplam 3360 adet uyum değeri kaydedildi. Ölçüm noktalarının şematik görünümü Şekil 3.27'da, ölçüm noktalarının mikroskobik fotoğraflar üzerindeki yerleşimi Şekil 3.28'da ve Şekil 3.29'de görülmektedir.



Şekil 3.27. İnternal ve marjinal uyum ölçüm noktalarının şematik görünümü



Şekil 3.28. Okluzal yarı mikroskopik görüntüde ölçüm noktalarının yerleri



Şekil 3.29. Gingival yarı mikroskobit görüntüde ölçüm noktalarının yerleri

Fotoğraflar üzerinden internal ve marjinal uyum değerlerinin ölçümü ImageJ (ImageJ and NIH Image software; National Institutes of Health, Bethesda, Md) programı ile yapıldı.

3.7 İstatistiksel analiz

Bu çalışmada elde edilen verilerin istatistiksel analizi R 3.2.0 (157) yazılımı ile değerlendirildi.

Silikon replikaların dört çeyrek parçaya bölünmesi sonrasında yapılan ölçümlerin ortalama değerleri ayrı ayrı hesaplanarak; ortalama okluzal, aksiyel ve marjinal uyum değerleri elde edildi ve iki farklı değerlendirmeye tabi tutuldu. Birincil olarak abutmentlerin (meziyal-distal) yüzeyleri arasında değerlendirme yapıldı, ikincil olarak da altyapıların abutmentlere olan uyumlarının toplam değerleri incelendi. Verilerin normal dağılıma uygunluğu histogram ve q-q grafikleri ile, ayrıca Shapiro-Wilk testi ile değerlendirildi. Gruplar arası karşılaştırmalarda Mann-Whitney ve Kruskal-Wallis testleri kullanıldı. Çoklu karşılaştırmalar Dunn-Bonferroni testi ile değerlendirildi. $p < .05$ düzeyi istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

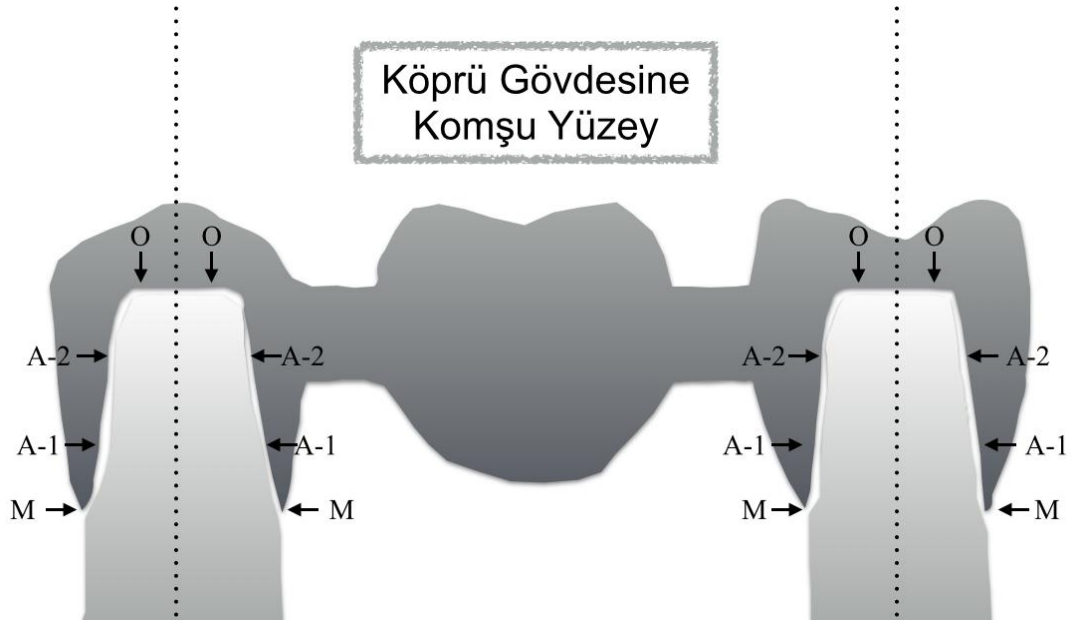
4. BULGULAR

Çalışmamızda üç farklı klinik senaryoya göre üç farklı üretim yöntemiyle (konvansiyonel döküm, CAD/CAM ve SLM) Co-Cr alaşımdan üç, dört ve beş üyeli implant destekli sabit protez altyapıları üretilmiştir. Her bir çalışma grubunda n=10 adet olmak üzere, dokuz çalışma grubunda toplam 90 adet Co-Cr alaşımdan altyapı üretilmiştir. Üç, dört ve beş üyeli implant destekli sabit protez metal altyapıların marjinal ve internal uyumlarını değerlendirmek için; bukkal, lingual, mezial ve distal yüzeylerden marjinal, aksiyel-1 ve aksiyel-2, okluzal uyum değerleri ölçülmüş; her bir abutmenttan 16, toplamda 3360 adet ölçüm yapılmıştır. Yapılan bu ölçümler sonrasında elde edilen veriler iki farklı değerlendirmeye tabi tutulmuşlardır.

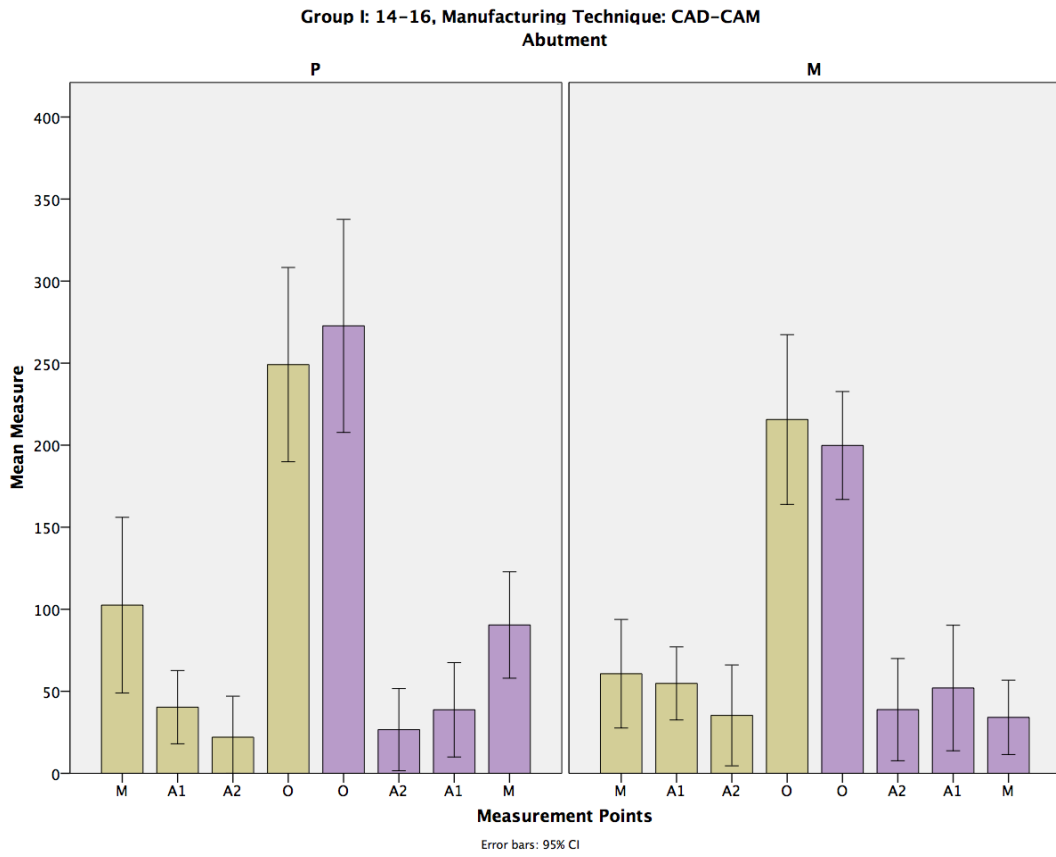
4.1 Abutmentlerin yüzeyleri arasında değerlendirme

Mezial ve distal yüzeylerden ölçülen ortalama marjinal, aksiyel-1, aksiyel-2 ve okluzal uyum değerleri ayrıca hesaplanarak değerlendirmeye tabi tutuldu. (Şekil 4.1)

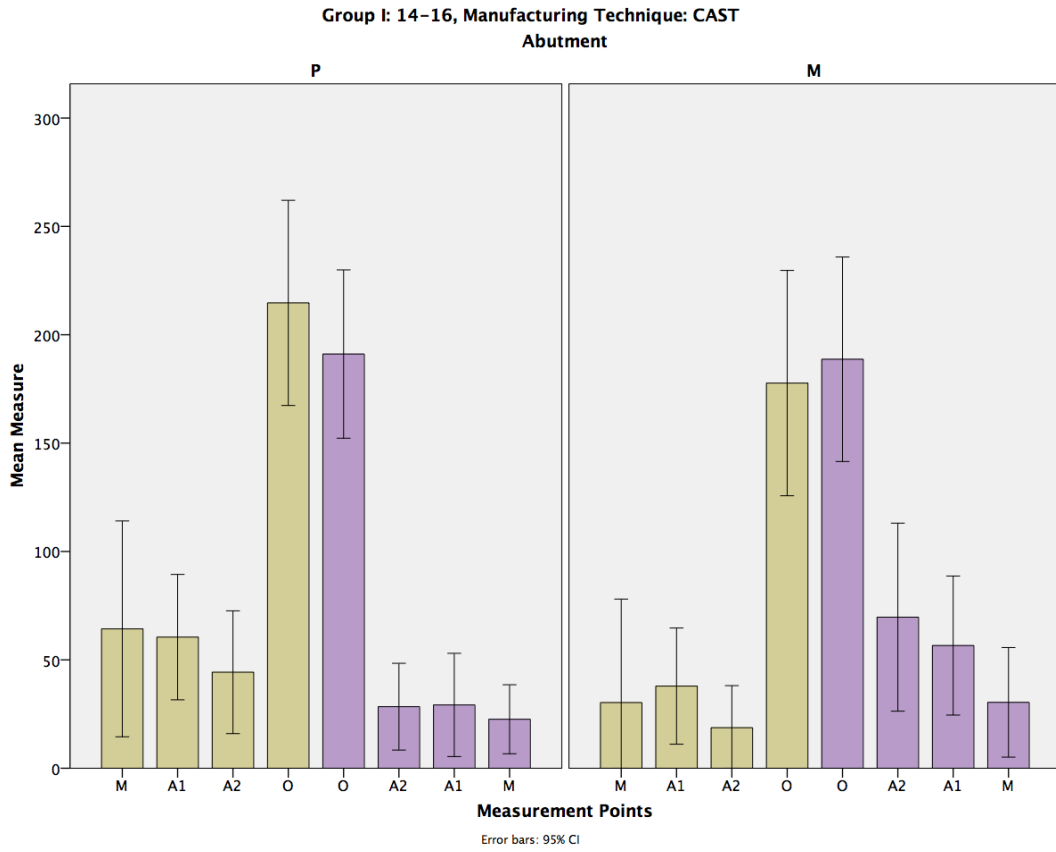
Marjinal uyum değerlerine bakıldığında; Grup I'de yer alan CAD/CAM ile üretilen altyapıların premolar abutmentleri mezialde ortalama 89 µm, distalde 109,5 µm; molar abutmentleri mezialde 45 µm, distalde 20,5 µm değerlere sahiptir. (Şekil 4.2) Grup I'de yer alan döküm yöntemiyle üretilen altyapıların premolar abutmentleri mezialde ortalama 47 µm, distalde 15,5 µm; molar abutmentleri mezialde 8 µm, distalde 19 µm değerlere sahiptir. (Şekil 4.3) Grup I'de yer alan SLM ile üretilen altyapıların premolar abutmentleri mezialde ortalama 9 µm, distalde 38,5 µm; molar abutmentleri mezialde 24 µm, distalde 18,5 µm değerlere sahiptir. (Şekil 4.4) SLM yöntemiyle üretilen altyapıların premolar abutmentlerinde distal yüzeylerde elde edilen değerler istatistiksel olarak anlamlı derecede mezial yüzeylerdeki değerlerden daha yüksektir ($p=,001$). Diğer değerler arasında anlamlı fark yoktur.



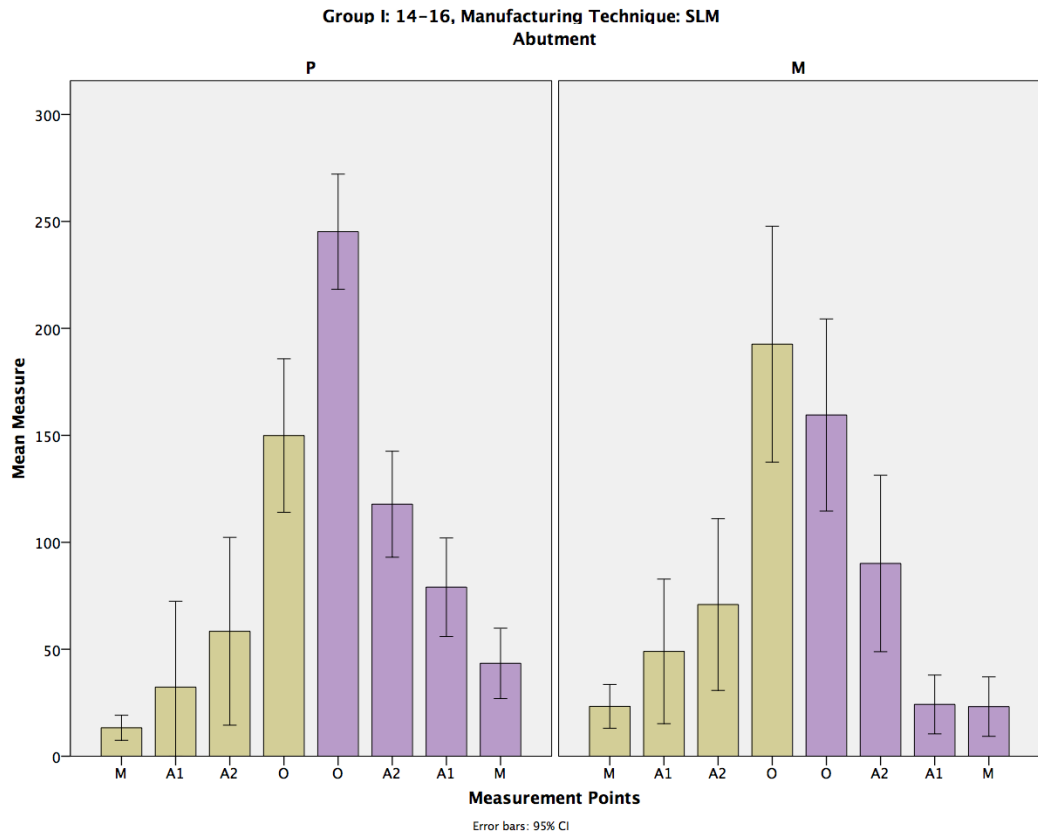
Şekil 4.1. Üç üyeli altyapıların şematik görünümünde ölçüm noktalarının gösterimi



Şekil 4.2. CAD/CAM yöntemi ile üretilen üç üyeli altyapıların internal ve marjinal uyum değerleri (M: Marjinal, A1: Aksiyel-1, A2: Aksiyel-2, O: Okluzal)



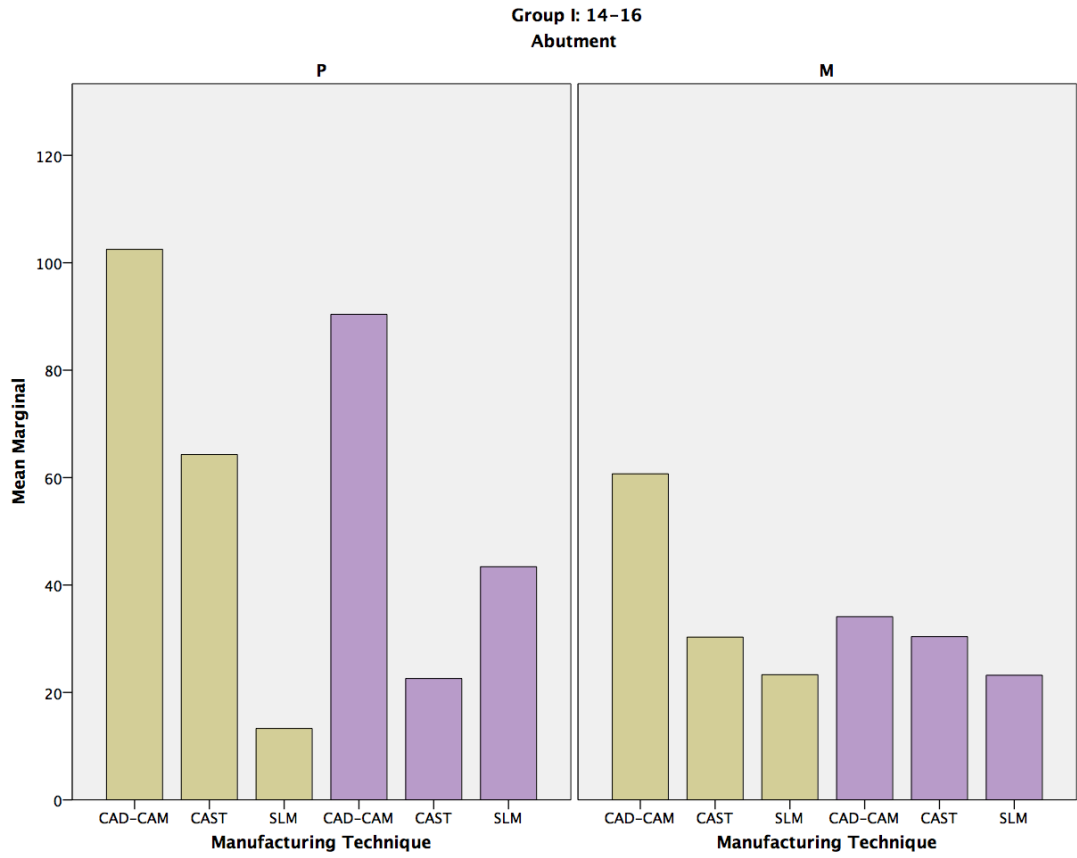
Şekil 4.3. Döküm yöntemi ile üretilen üç üyeli altyapıların internal ve marjinal uyum değerleri (M: Marjinal, A1: Aksiyel-1, A2: Aksiyel-2, O: Okluzal)



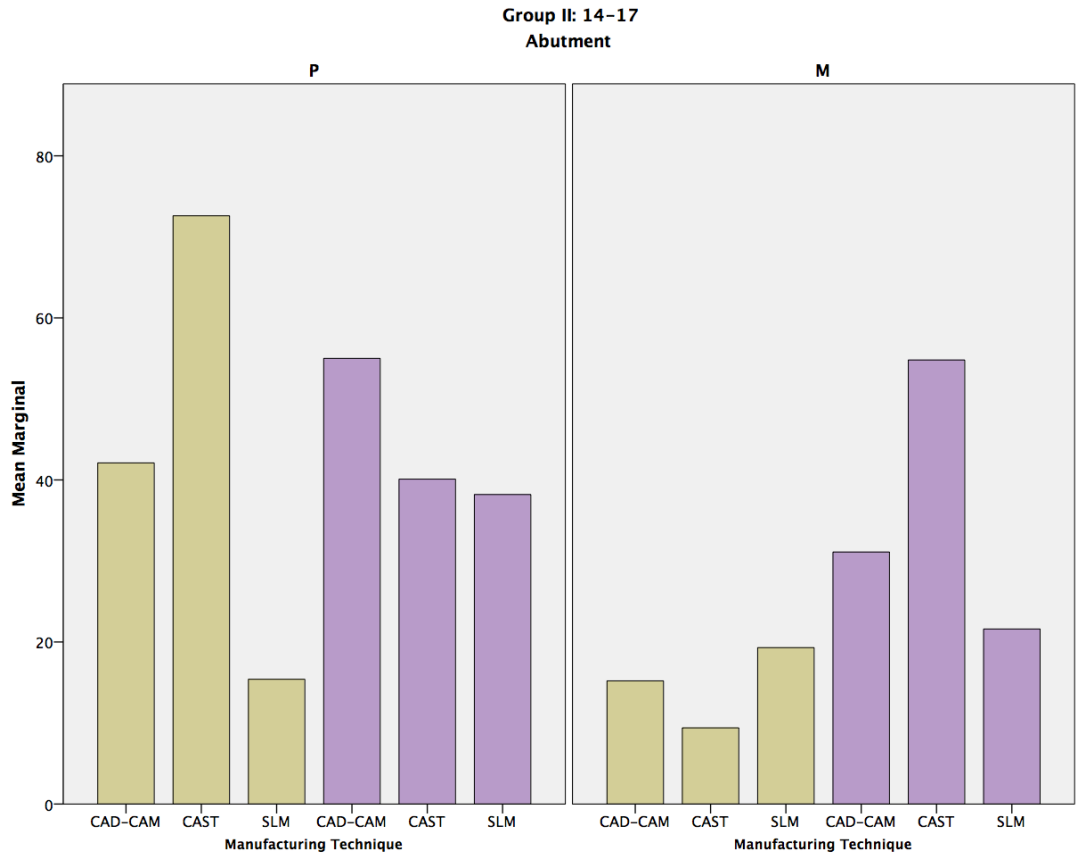
Şekil 4.4. SLM yöntemi ile üretilen üç üyeli altyapıların internal ve marjinal uyum değerleri (M: Marjinal, A1: Aksiyel-1, A2: Aksiyel-2, O: Okluzal)

Grup II'de yer alan CAD/CAM ile üretilen altyapıların premolar abutmentleri mezialde ortalama 44 μm , distalde 56,5 μm ; molar abutmentleri mezialde 11,5 μm , distalde 22,5 μm değerlere sahiptir. (Ek-1) Grup II'de yer alan döküm yöntemiyle üretilen altyapıların premolar abutmentleri mezialde ortalama 86 μm , distalde 29,5 μm ; molar abutmentleri mezialde 7 μm , distalde 47 μm değerlere sahiptir. (Ek-2) Grup II'de yer alan SLM ile üretilen altyapıların premolar abutmentleri mezialde ortalama 10,5 μm , distalde 34,5 μm ; molar abutmentleri mezialde 14 μm , distalde 22 μm değerlere sahiptir. (Ek-3) Döküm yöntemiyle üretilen altyapıların molar abutmentlerinde distal yüzeylerdeki değerler mezial yüzeylerdeki değerlerden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir ($p=,002$). Diğer değerlerde anlamlı fark bulunamamıştır.

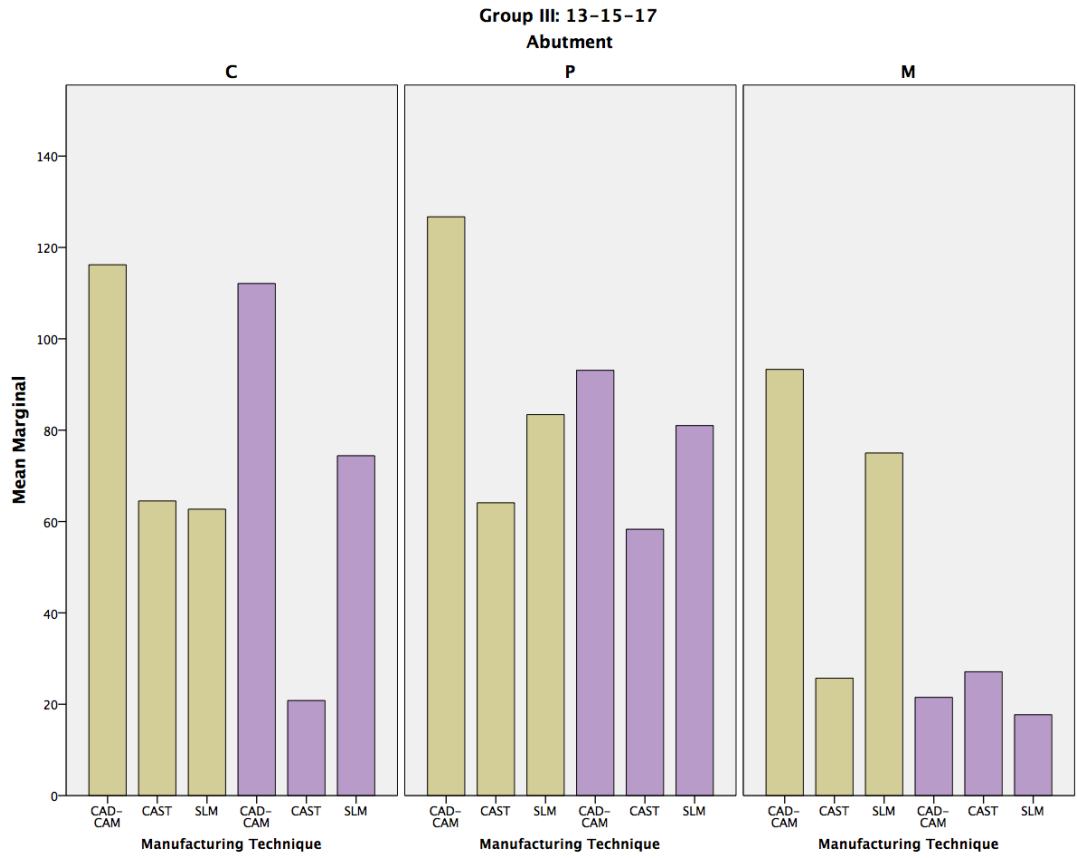
Grup III'de yer alan CAD/CAM ile üretilen altyapıların kanin abutmentleri mezialde ortalama 112 μm , distalde 111 μm ; premolar abutmentleri mezialde ortalama 126 μm , distalde 109 μm ; molar abutmentleri mezialde 90 μm , distalde 15,5 μm değerlere sahiptir. (Ek-4) Grup III'de yer alan döküm yöntemiyle üretilen altyapıların kanin abutmentleri mezialde 64,5 μm , distalde 10,5 μm , premolar abutmentleri mezialde ortalama 61 μm , distalde 61,5 μm ; molar abutmentleri mezialde 19 μm , distalde 7,5 μm değerlere sahiptir. (Ek-5) Grup III'de yer alan SLM ile üretilen altyapıların kanin abutmentleri mezialde 65 μm , distalde 67 μm , premolar abutmentleri mezialde ortalama 84,5 μm , distalde 87 μm ; molar abutmentleri mezialde 81 μm , distalde 10,5 μm değerlere sahiptir. (Ek-6) CAD/CAM ve SLM yöntemleriyle üretilen altyapıların molar abutmentlerinde mezial yüzeylerdeki değerler ve distal yüzeylerdeki değerlerden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir ($p=,001$ ve $p=,001$). Diğer değerlerde anlamlı fark bulunamamıştır. Mezial ve distal yüzeylerin sahip olduğu marjinal uyum değerleri Tablo 4.1'de, grupların üretim yöntemlerine göre sahip olduğu marjinal uyum değerlerinin kıyaslaması Şekil 4.5, Şekil 4.6 ve Şekil 4.7'de gösterilmektedir.



Şekil 4.5. Üç üyeli altyapıların mezial ve distal yüzeylerdeki marjinal aralık değerlerinin üretim yöntemlerine göre karşılaştırılması



Şekil 4.6. Dört üyeli altyapıların mezial ve distal yüzeylerdeki marjinal aralık değerlerinin üretim yöntemlerine göre karşılaştırılması



Şekil 4.7. Beş üyeli altyapıların mezial ve distal yüzeylerdeki marjinal aralık değerlerinin üretim yöntemlerine göre karşılaştırılması

Tablo 4.1. Üretim yöntemlerine ve gruplara göre abutmentlerin mezial ve distal yüzeylerindeki marjinal ölçüm değerleri

Grup	Yüzey												
	Mezial						Distal						
	P	M	C	p	P	M	C	p	P	M	C	p	
Grup I													
CAD-CAM	89(44-185)	45(21-101)	-	0,241	109,5(59-126)	20,5(9-62)	-	0,013					
DOKUM	47(17-63)	8(4-11)	-	0,080	15,5(9-21)	19(7-31)	-	0,704					
SLM	9(8-20)	24(9-29)	-	0,171	38,5(31-58)	18,5(9-28)	-	0,034					
Grup II													
CAD-CAM	44(21-51)	11,5(5-23)	-	0,006	56,5(40-77)	22,5(12-38)	-	0,054					
DOKUM	86(14-124)	7(4-9)	-	0,006	29,5(16-73)	47(15-58)	-	0,545					
SLM	10,5(9-24)	14(9-26)	-	0,542	34,5(12-58)	22(8-28)	-	0,130					
Grup III													
CAD-CAM	126(112-153)	90(74-127)	112(96-128)	0,133	109(64-128) ^a	15,5(9-28) ^b	111(86-141) ^a	0,001					
DOKUM	61(33-100)	19,5(5-50)	64,5(33-78)	0,059	61,5(27-88)	7,5(4-21)	10,5(4-34)	0,151					
SLM	84,5(53-114)	81(61-91)	65(32-85)	0,355	87(50-104) ^a	10,5(8-18) ^b	67(57-90) ^a	<0,001					

Veriler ortanca (1. ve 3. çeyreklik) olarak ifade edilmiştir. Aynı satırda yer alan farklı harfler gruplar arası farklılıklarını göstermektedir. Aynı satırda yer alan farklı harfler gruplar arası farklılıklarını göstermektedir.

Aksiyel-1 ölçüm değerlerine bakıldığında; Grup I'de yer alan CAD/CAM ile üretilen altyapıların premolar abutmentleri mezialde ortalama 41,5 µm, distalde 28 µm; molar abutmentleri mezialde 46 µm, distalde 27 µm değerlere sahiptir. Grup I'de yer alan döküm yöntemiyle üretilen altyapıların premolar abutmentleri mezialde ortalama 46 µm, distalde 13,5 µm; molar abutmentleri mezialde 32 µm, distalde 56 µm değerlere sahiptir. Grup I'de yer alan SLM ile üretilen altyapıların premolar abutmentleri mezialde ortalama 8 µm, distalde 75,5 µm; molar abutmentleri mezialde 31 µm, distalde 21 µm değerlere sahiptir. SLM yöntemiyle üretilen altyapıların premolar abutmentlerinde distal yüzeylerdeki değerler mezial yüzeylerdeki değerlerden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir ($p=,004$). Diğer değerlerde anlamlı fark bulunamamıştır.

Grup II'de yer alan CAD/CAM ile üretilen altyapıların premolar abutmentleri mezialde ortalama 12,5 µm, distalde 36,5 µm; molar abutmentleri mezialde 48 µm, distalde 23 µm değerlere sahiptir. Grup II'de yer alan döküm yöntemiyle üretilen altyapıların premolar abutmentleri mezialde ortalama 82 µm, distalde 8 µm; molar abutmentleri mezialde 10,5 µm, distalde 61,5 µm değerlere sahiptir. Grup II'de yer alan SLM ile üretilen altyapıların premolar abutmentleri mezialde ortalama 18,5 µm, distalde 77 µm; molar abutmentleri mezialde 59 µm, distalde 10 µm değerlere sahiptir. Döküm yöntemi ile üretilen premolar abutmentleri ve SLM yöntemiyle üretilen altyapıların molar abutmentlerinin ile mezial yüzeylerindeki değerler distal yüzeylerdeki değerlerden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir. ($p=,001$ ve $p=,001$) SLM yöntemi ile üretilen altyapıların molar abutmentlerinin distal yüzeylerindeki değerler mezial yüzeylerindeki değerler istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir ($p<,001$). Diğer değerlerde anlamlı fark bulunamamıştır.

Grup III'de yer alan CAD/CAM ile üretilen altyapıların kanin abutmentleri mezialde ortalama 16 µm, distalde 69 µm; premolar abutmentleri mezialde ortalama 46 µm, distalde 3 µm; molar abutmentleri mezialde 90,5 µm, distalde 22,5 µm değerlere sahiptir. Grup III'de yer alan döküm yöntemiyle üretilen altyapıların kanin abutmentleri mezialde 22,5 µm, distalde 36 µm,

premolar abutmentları mezialde ortalama 72,5 µm, distalde 50,5 µm; molar abutmentları mezialde 24,5 µm, distalde 37 µm değerlere sahiptir. Grup III'de yer alan SLM ile üretilen altyapıların kanin abutmentları mezialde 10 µm , distalde 80,5 µm, premolar abutmentları mezialde ortalama 42,5 µm, distalde 40 µm; molar abutmentları mezialde 55,5 µm, distalde 22 µm değerlere sahiptir. CAD/CAM ve SLM yöntemleriyle üretilen altyapıların kanin abutmentlarının distal yüzeylerindeki değerler mezial yüzeylerindeki değerlerden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir ($p=,001$ ve $p<,001$). Diğer değerler arasında anlamlı fark bulunamamıştır. Mezial ve distal yüzeylerin sahip olduğu ortalama aksiyel-1 ölçüm değerleri Tablo 4.2'de gösterilmektedir.

Tablo 4.2. Üretim yöntemlerine ve gruplara göre abutmentlerin mezial ve distal yüzeylerindeki aksiyel-1 ölçüm değerleri

Grup	Yuzey											
	Mezial						Distal					
	P	M	C	P	C	P	M	C	P	M	C	P
Grup I												
CAD-CAM	41,5(6-63)	46(33-65)	-	0,384	28(8-42)	27(8-82)	-	0,791				
DOKUM	46(40-70)	32(12-37)	-	0,049	13,5(4-51)	56(8-94)	-	0,111				
SLM	8(4-33)	31(16-89)	-	0,074	75,5(69-90)	21(2-45)	-	<0,001				
Grup II												
CAD-CAM	12,5(4-37)	48(21-67)	-	0,049	36,5(20-79)	23(9-45)	-	0,325				
DOKUM	82(62-114)	10,5(2-17)	-	0,017	8(4-23)	61,5(17-106)	-	0,026				
SLM	18,5(12-24)	59(41-90)	-	0,001	77(53-84)	10(4-16)	-	<0,001				
Grup III												
CAD-CAM	46(28-79) ^a	90,5(60-110) ^a	16(4-21) ^b	<0,001	3(2-46) ^a	22,5(4-81) ^{ab}	69(41-97) ^b	0,020				
DOKUM	72,5(39-96)	24,5(4-59)	22,5(8-80)	0,157	50,5(8-74)	37(19-75)	36(29-76)	0,932				
SLM	42,5(25-62) ^a	55,5(25-78) ^a	10(2-29) ^b	0,004	40(29-47) ^a	22(2-25) ^a	80,5(61-127) ^b	<0,001				

Veriler ortanca (1. ve 3. çeyreklik) olarak ifade edilmiştir. Aynı satırda yer alan farklı harfler gruplar arası farklılığı, aynı harfler gruplar arası benzerliği ifade etmektedir

Aksiyel-2 ölçüm değerlerine bakıldığında; Grup I'de yer alan CAD/CAM ile üretilen altyapıların premolar abutmentleri mezialde ortalama 6 µm, distalde 10 µm; molar abutmentleri mezialde 23 µm, distalde 31 µm değerlere sahiptir. Grup I'de yer alan döküm yöntemiyle üretilen altyapıların premolar abutmentleri mezialde ortalama 34 µm, distalde 18,5 µm; molar abutmentleri mezialde 12,5 µm, distalde 56,5 µm değerlere sahiptir. Grup I'de yer alan SLM ile üretilen altyapıların premolar abutmentleri mezialde ortalama 39,5 µm, distalde 123 µm; molar abutmentleri mezialde 52,5 µm, distalde 78 µm değerlere sahiptir. Değerler arasında anlamlı fark bulunamamıştır.

Grup II'de yer alan CAD/CAM ile üretilen altyapıların premolar abutmentleri mezialde ortalama 23,5 µm, distalde 4 µm; molar abutmentleri mezialde 20 µm, distalde 12,5 µm değerlere sahiptir. Grup II'de yer alan döküm yöntemiyle üretilen altyapıların premolar abutmentleri mezialde ortalama 85 µm, distalde 8 µm; molar abutmentleri mezialde 12,5 µm, distalde 49 µm değerlere sahiptir. Grup II'de yer alan SLM ile üretilen altyapıların premolar abutmentleri mezialde ortalama 24,5 µm, distalde 134,5 µm; molar abutmentleri mezialde 163,5 µm, distalde 17 µm değerlere sahiptir. Döküm yöntemiyle üretilen altyapıların premolar abutmentleri ile SLM yöntemiyle üretilen üretilen altyapıların molar abutmentlerinin mezial yüzeylerindeki değerler distal yüzeylerindeki değerlerden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir ($p<,001$ ve $p<,001$). SLM yöntemi ile üretilen altyapıların premolar abutmentlerinin distal yüzeylerindeki değerler mezial yüzeylerindeki değerlerden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir ($p<,001$). Diğer değerlerde anlamlı fark bulunamamıştır.

Grup III'de yer alan CAD/CAM ile üretilen altyapıların kanin abutmentleri mezialde ortalama 4 µm, distalde 48,5 µm; premolar abutmentleri mezialde ortalama 33,5 µm, distalde 23 µm; molar abutmentleri mezialde 60,5 µm, distalde 8 µm değerlere sahiptir. Grup III'de yer alan döküm yöntemiyle üretilen altyapıların kanin abutmentleri mezialde 18 µm, distalde 26 µm, premolar abutmentleri mezialde ortalama 61,5 µm, distalde 43,5 µm; molar abutmentleri mezialde 41 µm, distalde 33 µm değerlere sahiptir. Grup III'de yer alan SLM ile üretilen altyapıların kanin abutmentleri mezialde 3 µm ,

distalde 143 μm , premolar abutmentları mezialde ortalama 46 μm , distalde 56,5 μm ; molar abutmentları mezialde 103 μm , distalde 6 μm değerlere sahiptir. CAD/CAM ve SLM yöntemleriyle üretilen altyapıların kanin abutmentlarının distal yüzeylerindeki değerler mezial yüzeylerindeki değerlerden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir ($p<,001$ ve $p<,001$). Diğer değerler arasında anlamlı fark bulunamamıştır. Mezial ve distal yüzeylerin sahip olduğu ortalama aksiyel-2 ölçüm değerleri Tablo 4.3'de gösterilmektedir.

Tablo 4.3. Üretim yöntemlerine ve gruplara göre abutmentların mezial ve distal yüzeylerindeki aksiyel-2 ölçüm değerleri

Grup	Yuzey											
	Mezial						Distal					
	P	M	C	P	M	C	P	M	C	P	M	C
Grup I												
CAD-CAM	6(4-29)	23(4-57)	-	0,402	31(5-49)	-	10(4-25)	56,5(13-103)	-	0,269		
DOKUM	34(8-83)	12,5(4-17)	-	0,149	18,5(4-58)	-	123(95-146)	78(49-129)	-	0,068		
SLM	39,5(12-81)	52,5(24-111)	-	0,325	4(2-7)	-	8(2-29)	17(12-58)	-	0,241		
Grup II												
CAD-CAM	23,5(2-52)	20(4-58)	-	0,790	12,5(8-42)	-	4(2-7)	49(19-91)	-	0,072		
DOKUM	85(70-118)	12,5(8-50)	-	0,011	134,5(121-144)	-	134,5(121-144)	17(12-58)	-	0,014		
SLM	24,5(16-70)	163,5(145-176)	-	<0,001	8(2-29)	-	8(2-29)	17(12-58)	-	<0,001		
Grup III												
CAD-CAM	33,5(12-51) ^a	60,5(24-98) ^a	4(2-8) ^b	<0,001	23(4-38) ^{ab}	48,5(42-64) ^b	23(4-38) ^{ab}	8(4-42) ^a	48,5(42-64) ^b	0,014		
DOKUM	61,5(21-100)	41(7-63)	18(2-71)	0,258	43,5(8-52)	26(8-65)	43,5(8-52)	33(4-73)	26(8-65)	0,886		
SLM	46(41-64) ^a	103(50-146) ^a	3(2-8) ^b	<0,001	56,5(44-102) ^{ab}	143(93-173) ^b	56,5(44-102) ^{ab}	6(2-34) ^a	143(93-173) ^b	0,001		

Veriler ortanca (1. ve 3. çeyreklik) olarak ifade edilmiştir. Aynı satırda yer alan farklı harfler gruplar arası farklılığı, aynı harfler gruplar arası benzerliği ifade etmektedir.

Okluzal ölçüm değerlerine bakıldığında; Grup I'de yer alan CAD/CAM ile üretilen altyapıların premolar abutmentleri mezialde ortalama 282 µm, distalde 282 µm; molar abutmentleri mezialde 214 µm, distalde 222,5 µm değerlere sahiptir. Grup I'de yer alan döküm yöntemiyle üretilen altyapıların premolar abutmentleri mezialde ortalama 226,5 µm, distalde 194,5 µm; molar abutmentleri mezialde 167 µm, distalde 175 µm değerlere sahiptir. Grup I'de yer alan SLM ile üretilen altyapıların premolar abutmentleri mezialde ortalama 168 µm, distalde 256 µm; molar abutmentleri mezialde 188 µm, distalde 163 µm değerlere sahiptir. SLM yöntemiyle üretilen altyapıların premolar abutmentlerinde distal yüzeylerdeki değerler mezial yüzeylerdeki değerlerden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir ($p=,001$). Diğer değerlerde anlamlı fark bulunamamıştır.

Grup II'de yer alan CAD/CAM ile üretilen altyapıların premolar abutmentleri mezialde ortalama 139,5 µm, distalde 178 µm; molar abutmentleri mezialde 122 µm, distalde 105 µm değerlere sahiptir. Grup II'de yer alan döküm yöntemiyle üretilen altyapıların premolar abutmentleri mezialde ortalama 190,5 µm, distalde 193 µm; molar abutmentleri mezialde 141,5 µm, distalde 134 µm değerlere sahiptir. Grup II'de yer alan SLM ile üretilen altyapıların premolar abutmentleri mezialde ortalama 47,5 µm, distalde 176 µm; molar abutmentleri mezialde 197,5 µm, distalde 101,5 µm değerlere sahiptir. SLM yöntemiyle üretilen altyapıların premolar abutmentlerinin distal yüzeylerindeki değerler mezial yüzeylerindeki değerlerden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir ($p=,002$). Molar abutmentlerinde mezial yüzeylerindeki değerler distal yüzeylerindeki değerlerden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir ($p=,001$). Diğer değerlerde anlamlı fark bulunamamıştır.

Grup III'de yer alan CAD/CAM ile üretilen altyapıların kanin abutmentleri mezialde ortalama 208 µm, distalde 308 µm; premolar abutmentleri mezialde ortalama 263,5 µm, distalde 247 µm; molar abutmentleri mezialde 173 µm, distalde 168 µm değerlere sahiptir. Grup III'de yer alan döküm yöntemiyle üretilen altyapıların kanin abutmentleri mezialde 120,5 µm, distalde 124,5 µm, premolar abutmentleri mezialde ortalama 225

μm , distalde 204,5 μm ; molar abutmentları mezialde 111 μm , distalde 137 μm değerlere sahiptir. Grup III'de yer alan SLM ile üretilen altyapıların kanin abutmentları mezialde 227,5 μm , distalde 347,5 μm , premolar abutmentları mezialde ortalama 331,5 μm , distalde 298 μm ; molar abutmentları mezialde 313,5 μm , distalde 271 μm değerlere sahiptir. CAD/CAM ve SLM yöntemleriyle üretilen altyapıların kanin abutmentlarının distal yüzeylerindeki değerler mezial yüzeylerindeki değerlerden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir ($p=,003$ ve $p=,002$). Diğer değerler arasında anlamlı fark bulunamamıştır. Mezial ve distal yüzeylerin sahip olduğu ortalama okluzal ölçüm değerleri Tablo 4.4'de gösterilmektedir.

Tablo 4.4. Üretim yöntemlerine ve gruplara göre abutmentlerin mezial ve distal yüzeylerindeki okluzal ölçüm değerleri

Grup	Yuzey												
	Mezial						Distal						
	P	M	C	p	P	M	C	p	P	M	C	p	
Grup I													
CAD-CAM	282(215-290)	214(196-256)	-	0,256	282(239-340)	222,5(165-237)	-	0,013					
DOKUM	226,5(182-255)	167(139-241)	-	0,326	194,5(171-208)	175(156-241)	-	0,597					
SLM	168(100-186)	188(132-269)	-	0,226	256(212-263)	163(152-217)	-	0,002					
Grup II													
CAD-CAM	139,5(91-170)	122(103-129)	-	0,450	178(139-240)	105(96-198)	-	0,104					
DOKUM	190,5(169-292)	141,5(52-183)	-	0,054	193(137-222)	134(82-198)	-	0,151					
SLM	47,5(28-89)	197,5(171-229)	-	0,001	176(149-240)	101,5(59-153)	-	0,006					
Grup III													
CAD-CAM	263,5(183-330) ^a	173(146-189) ^b	208(143-228) ^{ab}	0,010	247(174-289) ^{ab}	168(157-182) ^a	308(254-330) ^b	0,001					
DOKUM	225(202-260) ^a	111(80-178) ^b	120,5(80-188) ^b	0,001	204,5(188-235) ^a	137(115-162) ^{ab}	124,5(113-150) ^b	0,038					
SLM	331,5(282-346)	313,5(257-348)	227,5(199-278)	0,051	298(280-354) ^{ab}	271(201-324) ^a	347,5(315-416) ^b	0,031					

Veriler ortanca (1. ve 3. çeyreklik) olarak ifade edilmiştir. Aynı satırda yer alan farklı harfler gruplar arası farklılıklarını göstermektedir. Aynı harfler gruplar arası benzerliği ifade etmektedir.

4.2. Internal ve marjinal uyumun değerlendirilmesi

Bukkal, lingual, mezial ve distal yüzeylerden ölçülen marjinal, aksiyel ve okluzal ölçüm değerlerinin ortalaması alınarak her bir tek bir değer ortaya çıkarılmıştır. Tanımlayıcı istatistikler olarak medyan (25.yüzdellik – 75.yüzdellik) değerleri verilmiştir. Grup karşılaştırmaları Kruskal-Wallis testi ile yapılmıştır. Anlamlı fark bulunan ölçüm değerleri için ikili karşılaştırmalar Dunn-Bonferroni testi ile yapılmıştır. İstatistiksel anlamlılık düzeyi .005 olarak alınmıştır.

Marjinal aralık değerlerine bakıldığında (Tablo 4.5); Grup I'de yer alan CAD/CAM yöntemi ile üretilen altyapıların marjinal aralık değerleri premolar abutmentler için ortalama 90,50 μm , molar abutmentler için ortalama 33,50 μm ; döküm yöntemi ile üretilen altyapıların marjinal aralık değerleri premolar abutment için ortalama 33,50 μm , molar abutment için ortalama 17,50 μm ; SLM yöntemi ile üretilen altyapıların marjinal aralık değerleri premolar abutment için ortalama 22 μm , molar abutment için ortalama 18 μm 'dur.

Grup II'de yer alan CAD/CAM yöntemi ile üretilen altyapıların değerleri marjinal aralık premolar abutmentler için ortalama 39,50 μm , molar abutmentler için ortalama 16 μm ; döküm yöntemi ile üretilen altyapıların marjinal aralık değerleri premolar abutment için ortalama 53,50 μm , molar abutment için ortalama 23 μm ; SLM yöntemi ile üretilen altyapıların marjinal aralık değerleri premolar abutment için ortalama 26 μm , molar abutment için ortalama 24,50 μm 'dur.

Grup III'de yer alan CAD/CAM yöntemi ile üretilen altyapıların marjinal aralık değerleri kanin abutmentler için ortalama 105 μm , premolar abutmentler için ortalama 113,50 μm , molar abutmentler için ortalama 50,50 μm ; döküm yöntemi ile üretilen altyapıların marjinal aralık değerleri kanin abutmentler için ortalama 24,50 μm , premolar abutment için ortalama 45 μm , molar abutment için ortalama 15,50 μm ; SLM yöntemi ile üretilen altyapıların marjinal aralık değerleri kanin abutmentler için ortalama 54 μm , premolar abutment için ortalama 84,50 μm , molar abutment için ortalama 45 μm 'dur.

Aksiyel-1 ve aksiyel-2 değerlerinin ortalamaları alınarak tek bir değer elde edildi. Elde edilen ortalama aksiyel değerlerine bakıldığında; Grup I'de

yer alan CAD/CAM yöntemi ile üretilen altyapıların aksiyel uyum değerleri premolar abutmentler için ortalama 39,50 μm , molar abutmentler için ortalama 39 μm ; döküm yöntemi ile üretilen altyapıların aksiyel uyum değerleri premolar abutment için ortalama 44 μm , molar abutment için ortalama 44,50 μm ; SLM yöntemi ile üretilen altyapıların aksiyel uyum değerleri premolar abutment için ortalama 77 μm , molar abutment için ortalama 64,50 μm 'dur.

Grup II'de yer alan CAD/CAM yöntemi ile üretilen altyapıların aksiyel uyum değerleri premolar abutmentler için ortalama 42 μm , molar abutmentler için ortalama 44 μm ; döküm yöntemi ile üretilen altyapıların aksiyel uyum değerleri premolar abutment için ortalama 47,50 μm , molar abutment için ortalama 45,50 μm ; SLM yöntemi ile üretilen altyapıların aksiyel uyum değerleri premolar abutment için ortalama 66 μm , molar abutment için ortalama 92 μm 'dur.

Grup III'de yer alan CAD/CAM yöntemi ile üretilen altyapıların aksiyel uyum değerleri kanin abutmentler için ortalama 33 μm , premolar abutmentler için ortalama 39,50 μm , molar abutmentler için ortalama 54,50 μm ; döküm yöntemi ile üretilen altyapıların aksiyel uyum değerleri kanin abutmentler için ortalama 32,50 μm , premolar abutment için ortalama 51 μm , molar abutment için ortalama 39,50 μm ; SLM yöntemi ile üretilen altyapıların aksiyel uyum değerleri kanin abutment için ortalama 56 μm , premolar abutment için ortalama 49,50 μm , molar abutment için ortalama 56 μm 'dur.

Okluzal uyum değerlerine bakıldığında; Grup I'de yer alan CAD/CAM yöntemi ile üretilen altyapıların okluzal uyum değerleri premolar abutmentler için ortalama 261 μm , molar abutmentler için ortalama 203 μm ; döküm yöntemi ile üretilen altyapıların okluzal uyum değerleri premolar abutment için ortalama 210,50 μm , molar abutment için ortalama 164,50 μm ; SLM yöntemi ile üretilen altyapıların okluzal uyum değerleri premolar abutment için ortalama 194,50 μm , molar abutment için ortalama 161 μm 'dur.

Grup II'de yer alan CAD/CAM yöntemi ile üretilen altyapıların okluzal uyum değerleri premolar abutmentler için ortalama 149 μm , molar abutmentler için ortalama 116 μm ; döküm yöntemi ile üretilen altyapıların okluzal uyum değerleri premolar abutment için ortalama 195 μm , molar abutment için

ortalama 140,50 μm ; SLM yöntemi ile üretilen altyapıların okluzal uyum değerleri premolar abutment için ortalama 144,50 μm , molar abutment için ortalama 140 μm 'dur.

Grup III'de yer alan CAD/CAM yöntemi ile üretilen altyapıların okluzal uyum değerleri kanin abutmentlar için ortalama 237,50 μm , premolar abutmentlar için ortalama 225 μm , molar abutmentlar için ortalama 167,50 μm ; döküm yöntemi ile üretilen altyapıların okluzal uyum değerleri kanin abutmentlar için ortalama 125 μm , premolar abutment için ortalama 186,50 μm , molar abutment için ortalama 127 μm ; SLM yöntemi ile üretilen altyapıların okluzal uyum değerleri kanin abutment için ortalama 279 μm , premolar abutment için ortalama 304 μm , molar abutment için ortalama 268 μm 'dur.

4.2.1 Üretim yöntemlerine ve gruplara göre abutmentlerin internal ve marjinal uyumları

Marjinal aralık değerleri incelendiğinde; Grup I ve Grup II'de köprüyü destekleyen abutmentlerin marjinal aralık değerleri arasında anlamlı fark bulunamamıştır. Grup III'te yer alan CAD/CAM yöntemi ile üretilen altyapıların marjinal aralık değerleri karşılaştırıldığında, molar abutmentlar premolar ve kanin abutmentlara kıyasla istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük değerlere sahiptir ($p=,002$). Döküm yöntemi ile üretilen altyapılarda ise molar abutmentlar, premolar abutmentlardan anlamlı derecede düşük fark gösterirken; kanin abutmentlar hem premolar hem de molar abutmentlar ile benzer değerlere sahiptir. SLM yöntemi ile üretilen altyapılarda herhangi bir fark bulunamamıştır. (Tablo 4.5)

Tablo 4.5. Üretim yöntemlerine ve gruplara göre abutmentlerin sahip olduğu marjinal aralık değerleri

Üretim Yöntemi	Abutment				P
	C	P	M	P	
CAD-CAM					
Grup I	-	90,50(62,00-149,00)	33,50(17,00-68,00)	0,008	
Grup II	-	39,50(31,00-57,00)	16,00(8,00-35,00)	0,014	
Grup III	105,00(95,00-109,00) ^a	113,50(84,00-119,00) ^a	50,50(36,00-69,00) ^b	0,002	
DOKUM					
Grup I	-	33,50(18,00-70,00)	17,50(12,00-25,00)	0,151	
Grup II	-	53,50(15,00-66,00)	23,00(18,00-34,00)	0,198	
Grup III	24,50(19,00-50,00) ^{ab}	45,00(34,00-65,00) ^a	15,50(5,00-37,00) ^b	0,030	
SLM					
Grup I	-	22,00(15,00-33,00)	18,00(16,00-31,00)	0,704	
Grup II	-	26,00(13,00-32,00)	24,50(8,00-40,00)	0,650	
Grup III	54,00(46,00-67,00)	84,50(46,00-112,00)	45,00(27,00-55,00)	0,093	

Aynı satırda yer alan farklı harfler gruplar arası farklılığı, aynı harfler gruplar arası benzerliği ifade etmektedir.

Aksiyel uyum değerleri incelendiğinde; Grup I, Grup II ve Grup III'de köprüyü destekleyen abutmentların aksiyel uyum değerleri arasında anlamlı fark bulunamamıştır. (Tablo 4.6)

Okluzal uyum değerleri incelendiğinde; Grup I ve Grup II'de köprüyü destekleyen abutmentların okluzal uyum değerleri arasında anlamlı fark bulunamamıştır.

Grup III'te yer alan CAD/CAM yöntemi ile üretilen altyapıların molar abutmentlarının okluzal uyum değerleri, kanin ve premolar abutmentlarına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşüktür. Döküm yöntemi ile üretilen altyapıların premolar abutmentlarının okluzal uyum değerleri, kanin ve molar abutmentlarına kıyasla istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir. SLM yöntemi ile üretilen altyapılarda anlamlı fark bulunamamıştır. (Tablo 4.7)

Tablo 4.6. Üretim yöntemlerine ve gruplara göre abutmentların sahip olduğu aksiyel uyum değerleri

Üretim Yöntemi	Abutment			P
	C	P	M	
CAD-CAM				
Grup I	-	39,50(23,00-53,00)	39,00(13,00-67,00)	0,705
Grup II	-	42,00(30,00-53,00)	44,00(30,00-60,00)	0,762
Grup III	33,00(31,00-57,00)	39,50(26,00-59,00)	54,50(22,00-69,00)	0,795
DOKUM				
Grup I	-	44,00(30,00-54,00)	44,50(29,00-63,00)	1,000
Grup II	-	47,50(39,00-53,00)	45,50(42,00-60,00)	0,427
Grup III	32,50(23,00-41,00)	51,00(31,00-58,00)	39,50(26,00-53,00)	0,186
SLM				
Grup I	-	77,00(54,00-94,00)	64,50(55,00-93,00)	0,472
Grup II	-	66,00(61,00-78,00)	92,00(73,00-102,00)	0,037
Grup III	56,00(34,00-66,00)	49,50(44,00-92,00)	56,00(39,00-77,00)	0,889

Tablo 4.7. Üretim yöntemlerine ve gruplara göre abutmentlerin sahip olduğu okluzal uyum değerleri

Üretim Yöntemi	Abutment				P
	C	P	M	P	
CAD-CAM					
Grup I	-	261,00(205,00-309,00)	203,00(188,00-218,00)	0,064	
Grup II	-	149,00(109,00-171,00)	116,00(104,00-142,00)	0,198	
Grup III	237,50(194,00-253,00) ^a	225,00(180,00-304,00) ^a	167,50(140,00-181,00) ^b	0,007	
DOKUM					
Grup I	-	210,50(186,00-212,00)	164,50(138,00-228,00)	0,273	
Grup II	-	195,00(140,00-226,00)	149,50(82,00-190,00)	0,151	
Grup III	125,00(94,00-171,00) ^a	186,50(180,00-217,00) ^b	127,00(99,00-156,00) ^a	0,006	
SLM					
Grup I	-	194,50(182,00-210,00)	161,00(97,00-228,00)	0,257	
Grup II	-	114,50(95,00-166,00)	140,00(84,00-190,00)	0,910	
Grup III	279,50(255,00-327,00)	304,00(279,00-314,00)	268,00(236,00-343,00)	0,666	

Aynı satırda yer alan farklı harfler gruplar arası farklılığı, aynı harfler gruplar arası benzerliği ifade etmektedir.

4.2.2. Üretim yöntemlerine göre grup içi internal ve marjinal uyumların değerlendirilmesi

Marjinal aralık değerlerine bakıldığında; Grup I'de yer alan altyapıların marjinal aralık değerleri premolar abutmentlar için CAD/CAM yöntemi ile üretilenlerde, SLM yöntemi ile üretilenlerden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek değerler göstermiştir. Döküm yöntemi her iki üretim yöntemi ile benzer değerlere sahiptir. Molar abutmentlar için üretim yöntemleri arasında fark bulunamamıştır.

Grup II'de yer alan altyapıların marjinal aralık değerlerinde hem premolar hem de molar abutmentlar için üretim yöntemleri arasında anlamlı fark bulunamamıştır.

Grup III'te yer alan altyapıların marjinal aralık değerleri kanin, premolar ve molar abutmentların her biri için CAD/CAM yöntemi ile üretilenler istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek, Döküm yöntemi ile üretilenler anlamlı derecede düşük bulunmuştur. SLM yöntemi ile üretilenler iki üretim yöntemine benzer sonuçlar sergilemektedirler. (Tablo 4.8)

Aksiyel uyum değerlerine bakıldığında; CAD/CAM ve döküm yöntemlerinde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamazken, SLM yöntemi ile üretilen altyapılarda Grup II'de yer alan altyapıların molar abutmentları Grup III'tekilerden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek aksiyel uyum değerleri göstermiştir. Grup I'deki altyapıların molar abutmentları iki grupta benzer değerlere sahiptir. SLM ile üretilen altyapıların kanin ve premolar abutmentları arasında fark bulunamamıştır. (Tablo 4.9)

Okluzal uyum değerlerine bakıldığında; CAD/CAM yöntemi ile üretilen altyapıların premolar abutmentlarında Grup II, Grup I ve Grup III'ten istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük değerler göstermiştir. Molar abutmentlarda ise Grup I anlamlı derecede Grup II'den yüksek bulunurken; Grup III iki grupta benzer sonuçlar sergilemiştir. SLM yöntemi ile üretilen altyapıların premolar ve molar abutmentlarında Grup III, Grup I ve Grup II'den anlamlı derecede yüksek değerler göstermiştir. Döküm yöntemi ile üretilen altyapıların abutmentları arasında fark bulunamamıştır. (Tablo 4.10)

Tablo 4.8. Üretim yöntemlerine göre abutmentlerin sahip olduğu marjinal aralık değerleri

Grup	Üretim Yöntemi			P
	CAD-CAM	DOKUM	SLM	
Grup I				
C	-	-	-	-
P	90,50(62,00-149,00) ^a	33,50(18,00-70,00) ^{ab}	22,00(15,00-33,00) ^b	0,003
M	33,50(17,00-68,00)	17,50(12,00-25,00)	18,00(16,00-31,00)	0,323
Grup II				
C	-	-	-	-
P	39,50(31,00-57,00)	53,50(15,00-66,00)	26,00(13,00-32,00)	0,086
M	16,00(8,00-35,00)	23,00(18,00-34,00)	24,50(8,00-40,00)	0,530
Grup III				
C	105,00(95,00-109,00) ^a	24,50(19,00-50,00) ^b	54,00(46,00-67,00) ^{ab}	<0,001
P	113,50(84,00-119,00) ^a	45,00(34,00-65,00) ^b	84,50(46,00-112,00) ^{ab}	0,011
M	50,50(36,00-69,00) ^a	15,50(5,00-37,00) ^b	45,00(27,00-55,00) ^{ab}	0,018

Aynı satırda yer alan farklı harfler gruplar arası farklılığı, aynı harfler gruplar arası benzerliği ifade etmektedir.

Tablo 4.9. Üretim yöntemlerine göre abutmentların sahip olduğu aksiyel uyum değerleri

Grup	Üretim Yöntemi			p
	CAD-CAM	DOKUM	SLM	
Grup I				
C	-	-	-	-
P	39,50(23,00-53,00) ^a	44,00(30,00-54,00) ^a	77,00(54,00-94,00) ^b	0,012
M	39,00(13,00-67,00)	44,50(29,00-63,00)	64,50(55,00-93,00)	0,063
Grup II				
C	-	-	-	-
P	42,00(30,00-53,00) ^a	47,50(39,00-53,00) ^a	66,00(61,00-78,00) ^b	0,008
M	44,00(30,00-60,00) ^a	45,50(42,00-60,00) ^a	92,00(73,00-102,00) ^b	<0,001
Grup III				
C	33,00(31,00-57,00) ^a	32,50(23,00-41,00) ^a	56,00(34,00-66,00) ^b	0,044
P	39,50(26,00-59,00)	51,00(31,00-58,00)	49,50(44,00-92,00)	0,347
M	54,50(22,00-69,00)	39,50(26,00-53,00)	56,00(39,00-77,00)	0,196

Aynı satırda yer alan farklı harfler gruplar arası farklılığı, aynı harfler gruplar arası benzerliği ifade etmektedir.

Tablo 4.10. Üretim yöntemlerine göre abutmentların sahip olduğu okluzal uyum değerleri

Grup	Üretim Yöntemi			P
	CAD-CAM	DOKUM	SLM	
Grup I				
C	-	-	-	-
P	261,00(205,00-309,00)	210,50(186,00-212,00)	194,50(182,00-210,00)	0,123
M	203,00(188,00-218,00)	164,50(138,00-228,00)	161,00(97,00-228,00)	0,436
Grup II				
C	-	-	-	-
P	149,00(109,00-171,00)	195,00(140,00-226,00)	114,50(95,00-166,00)	0,102
M	116,00(104,00-142,00)	149,50(82,00-190,00)	140,00(84,00-190,00)	0,725
Grup III				
C	237,50(194,00-253,00) ^a	125,00(94,00-171,00) ^b	279,50(255,00-327,00) ^a	<0,001
P	225,00(180,00-304,00) ^a	186,50(180,00-217,00) ^a	304,00(279,00-314,00) ^b	0,006
M	167,50(140,00-181,00) ^a	127,00(99,00-156,00) ^a	268,00(236,00-343,00) ^b	<0,001

Aynı satırda yer alan farklı harfler gruplar arası farklılığı, aynı harfler gruplar arası benzerliği ifade etmektedir.

5. TARTIŞMA

Çalışmamızda 14-16, 14-17 ve 13-15-17 nolu diş bölgelerine yerleştirilen implantların desteklediği Co-Cr alaşıma sahip altyapılar CAD/CAM, döküm ve SLM yöntemleri ile üretilmiş, altyapıların internal ve marjinal uyumları in vitro olarak incelenmiştir. İmplant yerleşim bölgelerinin ağızdaki konumunu taklit etmek amacıyla fantom modellerden yararlanılmıştır. İmplant yerleşimi planlanan bölgelerdeki dişler modelden çıkarılarak fantom modellerden alçı model eldesi gerçekleştirilmiş, implantlar modellere alçı ile bağlanmıştır. İmplant abutment bağlantısı sağlandıktan sonra polivinil siloksan ölçü materyali ile implant seviyesinde ölçü alınmış, modeller laboratuvar ortamında tarama cihazında dijitalize edildikten sonra altyapı tasarımları gerçekleştirilmiştir.

Bizim çalışmamızdan farklı olarak; Kahramanoğlu (158) ve Bayramoğlu (159), tek taraflı kısmi dişsizliği taklit eden rezin modeller üzerinde implant cerrahi seti ile implant yuvalarının hazırlanmasını takiben implant yerleşimini gerçekleştirmişlerdir. do Nascimento ve ark (160) yaptığı çalışmada ise implantlar rezin blok içerisine gömülmüştür.

Çalışmamızda bir örnek restorasyonlar elde etmek için implant destekli altyapıların tasarımları sanal ortamda gerçekleştirilmiştir. Al-Rabab ve ark (161)'a göre CAD/CAM sistemlerinde restorasyon tasarımı sırasında siman aralık değeri 50 µm olarak ayarlandığında, 100 µm olarak ayarlanmasına kıyasla daha az marjinal aralık değerleri oluştuğunu rapor etmişlerdir. Bizde bu çalışmaya uygun olarak siman aralık değerlerini 50 µm olarak ayarladık.

Metal destekli seramik restorasyonların altyapıları konvansiyonel mum atım ve döküm yöntemi veya bilgisayar destekli üretim yöntemleri ile gerçekleştirilmektedir. van Noort (86) konvansiyonel döküm yöntemleri ile kıyaslandığında bilgisayar destekli üretim yöntemlerinin; modelasyon, mum atımı ve dökümü gibi aşamaları ortadan kaldırarak üretimi basitleştirdiğini ve gereksiz materyal kullanımından ve zamandan tasarruf sağladığını öne sürmüştür.

Bilgisayar destekli üretim yöntemlerinin internal ve marjinal uyumu bir çok faktörden etkilenmektedir. Beuer ve ark (85) bu faktörleri; çalışma modelini

dijitalize eden tarama cihazının çözünürlüğü, bilgisayar yazılımındaki üç boyutlu tasarım ve üç boyutlu üretim için kullanılan makinenin üretim becerisi olarak sıralamışlardır. Moldovan ve ark (162), üretimde kullanılan materyalin ve bilgisayar destekli üretim sisteminin uyumu etkileyebileceğini belirtmiş; ağız içi direkt yöntemle ya da modelden indirekt olarak elde edilen dijital ölçü aşamasından başlayan ve bilgisayar destekli üretim ile son bulan üretim zincirinin her bir basamağının ideal koşullarda tamamlanması ile uyumlu restorasyonlar elde edilebileceğini vurgulamışlardır. Reich ve ark (125) CAD/CAM freze enstrümanlarının boyutunun ve şeklinin restorasyonun iç yüzey konturlarını etkileyeceğini belirtmişlerdir.

Pasif uyum; abutment ile restorasyon iç yüzeyi arasında yer alan, retansiyon ve rezistans formundan ödün vermeden restorasyonun yerleştirilmesini kolaylaştıran her bölgede eşit boşluk olarak kabul edilmektedir. Karl ve ark (134) döküm yöntemi ile üretilen protetik üst yapıların pasif uyumu sağlamada başarısız olduğunu belirtmişlerdir. CAD/CAM ile üretilen çok üyeli sabit restorasyonların daha iyi uyum değerlerine sahip olduğunu belirtmişlerdir.

Farklı çalışmalarda farklı marjinal aralık tarifleri yapılmıştır (78). Holmes ve ark (120) a göre, marjinal aralık restorasyon marjini ile diş preparasyon bitim sınırı arasındaki dikey mesafe olarak tanımlanmaktadır.

Klinik olarak kabul edilebilir siman aralığının ne kadar olması gerektiğine dair fikir birliği bulunmamaktadır. McLean ve von Fraunhofer (128) klinik olarak kabul edilebilir maksimum marjinal açıklığın 120 µm olduğunu rapor etmişlerdir. Kohorts ve ark (163) sabit protez altyapıları için marjinal uyum değerlerini 9 µm ile 206.3 µm arasında kaydetmişlerdir.

Çalışmamızda kaydedilen marjinal aralık değerlerine bakıldığında; CAD/CAM yöntemi ile üretilen altyapıların marjinal aralık değerleri Grup I' de yer alan üç üyeli altyapılar için 62 µm, Grup II'de yer alan dört üyeli altyapılar için 27,75 µm, Grup III'te yer alan beş üyeli altyapılar için 89,7 µm'dur. Döküm yöntemi ile üretilen altyapıların marjinal aralık değerleri Grup I' de yer alan üç üyeli altyapılar için 25,5 µm, Grup II'de yer alan dört üyeli altyapılar için 38,25 µm, Grup III'te yer alan beş üyeli altyapılar için 38,3 µm'dur. SLM yöntemi ile

üretileen altyapıların marjinal aralık değeri Grup I' de yer alan üç üyeli altyapılar için 20 μm , Grup II'de yer alan dört üyeli altyapılar için 25,25 μm , Grup III'te yer alan beş üyeli altyapılar için 61,2 μm 'dur.

Üç üyeli altyapılar için en iyi marjinal aralık değeri SLM yöntemi ile üretilenler göstermiş, bunu sırasıyla döküm ve CAD/CAM yöntemleri izlemiştir. Dört üyeli altyapılar için en iyi marjinal aralık değeri SLM yöntemi ile üretilenler göstermiş, bunu sırasıyla CAD/CAM ve döküm yöntemleri izlemiştir. Beş üyeli altyapılar için en iyi marjinal aralık değeri döküm yöntemi ile üretilenler göstermiş, bunu sırasıyla SLM ve CAD/CAM yöntemleri izlemiştir. Bulunan değeri literatürde belirtilen marjinal aralık değeri arasında yer almaktadır. SLM ile üretilen altyapılar literatürde belirtilen değeri den daha düşük değeri göstermişlerdir.

SLM yöntemi ile üretilen altyapıların marjinal aralık değeri Quante ve ark (65) 76 μm ile 93 μm arasında ve Ucar ve ark (74) ortalama 62.6 μm olarak rapor etmişlerdir. Xu ve ark (164) yürüttüğü in vitro çalışmada SLM ile üretilen Co-Cr alaşım metal kuronların marjinal uyumlarının döküm yöntemi ile üretilenlere kıyasla daha iyi olduğu edilmiştir. Li ve ark (165) 220 metal kuronu 24 ay süreyle takip etmiş, SLM yöntemi ile üretilenlerin döküm yöntemi ile üretilenlere kıyasla daha iyi marjinal uyum gösterdiklerini belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda, üç üyeli ve dört üyeli altyapılar için en iyi marjinal aralık değeri SLM yöntemi ile üretilenler göstermiştir fakat beş üyeli altyapılarda en iyi marjinal uyum değeri döküm yöntemi ile üretilenler sahiptir.

Çalışmamızda kaydedilen aksiyel uyum değeri bakıldığında; CAD/CAM yöntemi ile üretilen altyapıların aksiyel uyum değeri Grup I' de yer alan üç üyeli altyapılar için 39,25 μm , Grup II'de yer alan dört üyeli altyapılar için 43 μm , Grup III'te yer alan beş üyeli altyapılar için 42,3 μm 'dur. Döküm yöntemi ile üretilen altyapıların aksiyel uyum değeri Grup I' de yer alan üç üyeli altyapılar için 44,25 μm , Grup II'de yer alan dört üyeli altyapılar için 46,5 μm , Grup III'te yer alan beş üyeli altyapılar için 41 μm 'dur. SLM yöntemi ile üretilen altyapıların aksiyel uyum değeri Grup I' de yer alan üç üyeli altyapılar için 70,75 μm , Grup II'de yer alan dört üyeli altyapılar için 79 μm , Grup III'te yer alan beş üyeli altyapılar için 53,8 μm 'dur.

Üç üyeli altyapılar için en iyi aksiyel uyum değerlerini CAD/CAM yöntemi ile üretilenler göstermiş, bunu sırasıyla döküm ve SLM yöntemleri izlemiştir. Dört üyeli altyapılar için en iyi aksiyel uyum değerlerini CAD/CAM yöntemi ile üretilenler göstermiş, bunu sırasıyla döküm ve SLM yöntemleri izlemiştir. Beş üyeli altyapılar için en iyi aksiyel uyum değerlerini döküm yöntemi ile üretilenler göstermiş, bunu sırasıyla CAD/CAM ve SLM yöntemleri izlemiştir. Wettstein ve ark (122) restorasyonların aksiyel uyum değerlerinin 9 μm ile 38.3 μm arasında olduğunu rapor etmişlerdir. Bizim çalışmamızda tüm grupların aksiyel uyum değerleri literatürde belirtilen değerlerden daha yüksek bulunmuştur.

Çalışmamızda kaydedilen okluzal uyum değerlerine bakıldığında; CAD/CAM yöntemi ile üretilen altyapıların okluzal uyum değerleri Grup I'de yer alan üç üyeli altyapılar için 232 μm , Grup II'de yer alan dört üyeli altyapılar için 132,5 μm , Grup III'te yer alan beş üyeli altyapılar için 210 μm 'dur. Döküm yöntemi ile üretilen altyapıların okluzal uyum değerleri Grup I' de yer alan üç üyeli altyapılar için 187,5 μm , Grup II'de yer alan dört üyeli altyapılar için 172,25 μm , Grup III'te yer alan beş üyeli altyapılar için 146,2 μm 'dur. SLM yöntemi ile üretilen altyapıların okluzal uyum değerleri Grup I' de yer alan üç üyeli altyapılar için 127,25 μm , Grup II'de yer alan dört üyeli altyapılar için 127,25 μm , Grup III'te yer alan beş üyeli altyapılar için 283 μm 'dur.

Üç üyeli altyapılar için en iyi okluzal uyum değerlerini SLM yöntemi ile üretilenler göstermiş, bunu sırasıyla döküm ve CAD/CAM yöntemleri izlemiştir. Dört üyeli altyapılar için en iyi okluzal uyum değerlerini SLM yöntemi ile üretilenler göstermiş, bunu sırasıyla CAD/CAM ve döküm yöntemleri izlemiştir. Beş üyeli altyapılar için en iyi okluzal uyum değerlerini döküm yöntemi ile üretilenler göstermiş, bunu sırasıyla CAD/CAM ve SLM yöntemleri izlemiştir.

Borba ve ark (149) restorasyonların aksiyel uyum değerlerinin okluzal uyum değerleri 68.8 μm ile 280 μm arasında olduğunu rapor etmişlerdir. Huang ve ark. (127) yürüttüğü çalışmada SLM Co-Cr kuronların okluzal uyumu ortalama 309.8 μm bulunmuştur. Quante (65) ise SLM yöntemi ile üretilen metal kuronların okluzal uyum değerlerini 277-316 μm arasında kaydetmiştir. Person (166) SLM kuronların okluzal aralık değerleri diğer üretim yöntemleri ile üretilen restorasyonlara kıyasla daha yüksek olmasının nedenini, üretim

sırasında toza uygulanan ısı ile birlikte bir miktar tozun ilgili bölgeden uzaklaşması ya da lazer ucun keskin kenarları yumuşatması sonucunda uyumun kötü yönde etkilenmesi olabileceğini belirtmişlerdir.

Luthardt ve ark (167) CAD/CAM ile üretilen altyapıların okluzal bölgede daha fazla değere sahip olmasını, tarama cihazının çözünürlüğü ile açıklamaya çalışmışlardır. Tarama sürecinde bazı alanların dijital veriye tam olarak dönüştürülememesi sonucu bilgisayar yazılımının o bölgeleri yuvarlatma eğiliminde olması ve buna bağlı olarak da restorasyonun iç yüzeyindeki uyumun etkilenebileceğini savunmuşlardır.

Literatürde SLM yöntemi ile üretilen restorasyonların internal uyum değerlerinin CAD/CAM ve/veya döküm yöntemleri ile üretilenlere kıyasla daha iyi ya da daha kötü olduğunu gösteren çalışmalar bulunmaktadır (168). Quante ve ark (65) SLM yöntemi ile üretilen Co-Cr alaşıma sahip tam kuronların internal aralık değerlerinin 250-300 µm arasında değiştiğini belirtmiştir. Ortrorp ve ark (169) ların yaptığı çalışmada; CAD/CAM, döküm ve SLM yöntemi ile üretilen Co-Cr alaşım üç üyeli köprülerin internal ve marjinal uyumları incelenmiştir. SLM ile üretilen köprülerin uyumlarının döküm ile üretilenlere kıyasla daha iyi olduğu, CAD/CAM ile üretilenlerin ise en geniş aralık değerleri gösterdiğini bulmuşlardır.

Park ve ark. (170) yürüttüğü in vitro çalışmada ise en düşük aralık değerlerini döküm yöntemi ile üretilen altyapılar gösterirken, CAD/CAM ve SLM yöntemiyle üretilen altyapılar ikinci ve üçüncü sırada yer almaktadır. Çalışmada altyapı ile abutment arasındaki boşluk marjinalden internal yüzeye doğru artarak gitmekte, en geniş değerlere okluzalde ulaşmaktadır. Bizim çalışmamızda siman aralığı aksiyelden okluzale doğru artmış, en yüksek değerlere okluzal bölgede ulaşmıştır.

Ucar ve ark (74) yürüttüğü, döküm ve SLM yöntemi ile üretilen Co-Cr ve Ni-Cr alaşımların uyumunun incelendiği in vitro çalışmada; döküm yöntemiyle üretilen örnekler en iyi değerleri gösterirken SLM yöntemi ile üretilenler en kötü değerleri göstermişlerdir. Hem döküm yöntemi hem de SLM yöntemi ile üretilen örnekler, her yerde eşit siman kalınlığına sahip bulunmuşlardır. Abou

Tara ve ark (109) SLM yöntemi ile üretilen metal seramik kuronları 47 aylık takip süreci sonunda klinik olarak umut vadecici olarak nitelendirilmişlerdir.

Nesse ve ark (171) döküm, CAD/CAM ve SLM yöntemi ile üretilen Co-Cr alaşım üç üyeli diş destekli sabit protezlerin uyumlarını in vitro olarak incelemişlerdir. Çalışmanın sonuçlarına göre; SLM ile üretilen altyapılar en kötü internal ve marjinal uyum değerlerini gösterirken, CAD/CAM ile üretilen altyapılar en iyi değerlere sahip bulunmuştur. SLM ile üretilen altyapıların iç yüzeylerinde iç poröziteler tespit edilmiş, altyapının tam olarak abutment üzerine yerleşmesini engelleyebileceğini; SLM ile üretilen altyapıların klinik olarak kabul edilebilir değerler göstermediğini belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda SLM yöntemi ile üretilen tüm altyapılar klinik olarak kabul edilebilir sınırlarda internal ve marjinal uyum değerleri göstermişlerdir.

Bizim çalışmamızda; Grup I'de yer alan CAD/CAM ve SLM yöntemleri ile üretilen altyapıların köprü gövdesine komşu yüzeylerindeki marjinal aralık değerleri karşıt yüzeye oranla daha yüksek çıkmıştır. Döküm yöntemi ile üretilen altyapılarda durum tam tersidir (172). SLM yöntemiyle üretilen altyapıların premolar abutmentlerinde köprü gövdesine komşu yüzeylerde elde edilen değerler (38,5 μm) istatistiksel olarak anlamlı derecede karşıt yüzeylerdeki değerlerden (9 μm) daha yüksektir ($p=.001$). Diğer değerler arasında anlamlı fark yoktur.

Bizim çalışmamızda; Grup II'de yer alan CAD/CAM ve SLM yöntemleri ile üretilen altyapıların premolar abutmentleri köprü gövdesine komşu yüzeylerde daha fazla marjinal aralık değerleri göstermiş, döküm yöntemi ile üretilen altyapıların premolar abutmentlerinde tam tersi durum ortaya çıkmıştır (172). CAD/CAM ve SLM yöntemleri ile üretilen altyapıların molar abutmentlerinde köprü gövdesine komşu yüzeylerinde karşıt yüzeye oranla daha yüksek değerler gözlenmiştir. Döküm yöntemiyle üretilen altyapıların molar abutmentlerinde köprü gövdesine komşu olmayan yüzeylerde elde edilen değerler (47 μm) istatistiksel olarak anlamlı derecede köprü gövdesine komşu yüzeylerdeki değerlerden (7 μm) daha yüksektir ($p=.002$). Diğer değerler arasında anlamlı fark yoktur. Bu sonuçlar üç üretim yöntemi ile

üretileen altyapıların molar abutmentları için literature ters düşmektedir, döküm yöntemi ile üretilenlerde ise yine tam tersi durum gözlenmiştir (172).

Bizim çalışmamızda; Grup III'te yer alan CAD/CAM yöntemi ile üretilen altyapıların molar abutmentlarının köprü gövdesine komşu yüzeylerindeki değerler (90 μm) dört üyeli altyapılardaki molar abutmentlarından (11,5 μm) istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek çıkmıştır ($p<,001$), diğer abutmentlar ve yüzeyler arasında anlamlı fark yoktur. SLM yöntemi ile üretilen altyapıların molar abutmentlarının köprü gövdesine komşu yüzeylerindeki değerler (81 μm) diğer iki grupta yer alan altyapıların molar abutmentlarından (24 μm ve 14 μm) istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek çıkmıştır ($p=,001$). Premolar abutmentların distaldeki köprü gövdesine komşu yüzeylerindeki değerler ise dört üyeli altyapıların sahip olduğu değerlerden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunurken, üç üyeli altyapılar ile fark bulunamamıştır. Premolar abutmentların mezialdeki köprü gövdesine komşu yüzeylerindeki değerler hem üç üyeli hem de dört üyeli altyapıların sahip olduğu değerlerden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<,001$).

Kunii ve ark (172) CAD/CAM yöntemi ile üretilen zirkonyum altyapıya sahip tek kuron, üç, dört ve beş üyeli sabit protezlerin internal ve marjinal uyumlarını in vitro olarak incelemiş; üç ve dört üyeli sabit protezlerin marjinal aralık değerlerinin köprü gövdesine komşu abutment yüzeyinde karşıt yüzeye oranla istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğunu belirtmişlerdir. Üç abutmentla desteklenen beş üyeli sabit protezlerde ise ortadaki abutmentın marjinal aralık değerleri üç ve dört üyeli köprülerine nazaran istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur. Ortadaki abutmentların mezialde ve distalde yer alan her iki köprü gövdesine komşu yüzeylerindeki marjinal aralık değerleri ise üç ve dört üyeli köprülerine nazaran istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük değer göstermiştir.

Restorasyon ve abutment arasındaki uyumu ölçmek için kesit alma, silikon replika tekniği, direkt gözlem ve mikro-bilgisayarlı tomografi yöntemleri önerilmektedir (173). Tamac ve ark (42) dental restorasyonların uyumunu değerlendirmek için standart bir yöntem bulunmadığını, bu durumun farklı

çalışmalarda ortaya konan sonuçların hatalı yorumlanmasına neden olabileceğini belirtmişlerdir. Kullanılan tekniğin limitasyonlarını bilmenin ve sağladığı verileri doğru tayin etmenin önemini vurgulamışlardır. Reich ve ark (125) restorasyonların uyumunun farklı bölgelerinde değerlendirilmesinin ancak silikon replika tekniği ile mümkün olduğunu savunmuştur. Silikon replika tekniği; inleylerin, kuronların ve geniş sabit bölümlü protezlerin uyumunun değerlendirilmesinde kullanılabilir. Bizim çalışmamızda da restorasyonların uyumu silikon replika tekniği ile değerlendirilmiştir.

Silikon replika tekniği diğer uyum değerlendirme yöntemlerine kıyasla daha ucuz ve zamandan tasarruf sağlayan bir yöntem olduğu literatürde belirtilmektedir (159). Sun ve ark (68) silikon replika tekniğinin restorasyona zarar vermeden uyumun tekrar tekrar değerlendirilmesine olanak sağladığını ve diğer yöntemlere kıyasla daha güvenilir sonuçlar verdiğini belirtmişlerdir.

Weaver ve ark (174) klinik denemelerde standart olmayan belki 50 N geçebilecek parmak basıncı ile restorasyonun abutment üzerine yerleştirildiğini belirtmiş, parmak basıncının ortalama 78.5 N olduğu rapor etmişlerdir. Bununla birlikte basınç farklılıklarının silikon tabakası üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farka neden olmadığı çalışmanın sonuçları arasındadır.

Boitelle ve ark (78) silikon replika tekniğinde ölçüm yapılan noktaların sayısının değişkenliğine vurgu yapmışlardır. Ölçüm yapılan noktaların sayısı arttıkça restorasyon ve abutment arasındaki uyum hakkında ortalama bir değerlendirme imkanı sağlandığını belirtmiştir. Restorasyon uyumlarını değerlendiren çalışmalarını inceleyen sistematik derlemede, derlemeye dahil edilen çalışmalardaki ölçüm noktalarının sayısı konvansiyonel uyum değerlendirme yöntemlerinde 4 ile 385 arasında değişirken üç boyutlu yöntemlerde bu sayı 3500'e kadar çıkmaktadır (78).

Groten ve ark (151) restorasyon uyumunu değerlendirirken tasarlanan ölçüm netliğine ve uyum varyasyonlarına göre minimum ölçüm nokta sayısının değiştiğini belirtmişlerdir. Mevcut verilerin her kuron için 50 ölçüm noktasına ihtiyaç duyulduğunu gösterdiğini fakat en az 20-25 arasında ölçümün hedeflenen netliğe ulaşmak için gerekli olduğunu savunmuşlardır. Özellikle

farklı üretim yöntemlerini karşılaştırırken, kuron marjinlerinden 4-12 arasında ölçüm yapılmasının yanlış yorumlamalara neden olabileceğini belirtmişlerdir. Valderrama ve ark (175) ölçüm yapılan nokta sayısının azlığının geniş örneklem grupları ile aşılabileceğini önermişlerdir. Holmes JR ve ark (176) klinik olarak kabul edilebilir marjinal aralık değerlerinin çok geniş bir aralığa sahip olması nedeniyle çalışmalarda kabul edilebilir marjinal aralık değerlerinin küçük gruplar ile elde edebileceğini vurgulamışlardır. Bizim çalışmamızda da her bir abutmenttan toplam 16 noktadan ölçüm yapılmıştır.

Nesse ve ark (171) silikon replika tekniğinde kullanılan ölçü maddesinin özelliklerine bağlı olarak ölçüm değerlerinin değişebileceğini belirtmişlerdir. Moldovan ve ark (162) ise marjinal uyumun silikon replikalardan değerlendirmesinin, silikon tabakasının marjinal bölgede çok ince olması ve restorasyonu abutmenttan çıkarırken silikonun zarar görme riski nedeni ile zor olduğunu vurgulamışlardır.

Reich ve ark (125) in vitro çalışmaların standart koşullarda yapıldığını, klinikte var olan bir çok koşulların göz ardı edildiğini ve üretilen restorasyonların uyumunun çok daha iyi olduğunu belirtmişlerdir. Witkowski ve ark (177) seramik fırınlanması sonrası protetik altyapıların uyumlarının olumsuz yönde etkilendiğini, internal ve marjinal aralık değerlerinin arttığını belirtmişlerdir. Regish ve Kim (125, 133)'in çalışmaları da bu sonuçları desteklemektedir. Bizim çalışmamızda kullanılan altyapılar klinik kullanıma uygun olarak hazırlanmamıştır. Metal altyapıların üzerine tabakalama porseleni uygulanmamış, restorasyonların iç yüzeyleri hava partikül aşındırma işlemine tabi tutulmamıştır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

1. Üç ve dört üyeli altyapılarda en iyi marjinal uyumu SLM yöntemi ile üretilen altyapılar gösterirken, beş üyeli altyapılarda en iyi marjinal uyum değerleri döküm yöntemi ile üretilen altyapılarda bulunmuştur. En kötü marjinal uyum üretim yönteminden bağımsız olarak beş üyeli altyapılarda kaydedilmiştir ancak marjinal uyum literatürde belirtilen sınırlar içindedir.
2. CAD/CAM ve SLM yöntemleri ile üretilen altyapılarda köprü gövdesine komşu yüzeylerde daha yüksek marjinal aralık değerleri bulunmuştur. Döküm yöntemi ile üretilen altyapılar köprü gövdesine komşu yüzeylerde karşıt yüzeylere oranla daha düşük marjinal aralık değerleri göstermiştir.
3. Aksiyelden okluzale doğru internal aralık değerleri artmıştır. En yüksek okluzal aralık değerleri SLM yöntemi ile üretilen beş üyeli altyapılarda kaydedilmiştir. Kaydedilen tüm internal aralık değerleri literatürde belirtilen sınırlar dahilindedir.
4. Üretim yöntemleri ve/veya altyapıların üye sayılarının internal ve marjinal uyumu etkilemeyeceği yönünde kurulan hipotez reddedilmiştir, istatistiksel olarak fark bulunmuştur.

Sonuç olarak; çalışmanın limitasyonları dahilinde, her üç yöntem ile üretilen altyapılar in vitro koşullarda klinik olarak kabul edilebilir internal ve marjinal aralık değerleri göstermişlerdir. Metal altyapı üretiminde her üç yöntem de güvenle kullanılabilir.

7. KAYNAKLAR

1. Wittneben JG, Millen C, Bragger U. Clinical performance of screw-versus cement-retained fixed implant-supported reconstructions--a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29 Suppl:84-98.
2. Dhingra K. Oral rehabilitation considerations for partially edentulous periodontal patients. *J Prosthodont*. 2012;21(6):494-513.
3. Shillingburg HT. *Fundamentals of fixed prosthodontics*. Quintessence Publishing Co1997.
4. The glossary of prosthodontic terms. *J Prosthet Dent*. 2005;94(1):10-92.
5. Esposito M, Grusovin MG, Chew YS, Coulthard P, Worthington HV. Interventions for replacing missing teeth: 1- versus 2-stage implant placement. *Cochrane Database Syst Rev*. 2009(3):CD006698.
6. Belser UC, Mericske-Stern R, Bernard JP, Taylor TD. Prosthetic management of the partially dentate patient with fixed implant restorations. *Clin Oral Implants Res*. 2000;11 Suppl 1:126-45.
7. Pjetursson BE, Lang NP. Prosthetic treatment planning on the basis of scientific evidence. *J Oral Rehabil*. 2008;35 Suppl 1:72-9.
8. Pjetursson BE, Thoma D, Jung R, Zwahlen M, Zembic A. A systematic review of the survival and complication rates of implant-supported fixed dental prostheses (FDPs) after a mean observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23 Suppl 6:22-38.
9. Avila G, Galindo-Moreno P, Soehren S, Misch CE, Morelli T, Wang HL. A novel decision-making process for tooth retention or extraction. *J Periodontol*. 2009;80(3):476-91.
10. Ekelund JA, Lindquist LW, Carlsson GE, Jemt T. Implant treatment in the edentulous mandible: a prospective study on Branemark system implants over more than 20 years. *Int J Prosthodont*. 2003;16(6):602-8.
11. Jemt T, Lekholm U. Oral implant treatment in posterior partially edentulous jaws: a 5-year follow-up report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1993;8(6):635-40.
12. Jokstad A, Braegger U, Brunski JB, Carr AB, Naert I, Wennerberg A. Quality of dental implants. *Int Dent J*. 2003;53(6 Suppl 2):409-43.
13. Jung RE, Holderegger C, Sailer I, Khraisat A, Suter A, Hammerle CH. The effect of all-ceramic and porcelain-fused-to-metal restorations on marginal peri-implant soft tissue color: a randomized controlled clinical trial. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2008;28(4):357-65.

14. Esposito M, Grusovin MG, Willings M, Coulthard P, Worthington HV. Interventions for replacing missing teeth: different times for loading dental implants. *Cochrane Database Syst Rev.* 2007(2):CD003878.
15. Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. *Clin Oral Implants Res.* 2008;19(2):119-30.
16. Pjetursson BE, Tan K, Lang NP, Bragger U, Egger M, Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15(6):625-42.
17. Lang NP, Pjetursson BE, Tan K, Bragger U, Egger M, Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. II. Combined tooth--implant-supported FPDs. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15(6):643-53.
18. Bergkvist G, Sahlholm S, Nilner K, Lindh C. Implant-supported fixed prostheses in the edentulous maxilla. A 2-year clinical and radiological follow-up of treatment with non-submerged ITI implants. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15(3):351-9.
19. Pjetursson BE, Bragger U, Lang NP, Zwahlen M. Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). *Clin Oral Implants Res.* 2007;18 Suppl 3:97-113.
20. Sadowsky SJ, Bedrossian E. Evidenced-based criteria for differential treatment planning of implant restorations for the partially edentulous patient. *J Prosthodont.* 2013;22(4):319-29.
21. Bornstein MM, Cionca N, Mombelli A. Systemic conditions and treatments as risks for implant therapy. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24 Suppl:12-27.
22. Leblebicioglu B, Rawal S, Mariotti A. A review of the functional and esthetic requirements for dental implants. *J Am Dent Assoc.* 2007;138(3):321-9.
23. Papaspyridakos P, Chen CJ, Singh M, Weber HP, Gallucci GO. Success criteria in implant dentistry: a systematic review. *J Dent Res.* 2012;91(3):242-8.
24. Bashutski JD, Wang HL. Common implant esthetic complications. *Implant Dent.* 2007;16(4):340-8.

25. Misch CE. Contemporary implant dentistry. 3 rd edition ed. Mosby, St. Louis: Linda Duncan; 2008.
26. Heydecke G, Zwahlen M, Nicol A, Nisand D, Payer M, Renouard F, et al. What is the optimal number of implants for fixed reconstructions: a systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23 Suppl 6:217-28.
27. 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):292-6.
28. Hebel KS, Gajjar RC. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *J Prosthet Dent.* 1997;77(1):28-35.
29. Misch CE. Dental implant prosthetics. 2 nd edition ed: Elsevier Health Sciences; 2014.
30. Sherif S, Susarla SM, Hwang JW, Weber HP, Wright RF. Clinician- and patient-reported long-term evaluation of screw- and cement-retained implant restorations: a 5-year prospective study. *Clin Oral Investig.* 2011;15(6):993-9.
31. Nissan J, Narobai D, Gross O, Ghelfan O, Chaushu G. Long-term outcome of cemented versus screw-retained implant-supported partial restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;26(5):1102-7.
32. Stawarczyk B, Stich N, Eichberger M, Edelhoff D, Roos M, Gernet W, et al. Long-term tensile bond strength of differently cemented nanocomposite CAD/CAM crowns on dentin abutment. *Dent Mater.* 2014;30(3):334-42.
33. Kassem AS, Atta O, El-Mowafy O. Fatigue resistance and microleakage of CAD/CAM ceramic and composite molar crowns. *J Prosthodont.* 2012;21(1):28-32.
34. Craig R, Powers J. Restorative dental materials: St. Louis (MO): Mosby; 2002.
35. Webber B, McDonald A, Knowles J. An in vitro study of the compressive load at fracture of Procera AllCeram crowns with varying thickness of veneer porcelain. *J Prosthet Dent.* 2003;89(2):154-60.
36. Campbell SD. Esthetic modification of cast dental-ceramic restorations. *Int J Prosthodont.* 1990;3(2):123-9.
37. Denissen HW, Wijnhoff GF, Veldhuis AA, Kalk W. Five-year study of all-porcelain veneer fixed partial dentures. *J Prosthet Dent.* 1993;69(5):464-8.

38. Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. *J Prosthet Dent.* 1992;67(6):859-65.
39. 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):478-84.
40. Wataha JC, Messer RL. Casting alloys. *Dent Clin North Am.* 2004;48(2):vii-viii, 499-512.
41. Pettenò D SG, Bassi F, Bresciano ME, Carossa S. Comparison of marginal fit of 3 different metalceramic systems: an in vitro study *Int J Prosthodont.* 2000;13:405-8.
42. 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):909-13.
43. Lombardo GH NR, Souza RO, Michida SM, Kojima AN, Mesquita AM, et al. Influence of surface treatment on the shear bond strength of ceramics fused to cobaltchromium. 2010;19:103-11.
44. Walton TR. The up to 25-year survival and clinical performance of 2,340 high gold-based metal-ceramic single crowns. *Int J Prosthodont.* 2013;26(2):151-60.
45. Salazar MSM PS, Ccahuana VVZ, Passos SP, Vanderlei AD, Pavanelli CA, et al. Shear bond strength between metal alloy and a ceramic system, submitted to different thermocycling immersion times. *Acta Odontol Latinoam* 2007;20:97-102.
46. JC W. Alloys for prosthodontic restorations. *J Prosthet Dent.* 2002;87:351-83.
47. Anusavice KJ PR. Phillips' science of dental materials. Saunders, editor. St. Louis: MO; 2003.
48. American Dental Association: Classification system for cast alloys. *J Am Dent Assoc.* 1984;109-766.
49. Wataha JC. Noble alloys and solders. In: Craig RG PJ, editor. *Restorative dental materials.* 11 th edition ed: St. Louis: Mosby; 2002. p. 449-78.
50. Wataha JC. Biocompatibility of dental casting alloys: a review. *J Prosthet Dent.* 2000;83(2):223-34.
51. Wataha JC. Principles of biocompatibility for dental practitioners. *J Prosthet Dent.* 2001;86(2):203-9.

52. Roach M. Base metal alloys used for dental restorations and implants. *Dent Clin North Am.* 2007;51(3):603-27, vi.
53. de Vasconcellos LG, Buso L, Lombardo GH, Souza RO, Nogueira L, Jr., Bottino MA, et al. Opaque layer firing temperature and aging effect on the flexural strength of ceramic fused to cobalt-chromium alloy. *J Prosthodont.* 2010;19(6):471-7.
54. Bryant RA, Nicholls JI. Measurement of distortions in fixed partial dentures resulting from degassing. *J Prosthet Dent.* 1979;42(5):515-20.
55. Tucillo J CP. Composition and properties of noble and precious metal alloys. In: Smith DC WD, editor. *CRC series in biocompatibility: biocompatibility of dental materials*: Boca Raton (FL): CRC Press; 1982. p. 19-36.
56. Roach MD, Wolan JT, Parsell DE, Bumgardner JD. Use of x-ray photoelectron spectroscopy and cyclic polarization to evaluate the corrosion behavior of six nickel-chromium alloys before and after porcelain-fused-to-metal firing. *J Prosthet Dent.* 2000;84(6):623-34.
57. Lee J LL, O'Neal J, et al. In vitro corrosion analyses of nickel-base alloys. *J Dent Res.* 1985;63(DMG 1285):1-21.
58. Bumgardner JD, Lucas LC. Cellular response to metallic ions released from nickel-chromium dental alloys. *J Dent Res.* 1995;74(8):1521-7.
59. Wang RR, Fenton A. Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature. *Quintessence Int.* 1996;27(6):401-8.
60. Titanium applications in dentistry. *J Am Dent Assoc.* 2003;134(3):347-9.
61. Blanco-Dalmau L, Carrasquillo-Alberty H, Silva-Parra J. A study of nickel allergy. *J Prosthet Dent.* 1984;52(1):116-9.
62. Christensen GJ. Longevity of posterior tooth dental restorations. *J Am Dent Assoc.* 2005;136(2):201-3.
63. Svanborg P, Langstrom L, Lundh RM, Bjerkstig G, Ortorp A. A 5-year retrospective study of cobalt-chromium-based fixed dental prostheses. *Int J Prosthodont.* 2013;26(4):343-9.
64. Naylor W, Kessler J, King A. *Introduction to metal ceramic technology*: Quintessence Pub Co; 1992.
65. Quante K, Ludwig K, Kern M. Marginal and internal fit of metal-ceramic crowns fabricated with a new laser melting technology. *Dent Mater.* 2008;24(10):1311-5.

66. Suleiman SH, Vult von Steyern P. Fracture strength of porcelain fused to metal crowns made of cast, milled or laser-sintered cobalt-chromium. *Acta Odontol Scand.* 2013;71(5):1280-9.
67. Wu L, Zhu H, Gai X, Wang Y. Evaluation of the mechanical properties and porcelain bond strength of cobalt-chromium dental alloy fabricated by selective laser melting. *J Prosthet Dent.* 2014;111(1):51-5.
68. Sun J, Zhang FQ. The application of rapid prototyping in prosthodontics. *J Prosthodont.* 2012;21(8):641-4.
69. Zeltser C, Lewinstein I, Grajower R. Fit of crown wax patterns after removal from the die. *J Prosthet Dent.* 1985;53(3):344-6.
70. Rosenstiel S, Land M, Fujimoto J. Contemporary fixed prosthodontics. 4th edition ed: St. Louis: Mosby; 2006.
71. Abduo J, Lyons K, Swain M. Fit of zirconia fixed partial denture: a systematic review. *J Oral Rehabil.* 2010;37(11):866-76.
72. 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 (Shiraz).* 2013;14(3):118-29.
73. 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):378-83.
74. 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):253-9.
75. Sundar MK, Chikmagalur SB, Pasha F. Marginal fit and microleakage of cast and metal laser sintered copings--an in vitro study. *J Prosthodont Res.* 2014;58(4):252-8.
76. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J.* 2009;28(1):44-56.
77. Davidowitz G, Kotick PG. The use of CAD/CAM in dentistry. *Dent Clin North Am.* 2011;55(3):559-70, ix.
78. Boitelle P, Mawussi B, Tapie L, Fromentin O. A systematic review of CAD/CAM fit restoration evaluations. *J Oral Rehabil.* 2014;41(11):853-74.
79. Miyazaki T, Hotta Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Aust Dent J.* 2011;56 Suppl 1:97-106.

80. Duret F, Preston JD. CAD/CAM imaging in dentistry. *Curr Opin Dent.* 1991;1(2):150-4.
81. Andersson M, Carlsson L, Persson M, Bergman B. Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system. *J Prosthet Dent.* 1996;76(2):187-93.
82. Mormann WH. The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc.* 2006;137 Suppl:7S-13S.
83. Rekow D. Computer-aided design and manufacturing in dentistry: a review of the state of the art. *J Prosthet Dent.* 1987;58(4):512-6.
84. Tomita S, Shin-Ya A, Gomi H, Matsuda T, Katagiri S, Shin-Ya A, et al. Machining accuracy of CAD/CAM ceramic crowns fabricated with repeated machining using the same diamond bur. *Dent Mater J.* 2005;24(1):123-33.
85. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J.* 2008;204(9):505-11.
86. van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dent Mater.* 2012;28(1):3-12.
87. Filser F, Kocher P, Weibel F, Luthy H, Scharer P, Gauckler LJ. Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). *Int J Comput Dent.* 2001;4(2):89-106.
88. Torabi Ardekani K, Ahangari AH, Farahi L. Marginal and internal fit of CAD/CAM and slip-cast made zirconia copings. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects.* 2012;6(2):42-8.
89. Torabi K, Farjood E, Hamedani S. Rapid Prototyping Technologies and their Applications in Prosthodontics, a Review of Literature. *J Dent (Shiraz).* 2015;16(1):1-9.
90. Christensen GJ. The state of fixed prosthodontic impressions: room for improvement. *J Am Dent Assoc.* 2005;136(3):343-6.
91. Mormann WH, Brandestini M, Lutz F, Barbakow F. Chairside computer-aided direct ceramic inlays. *Quintessence Int.* 1989;20(5):329-39.
92. Karatas MO, Cifter ED, Ozenen DO, Balik A, Tuncer EB. Manufacturing implant supported auricular prostheses by rapid prototyping techniques. *Eur J Dent.* 2011;5(4):472-7.
93. 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):1289-96.

94. Weiss L. Process overview. Rapid prototyping in Europe and Japan. Loyola College of Maryland, Baltimore, MD. Available at: http://www.wtec.org/loyola/rp/a_bios.htm#LWeiss
95. Cohen A. Vacuum forming applications using rapid prototyping technology. available at: http://www.tritech3d.co.uk/images/contentitems/63_1_1.pdf2008.
96. Özkol E, Ebert J, Uibel K, Wätjen A, Telle R. Development of high solid content aqueous 3Y-TZP suspensions for direct inkjet printing using a thermal inkjet printer. *J Eur Ceram Soc* 2009;29:403-9.
97. Andonović V, Vrtanoski G. Growing rapid prototyping as a technology in dental medicine. *Mech Eng Sci J.* 2010;29:31-9.
98. Witkowski S. CAD/CAM in dental technology. *Quintessence Dent Technol* 2005;28:169-84.
99. Han J, Wang Y, Lu P. A preliminary report of designing removable partial denture frameworks using a specifically developed software package. *Int J Prosthodont.* 2010;23(4):370-5.
100. Azari A, Nikzad S. The evolution of rapid prototyping in dentistry: a review. *Rapid Prototyping J* 2009;15:216-25.
101. Ciocca L, Fantini M, De Crescenzo F, Corinaldesi G, Scotti R. Direct metal laser sintering (DMLS) of a customized titanium mesh for prosthetically guided bone regeneration of atrophic maxillary arches. *Med Biol Eng Comput.* 2011;49(11):1347-52.
102. Serra-Prat J, Cano-Batalla J, Cabratosa-Termes J, Figueras-Alvarez O. Adhesion of dental porcelain to cast, milled, and laser-sintered cobalt-chromium alloys: shear bond strength and sensitivity to thermocycling. *J Prosthet Dent.* 2014;112(3):600-5.
103. 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. *Dent Mater.* 2008;24(10):1400-4.
104. <http://www.youtube.com/watch?v=gLxve3ZOmvc>.
105. Wang X, Laoui T, Bonse J, Kruth J, Lauwers B, Froyen L. Direct selective laser sintering of hard metal powders: experimental study and simulation. *Int J Adv Manuf Technol.* 2002;19(351-7).
106. Fukuda A, Takemoto M, Saito T, Fujibayashi S, Neo M, Pattanayak DK, et al. Osteoinduction of porous Ti implants with a channel structure fabricated by selective laser melting. *Acta Biomater.* 2011;7(5):2327-36.

107. Mullen L, Stamp RC, Brooks WK, Jones E, Sutcliffe CJ. Selective Laser Melting: a regular unit cell approach for the manufacture of porous, titanium, bone in-growth constructs, suitable for orthopedic applications. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2009;89(2):325-34.
108. Traini T, Mangano C, Sammons RL, Mangano F, Macchi A, Piattelli A. Direct laser metal sintering as a new approach to fabrication of an isoelastic functionally graded material for manufacture of porous titanium dental implants. *Dent Mater.* 2008;24(11):1525-33.
109. Abou Tara M, Eschbach S, Bohlsen F, Kern M. Clinical outcome of metal-ceramic crowns fabricated with laser-sintering technology. *Int J Prosthodont.* 2011;24(1):46-8.
110. Williams RJ, Bibb R, Eggbeer D, Collis J. Use of CAD/CAM technology to fabricate a removable partial denture framework. *J Prosthet Dent.* 2006;96(2):96-9.
111. Chen J, Zhang Z, Chen X, Zhang C, Zhang G, Xu Z. Design and manufacture of customized dental implants by using reverse engineering and selective laser melting technology. *J Prosthet Dent.* 2014;112(5):1088-95 e1.
112. Iseri U, Ozkurt Z, Kazazoglu E. Shear bond strengths of veneering porcelain to cast, machined and laser-sintered titanium. *Dent Mater J.* 2011;30(3):274-80.
113. Xiang N, Xin XZ, Chen J, Wei B. Metal-ceramic bond strength of Co-Cr alloy fabricated by selective laser melting. *J Dent.* 2012;40(6):453-7.
114. Yang X, Xiang N, Wei B. Effect of fluoride content on ion release from cast and selective laser melting-processed Co-Cr-Mo alloys. *J Prosthet Dent.* 2014;112(5):1212-6.
115. Zeng L, Xiang N, Wei B. A comparison of corrosion resistance of cobalt-chromium-molybdenum metal ceramic alloy fabricated with selective laser melting and traditional processing. *J Prosthet Dent.* 2014;112(5):1217-24.
116. Kokubo Y, Ohkubo C, Tsumita M, Miyashita A, Vult von Steyern P, Fukushima S. Clinical marginal and internal gaps of Procera AllCeram crowns. *J Oral Rehabil.* 2005;32(7):526-30.
117. Sakrana AA. In vitro evaluation of the marginal and internal discrepancies of different esthetic restorations. *J Appl Oral Sci.* 2013;21(6):575-80.
118. Goldman M, Laosonthorn P, White RR. Microleakage--full crowns and the dental pulp. *J Endod.* 1992;18(10):473-5.

119. Martins LM, Lorenzoni FC, Melo AO, Silva LM, Oliveira JL, Oliveira PC, et al. Internal fit of two all-ceramic systems and metal-ceramic crowns. *J Appl Oral Sci.* 2012;20(2):235-40.
120. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent.* 1989;62(4):405-8.
121. 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):871-81.
122. Wettstein F, Sailer I, Roos M, Hammerle CH. Clinical study of the internal gaps of zirconia and metal frameworks for fixed partial dentures. *Eur J Oral Sci.* 2008;116(3):272-9.
123. Nakamura T, Dei N, Kojima T, Wakabayashi K. Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD/CAM all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont.* 2003;16(3):244-8.
124. Rekow D, Thompson VP. Near-surface damage--a persistent problem in crowns obtained by computer-aided design and manufacturing. *Proc Inst Mech Eng H.* 2005;219(4):233-43.
125. 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):174-9.
126. American Dental Association. ANSI/ADA Specification No. 8 for zinc phosphate cement. 5 th edition ed. devices IGtdma, editor: Chicago: American Dental Association; 1970.
127. 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):623-7.
128. McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J.* 1971;131(3):107-11.
129. 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):250-7.
130. Tsukada G, Tanaka T, Kajihara T, Torii M, Inoue K. Film thickness and fluidity of various luting cements determined using a trial indentation meter. *Dent Mater.* 2006;22(2):183-8.
131. Boening KW, Wolf BH, Schmidt AE, Kastner K, Walter MH. Clinical fit of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent.* 2000;84(4):419-24.

132. De Jager N, Pallav P, Feilzer AJ. The apparent increase of the Young's modulus in thin cement layers. *Dent Mater.* 2004;20(5):457-62.
133. Kim KB, Kim JH, Kim WC, Kim HY, Kim JH. Evaluation of the marginal and internal gap of metal-ceramic crown fabricated with a selective laser sintering technology: two- and three-dimensional replica techniques. *J Adv Prosthodont.* 2013;5(2):179-86.
134. 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):324-30.
135. Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent.* 1983;50(3):399-410.
136. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent.* 1983;49(6):843-8.
137. Lekholm U, van Steenberghe D, Herrmann I, . Partially edentulous jaws: a prospective 5-year multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:627-35.
138. Kallus T, Bessing C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994;9(2):169-78.
139. Gelbard S, Aoskar Y, Zalkind M, Stern N. Effect of impression materials and techniques on the marginal fit of metal castings. *J Prosthet Dent.* 1994;71(1):1-6.
140. Jemt T, Lie A. Accuracy of implant-supported prostheses in the edentulous jaw: analysis of precision of fit between cast gold-alloy frameworks and master casts by means of a three-dimensional photogrammetric technique. *Clin Oral Implants Res.* 1995;6(3):172-80.
141. 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.
142. Klineberg IJ, Murray GM. Design of superstructures for osseointegrated fixtures. *Swed Dent J Suppl.* 1985;28:63-9.
143. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991;6(3):270-6.
144. Yanase R, Binon P, Jemt T, Gulbransen H, Parel S. Current issue form. How do you test a cast framework for a full arch fixed implant supported prosthesis? *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994;9:471-4.

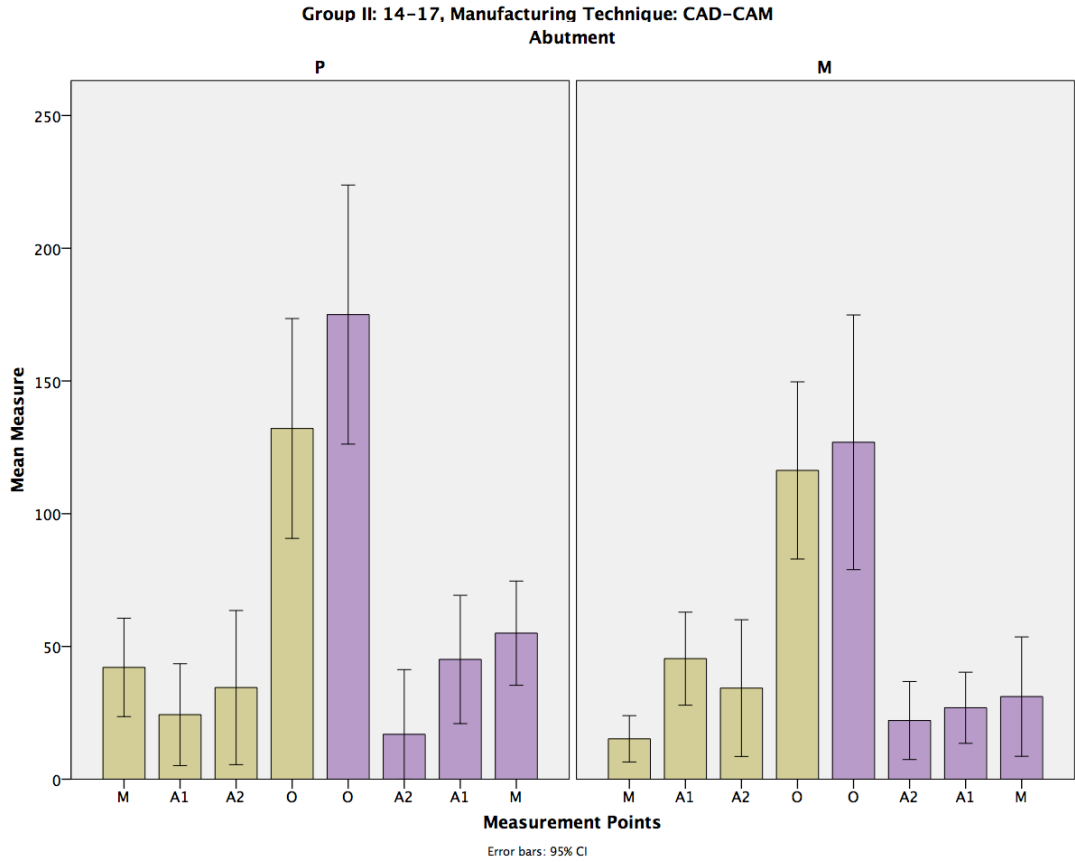
145. Millington ND, Leung T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part 1: Stresses generated on the superstructure relative to the size of fit discrepancy. *Int J Prosthodont.* 1995;8(6):511-6.
146. Tan KB, Rubenstein JE, Nicholls JI, Yuodelis RA. Three-dimensional analysis of the casting accuracy of one-piece, osseointegrated implant-retained prostheses. *Int J Prosthodont.* 1993;6(4):346-63.
147. Christensen GJ. Marginal fit of gold inlay castings. *J Prosthet Dent.* 1966;16(2):297-305.
148. Nakamura T, Nonaka M, Maruyama T. In vitro fitting accuracy of copy-milled alumina cores and all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont.* 2000;13(3):189-93.
149. Borba M, Cesar PF, Griggs JA, Della Bona A. Adaptation of all-ceramic fixed partial dentures. *Dent Mater.* 2011;27(11):1119-26.
150. Harris IR, Wickens JL. A comparison of the fit of spark-eroded titanium copings and cast gold alloy copings. *Int J Prosthodont.* 1994;7(4):348-55.
151. 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):40-9.
152. 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.
153. Luthardt RG, Bornemann G, Lemelson S, Walter MH, Huls A. An innovative method for evaluation of the 3-D internal fit of CAD/CAM crowns fabricated after direct optical versus indirect laser scan digitizing. *Int J Prosthodont.* 2004;17(6):680-5.
154. Kelly JR, Davis SH, Campbell SD. Nondestructive, three-dimensional internal fit mapping of fixed prostheses. *J Prosthet Dent.* 1989;61(3):368-73.
155. Qualtrough AJ, Piddock V, Kypreou V. A comparison of two in vitro methods for assessing the fitting accuracy of composite inlays. *Br Dent J.* 1993;174(12):450-4.
156. 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):116-22.
157. <http://www.r-project.org>.

158. Kahramanoglu E, Kulak-Ozkan Y. Marginal and internal adaptation of different superstructure and abutment materials using two different implant systems for five-unit implant-supported fixed partial dentures: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013;28(5):1207-16.
159. Bayramoglu E, Ozkan YK, Yildiz C. Comparison of marginal and internal fit of press-on-metal and conventional ceramic systems for three- and four-unit implant-supported partial fixed dental prostheses: An in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2015;114(1):52-8.
160. do Nascimento C, Ikeda LN, Pita MS, Pedroso ESRC, Pedrazzi V, de Albuquerque Junior RF, et al. Marginal fit and microbial leakage along the implant-abutment interface of fixed partial prostheses: An in vitro analysis using Checkerboard DNA-DNA hybridization. *J Prosthet Dent*. 2015.
161. Al-Rabab'ah MA, Macfarlane TV, McCord JF. Vertical marginal and internal adaptation of all-ceramic copings made by CAD/CAM technology. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2008;16(3):109-15.
162. Moldovan O, Luthardt RG, Corcodel N, Rudolph H. Three-dimensional fit of CAD/CAM-made zirconia copings. *Dent Mater*. 2011;27(12):1273-8.
163. Kohorst P, Brinkmann H, Li J, Borchers L, Stiesch M. Marginal accuracy of four-unit zirconia fixed dental prostheses fabricated using different computer-aided design/computer-aided manufacturing systems. *Eur J Oral Sci*. 2009;117(3):319-25.
164. Xu D, Xiang N, Wei B. The marginal fit of selective laser melting-fabricated metal crowns: an in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2014;112(6):1437-40.
165. Li JM, Wang WQ, Ma JY. [Comparison of the clinical effects of selective laser melting deposition basal crowns and cobalt chromium alloy base crowns]. *Shanghai Kou Qiang Yi Xue*. 2014;23(3):350-3.
166. 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.
167. Luthardt R, Weber A, Rudolph H, Schone C, Quaas S, Walter M. Design and production of dental prosthetic restorations: basic research on dental CAD/CAM technology. *Int J Comput Dent*. 2002;5(2-3):165-76.
168. Kim KB, Kim WC, Kim HY, Kim JH. An evaluation of marginal fit of three-unit fixed dental prostheses fabricated by direct metal laser sintering system. *Dent Mater*. 2013;29(7):e91-6.

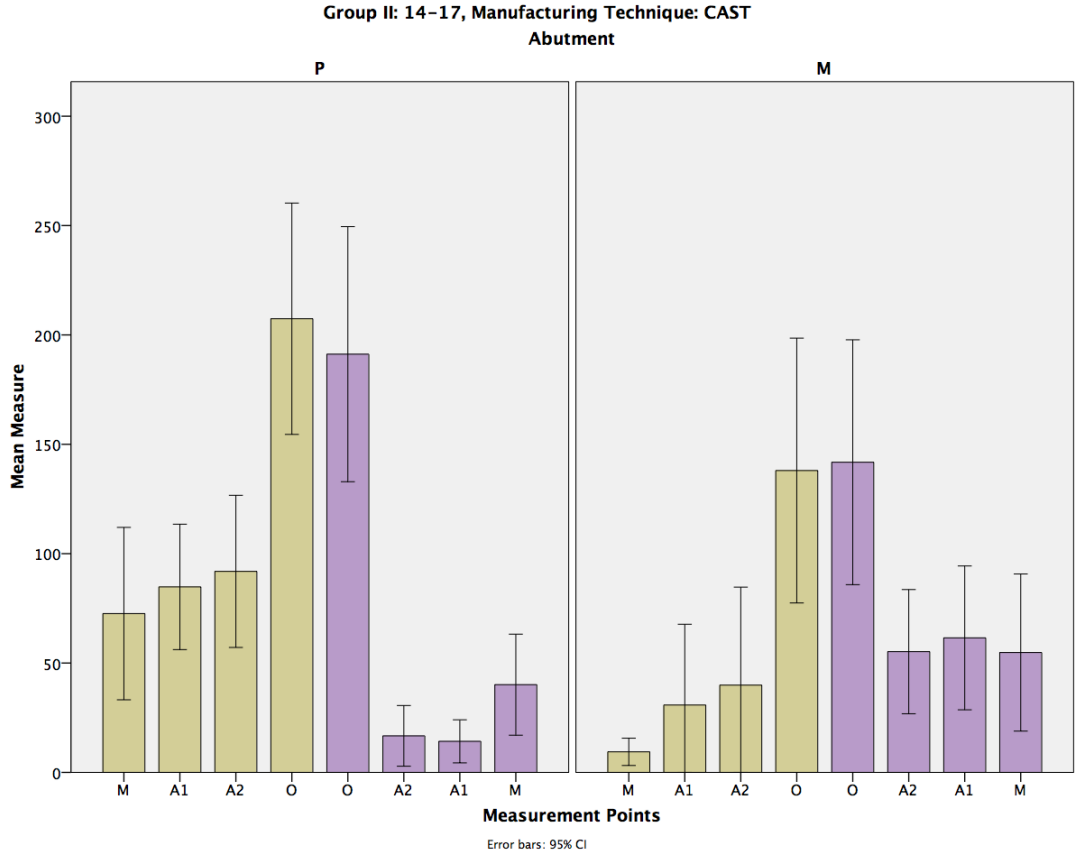
169. Ortorp A, Jonsson D, Mouhsen A, Vult von Steyern P. The fit of cobalt-chromium three-unit fixed dental prostheses fabricated with four different techniques: a comparative in vitro study. *Dent Mater*. 2011;27(4):356-63.
170. Park JK, Lee WS, Kim HY, Kim WC, Kim JH. Accuracy evaluation of metal copings fabricated by computer-aided milling and direct metal laser sintering systems. *J Adv Prosthodont*. 2015;7(2):122-8.
171. Nesse H, Ulstein DM, Vaage MM, Oilo M. Internal and marginal fit of cobalt-chromium fixed dental prostheses fabricated with 3 different techniques. *J Prosthet Dent*. 2015.
172. Kunii J, Hotta Y, Tamaki Y, Ozawa A, Kobayashi Y, Fujishima A, et al. Effect of sintering on the marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia frameworks. *Dent Mater J*. 2007;26(6):820-6.
173. Beuer F, Aggstaller H, Edelhoff D, Gernet W, Sorensen J. Marginal and internal fits of fixed dental prostheses zirconia retainers. *Dent Mater*. 2009;25(1):94-102.
174. Weaver JD, Johnson GH, Bales DJ. Marginal adaptation of castable ceramic crowns. *J Prosthet Dent*. 1991;66(6):747-53.
175. Valderrama S, Van Roekel N, Andersson M, Goodacre CJ, Munoz CA. A comparison of the marginal and internal adaptation of titanium and gold-platinum-palladium metal ceramic crowns. *Int J Prosthodont*. 1995;8(1):29-37.
176. Holmes JR, Sulik WD, Holland GA, Bayne SC. Marginal fit of castable ceramic crowns. *J Prosthet Dent*. 1992;67(5):594-9.
177. 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.

EKLER

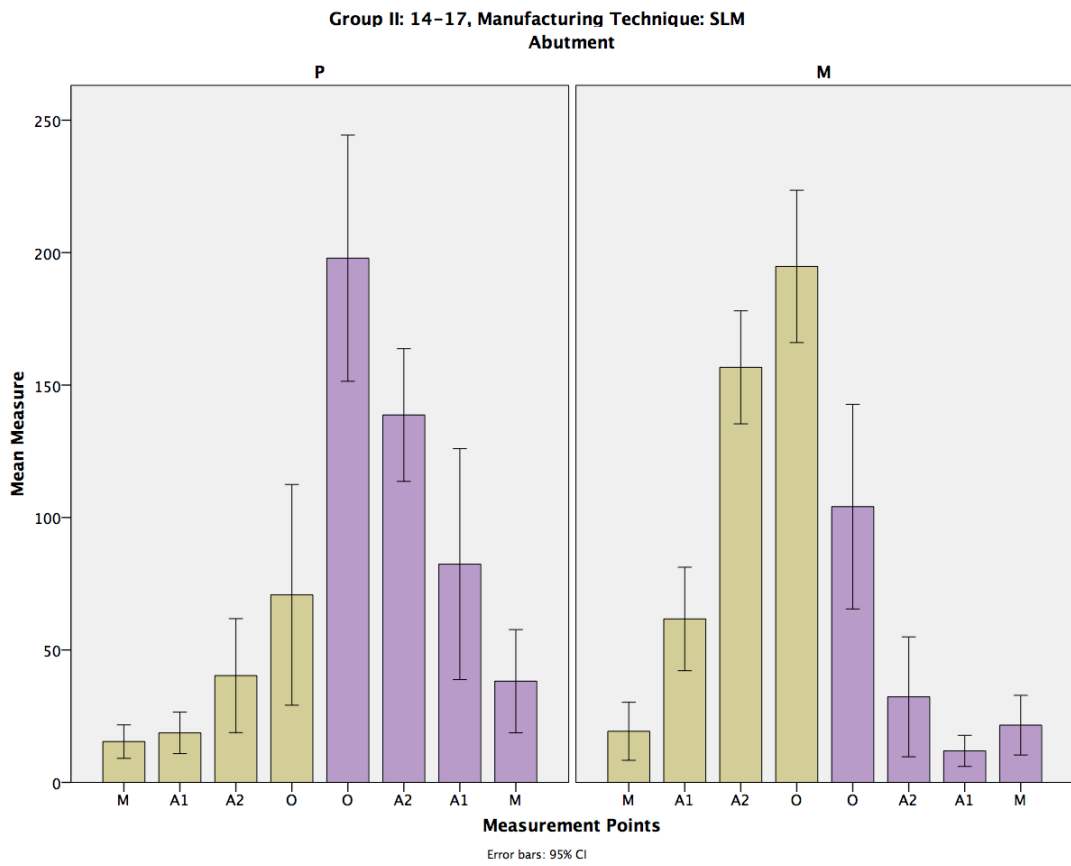
Ek-1: CAD/CAM yöntemi ile üretilen dört üyeli altyapıların internal ve marjinal uyum değerleri (M: Marjinal, A1: Aksiyel-1, A2: Aksiyel-2, O: Okluzal)



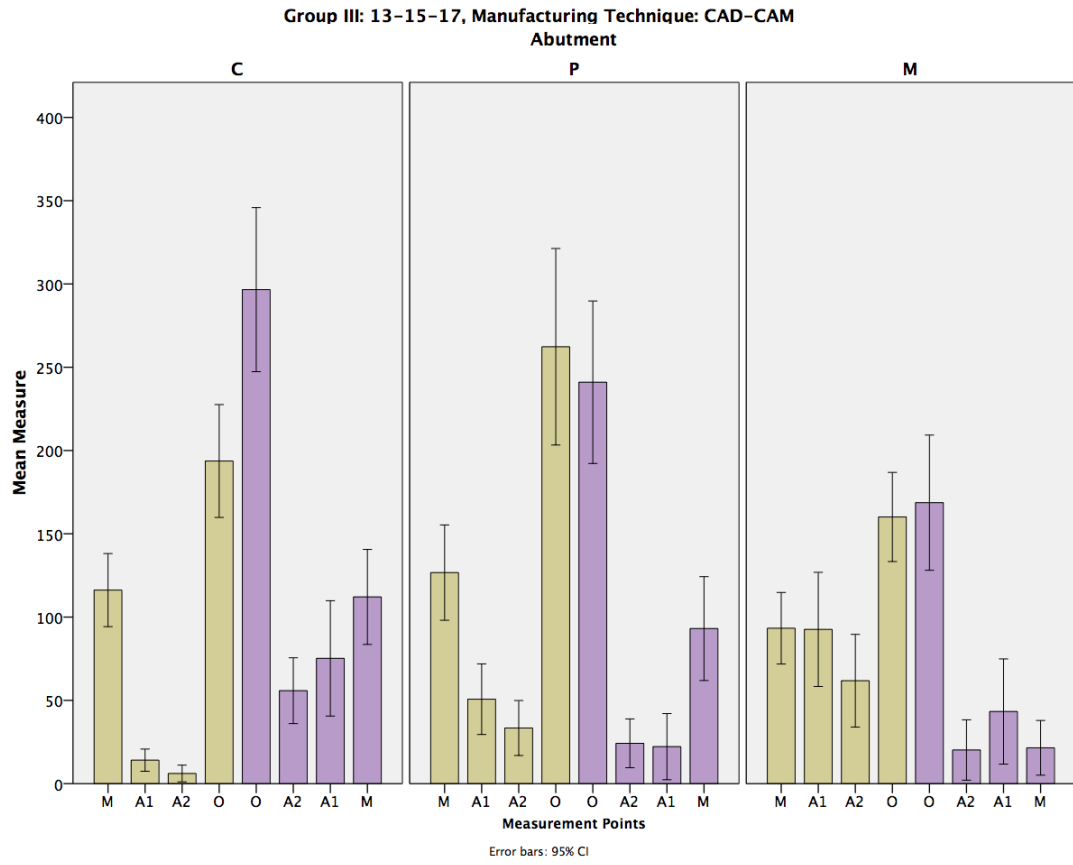
Ek-2: Döküm yöntemi ile üretilen dört üyeli altyapıların internal ve marjinal uyum değerleri (M: Marjinal, A1: Aksiyel-1, A2: Aksiyel-2, O: Okluzal)



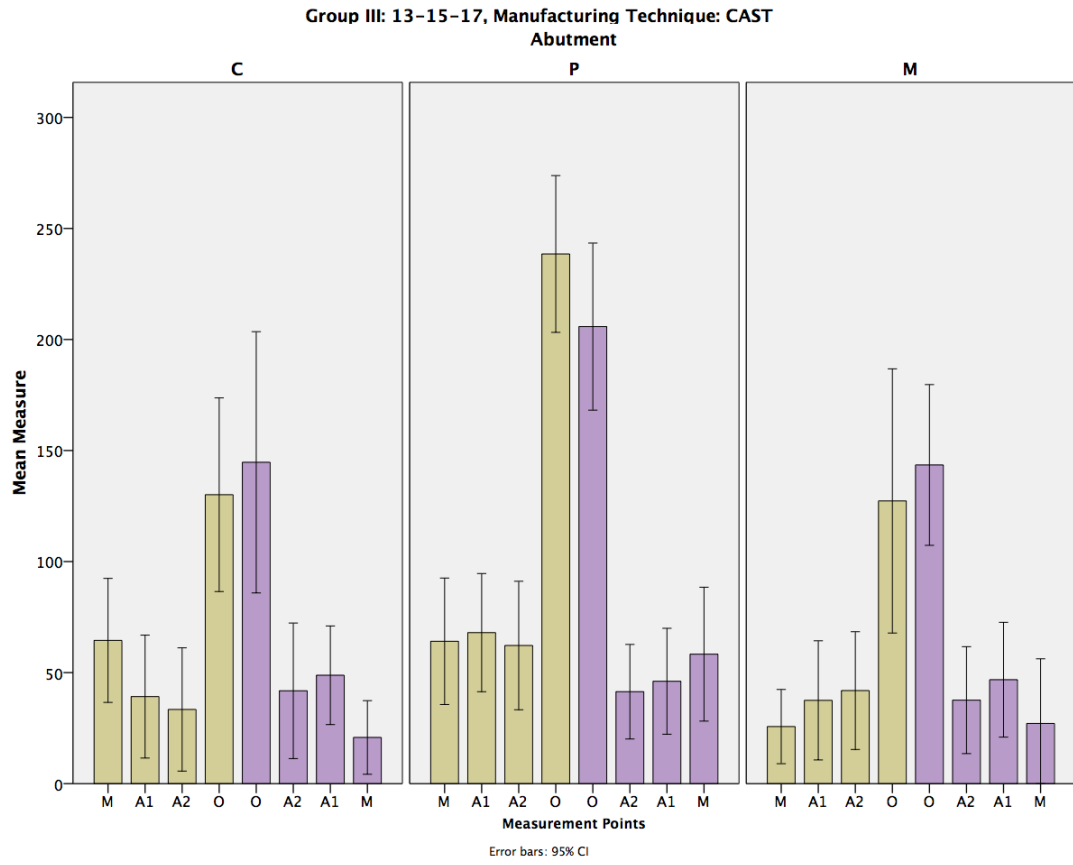
Ek-3: SLM yöntemi ile üretilen dört üyeli altyapıların internal ve marjinal uyum değerleri (M: Marjinal, A1: Aksiyel-1, A2: Aksiyel-2, O: Okluzal)



Ek-4: CAD/CAM yöntemi ile üretilen beş üyeli altyapıların internal ve marjinal uyum değerleri (M: Marjinal, A1: Aksiyel-1, A2: Aksiyel-2, O: Okluzal)



Ek-5: Döküm yöntemi ile üretilen beş üyeli altyapıların internal ve marjinal uyum değerleri (M: Marjinal, A1: Aksiyel-1, A2: Aksiyel-2, O: Okluzal)



Ek-6: SLM yöntemi ile üretilen beş üyeli altyapıların internal ve marjinal uyum değerleri (M: Marjinal, A1: Aksiyel-1, A2: Aksiyel-2, O: Okluzal)

