KUZEY KIBRIS TÜRK CUMHURİYETİ
YAKIN DOĞU ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

TEKRARLANAN FIRINLAMALARIN FARKLI TEKNİKLER İLE ÜRETİLEN METAL DESTEKLİ SERAMİK RESTORASYONLARIN MARJİNAL, AKSİYAL, AKSİYO-OKLÜZAL VE OKLÜZAL ADAPTASYONU ÜZERİNE ETKİSİ

Diş Hekimi Özay ÖNÖRAL

YAKIN DOĞU ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DOKTORA TEZİ

LEFKOŞA

2018

KUZEY KIBRIS TÜRK CUMHURİYETİ
YAKIN DOĞU ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

TEKRARLANAN FIRINLAMALARIN FARKLI TEKNİKLER İLE ÜRETİLEN METAL DESTEKLİ SERAMİK RESTORASYONLARIN MARJİNAL, AKSİYAL, AKSİYO-OKLÜZAL VE OKLÜZAL ADAPTASYONU ÜZERİNE ETKİSİ

Diş Hekimi Özay ÖNÖRAL

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ PROGRAMI

DOKTORA TEZİ

TEZ DANIŞMANI

PROF. DR. M. MUTAHHAR ULUSOY

LEFKOŞA

2018

YDÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğüne;

Bu çalışma jürimiz tarafından Protetik Diş Tedavisi Programında doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı: Prof. Dr. M. Mutahhar ULUSOY
Yakın Doğu Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi

Danışman: Prof. Dr. M. Mutahhar ULUSOY
Yakın Doğu Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi

Üye: Prof. Dr. A. Nehir ÖZDEN
Yakın Doğu Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi

Üye: Doç. Dr. Yurdanur UÇAR
Çukurova Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi

Üye: Doç. Dr. Oğuz OZAN
Yakın Doğu Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi

Üye: Doç. Dr. Emre ŞEKER
Eskişehir Osmangazi Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi

ONAY:

Bu tez, Yakın Doğu Üniversitesi Lisansüstü Eğitim – Öğretim ve Sınav Yönetmeliği'nin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Enstitü Yönetim Kurulu kararıyla kabul edilmiştir.

Prof. Dr. K. Hüsnü Can BAŞER
Sağlık Bilimleri Enstitü Müdürü

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca hem diş hekimliğine hem de hayata dair engin ve kıymetli tecrübelerini benimle paylaşan, insani ve ahlaki değerlerini hep örnek aldığım, yardımlarını bir an bile benden esirgemeyen, mesleğe dair ufkumu genişleten, saygıdeğer hocam ve tez danışmanım Prof. Dr. M. Mutahhar ULUSOY'a sonsuz teşekkürlerimi ve şükranlarımı sunuyorum.

Doktora eğitimim boyunca klinik tecrübelerini benimle paylaşan, danışma ihtiyacı duyduğum her an kıymetli zamanlarını ayırıp sabırla ve ilgiyle beni dinleyen, her sorun yaşadığımda yanlarına çekinmeden gidebildiğim, güler yüzlerini ve samimiyetlerini benden asla esirgemeyen, gelecekteki mesleki hayatımda da örnek almaktan büyük gurur ve onur duyacağım kıymetli hocalarım Prof. Dr. A. Nehir ÖZDEN'e, Doç. Dr. Oğuz OZAN'a, Doç. Dr. Sevcan KURTULMUŞ YILMAZ'a, Doç. Dr. Emre ŞEKER'e, Doç. Dr. Yurdanur UÇAR'a ve Yrd. Doç. Dr. Simge TAŞAR FARUK'a sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum.

Doktora eğitimim süresince birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum tüm çalışma arkadaşlarıma anlayışları ve yardımları için sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum.

Tez çalışmamın sorunsuz yürütülmesinde teknik desteklerinden ötürü tüm Yakın Doğu Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Diş Laboratuvarı çalışanlarına teşekkür ediyorum.

Her anımda yanımda olan, bugünlerimin en büyük pay sahibi annem Şivane SAĞOL'a desteğini ve hoşgörüsünü benden hiçbir zaman esirgemediği için tüm kalbimle teşekkür ediyorum. Ayrıca bana olan inançlarını hiç kaybetmeyen, desteklerini hep hissettiğim tüm aileme de sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum.

Beni gururla izlediklerini düşündüğüm dedem Özay SAĞOL ve nenem Ayşe SAĞOL'un kıymetli anısına...

Bu tez Yakın Doğu Üniversitesi, Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından desteklenmiştir (Proje No: SAG-2-2016-010).

ÖZET

Önöral, Ö. Tekrarlanan Fırınlamaların Farklı Teknikler İle Üretilen Metal Destekli Seramik Restorasyonların Marjinal, Aksiyal, Aksiyo-oklüzal Ve Oklüzal Adaptasyonu Üzerine Etkisi. Yakın Doğu Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi, Doktora Tezi, Lefkoşa, 2018.

Uyumsuz protetik restorasyonlar dental, periodontal ve sistemik sağlığı tehlikeye atabilmektedir. Tekrarlanan porselen fırınlamalarının ise protetik restorasyonların uyum hassasiyetini etkileyebileceği gerçeğini kanıtlayabilecek bilimsel dökümantasyon yetersizdir. Bu *in vitro* çalışmanın amacı, tekrarlanan fırınlamaların konvansiyonel döküm (CAS), post-sinterize sert metal alaşım frezeleme (FHAM), pre-sinterize yumuşak metal alaşım frezeleme (PSAM) ve selektif lazerle sinterleme (SLS) gibi farklı alt yapı üretim teknikleri ile üretilen 3 üyeli metal destekli seramik restorasyonların marjinal, aksiyal, aksiyo-oklüzal ve oklüzal adaptasyonu üzerine etkisini değerlendirmek ve karşılaştırmaktır. Üç üyeli sabit protetik restorasyonlar için dört farklı teknikle toplam altmış adet Co-Cr metal alt yapı üretilmiştir. Premolar ve molar abutmentler için aralık değerleri, metal alt yapıların üretiminden hemen sonra, ikinci porselen fırınlamasından sonra, dördüncü porselen fırınlamasından sonra ve yedinci porselen fırınlamasından sonra silikon replika tekniği kullanılarak ölçülmüştür. Elde edilen silikon replikalar mesiodistal ve bukkolingual kesitlere ayrılmıştır. Kesitlerin dijital görüntüleri ×80 magnifikasyonda stereomikroskop kullanılarak elde edilmiştir. Stereomikroskobun kendi bünyesinde barındırdığı ölçüm yazılımı kullanılarak ölçüm noktalarından elde edilen aralık değerleri (µm) kaydedilmiştir. Kaydedilen veriler tekrarlayan ölçümlerde 4-yönlü ANOVA ve *Bonferroni post-hoc* testlerine tabi tutulmuştur (α=0.05). Tüm ölçüm periyotları için; marjinal, aksiyal, aksiyo-oklüzal ve oklüzal aralık değerleri üretim grupları arasında anlamlı olarak farklı bulunmuştur ($P<0.001$). Ayrıca tekrarlanan fırınlamaların PSAM, FHAM ve SLS gruplarının aralık değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı etkisi olduğu tespit edilmiştir ($P<0.05$). Tekrarlanan fırınlama sikluslarının döküm grubu üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi olmadığı anlaşılmıştır ($P>0.05$). PSAM tekniği ile üretilen restorasyonlar, marjinal ve aksiyal bölgelerde ikinci fırınlama sonrası yapılan ölçümler haricinde tüm ölçüm periyotlarında en düşük aralık değerlerini ortaya koymuştur ($P<0.05$). PSAM tekniği ile üretilen restorasyonlar üstün uyum sergilemiştir. Döküm grubu haricindeki tüm üretim gruplarının tekrarlanan porselen fırınlamalarından etkilendiği

anlaşılmıştır. Tüm üretim gruplarının marjinal aralık değerlerinin klinik olarak kabul edilebilir değerlerde (<120 μm) olduğu gözlemlenmiştir.

Anahtar Kelimeler: CAD/CAM, Lazer Sinterleme, Metal Alt yapı, Hızlı Prototipleme, Sabit Protezler

Destekleyen Kurum: Yakın Doğu Üniversitesi, Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi (Proje No: SAG-2-2016-010)

ABSTRACT

Önöral, Ö. Influence of repeated firing on marginal, axial, axio-occlusal and occlusal fit of metal-ceramic restorations fabricated with different techniques. Near East University, Institute of Health Sciences, Prosthetic Dentistry, PhD Thesis, Nicosia, 2018.

Ill-fitting restorations can jeopardize dental, periodontal, and systemic health. Repeated ceramic firing may influence the fitting accuracy of restorations, but scientific information regarding this issue is lacking. The purpose of this in vitro study was to assess and compare the influence of repeated firings on the marginal, axial, axio-occlusal, and occlusal fit of metal-ceramic 3-unit fixed partial dentures (FPDs) manufactured with different framework methods, including casting (CAS), fully sintered hard alloy milling (FHAM), presintered soft alloy milling (PSAM), and selective laser sintering (SLS). A total of 60 Co-Cr metal frameworks for 3-unit FPDs were fabricated with four different techniques for a typodont model. The discrepancy values for premolar and molar abutments were measured by using the silicone replica technique after fabrication of the framework, second firing, fourth firing, and seventh firing. The replicas were separated into mesiodistal and buccolingual cross-sections and the digital images of the cross-sections were obtained with a stereomicroscope at ×80 magnification. The measurement points were examined to record the discrepancy values (μm) with in-built measuring software. The recorded data were subjected to repeated measurements 4-way ANOVA and the Bonferroni post hoc tests (α=0.05). For all measurement periods, marginal, axial, axio-occlusal, and occlusal discrepancy values differed significantly among the manufacturing groups ($P<0.001$). Moreover, the repeated firings had a statistically significant influence on the discrepancy values of PSAM, FHAM, and SLS groups ($P<0.05$). The cast group was not significantly affected by repeated firings ($P>0.05$). The PSAM group revealed the lowest discrepancy values at all measurement periods ($P<0.05$) except after the second firing in the marginal and axial locations. The PSAM-fabricated restorations demonstrated superior fitting accuracy. All manufacturing groups were influenced by repeated firings, except the cast group. The marginal discrepancy values of all manufacturing groups were within the range of clinical acceptability (<120 μm).

Key Words: CAD/CAM, Laser Sintering, Metal Copings, Rapid Prototyping, Fixed Prosthesis

Supported By: Near East University, Scientific Research Projects Coordination Unit (Grant No: SAG-2-2016-010)

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ONAY SAYFASI	i
TEŞEKKÜR	ii
ÖZET	iv
ABSTRACT	vi
İÇİNDEKİLER	viii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	xii
ŞEKİLLER DİZİNİ	xvi
TABLOLAR DİZİNİ	xxiii
1 GİRİŞ	1
2 GENEL BİLGİLER	7
2.1 Diş Hekimliğinde Metaller	7
2.1.1 Metallerin Kimyasal ve Atomik Yapısı	7
2.1.2 Metallerin Sınıflandırılması	9
2.2 Diş Hekimliğinde Metal Alaşımları	10
2.2.1 Metal Alaşımlara Genel Bakış	10
2.2.2 Metal Alaşımlarda Kullanılan Elementler	13
2.2.3 Metal Alaşımların Sınıflandırılması	16
2.2.3.1 Soy Metal Alaşımlar	19
2.2.3.2 Baz Metal Alaşımlar	23
2.2.3.3 Titanyum ve Titanyum Alaşımları	28
2.2.4 Metal Alaşımların Genel Özellikleri	29
2.2.5 Metal Alaşımlarının Sahip Olması Gereken Özellikler	33
2.2.6 Metal Alaşımlarda Metal-Porselen Bağlantısı	34

2.3 Metal Destekli Seramik Restorasyonların Protetik Üretim Teknolojileri 39
2.3.1 Konvansiyonel Üretim (Döküm) 39
2.3.1.1 Diş Hekimliğinde Döküm Teknikleri ve Genel Prensipler 42
2.3.1.2 Revetmanlar 43
2.3.1.3 Döküm Cihazları 46
2.3.1.4 Döküm İşleminde Sıklıkla Karşılaşılan Hatalar 46
2.3.2 Dijital Üretim 49
2.3.2.1 CAD/CAM Sistemlerine Giriş ve Retrospektif Bakış 49
2.3.2.2 CAD/CAM Sistemlerinin Üretim Konseptine Göre Sınıflandırılması 50
2.3.2.3 CAD/CAM Sistemlerinin Fonksiyonel Komponentleri 52
2.3.2.4 CAD/CAM Teknolojisinin Avantajları ve Dezavantajları 53
2.3.2.5 CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Metal Alaşımları 56
2.3.2.6 Ölçünün Dijitalizasyonu (*Digital Impressions*) 57
2.3.2.7 Dijital Üretim Sistemleri (*Digital Manufacturing Systems*) 64
2.4 Protetik Restorasyonların Marjinal ve İnternal Uyumu 81
2.4.1 Marjinal ve İnternal Uyumu Etkileyen Faktörler 83
2.4.2 Uyumun Ölçülmesinde Kullanılan Yöntemler 84
2.4.2.1 Mikrofotografi veya Işık Mikroskobu ile Uyumun Değerlendirilmesi 84
2.4.2.2 Silikon Replika ile Uyumun Değerlendirilmesi 85
2.4.2.3 Kesit Alma Yöntemi ile Uyumun Değerlendirilmesi 86
2.4.2.4 Silikon Ağırlığının Ölçülmesi ile Uyumun Değerlendirilmesi 87
2.4.2.5 3D Ölçüm Teknolojisi ile Uyumun Değerlendirilmesi 87
2.4.2.6 *Micro-CT* Teknolojisi ile Uyumun Değerlendirilmesi 88
3 GEREÇ VE YÖNTEM 89

3.1 Metal Alt Yapıların Üretimi 93
3.1.1 Döküm 94
3.1.2 Selektif Lazer Sinterleme 98
3.1.3 Pre-sinterize Metal Frezeleme 99
3.1.4 Post-sinterize Metal Frezeleme 100
3.2 Marjinal ve İnternal Uyumun Stereomikroskop Altında İncelenmesi 100
3.3 Alt Yapılar Üzerine Veneer Porselen Uygulanması ve Fırınlama Protokolü 106
4 BULGULAR 107
4.1 İstatiksel Analiz Yöntemi 107
4.2 İstatiksel Analiz Sonuçları ve Bulgular 107
4.2.1 Premolar Abutment Üzerinde Yapılan Ölçümler 112
4.2.1.1 Fırınlama Öncesi Yapılan Ölçümler 112
4.2.1.2 İkinci Fırınlama Sonrası Yapılan Ölçümler 114
4.2.1.3 Dördüncü Fırınlama Sonrası Yapılan Ölçümler 116
4.2.1.4 Yedinci Fırınlama Sonrası Yapılan Ölçümler 118
4.2.1.5 Fırınlamalar Arası Farklılıklar 120
4.2.2 Molar Abutment Üzerinde Yapılan Ölçümler 125
4.2.2.1 Fırınlama Öncesi Yapılan Ölçümler 125
4.2.2.2 İkinci Fırınlama Sonrası Yapılan Ölçümler 127
4.2.2.3 Dördüncü Fırınlama Sonrası Yapılan Ölçümler 129
4.2.2.4 Yedinci Fırınlama Sonrası Yapılan Ölçümler 131
4.2.2.5 Fırınlamalar Arası Farklılıklar 133
4.2.3 Tekrarlayan Ölçümlerde Üç-Yönlü Varyans Analizi Bulguları 138
4.2.3.1 Premolar Abutment Üzerinde Yapılan Ölçümler 138
4.2.3.2 Molar Abutment Üzerinde Yapılan Ölçümler 139
4.2.4 Tekrarlayan Ölçümlerde Dört-Yönlü Varyans Analizi Bulguları 142

5 TARTIŞMA 144
6 SONUÇ VE ÖNERİLER 157
KAYNAKLAR 159
ARAŞTIRMACIYA AİT YAYINLAR 180

SİMGELER VE KISALTMALAR

%	Yüzdelik (*Percentage*)
µm	Mikrometre
3D	Üç boyutlu (*3 dimensional*)
3D-P	Multijet katılaştırma (*Multijet Solidification*)
ADA	Amerikan Diş Hekimliği Birliği (*American Dental Association*)
Ag	Gümüş (*Silver*)
Al	Alüminyum (*Aluminium*)
Al_2O_3	Alüminyum oksit (*Aluminium oxide*)
ASTM	*American Society For Testing And Materials*
at%	Alaşımdaki her bir element içerisinde bulunan atomların yüzdesi (*Percentage of the number of atoms of each element*)
Au	Altın (*Gold*)
B	Boron (*Boron*)
Be	Berilyum (*Beryllium*)
C	Karbon (*Carbon*)
Ca	Kalsiyum (*Calcium*)
CAD	Bilgisayar destekli tasarım (*Computer aided design*)
CAM	Bilgisayar destekli üretim (*Computer aided manufacturing*)
CAS	Döküm (*Casting*)
CCD	Yüklü bağlantılı cihaz sensörü (*Charged-coupled device sensor*)
cm^2	Santimetrekare
Co	Kobalt (*Cobalt*)

Co-Cr	Kobalt-krom (*Cobalt-chromium*)
CP Ti	Saf titanyum (*Completely pure titanium*)
Cr	Krom (*Chromium*)
Cu	Bakır (*Copper*)
FDM	Eritilmiş malzeme yığma (*Fused deposition modelling*)
Fe	Demir (*Iron*)
Ga	Galyum (*Gallium*)
GPa	Gigapaskal (*Gigapascal*)
FHAM	Post-sinterize metal frezeleme (*Hard metal milling*)
In	İndiyum (*Indium*)
Ir	İridyum (*Iridium*)
K	Potasyum (*Potassium*)
Kg	Kilogram
Li	Lityum (*Lithium*)
Lt	Alaşımın eridiği sıcaklık *(Liquidus temperature)*
LOM	Lamine obje üretim tekniği (*Laminated object manufacturing*)
Mg	Magnezyum (*Magnesium*)
mm^2	Milimetrekare
Mn	Manganez (*Manganese*)
Mo	Molibden (*Molybdenum*)
MPa	Megapaskal (*Megapascal*)
MDS	Metal destekli seramik
N	Newton

Na	Sodyum (*Sodium*)
Nb	Niobyum (*Niobium*)
Ni	Nikel (*Nickel*)
nm	Nanometre
ºC	Santigrat derece (*Degree Celcius*)
Os	Osmiyum (*Osmium*)
P	Fosfor (*Phosphorus*)
Pd	Paladyum (*Palladium*)
Pt	Platin (*Platinum*)
Rh	Rodyum (*Rhodium*)
Ru	Rutenyum (*Ruthenium*)
SD	Standart sapma (*Standard deviation*)
SEBM	Selektif elektron ışını ergitme (*Selective electron beam melting*)
SEM	Taramalı elektron mikroskobu (*Scanning electron microscope*)
Si	Silikon / Silisyum (*Silicon*)
SLA	Stereolitografi (*Stereolithography Apparatus*)
SLM	Selektif lazer ergitme (*Selective laser melting*)
SLS	Selektif lazer sinterleme (*Selective laser sintering*)
PSAM	Pre-sinterize metal frezeleme (*Soft metal milling*)
Sn	Kalay (*Tin*)
St	Alaşımın erimeye başladığı sıcaklık *(Solidus temperature)*
STL	Standart dosya formatı (*Standard tessellation language*)
Ti	Titanyum (*Titanium*)

Ti-6Al-4V	Titanyum-alüminyum-vanadyum
UV	Morötesi (*Ultraviolet*)
V	Vanadyum (*Vanadium*)
W	Tungsten (*Wolfram*)
wt%	Alaşımdaki elementlerin ağırlık yüzdesi (*Weight percentage of elements*)
Zn	Çinko (*Zinc*)
ZrO_2	Zirkonyum oksit / Zirkonya (*Zirconium oxide / Zirconia*)

ŞEKİLLER

Sayfa

Şekil 1.1. Tek bir diş kaybının oral kavitedeki sonuçları 1

Şekil 2.1. Dental metallerde ve metal alaşımlarında en sık görülen kristal yapıları 8

Şekil 2.2. Metalik elementlerin, yarı-metal elementlerin ve metalik olmayan elementlerin periyodik tabloda dağılımı 10

Şekil 2.3. Alaşımların faz yapısı: A) Tek fazlı alaşımların taramalı elektron mikroskop görüntüsü B) Çok fazlı alaşımların taramalı elektron mikroskop görüntüsü 13

Şekil 2.4. ADA Sınıflaması'na göre alaşımların tanımlanması 18

Şekil 2.5. Yüksüz elementin elektron kaybederek salınımı / korozyon 33

Şekil 2.6. Metal-porselen bağlantısında oksit tabakasının rolü 37

Şekil 2.7. Model üzerinde die spacer uygulaması 40

Şekil 2.8. Döküm işleminin aşamaları 41

Şekil 2.9. Döküm potasında eritilen metal alaşımın döküm kavitesine sevk edilmesi 42

Şekil 2.10. Geleneksel yöntem ile CAD/CAM teknolojisinin karşılaştırılması 53

Şekil 2.11. Alçı Modelin İndirekt Metodla Taranması 59

Şekil 2.12. Stereolitografi Üretim Metodu 69

Şekil 2.13. Selektif Lazer Sinterleme Üretim Metodu 72

Şekil 2.14. Basamak etkisi 74

Şekil 2.15. Basamak Efektinin Hesaplanması 74

Şekil 2.16. FDM Üretim Metodu 76

Şekil 2.17. 3D-P Üretim Tekniği 79

Şekil 2.18. Holmes ve diğerleri tarafından geliştirilen terminoloji 82

Şekil 3.1. Frasaco model üzerinde gerçekleştirilen preparasyonlar ve master modelin hazırlanması 89
Şekil 3.2. A) Çalışmada kullanılan intraoral dijital tarayıcı B) Taranmış alanın CAD yazılımına transferi 90
Şekil 3.3. İnteroklüzal ilişkilerin değerlendirilmesi 91
Şekil 3.4. Taraması gerçekleştirilmiş modelin oryantasyon çizgilerine göre konumlandırılması 91
Şekil 3.5. Dental ark kurvatürünün şekillendirilmesi 91
Şekil 3.6. İkinci premolar dişte preparasyon marjininin çizilmesi 92
Şekil 3.7. İkinci molar dişte preparasyon marjininin çizilmesi 92
Şekil 3.8. Restorasyonun giriş yolunun temini ve interoklüzal ilişkinin değerlendirilmesi 92
Şekil 3.9. Tasarlanmış alt yapı 93
Şekil 3.10. Araştırmada kullanılan 15 mm'lik mum diskler 94
Şekil 3.11. Tasarlanmış alt yapıların CAM ünitesinde mum bloktan frezelenmesi 95
Şekil 3.12. Frezeleme işlemi tamamlanmış mum alt yapılar 95
Şekil 3.13. A) Araştırmada kullanılan stoplu tijler B) Mum alt yapıların tij bağlantılarının temin edilmesi 96
Şekil 3.14. Tijlenmiş mum alt yapının master model üzerinde görüntüsü 96
Şekil 3.15. Manşete alma işlemi ve araştırmada kullanılan revetman 97
Şekil 3.16. Araştırmada kullanılan fırın ve mum alt yapıların eritilmesi aşaması 97
Şekil 3.17. Döküm cihazı ve dökümde kullanılan Co-Cr metal ingotlar 98
Şekil 3.18. Döküm işlemi 98
Şekil 3.19. SLS cihazında dijital veri dosyasının görüntülenmesi 99
Şekil 3.20. Çalışmada kullanılan pre-sinterize metal blok 99

Şekil 3.21. Pre-sinterize metal disk kullanılarak metal alt yapıların frezelenmesi 100
Şekil 3.22. Frezeleme işleminin tamamlanmasını takiben metal alt yapıların elde edilmesi 100
Şekil 3.23. Standart kuvvet uygulamak amacıyla kullanılan aparey 102
Şekil 3.24. Her abutment için 11 mesiodistal yönde, 11 bukkopalatinal yönde belirlenmiş toplam 22 adet ölçüm noktası 102
Şekil 3.25. Çalışmada tercih edilen stereomikroskobun görüntüsü 103
Şekil 3.26. Marjinal, aksiyal, aksiyo-oklüzal ve oklüzal bölge ölçümlerini gösteren temsili mikrofotoğraf - PSAM grup, örnek no 1, molar abutment 103
Şekil 3.27. Marjinal, aksiyal, aksiyo-oklüzal ve oklüzal bölge ölçümlerini gösteren temsili mikrofotoğraf - PSAM grup, örnek no 2, molar abutment 104
Şekil 3.28. Marjinal ve aksiyal bölge ölçümlerini gösteren temsili mikrofotoğraf - CAS grup, örnek no 1, premolar abutment 104
Şekil 3.29. Marjinal ve aksiyal bölge ölçümlerini gösteren temsili mikrofotoğraf - CAS grup, örnek no 2, premolar abutment 105
Şekil 3.30. Marjinal ve aksiyal bölge ölçümlerini gösteren temsili mikrofotoğraf - SLS grup, örnek no 1, molar abutment 105
Şekil 4.1. Üretim tekniklerinin marjinal aralık değeri açısından değerlendirilmesi-Fırınlama Öncesi/Premolar Abutment 112
Şekil 4.2. Üretim tekniklerinin aksiyal aralık değeri açısından değerlendirilmesi-Fırınlama Öncesi/Premolar Abutment 113
Şekil 4.3. Üretim tekniklerinin aksiyo-oklüzal aralık değeri açısından değerlendirilmesi-Fırınlama Öncesi/Premolar Abutment 113

Şekil 4.4. Üretim tekniklerinin oklüzal aralık değeri açısından değerlendirilmesi-Fırınlama Öncesi/Premolar Abutment 114
Şekil 4.5. Üretim tekniklerinin marjinal aralık değeri açısından değerlendirilmesi-İkinci Fırınlama Sonrası/Premolar Abutment 114
Şekil 4.6. Üretim tekniklerinin aksiyal aralık değeri açısından değerlendirilmesi-İkinci Fırınlama Sonrası/Premolar Abutment 115
Şekil 4.7. Üretim tekniklerinin aksiyo-oklüzal aralık değeri açısından değerlendirilmesi-İkinci Fırınlama Sonrası/Premolar Abutment 115
Şekil 4.8. Üretim tekniklerinin oklüzal aralık değeri açısından değerlendirilmesi-İkinci Fırınlama Sonrası/Premolar Abutment 116
Şekil 4.9. Üretim tekniklerinin marjinal aralık değeri açısından değerlendirilmesi-Dördüncü Fırınlama Sonrası/Premolar Abutment 117
Şekil 4.10. Üretim tekniklerinin aksiyal aralık değeri açısından değerlendirilmesi-Dördüncü Fırınlama Sonrası/Premolar Abutment 117
Şekil 4.11. Üretim tekniklerinin aksiyo-oklüzal aralık değeri açısından değerlendirilmesi-Dördüncü Fırınlama Sonrası/Premolar Abutment 118
Şekil 4.12. Üretim tekniklerinin oklüzal aralık değeri açısından değerlendirilmesi-Dördüncü Fırınlama Sonrası/Premolar Abutment 118
Şekil 4.13. Üretim tekniklerinin marjinal aralık değeri açısından değerlendirilmesi-Yedinci Fırınlama Sonrası/Premolar Abutment 119

Şekil 4.14. Üretim tekniklerinin aksiyal aralık değeri açısından değerlendirilmesi-Yedinci Fırınlama Sonrası/Premolar Abutment 119
Şekil 4.15. Üretim tekniklerinin aksiyo-oklüzal aralık değeri açısından değerlendirilmesi-Yedinci Fırınlama Sonrası/Premolar Abutment 120
Şekil 4.16. Üretim tekniklerinin oklüzal aralık değeri açısından değerlendirilmesi-Yedinci Fırınlama Sonrası/Premolar Abutment 120
Şekil 4.17. Marjinal bölgede fırınlama periyotlarının üretim teknikleri üzerindeki etkisi 121
Şekil 4.18. Aksiyal bölgede fırınlama periyotlarının üretim teknikleri üzerindeki etkisi 122
Şekil 4.19. Aksiyo-oklüzal bölgede fırınlama periyotlarının üretim teknikleri üzerindeki etkisi 123
Şekil 4.20. Oklüzal bölgede fırınlama periyotlarının üretim teknikleri üzerindeki etkisi 124
Şekil 4.21. Üretim tekniklerinin marjinal aralık değeri açısından değerlendirilmesi-Fırınlama Öncesi/Molar Abutment 125
Şekil 4.22. Üretim tekniklerinin aksiyal aralık değeri açısından değerlendirilmesi-Fırınlama Öncesi/Molar Abutment 126
Şekil 4.23. Üretim tekniklerinin aksiyo-oklüzal aralık değeri açısından değerlendirilmesi-Fırınlama Öncesi/Molar Abutment 126
Şekil 4.24. Üretim tekniklerinin oklüzal aralık değeri açısından değerlendirilmesi-Fırınlama Öncesi/Molar Abutment 127
Şekil 4.25. Üretim tekniklerinin marjinal aralık değeri açısından değerlendirilmesi-İkinci Fırınlama Sonrası/Molar Abutment 127

Şekil 4.26. Üretim tekniklerinin aksiyal aralık değeri açısından değerlendirilmesi-İkinci Fırınlama Sonrası/Molar Abutment 128
Şekil 4.27. Üretim tekniklerinin aksiyo-oklüzal aralık değeri açısından değerlendirilmesi-İkinci Fırınlama Sonrası/Molar Abutment 128
Şekil 4.28. Üretim tekniklerinin oklüzal aralık değeri açısından değerlendirilmesi-İkinci Fırınlama Sonrası/Molar Abutment 129
Şekil 4.29. Üretim tekniklerinin marjinal aralık değeri açısından değerlendirilmesi-Dördüncü Fırınlama Sonrası/Molar Abutment 130
Şekil 4.30. Üretim tekniklerinin aksiyal aralık değeri açısından değerlendirilmesi-Dördüncü Fırınlama Sonrası/Molar Abutment 130
Şekil 4.31. Üretim tekniklerinin aksiyo-oklüzal aralık değeri açısından değerlendirilmesi-Dördüncü Fırınlama Sonrası/Molar Abutment 131
Şekil 4.32. Üretim tekniklerinin oklüzal aralık değeri açısından değerlendirilmesi-Dördüncü Fırınlama Sonrası/Molar Abutment 131
Şekil 4.33. Üretim tekniklerinin marjinal aralık değeri açısından değerlendirilmesi-Yedinci Fırınlama Sonrası/Molar Abutment 132
Şekil 4.34. Üretim tekniklerinin aksiyal aralık değeri açısından değerlendirilmesi-Yedinci Fırınlama Sonrası/Molar Abutment 132
Şekil 4.35. Üretim tekniklerinin aksiyo-oklüzal aralık değeri açısından değerlendirilmesi-Yedinci Fırınlama Sonrası/Molar Abutment 133
Şekil 4.36. Üretim tekniklerinin oklüzal aralık değeri açısından değerlendirilmesi-Yedinci Fırınlama Sonrası/Molar Abutment 133

Şekil 4.37. Marjinal bölgede fırınlama periyotlarının üretim teknikleri üzerindeki etkisi 134
Şekil 4.38. Aksiyal bölgede fırınlama periyotlarının üretim teknikleri üzerindeki etkisi 135
Şekil 4.39. Aksiyo-oklüzal bölgede fırınlama periyotlarının üretim teknikleri üzerindeki etkisi 137
Şekil 4.40. Oklüzal bölgede fırınlama periyotlarının üretim teknikleri üzerindeki etkisi 138

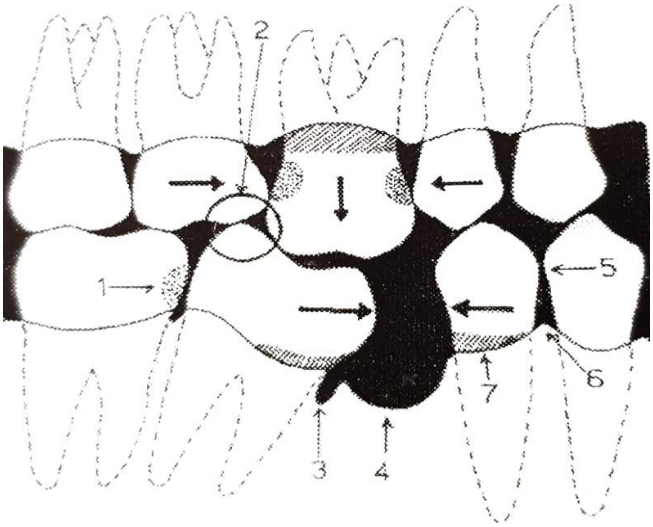
TABLOLAR DİZİNİ

Sayfa

Tablo 2.1. Metallerde görülebilecek 6 farklı kristal sistemi ve alt grupları 8
Tablo 2.2. Üç farklı alaşımın wt% ve at% değerlerinin karşılaştırılması 12
Tablo 2.3 ADA'nın 2007 yılında revize ettiği güncel sınıflama 17
Tablo 2.4. Baz metal alaşımların bileşimi 25
Tablo 2.5. Baz metal alaşımların fiziksel özellikleri 25
Tablo 2.6. Yaygın Kullanılan İntraoral Dijital Ölçü Sistemlerinin Karşılaştırılması 62
Tablo 2.6. (devam) Yaygın Kullanılan İntraoral Dijital Ölçü Sistemlerinin Karşılaştırılması 63
Tablo 2.7. Protetik restorasyonların uyumunu etkileyen faktörler 83
Tablo 3.1. Çalışmada tercih edilen alaşımların adı, üretici firması ve kompozisyonları 94
Tablo 3.2. IPS InLine porseleninin fırınlama siklusu 106
Tablo 4.1. Lokasyon-Grup (Premolar) Değerlerinin Dağılımı 108
Tablo 4.2. Lokasyon-Grup (Molar) Değerlerinin Dağılımı 109
Tablo 4.3. Üretim Tekniği-Grup (Premolar) Değerlerinin Dağılımı 110
Tablo 4.4. Üretim Tekniği-Grup (Molar) Değerlerinin Dağılımı 111
Tablo 4.5. Tekrarlı Ölçümlerin Premolar için Dağılımı (*Repeated Measures 3-Way ANOVA*) 140
Tablo 4.6. Tekrarlı Ölçümlerin Molar için Dağılımı (*Repeated Measures 3-Way ANOVA*) 141
Tablo 4.7. Tüm Grupların Ortalama ±SD aralık değerleri (μm) ve varyanslar arasındaki etkileşimler (*Repeated Measures 4-way ANOVA*) 143

1 GİRİŞ

Kaybedilmiş veya harabiyete uğramış dişlerin protetik restorasyonlarla rehabilitasyonu, periferal oral dokuların ve mevcut dişlerin korunabilmesi açısından oldukça önemlidir. Çünkü tek bir dişin eksikliği bile oral dokuların yapısını ve fonksiyonlarını etkileyen ciddi sonuçlara sebep olabilmektedir. Komşu dişlerin dişsiz sahaya devrilmesi ve proksimal kontakt ilişkilerinin kaybı, karşıt çenedeki dişin dişsiz sahaya doğru supraoklüzyonu, gingival sulkusun derinliğinde artış, çürük oluşumu, fonksiyonsuzluk atrofisine bağlı kemik kaybı söz konusu ciddi sonuçların bazılarıdır (Şekil 1.1) (Rosenstiel ve diğerleri, 2016, s. 76; Ulusoy ve Aydın, 2010, s. 55).



Şekil 1.1. Tek bir diş kaybının oral kavitedeki sonuçları: 1-Çürük oluşumu, 2-Öncül temaslar, 3-Cep oluşumu, 4-Yumuşak doku kaybı, 5-Kontakt kaybı, 6-Periodontal travma, 7-Dişeti çekilmesi (Roberts, 1973; Ulusoy ve Aydın, 2010, s. 55)

Bu noktada protetik rehabilitasyonlar alveol kemik trabekülasyonunun ve yoğunluğunun korunması, dikey boyutun restore edilmesi ve korunması, fonksiyon, fonasyon ve estetiğin iyileştirilmesi,

oklüzyonun temin edilmesi, kaybedilmiş dişlerin psikolojik etkilerinin ortadan kaldırılması, fasiyal kasların etkinliğinin iyileştirilmesi ve fasiyal görünümün düzeltilmesi gibi birtakım avantajlar sunmasından ötürü diş hekimliğinde sıklıkla tercih edilmektedirler (Misch, 2008, s. 26-35).

Metal destekli seramik (MDS) restorasyonlar ise üstün mekanik özellikleri, kabul edilebilir estetik özellikleri ve makul maliyetleri nedeniyle çağdaş diş hekimliğinde en sık tercih edilen protetik yaklaşımlardan biridir (Gemalmaz ve Alkumru, 1995; Kaleli ve Saraç, 2016; Kocaağaoğlu ve diğerleri, 2016; Prakash ve diğerleri, 2012). 1950'li yıllarda Brecker altın üzerine porselen pişirilmesi tekniğinden bahsetmiş ve MDS restorasyonlar bu tarihten itibaren diş hekimliğine giriş yapmıştır (Brecker, 1956). 1960'lı yıllarda ise Weistein'ın metal-porselen bağlantısını geliştirmesiyle MDS restorasyonlar daha popüler hale gelmiş; metal alt yapı üzerine sinterlenmiş çok katmanlı seramik uygulamasıyla üretilen bu restorasyonlar geçmişte sıklıkla tercih edilmiştir. Üretimleri için uzun yıllar boyunca döküm (CAS) tekniği kullanılmıştır (Kim ve diğerleri, 2013; Quante ve diğerleri, 2008; Tamac ve diğerleri, 2014). Üstelik CAS tekniği halen bu alanda hizmet sunmaktadır (Kim ve diğerleri, 2014; Kim ve diğerleri, 2017a; Kocaağaoğlu ve diğerleri, 2016; Prabhu ve diğerleri, 2016).

Ancak diş hekimliğine 1980'li yıllarda giriş yapan bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) sistemleri, üretim safhalarını otomatikleştirerek protetik restorasyonların hızlı ve hassas üretimi noktasında yeni bir dönem başlatmıştır. Geçmişten günümüze dental endüstride fiziksel bir prototipin bilgisayar destekli sistemler aracılığı ile üretimi için üç farklı yaklaşım geliştirilmiştir: Subtraktif yaklaşım, aditif yaklaşım ve hibrit yaklaşım (Uzun, 2008). Subtraktif yaklaşımla çalışan CAM sistemlerinde oluşturulmak istenen restorasyonun üretimi bloktan kazınarak

elde etme esasına dayanmaktadır (Kocaağaoğlu ve diğerleri, 2016). Ancak her seferinde büyük miktarda materyalin ziyan olması söz konusudur (Kim ve diğerleri, 2014; Uzun, 2008). Diğer taraftan aditif CAM sistemleri, tabaka üzerine tabaka ekleyerek protetik restorasyonların üretimine olanak tanımaktadır. Bu sayede komplike şekilli, bireysel geometrilerin düşük hacimli ve hassas üretimi gerçekleştirilebilmektedir. Ayrıca aditif CAM sistemlerinde artık materyal miktarı asgariye indirilmiştir (Kim ve diğerleri, 2017a; Kim ve diğerleri, 2017b). Geliştirilmiş son üretim yaklaşımı ise hibrit yaklaşımdır. Hibrit CAM sistemleri subtraktif ve aditif sistemlerin bir kombinasyonu olarak ifade edilseler de; diş hekimliği pratiğinde henüz yaygın bir kullanıma sahip değildirler (Uzun, 2008).

Yakın geçmişte döküm prosedüründen kaynaklanan sorunları ortadan kaldırmak amacıyla CAS tekniğine alternatif olabilecek farklı CAM teknikleri geliştirilmiştir (Abduo ve diğerleri, 2014; Kaleli ve Saraç, 2016; Kim ve diğerleri, 2017b; Kocaağaoğlu ve diğerleri, 2017; Kocaağaoğlu ve diğerleri, 2016; Nesse ve diğerleri, 2015; Park ve diğerleri, 2016). Post-sinterize sert metal frezeleme (FHAM), selektif lazer sinterleme (SLS) ve son zamanlarda geliştirilen pre-sinterize yumuşak metal frezeleme (PSAM) söz konusu alternatif üretim tekniklerine verilebilecek örneklerdir (Kocaağaoğlu ve diğerleri, 2016). Poröz yapıda olmayan, sert metal alaşım bloklarının frezelenmesi ile protetik restorasyonların elde edilmesi olarak tanımlanan FHAM sistemi subtraktif üretim prensibi altında çalışmaktadır (Jung, 2017; Vojdani ve diğerleri, 2013). Bu sistemde sinterlenmiş blokların sert yapısından dolayı frezeleme işlemini gerçekleştirmek son derece zordur. Bununla birlikte, aletler ağır abrazyona ve aşırı ısınmaya maruz kalmaktadır. Çünkü frezeleme işlemi sinterleme işleminden sonra gerçekleştirilmektedir (Kaleli ve Saraç, 2016; Kim ve diğerleri, 2017b; Kocaağaoğlu ve diğerleri,

2016; Park ve diğerleri, 2016). Fakat frezelenmiş blokların tekrardan bir sinterleme işlemine tabi tutulmasına gerek yoktur (Park ve diğerleri, 2016). Toz bazlı materyallerin kullanıldığı SLS tekniği ise partikül prekürsörlerinin lazer yardımı ile birleştirilmesine olanak tanımaktadır ve aditif üretim prensibi altında çalışmaktadır (Kaleli ve Saraç, 2016; Kim ve diğerleri, 2013; Kocaağaoğlu ve diğerleri, 2016). Söz konusu teknikte üretim süresi kısadır. Ayrıca üretimi tamamlanmış restorasyonlar, döküm tekniği ile üretilmiş restorasyonlara kıyasla daha iyi yüzeysel ve mekanik özellikler sergilemektedirler (Kocaağaoğlu ve diğerleri, 2017). PSAM, sonradan sinterlenecek olan bloktan frezeleme ile restorasyonun elde edilmesi süreci olarak tanımlanmaktadır. Bloklar gözeneklidir (poröz) ve pre-sinterlenmiş haldedir. Bu durum ise işlenebilirliği arttırmaktadır ve böylece hızlı bir frezeleme işlemine olanak tanımaktadır (Kim ve diğerleri, 2017a; Kim ve diğerleri, 2014; Kocaağaoğlu ve diğerleri, 2017; Kocaağaoğlu ve diğerleri, 2016; Park ve diğerleri, 2016). Ancak, frezelenmiş restorasyonların argon gazı atmosferinde sinterleme işlemine maruz bırakılması gerekmektedir (Jung, 2017). Bu uygulama ise %11 hacimsel küçülmeye neden olmaktadır (Kocaağaoğlu ve diğerleri, 2016; Park ve diğerleri, 2016). Bu nedenle, PSAM ile yapılan restorasyonların adaptasyonu araştırmacıların ilgi odağı olmuştur.

Uzun dönem klinik performans açısından başarılı bir hizmet sunan MDS restorasyonlarda hekimler mekanik komplikasyonlardan ziyade biyolojik komplikasyonlarla karşılaşmaktadırlar. Bu durum ise büyük oranda sabit protetik restorasyonlar ve periferal ağız dokuları arasındaki dengeli ilişkiyi olumsuz olarak etkileyen marjinal ve internal uyum bozukluklarından kaynaklanmaktadır (Örtorp ve diğerleri, 2011; Tamac ve diğerleri, 2014). Kron kenarlarındaki açıklıklar bağlayıcı ajanın çözünmesine

neden olmakta; gıda, plak ve bakteriler için potansiyel retansiyon (akümülasyon) alanları oluşturmaktadırlar. Dahası, ağız ortamının diş dokusuyla doğrudan temas etmesine neden olan sızıntı, aşırı duyarlılık, sekonder çürük oluşumu, endodontik problemler, gingival sulkusta sıvı artışı, periodontal hastalıklar ve kemik kaybı gibi çok çeşitli komplikasyonlara yol açabilmektedirler (Kane ve diğerleri, 2015; Nawafleh ve diğerleri, 2013; Shiratsuchi ve diğerleri, 2006; Xu ve diğerleri, 2014; Zeng ve diğerleri, 2015). Tüm bunların dışında internal uyum bozuklukları maloklüzyon ve retansiyon kaybıyla sonuçlanabilmektedir (Colpani ve diğerleri, 2013). Yukarıda bahsi geçen nedenlerden ötürü marjinal ve internal adaptasyonun sabit protetik restorasyonların başarı ve uzun ömürlülüğünde en önemli kriterler olduğu birçok çalışma tarafından bildirilmiştir (Farjood ve diğerleri, 2016; Kim ve diğerleri, 2013; Quante ve diğerleri, 2008; Ucar ve diğerleri, 2009; Vojdani ve diğerleri, 2013).

Mevcut literatürde, üç üyeli sabit protetik restorasyonların adaptasyon değerlendirmesi nadirdir ve yine tekrarlanan fırınlamaların MDS restorasyonların adaptasyonu üzerine etkisini değerlendiren mevcut bilimsel araştırmalar oldukça azdır. Bu nedenle *in vitro* çalışmamızın amacı, tekrarlanan fırınlamaların farklı alt yapı üretim teknikleri kullanılarak imal edilen üç üyeli metal destekli seramik restorasyonların marjinal, aksiyal, aksiyo-oklüzal ve oklüzal adaptasyonu üzerindeki etkisini değerlendirmek ve söz konusu teknikleri karşılaştırmaktır.

Bu çalışmada test edilen ilk sıfır hipotez, kontrol grubu (CAS) ile test grupları (FHAM, SLS ve PSAM) arasında marjinal, aksiyal, aksiyo-oklüzal ve oklüzal adaptasyon açısından tekrarlanan fırınlamaların hiçbir etkisinin bulunmadığı yönündedir. İkinci sıfır hipotez ise dört grup arasında marjinal,

aksiyal, aksiyo-oklüzal ve oklüzal uyum açısından anlamlı bir farklılık bulunmadığı yönündedir.

2 GENEL BİLGİLER

2.1 Diş Hekimliğinde Metaller

Diş hekimliği oldukça geniş bir materyal yelpazesine sahiptir. Metaller söz konusu yelpazenin başlıca ürünlerindendir. Restoratif ürünlerin fiziksel, kimyasal ve biyolojik özelliklerinin dikkate alınması doğru tercih noktasında önem arz etmektedir. Bu nedenle ilgili restoratif materyalin yapısı, fiziko-kimyasal özellikleri ve biyolojik özellikleri önemle irdelenmelidir.

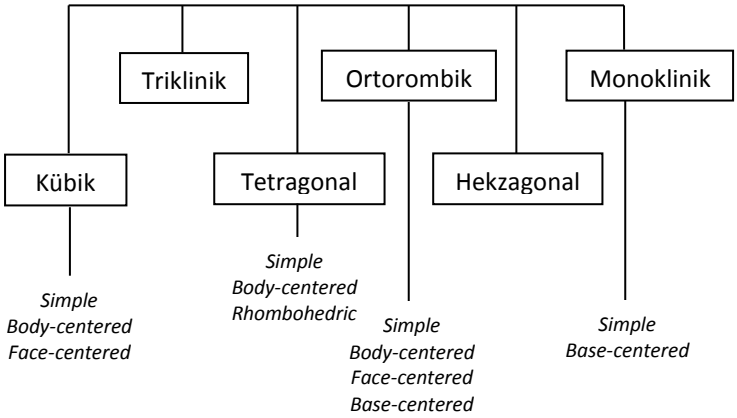
2.1.1 Metallerin Kimyasal ve Atomik Yapısı

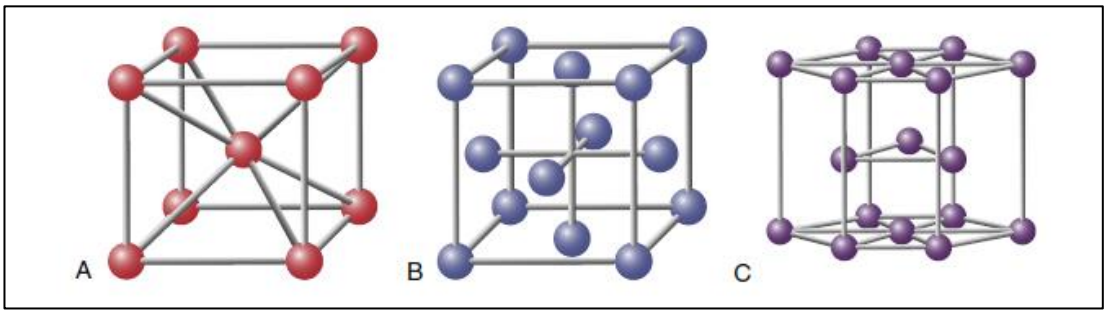
Periyodik tablonun üçte ikisini oluşturan metaller iyonizasyon esnasında diğer elementlere elektron vererek reaksiyona girmektedirler (Powers ve Wataha, 2013, s. 134). Elektron bağışı yaparak iyonize olmaları metalleri serbest, pozitif yüklü, kararlı iyonlara dönüştürmektedir. Bu durum ise metallere, diş hekimliği açısından oldukça önemli olan birçok metalik özellik kazandırmaktadır (Sakaguchi ve Powers, 2012, s. 136).

Katı haldeki metaller atomik düzeyde incelendiklerinde kristal dizilerinden oluştukları gözlemlenebilir. Eriyik haldeki bir metal veya alaşım soğutulmaya başlandığında katılaşma (kristalizasyon) süreci de başlar. Kristalizasyon "çekirdek" olarak adlandırılan spesifik alanlarda başlar ve kristaller çekirdekten yayılan dendritler aracılığıyla büyür. Çekirdekler genel olarak erimiş metal kütlesinin bünyesinde barındırdığı saf olmayan maddeler tarafından oluşturulurlar. Kristalizasyon tüm materyal katılaşana kadar ve tüm kristaller temas edene kadar devam eder. Bu noktada her bir kristal "tanecik/granül/gren" *(grain)* olarak; iki tanecik arasındaki alan ise "tanecik sınırı" *(grain boundary)* olarak adlandırılır (McCabe ve Walls, 2008, s. 53; Wataha, 2002). Tanecikler her yönde yaklaşık olarak aynı boyutlara sahip

olduklarından, kristalizasyon sonrası oluşan yapı "eşit eksenli tanecik yapısı" *(equiaxed grain structure)* olarak tanımlanır. Söz konusu tanecik yapısındaki herhangi bir değişiklik ise farklı kristal sistemlerinin ortaya çıkmasına (Tablo 2.1) (Şekil 2.1) ve böylece metalin mekanik özelliklerinde önemli değişikliklere neden olabilir (McCabe ve Walls, 2008; Sakaguchi ve Powers, 2012).

Tablo 2.1. Metallerde görülebilecek 6 farklı kristal sistemi ve alt grupları (Sakaguchi ve Powers, 2012, s. 137).





Şekil 2.1. Dental metallerde ve metal alaşımlarında en sık görülen kristal yapıları: A)*Body-centered cubic cell* B)*Face-centered cubic cell* C)*Hexagonal close-packed cell* (Sakaguchi ve Powers, 2012, s. 138)

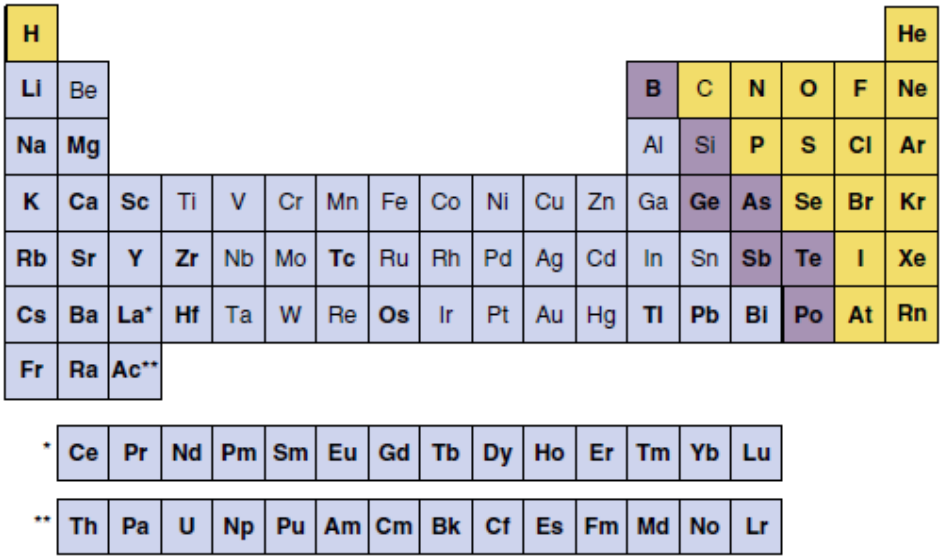
2.1.2 Metallerin Sınıflandırılması

Diş hekimliğinde metaller, soy metaller *(noble metals)* ve baz metaller *(non-noble/base metals)* olmak üzere iki temel gruba ayrılmaktadırlar (Powers ve Wataha, 2013, s. 134; Sakaguchi ve Powers, 2012, s. 212).

Soy metaller oral kavite içerisindeki zorlu şartlara rağmen korozyona karşı gösterdikleri mükemmel direnç ile bilinmektedirler. Periyodik tabloda yedi adet soy metal bulunmaktadır. Bunlar altın (Au), paladyum (Pd), platin (Pt), iridyum (Ir), rodyum (Rh), rutenyum (Ru) ve osmiyumdur (Os); ancak söz konusu metallerden sadece üç tanesi (Au, Pd, Pt) majör element olarak metal alaşımlarda kullanılmaktadır (Şekil 2.2). Diğer soy metaller ise alaşımlara çeşitli özellikler kazandırmak amacıyla minör element olarak katılmaktadır. Bazı metalürji uzmanları gümüş elementini de "soy metal" adı altında sınıflandırsalar da; oral kavite içerisinde korozyona eğilimli olması nedeniyle diş hekimliğinde soy metal olarak kabul görmemektedir (McCabe ve Walls, 2008, s. 134; Sakaguchi ve Powers, 2012, s. 213).

Soy olmayan metaller "baz metal" olarak ifade edilirler. Çok sayıda baz metal mevcut olsa da; titanyum (Ti), nikel (Ni), bakır (Cu), gümüş (Ag), kobalt (Co), molibden (Mo), kalay (Sn), tungsten/volfram (W), galyum (Ga), indiyum (In) ve çinko (Zn) dental alaşımlarda sıklıkla tercih edilen baz metallerdir (Şekil 2.2). Co, Ni ve Ti, baz metal alaşımlarda majör element olarak tercih edilmekte; diğerleri ise minör element ya da eser element olarak kullanılmaktadır. Baz metaller, alaşımlara dental restorasyonlar için gerekli olan dayanıklılığı, esnekliği ve aşınma direncini kazandırmak amacıyla eklenmektedir. Ancak saf baz metallerin oral kavitede korozyona eğiliminin soy metallerden daha fazla olduğu bilinmektedir. Bu nedenle saf baz metaller dental restorasyonlarda neredeyse hiç kullanılmamıştır. Bu duruma tek istisna ise endoosseöz implantlarda safa yakın formda kullanılan

titanyumdur (McCabe ve Walls, 2008, s. 134-135; Sakaguchi ve Powers, 2012, s. 215-217).



Şekil 2.2. Metalik elementlerin (mavi), yarı-metal elementlerin (mor) ve metalik olmayan elementlerin (sarı) periyodik tabloda dağılımı (Tabloda element simgelerinden koyu olmayanlar diş hekimliğinde kullanılmaktadır) (Sakaguchi ve Powers, 2012, s. 136)

2.2 Diş Hekimliğinde Metal Alaşımları

2.2.1 Metal Alaşımlara Genel Bakış

İki veya daha fazla metalin karışımı sonucunda ya da bir veya daha fazla metal element ile metal olmayan bir elementin karışımı sonucunda elde edilen yapı "alaşım" olarak isimlendirilmektedir (Lee ve diğerleri, 2015; Wataha, 2002; Wataha, 2000). İki metalin karışımı ile ikili alaşımlar *(binary alloys)*; üç metalin karışımı ile üçlü alaşımlar *(ternary alloys)* elde edilmektedir (McCabe ve Walls, 2008, s. 56). Diş hekimliğinde kullanılan alaşımlar ise en az 4, sıklıkla 6 veya daha fazla metalden oluşmaktadır. Bu nedenle söz konusu alaşımlar metalürjik açıdan kompleks bir yapıya sahiptirler (Wataha,

2002; Wataha, 2000). Protetik restorasyonlarda saf metallerden ziyade dental alaşımlar kullanılmaktadır. Çünkü saf metaller restorasyonlar için yeterli fiziksel, biyolojik ve mekanik özellikler sergileyememektedirler (Wataha, 2002; Wataha ve Messer, 2004).

Erimiş halde iken metaller birbiri içinde çözünerek alaşımları oluştururlar. Bazı elementler (Au ve Pd) birbirleriyle tam anlamıyla karışırken; bazı elementler (Co ve Ag) ise aynı tutumu sergilememektedir (Wataha, 2002). Eriyik haldeki metaller birbirleri içerisinde karşılıklı olarak çözünmekte ve alaşımları oluşturmaktadırlar. Bu süreçte ise 4 olası senaryo gerçekleşebilmektedir (McCabe ve Walls, 2008, s. 56-57):

- Metaller birbiri içerisinde tamamen çözünür ve katı bir çözelti *(solid solution)* oluşturulur. Katı çözeltiler köken aldıkları saf metallere göre daha sert, daha güçlü bir yapıya ve daha yüksek elastisite limitine sahiptirler.
    - *Random Solid Solution:* Bileşen metal atomları kristal yapı içerisinde rastgele yerleşirler.
    - *Ordered Solid Solution:* Bileşen metal atomları kristal yapı içerisinde spesifik alanlara yerleşirler.
    - *Interstitial Solid Solution:* İkili alaşımlarda izlenir. Bir metalin atomları primer alanları işgal ederken; ikinci metalin atomları kristal yapının boşluklarına yerleşirler.
- Metaller birbiri içerisinde çözünmezler. A ve B metali içeren alaşımda bir kısım saf A metalinden, bir kısım ise saf B metalinden oluşur. Bu tip alaşımlar elektrolitik korozyona yatkındır.
- Metaller birbiri içerisinde parsiyel olarak çözünürler.
- Metallerin birbirine afinitesi vardır ve intermetalik bileşikler oluşturlar. Ancak bu tür alaşımlar sert ve kırılgandır.

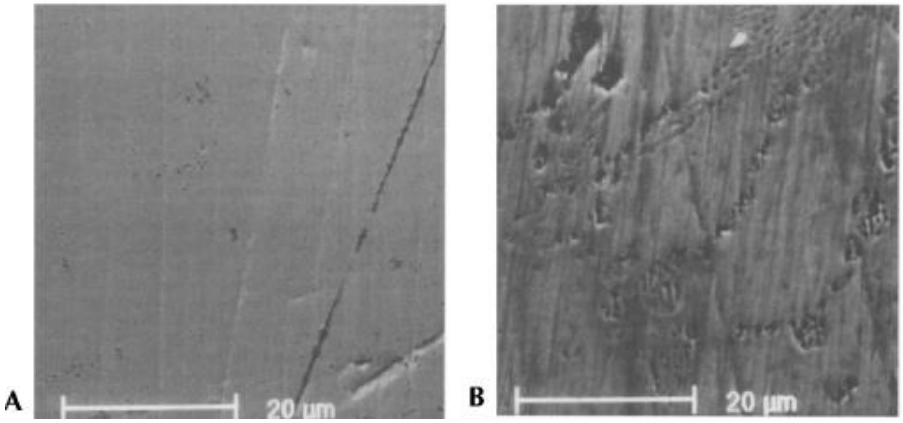
Dental alaşımlar sıklıkla bileşimleri *(compositions)* temel alınarak tarif edilmektedirler. Bileşim ise iki şekilde ifade edilmektedir: (1)Alaşımdaki elementlerin ağırlık yüzdesi *(Weight percentage of elements – wt%)*, (2)Alaşımdaki her bir element içerisinde bulunan atomların yüzdesi *(Percentage of the number of atoms of each element – at%)* (Wataha, 2000). Herhangi bir alaşımın bileşimini tarif etmek amacıyla en sık *wt%* kullanılmaktadır (Sakaguchi ve Powers, 2012, s. 217). Üretici firmalar, standart olarak *wt%* parametresini kullansalar da; alaşımın biyolojik özellikleri ve yapısı ancak alaşımdaki her bir element içerisinde bulunan atomların yüzdesi kullanılarak tanımlanabilmektedir. Çünkü mevcut atomların yüzdeliği, salıverilecek atomların sayısı ve vücuda etkisi üzerine daha başarılı tahminler sunmaktadır. Alaşımların *wt%* ve *at%* değerleri birbirinden tamamen farklıdır (Tablo 2.2). Örneğin altın bazlı alaşımlar 76 *wt%* değerine sahip olsa da; atomlarının 57%'si gerçek altın atomlarıdır (Wataha, 2000).

Tablo 2.2. Üç farklı alaşımın wt% ve at% değerlerinin karşılaştırılması (Wataha, 2000).

Altın Bazlı Alaşım			Gümüş Bazlı Alaşım			Nikel Bazlı Alaşım		
Element	Wt%	At%	Element	Wt%	At%	Element	Wt%	At%
Ag	10	14	Ag	73	71	Ni	65.9	58.1
Au	76	57	Pd	15	15	Cr	17.0	16.9
Cu	11	24	Zn	2	3	Al	5.0	9.6
Pd	2	3				Mo	5.0	2.7
Pt	0.1	0.1				Mn	5.0	4.7
Zn	1	2				Be	1.0	5.7
						Fe	0.5	0.4
						Si	0.5	1.3
						C	0.1	0.4

Alaşımlar ayrıca faz yapısına göre de kategorize edilebilmektedirler. Tek-fazlı alaşımlar kristal yapı ve bileşim açısından çok daha fazla benzer alanlar içermektedir. Bu nedenle daha homojen bir yapıya sahiptirler. Çok-

fazlı alaşımlar ise yapısal olarak birbirinden farklı alanlar ihtiva ettiğinden; homojen bir yapıya sahip değildirler (Şekil 2.3) (Wataha, 2000; Wataha ve Messer, 2004).



Şekil 2.3. Alaşımların faz yapısı: A)Tek fazlı alaşımların taramalı elektron mikroskop (SEM) görüntüsü B)Çok fazlı alaşımların taramalı elektron mikroskop (SEM) görüntüsü (Wataha, 2000)

2.2.2 Metal Alaşımlarda Kullanılan Elementler

Soy element grubunda yer alan altın mükemmel korozyon direnci, mekanik olarak iyi şekillendirilebilirlik ve nispeten düşük erime sıcaklığı (1064°C) gibi özelliklerinden ötürü alaşımlarda kullanılmaktadır. Alaşımın manipülasyonunu artırmaktadır ve pürüzlendirilebilme (*etchability*) özelliği sayesinde kobalt-krom alaşımlarda kullanıldığında mikromekanik tutuculuğa yardımcı olmaktadır (McCabe ve Walls, 2008, s. 135; Sakaguchi ve Powers, 2012, s. 213-214).

Mükemmel korozyon direnci gösteren paladyum soy elementlerden bir diğeridir ve nispeten daha yüksek erime sıcaklığına (1554°C) sahiptir. Ayrıca altından daha serttir. Paladyum saf olarak kullanılamadığından; altın bazlı alaşımlarla karıştırılmaktadır. Böylece altın bazlı alaşımların maliyeti düşürülmektedir. Paladyum altın bazlı alaşımların dayanıklılığını, korozyon

direncini ve bükülme direncini artırırken; rengini beyazlaştırmaktadır (Powers ve Wataha, 2013, s. 135). Örneğin ağırlık bazında %90 altın, %10 paladyum içeren bir alaşım beyaz renk olacaktır. Isıtıldığında yüksek miktarda hidrojen gazı abzorbe edebilmektedir ve bu durum probleme neden olabilmektedir (McCabe ve Walls, 2008; Sakaguchi ve Powers, 2012).

Platin de soy elementlerden biridir. Alaşımın rengini beyazlaştırmaktadır. Soy olmayan alaşımlarda yoğunluğu artırmaya yardımcıdır. Ayrıca yüksek erime sıcaklığına (1772°C) sahiptir ve paladyumdan daha serttir. Altının sertliğini ve elastisite niteliklerini artırmaktadır. Ancak altınla serbest bir şekilde karışamadığından ve en pahalı soy metal olduğundan dental alaşımlarda pek kullanılmamaktadır (Powers ve Wataha, 2013, s. 135-136).

İridyum, tanecik küçültücü *(grain refiner)* olarak alaşımlara eklenen soy metaldir. Korozyona karşı oldukça dirençlidir ve alaşımın elastisite modülünün ayarlanmasına yardımcıdır (Kelly ve Rose, 1983). Kararmayı önleyici etkisi de olduğu bilinmektedir. Rutenyum da alaşımlara tanecik küçültücü *(grain refiner)* olarak mekanik özellikleri geliştirmek amacıyla eklenmektedir. Kararmayı önleyici etkisi de mevcuttur. İridyum ve rutenyum oldukça yüksek erime derecelerine sahiptirler. Bu özellikleri sayesinde içinde bulundukları alaşımın dökümü esnasında erimezler ve çekirdekleşen merkezler olarak görev yaparlar. Ayrıca alaşımın ince grenli olmasına katkı sağlarlar (Sakaguchi ve Powers, 2012, s. 215).

Rodyum ve Osmiyum diş hekimliğinde kısıtlı kullanıma sahiptir ve minör element olarak kullanılmaktadırlar. Rodyum alaşımlara erime derecesini yükseltmek amacıyla eklenmektedir (Sakaguchi ve Powers, 2012, s. 215). Osmiyum ise günümüzde kullanılmamaktadır.

Krom "baz metal" kategorisinde yer almaktadır ve alaşımın sertliğini artırmaktadır. Ayrıca kararmayı *(tarnish)* ve korozyonu önleyici etkisi olduğu da bilinmektedir (Sakaguchi ve Powers, 2012, s. 227). Kobalt bir diğer baz metaldir. Nikel bazlı alaşımlara alternatif oluştursa da; işlenmesi zordur. Isısal genleşme katsayısını artırması amacıyla paladyum içeren alaşımlara eklenmektedir. Titanyum da baz metal ailesinin bir üyesidir. Sertliği artırıcı ve yüksek ısılarda oksidasyonu önleyici etkisi olduğu bilinmektedir (Sakaguchi ve Powers, 2012, s. 231). Ayrıca korozyon direncini artırmaktadır (Roach, 2007). Baz metal ailesinin önemli üyelerinden biri de nikeldir. Korozyona karşı oldukça dirençli olan nikel, nikel alerjisi olan bireylerde toksik ve/veya alerjik etki göstermektedir (Leinfelder, 1997). Diğer baz metaller alaşımlara eser element olarak ilave edilmekte ve sertlik artırıcı (alüminyum), korozyon önleyici (molibden, manganaz, tungsten), oksidasyon önleyici (çinko), dökülebilirliği artırıcı (rutenyum), termal genleşme katsayısını düşürücü (molibden), bağlayıcı ajan (indiyum), füzyon derecesini düşürücü (galyum), tanecik küçültücü (renyum, berilyum) ya da doldurucu olarak etki göstermektedirler (Leinfelder, 1997; Roach, 2007; Sakaguchi ve Powers, 2012, s. 231).

Bazı yarı-metal elementler *(semi-metallic elements/metalloids)* ve metal olmayan elementler *(nonmetallic elements)* de dental alaşımlara eklenebilmektedir. Söz konusu elementlere karbon (metal olmayan element), silikon (yarı metal element) ve oksijen (metal olmayan element) örnek verilebilmektedir. Kıymetsiz metal alaşımlarında manganez ile birlikte kullanılan silikon, artmış sıcaklıklarda korozyon direncini iki katına çıkartmaktadır. Karbon ise karbit oluşumu aracılığıyla nikel-kobalt alaşımların sertlik ve dayanıklılık gibi fiziksel özelliklerini geliştirmektedir. Minör element olarak kullanılan karbonun alaşıma uygun konsantrasyonda

eklenmesi oldukça kritiktir. Çünkü fazla karbon kullanımı, alaşımın kırılgan bir yapıya sahip olmasına yol açmaktadır (Kelly ve Rose, 1983; Wataha, 2002).

2.2.3 Metal Alaşımların Sınıflandırılması

Literatürde metal alaşımların çeşitli şekillerde yapılmış sınıflandırmaları mevcuttur (Mnappallil, 2004):

- Kullanım amaçlarına göre
    - Tam metal ve rezin veneer restorasyonlarda kullanılan alaşımlar
    - Metal destekli seramik restorasyonlarda kullanılan alaşımlar
    - Hareketli protezlerde kullanılan alaşımlar
- Akma dayanımı ve elongasyon (süneklik) yüzdesine göre (ADA Sp. 5 Sınıflaması)
    - Tip 1 - Yumuşak (inlay alaşımları)
    - Tip 2 - Orta (inlay alaşımları)
    - Tip 3 - Sert (kron-köprü alaşımları)
    - Tip 4 - Ekstra sert (kron-köprü alaşımları, hareketli bölümlü protezlerin iskelet alaşımları)
- Soyluluk oranına göre (ADA 1984; ADA 2007)
- İçerdiği majör elemente göre
- İçerdiği 3 majör elemente göre
- İçeriğindeki mevcut alaşım sayısına göre

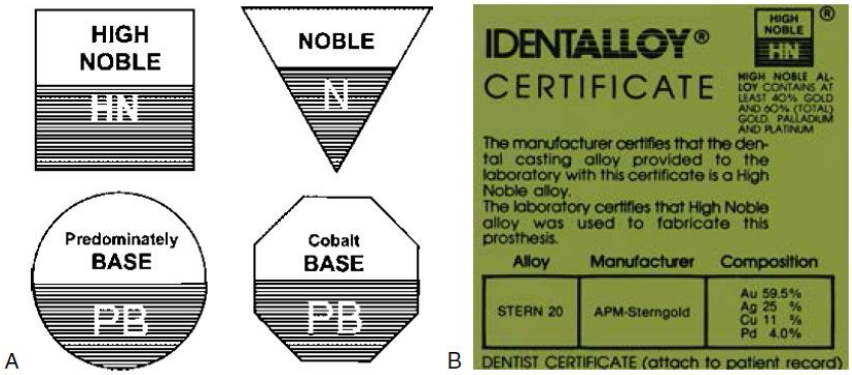
Metal alaşımları kategorize etmek amacıyla rutin olarak yukarıda bahsi geçen sınıflamalar içerisinden soy metal içeriğine göre şekillenen, ilk kez 1984 yılında oluşturulmuş ve 2007 yılında revize edilmiş *American Dental Association (ADA)* Sınıflaması kullanılmaktadır. Soy metal içeriği *(wt%)* %60

ve üzeri ve altın içeriği *(wt%)* %40 ve üzeri olan alaşımlar "yüksek soy" *(high noble)*, soy metal içeriği *(wt%)* %25 ve üzeri olan alaşımlar "soy" *(noble)*, %25'den az olan alaşımlar ise "ağırlıklı olarak baz metal" *(predominantly base-metal)* olarak sınıflandırılmaktadırlar (Tablo 2.3) (Al Jabbari, 2014; Powers ve Wataha, 2013, s. 141; Wataha ve Messer, 2004).

Tablo 2.3 *ADA*'nın 2007 yılında revize ettiği güncel sınıflama (*American Dental Association*, 2007).

Alaşımların Sınıfı	**İçeriği**
Yüksek Soy Alaşımlar	Soy metal içeriği ≥ %60 (altın ve platin grubu) ve altın ≥ %40
Titanyum ve Titanyum Alaşımları	Titanyum ≥ %85
Soy Alaşımlar	Soy metal içeriği ≥ %25 (altın ve platin grubu)
Baz Alaşımlar	Soy metal içeriği ≤ %25 (altın ve platin grubu)
Platin grubundaki metaller platin, paladyum, rodyum, iridyum, osmiyum ve rutenyumdur.	

Protetik restorasyonlarda tercih edilebilecek alaşımlar hakkında bilgi veren ve *Identalloy* olarak adlandırılan program hem hekimlere hem de hastalara farkındalık yaratmak adına yardımcı olmaktadır (Şekil 2.4). Söz konusu program sayesinde alaşımın üretici firması, bileşimi, adı ve *ADA* Sınıflaması hakkında bilgiler elde edilebilmektedir (Powers ve Wataha, 2013, s. 142; Sakaguchi ve Powers, 2012, s. 224).



Şekil 2.4. *ADA* Sınıflaması'na göre alaşımların tanımlanması (Powers ve Wataha, 2013, s. 142)

Metal alaşımlar, daha basit bir şekilde soy metal alaşımlar *(noble metal alloys)* ve baz metal alaşımlar *(base metal alloys)* olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. Soy metal alaşımlar ise kendi içerisinde "yüksek soy" ve "soy" alaşım olmak üzere alt başlıklara ayrılabilmektedir. Söz konusu metal alaşımlar şu şekilde sınıflandırılmaktadırlar (Roberts ve diğerleri, 2009; Sakaguchi ve Powers, 2012, s. 223-231):

1. Soy Metal Alaşımlar
    a. Altın-platin-paladyum *(Au-Pt-Pd)* alaşımları
    b. Altın-paladyum-gümüş *(Au-Pd-Ag)* alaşımları
    c. Altın-paladyum (Au-Pd) alaşımları
    d. Paladyum-gümüş (Pd-Ag) alaşımları
    e. Yüksek paladyum alaşımları
    f. Paladyum-gümüş-altın *(Pd-Ag-Au)* alaşımları
2. Baz Metal Alaşımlar
    a. Nikel-krom alaşımları
    b. Kobalt-krom alaşımları
3. Titanyum ve Titanyum Alaşımları

2.2.3.1 Soy Metal Alaşımlar

Altın-platin-paladyum (Au-Pt-Pd) alaşımları

MDS restorasyonlarda kullanılmak üzere üretilen ilk alaşım *Au-Pt-Pd* alaşımlarıdır. Ancak daha iyi mekanik özelliklere ve sarkma direncine sahip ekonomik alaşımların geliştirilmesi ile söz konusu *Au-Pt-Pd* alaşımların kullanımı ciddi oranda azalmıştır (Roberts ve diğerleri, 2009).

Düşük sarkma direncine sahip olan *Au-Pt-Pd* alaşımlarının endikasyonları tek kron ve en fazla 3 üyeli sabit bölümlü protez olarak sınırlandırılmıştır (Roberts ve diğerleri, 2009). Alaşımların termal genleşme katsayısını azaltmak ve sertliklerini kabul edilebilir bir seviyeye çıkartmak amacıyla yapılarına platin ve paladyum eklenmektedir. Ayrıca gren çapını düşürmek (renyum) ve oksit yüzeyi oluşturmak (çinko, kalay, demir ve indiyum) amacıyla bu alaşımların bileşimine bazı minör elementler de katılabilmektedir (Sakaguchi ve Powers, 2012, s. 223).

Bu alaşımların eğilme ve akma direnci düşük olduğundan uzun köprü tasarımlarında ve ince marjinlerde deformasyon ve distorsiyon göstermektedirler. Ayrıca elastisite modülü nedeniyle uzun köprülerde kalın metal kullanımını gerektirmektedirler. Toksik olmaması, mükemmel porselen bağlantısı sağlaması, iyi dökülebilirlik ve korozyona karşı dirençli olması en önemli avantajlarındandır (Sakaguchi ve Powers, 2012, s. 223-224).

Altın-paladyum-gümüş (Au-Pd-Ag) alaşımları

Bu alaşımlar 2 başlık altında incelenmektedir: (i)Yüksek gümüş içerikli (ii)Düşük gümüş içerikli. *Au-Pd-Ag* alaşımların en önemli dezavantajı yapılarında gümüş ihtiva etmelerinden ötürü porselenin rengini değiştirme/bozma potansiyeline sahip olmalarıdır. Ayrıca gümüş, alaşımların termal genleşme katsayısını da artırmaktadır. Bunun sonucunda

ise yüksek termal genleşme katsayısına sahip alaşımlar ortaya çıkmaktadır (Roberts ve diğerleri, 2009). Bileşimlerindeki yüksek paladyum nedeniyle döküm sırasında hidrojen gazı abzorpsiyonu gerçekleşmektedir. Ayrıca porselen bağlantıları da hala yetersizdir (Roberts ve diğerleri, 2009).

Marjinal adaptasyonu iyi ve korozyona dirençli olan bu alaşımların dökümü kolaydır. Bunun nedeni ise yapısında minör element olarak rutenyum içermesidir (Sakaguchi ve Powers, 2012, s. 224). Ayrıca bu alaşımlar yüksek erime ısıları nedeniyle eğilme ve akmaya karşı oldukça dirençlidirler. Biyouyumlu ve nispeten ucuz alaşımlardır.

Altın-paladyum (Au-Pd) alaşımları

Gümüş ihtiva eden alaşımlarda karşılaşılan problemleri ortadan kaldırmak amacıyla *Au-Pd* alaşımlar geliştirilmiştir. Bu kategorideki ilk alaşım 1977 yılında tanıtılmıştır (Roberts ve diğerleri, 2009).

Söz konusu alaşımların tek önemli dezavantajı ise termal genleşme katsayılarının bazı yüksek termal genleşme katsayısına sahip porselenler ile uyumlu olmamasıdır. Bu noktadan yola çıkarak gümüş içeriği %5'ten az olan bir dizi *Au-Pd* alaşımı geliştirilmiştir. Söz konusu alaşımlardaki düşük gümüş konsantrasyonu sayesinde porselen renginde meydana gelen değişiklik/bozulma engellenmiş, dökülebilirlik iyileştirilmiştir. Ayrıca termal genleşme katsayıları da artırılmıştır (Roberts ve diğerleri, 2009).

Paladyum-gümüş (Pd-Ag) alaşımları

Pd-Ag alaşımlar ilk kez 1974 yılında tanıtılmıştır. Bu alaşımlar, özellikle altın bazlı alaşımlara göre daha ekonomik bir alternatif arayışı sonucu geliştirilmişlerdir (Naylor, 1992, s. 28-38). Piyasada mevcut 2 tip *Pd-Ag* alaşımı mevcuttur. Bunlardan birincisi yaklaşık olarak %60 paladyum, %28-30 gümüş, eser miktarda indiyum, kalay ve diğer elementleri içeren

tiptir. İkincisi ise yaklaşık olarak %55 paladyum, %35-40 gümüş, eser miktarda kalay ve diğer elementleri içeren tiptir. Genellikle ikinci tip alaşım indiyum ihtiva etmez ya da çok az miktarda indiyum içerir (Naylor, 1992, s. 28-38).

Baz metal alaşımların elastisite modülü kadar yüksek olmasa da; *Pd-Ag* alaşımları diğer soy metal alaşımlarına kıyasla çok daha yüksek elastisite modülüne sahiptir (O'Brien, 2002, s. 200-216). *Pd-Ag* alaşımların bu özelliği sarkma direncinin de artmasını sağlamıştır. Ayrıca kabul edilebilir metal-porselen bağlanma dayanımına sahiptirler (Anusavice, 2003, s. 582-589). Bazı *Pd-Ag* alaşımlar eksternal oksitler yerine internal oksitler oluşturmaktadır. Ayrıca bazı alaşımlar metalin dış yüzeyinde nodül oluşturarak porselen ile kimyasaldan çok mekanik retansiyon sağlamaktadır (Mackert ve diğerleri, 1983).

Bazı *Pd-Ag* alaşımlar *Au-Pd-Ag* alaşımlarına göre porselen renginde çok daha fazla bozulmaya/değişikliğe yol açmaktadır (Anusavice, 2003, s. 582-589; O'Brien, 2002, s. 200-216; Tuccillo ve Cascone, 1983, s. 347-370). Ancak alaşımın bünyesindeki gümüşün alaşımdan porselene difüzyonu hakkında bilgi bulunmamaktadır. Tuccillo, porselen fırınlaması sırasında pozitif yüklü iyon olarak evaporasyona uğrayan gümüşün porselendeki istenmeyen renklenmenin sorumlusu olabileceğini öne sürmüştür (Tuccillo, 1977, s. 40-67). Bu teoriyi destekleyecek bir diğer çalışmada, *Pd-Ag* alaşım varlığında fırınlanan porselen örneklerin renklerinde bozulma olduğu sonucuna varılmıştır (Ringle ve diğerleri, 1989).

Bu alaşımların yüzeyinde oluşan nodüller mekanik retansiyona yardımcıdır. Ancak Mackert ve diğerleri (1983), paladyum-gümüş-kalay-indiyum içerikli alaşımda nodül formasyonu olduğunu bildirerek; bu nodüllerin oksit içermeyen bir yüzey gibi davrandığını ve gümüş iyonlarının

evaporasyonuna aracılık ettiğini göstermişlerdir. Ayrıca Moya ve diğerleri (1987), fırınlama sırasında gümüş iyonlarının porselen yüzeyinden porselenin iç yapısına diffüze olduğunu bildirmişlerdir.

Yüksek paladyum alaşımları

1980'li yıllarda tanıtılan ve 1990'lı yıllarda oldukça popüler olan bu alaşımlar yüksek maliyetleri nedeniyle 2000'li yıllarda önemlerini yitirmişlerdir. En fazla popüler olmuş tipleri şunlardır: (i)Paladyum-bakır, (ii)Paladyum-kobalt ve (iii)Paladyum-galyum (Roberts ve diğerleri, 2009).

Paladyum-Bakır Alaşımlar: Altın bazlı alaşımlarda, porselende renklenme ve bağlantı problemine neden olan bakır, aynı duruma yüksek paladyum alaşımlarda neden olmamaktadır (O'Brien, 2002, s. 200-216). Bakır ve indiyum ilavesi paladyum içerisindeki galyumda ötektik reaksiyona neden olarak çözünebilirliğini azaltmaktadır. Bu durumun ise alaşıma sertlik ve dayanıklılık sağladığı bildirilmektedir. Ancak bu durum, birinci jenerasyon *Pd-Cu* alaşımlar kullanıldığında dezavantaj oluşturabilmektedir. Çünkü yüksek akma dayanımı *(yield strength)* ve sertlikleri nedeniyle söz konusu protezlerin bitirme ve polisaj işlemleri güçleşmektedir (Carr ve Brantley, 1991). Literatürde yüksek paladyum alaşımlarda başarılı porselen bağlantısı açısından bakırın gerekli olduğunu bildiren çalışmalar mevcuttur (Papazoglou ve diğerleri, 1996; Papazoglou ve diğerleri, 1993). Ancak Vrijhoef ve van der Zel, *Pd-Cu* alaşımlarda bakırdan çok, alaşıma oksit oluşturmaları amacıyla eklenen galyum ve indiyumun bağlantıda baskın olduğunu bildirmişlerdir (Vrijhoef ve van der Zel, 1985).

Paladyum-Kobalt Alaşımları: Bu alaşımlar kısıtlı kullanım alanına sahiptirler. Yüksek termal genleşme katsayısı sayesinde bazı porselen sistemlerinde kullanılabilir olması esas avantajıdır (O'Brien, 2002, s. 200-216). Son zamanlarda bazı üreticiler bu alaşımların tanecik yapısını geliştirmek

amacıyla içerisine %1-2 oranında kıymetli metaller (altın ve/veya platinyum) eklemişlerdir (Naylor, 1992, s. 28-38). Bu alaşımların en büyük dezavantajı ise porselen estetiğinden ödün verilmesine neden olan koyu oksit tabakanın oluşumuna yol açmalarıdır (Carr ve Brantley, 1991; Fischer ve diğerleri, 1999). Ayrıca literatürde *Pd-Co* alaşımların porselen bağlanma dayanımının *Pd-Cu* alaşımların porselen bağlanma dayanımından daha zayıf olduğunu bildiren çalışmalar mevcuttur (O'Connor ve diğerleri, 1996).

Paladyum-Galyum Alaşımları: Bu alaşımların piyasaya sürülmüş son hali paladyum-galyum-gümüş *(Pd-Ga-Ag)* alaşımlarıdır. *Pd-Cu* alaşımlara göre daha açık renkte bir oksit tabakası oluşumuna izin veren bu alaşımlar düşük genleşme katsayısına sahip olan bazı porselenlerle uyumludurlar. *Pd-Ga-Ag* alaşımlar %80-85 oranında paladyum, %6.3-10 oranında galyum ve %1.2-5 oranında ise gümüş ihtiva etmektedirler. Tamamlayıcı minör elementler ise kalay, çinko ve indiyumdur. Ayrıca diğer yüksek paladyum alaşımlarla karşılaştırıldıklarında *Pd-Ga-Ag* alaşımların daha yumuşak olduğu bildirilmiştir (Anusavice, 2003, s. 582-589).

Paladyum-gümüş-altın (Pd-Ag-Au) alaşımları

Pd-Cu ve *Pd-Co* alaşımlarla aynı dönemde piyasaya sürülseler de; bu alaşımlar *Pd-Cu* ve *Pd-Co* alaşımlardaki eksikliklerin fark edilmesinde sonra dikkat çekebilmiştir. *Pd-Ag-Au* alaşımların diğer yüksek paladyum alaşımlarına göre daha yüksek sıcaklık dayanımına ve daha açık renkte oksit tabakasına sahip olduğunu bildiren çalışmalar literatürde mevcuttur (Naylor, 1992, s. 28-38).

2.2.3.2 Baz Metal Alaşımlar

1930'lu yıllardan beridir hareketli bölümlü protezlerde kullanılan baz metal alaşımlar, altın maliyetinin artması ve ekonomik krize bağlı olarak

1970'li yıllardan itibaren sabit protezlerde de (MDS restorasyonlar, tam metal restorasyonlar) kullanılmaya başlanmıştır (Svanborg ve diğerleri, 2013).

Söz konusu alaşımlar, nikel bazlı krom ve kobalt bazlı krom olarak 2 gruba ayrılmaktadır. Nikel-krom alaşımlar ise kendi içerisinde berilyum içerenler ve berilyum içermeyenler olarak iki alt gruba ayrılmaktadır (Kim ve diğerleri, 2016). Berilyum, Ni-Cr alaşımlara alaşımın erime derecesini *(liquidus temperature-Lt)* düşürmek ve dökülebilirliğini kolaylaştırmak amacıyla eklenmektedir (Roach, 2007). "Tanecik küçültücü" olarak da kullanılan berilyum element içeriğini homojenleştirerek alaşımın fiziksel ve mekanik özelliklerini standardize etmektedir. Elektrolitik aşındırılmaya izin verdiğinden rezin bağlı tutuculardа (*Maryland* köprü) veneerler veya yapıştırma ajanlarının bağlantısında oldukça yardımcıdır (Leinfelder, 1997). Ayrıca berilyum içermeyen Ni-Cr alaşımlara kıyasla berilyum içeren Ni-Cr alaşımlarda metal-porselen bağlantısının daha güçlü olduğunu bildiren çalışmalar da (O'Connor ve diğerleri, 1996; Roach, 2007) literatürde mevcuttur. Ancak asidik ortamda berilyum içeren alaşımlardan Ni iyonları serbest kalmaktadır (Roach, 2007). Bu durum ise korozyona yatkınlığı artırırken; alerjik, karsinojenik ve toksik tepkilere de neden olabilmektedir (Kim ve diğerleri, 2016; Kocaağaoğlu ve diğerleri, 2016; Wataha, 2002).

Nikel-krom ve krom-kobalt gruplarının yapısında ikinci element olarak en çok krom bulunmaktadır (Kelly ve Rose, 1983). Ayrıca söz konusu alaşımlar eser miktarda elementler de ihtiva etmektedirler (Tablo 2.4):

Tablo 2.4. Baz metal alaşımların bileşimi (wt%) (Roberts ve diğerleri, 2009).

	Ni-Cr Alaşımlar	Co-Cr Alaşımlar
Ni	62-77	-
Cr	11-22	26-34
Co	-	53-68
Ti	-	-
Mo	4-14	0-4
Al	0-4	0-2
V	-	-
Fe	0-1	0-1
Be	0-2	-
Ga	0-2	0-3
Mn	0-1	-
Nb	-	0-3
W	-	0-5
B	-	0-1
Ru	-	0-6

Yapılarındaki krom sayesinde korozyona karşı oldukça dirençli alaşımlar haline gelmektedirler (Kocaağaoğlu ve diğerleri, 2016). Soy metal alaşımlara göre çok daha ucuz olan baz metal alaşımları başarılı fiziksel özelliklere sahiptirler (Tablo 2.5).

Tablo 2.5. Baz metal alaşımların fiziksel özellikleri (Sakaguchi ve Powers, 2006).

Tip	Gerilme Direnci (MPa)	%0.2 Akma Dayanımı (MPa)	Elastisite Modülü (Gpa)	Elongasyon	Döküm Derecesi (°C)
Ni-Cr	400-1000	255-730	150-210	8-20	1300-1450
Co-Cr	520-820	460-640	145-220	6-15	1350-1450

Örneğin; baz metal alaşımlar döküm restorasyonlarda kullanılan tüm alaşımlar arasında en yüksek elastisite modülüne sahip olanlardır. Bu durum

ise mükemmel sarkma direncine sahip olmalarını sağlamaktadır (Kim ve diğerleri, 2016). İlaveten bu alaşımlar rezin bağlantı sağlamak amacıyla asitlenebilmektedirler (Wataha, 2002). Ayrıca baz metal alaşımların kıymetli metal alaşımlardan çok daha iyi dökülebilirliğe sahip oldukları bildirilmiştir. Fakat söz konusu baz metal alaşımlar daha kalın ve koyu oksit tabakaları oluşturarak estetik açıdan problemlere neden olmaktadır (Wataha, 2002). Tarihsel sürece bakıldığında baz metal alaşımlar 4 gruba ayrılmaktaydı: nikel-krom-berilyum, nikel-krom, nikel-yüksek krom ve kobalt-krom. Nikel-krom-berilyum geçmişte sıklıkla kullanılmıştır. Çünkü berilyum dökülebilirliği kolaylaştırmakta ve porselen bağlantısını geliştirmekteydi. Ancak berilyum ile ilişkili sağlık durumlarından ötürü bu tip nikel-krom alaşımı önerilmemektedir (Kim ve diğerleri, 2016).

Nikel-krom alaşımlar baz metal alaşımların alt grubudur. Temel olarak nikel ve krom içeren bu alaşımlar, minör alaşım metalleri de ihtiva etmektedirler. Bütün nikel-krom alaşımları kompozisyon ve fiziksel özellikler açısından benzerdir, fakat korozyon direnci açısından farklılıklar göstermektedirler. Düşük miktarda eklenen alüminyum ve titanyum ile güçlendirici Ni_3Al veya Ti_3Al çökeltileri oluşturulmaktadır. Demir, tungsten ve vanadyum katı çözelti sertleşmesi *(solid-solution hardening)* için ilave edilmektedir. Sertleşme amacıyla eklenen tüm elementler içerisinde molibden ve tungsten en etkili olanlarıdır. Molibdenin bir diğer avantajı ise termal genleşme katsayısını etkileyebilmesidir. İskelet bölümlü protezlerde kullanıldığında nikel-krom alaşımları, akma dayanımını ve sertliği geliştirmek amacıyla eser miktarta (~0.1 wt%) karbon ilave edilerek formüle edilmektedirler (Roach, 2007). Fakat döküm restorasyonlarında kullanılmak üzere üretilen *Ni-Cr* alaşımları karbonsuzdur.

Baz metal alaşımların bir diğer alt grubu ise kobalt-krom alaşımlardır. 1907 yılında *Haynes* kobalt-krom *stellite* alaşımların patentini almış; sonrasında ise içerisine tungsten ve molibden ekleyerek sertlik, dayanıklılık, abrazyon direnci gibi mekanik özelliklerini geliştirmiştir. *Erdle* ve *Prange*'nin Co-Cr-W (tungsten) ve Co-Cr-Mo döküm alaşımlarını geliştirmeleri ile de 1929 yılında Co-Cr alaşımlar diş hekimliğine giriş yapmıştır. Daha sonra ise Co-Cr-Mo alaşımlar "vitalyum-vitallium" olarak adlandırılmışlardır (Roach, 2007; Al Jabbari, 2014). Kobalt bazlı metal destekli seramik restorasyonların ana içeriğini kobalt oluşturmaktadır. İkinci en çok bulunan bileşen ise kromdur. Krom, dayanıklılık ve pasivasyon aracılığı ile korozyon direnci *(corrosion resistance via passivation)* sağlamak amacıyla eklenmektedir. Kobalt-krom alaşımlar, rutenyum içerenler ve içermeyenler olarak iki alt gruba ayrılsa da; iki alt grubun fiziksel özellikleri arasındaki fark halen net değildir. Nikele alerjisi olduğu bilinen hastalarda alternatif olarak en çok tercih edilen baz metal alaşımları kobalt-krom alaşımlarıdır (Kocaağaoğlu ve diğerleri, 2016). Titanyum alaşımları dışarda bırakıldığında, krom-kobalt alaşımları dökülebilir alaşımlar içerisinde en yüksek erime aralığına sahip alaşımlardır. Bu durum ise manipülasyon aşamasını zorlaştırmaktadır (Kim ve diğerleri, 2016). Ayrıca yüksek sertlik değerlerine sahip olduklarından bu alaşımların tesviye ve polisaj işlemleri de zordur (Kim ve diğerleri, 2016). Son yıllarda CAD/CAM sistemlerinde meydana gelen gelişmelerden ötürü bu alaşımların işlenebilirliği kolaylaşmış ve kullanımı yaygınlaşmıştır. Aditif ve subtraktif tabanlı CAD/CAM sistemleri aracılığıyla söz konusu alaşımlar kullanılarak çeşitli restorasyonların üretimi mümkündür. Krom, kararmaya ve korozyona gösterdiği direnç nedeniyle söz konusu alaşımların kilit bileşenidir. Ancak alaşım %30'dan daha fazla krom ihtiva etmemelidir. %30'dan daha fazla krom içermesi durumunda alaşımın dökülebilirliği zorlaşır ve bu durum

kırılgan sigma fazının oluşumu ile sonuçlanır (Roach, 2007; Sakaguchi ve Powers, 2012, s. 227). Ayrıca kobalt yüksek ısı *face-centered cubic (fcc)* fazından (gamma fazı) düşük ısı *hexagonal close packed (hcp)* fazına (epsilon fazı) dönüşebilmekte ve bu durum "kobaltın allotropik faz dönüşümü" olarak ifade edilmektedir (Averyanova ve diğerleri, 2011). Co-Cr alaşımlar ise mikroyapısal olarak dendritik gamma metastabil matriks sunmaktadır. Bu durum fcc→hcp dönüşüm hızının yavaş tutularak stabil olmayan fcc yapısının oda sıcaklığında da korunabilmesiyle sağlanmaktadır. Co içeren alaşımların birçok karakteristik özelliğinin (yüksek akma dayanımı, yüksek oranda çalışma sertleşmesi, stresler altında kısıtlı yorgunluk hasarı, stresleri absorbe edebilme) mikroyapıları içerisinde barındırdıkları fcc faz yapısı ile ilişkili olduğu düşünülmektedir (Kim ve diğerleri, 2016). Co-Cr alaşımların bir diğer önemli bileşeni de elastisite modülünü ve dolayısıyla dayanıklılığı artıran kobalttır. Ayrıca bu alaşımlara termal genleşme katsayısını düşürmek amacıyla molibden da katılmaktadır.

2.2.3.3 Titanyum ve Titanyum Alaşımları

Titanyum dental implantların başarılı geçmişi saf titanyum *(CP Ti)* ve titanyum alaşımlarının tam metaller, metal destekli seramik protezler ve iskelet bölümlü protezler gibi diğer diş hekimliği sahalarında kullanılabileceği fikrini doğurmuştur (Anusavice, 2003, s. 563-620). *CP Ti* 885°C'de faz transformasyonuna uğrayarak hegzagonal alfa formundan *(hexagonal close-packed structure/α-phase)* merkezli kübik beta formuna *(body-centered crystalline structure/ β-phase)* değişmektedir. Bu faz değişimi ise saf titanyumun yoğunluğunda belirgin bir değişime yol açarak soğuk işlenebilirliğini artırmaktadır. Isıl işlemlerin uygulanması ve alaşımlarının hazırlanması *(alloying)* ile dört tip titanyum alaşımı elde edilebilmektedir:

(i)alfa, (ii)alfaya yakın, (iii)alfa-beta ve (iv)beta (Anusavice, 2003, s. 563-620). Dental ve medikal amaçlar doğrultusunda en çok kullanılan titanyum alaşımı titanyum-alüminyum-vanadyum *(Ti-6Al-4V)* alaşımıdır. Beta fazı dengeleyicisi olan izomorf vanadyumum alaşımın bileşimine eklenmesindeki amaç, daha düşük derecelerde alaşımın beta fazından alfa fazına transformasyonunu sağlamaktır. Alüminyum ise alfa fazı dengeleyicisi olarak görev yapmakta ve daha yüksek derecelerde meydana gelen alfa fazından beta fazına transformasyonu sağlamaktadır. *Ti-6Al-4V* alaşımı saf titanyuma oranla daha dayanıklıdır. Ancak bileşimi içerisindeki alüminyum ve vanadyumun yavaşça salınımı, biyouyumluluk açısından problemlere yol açabileceğinden söz konusu alaşımın dikkatli kullanımı önerilmektedir. Saf titanyum ve titanyum alaşımları yüksek erime derecelerine (~1600°C) sahip olduklarından; döküm işlemi genellikle argon atmosferi altında özel indüksiyon döküm prosedürlerine göre yapılmaktadır (Anusavice, 2003, s. 563-620). Titanyum üzerine porselen veneerleme yapılabilmektedir. Fakat bu amaç doğrultusunda metal ile porselen arasında bağlayıcı ajan kullanımı gerekmektedir (Al Bakkar ve diğerleri, 2016).

2.2.4 Metal Alaşımların Genel Özellikleri

Partikül boyutu alaşımların fiziksel özellikleri açısından oldukça önemlidir. Çünkü partikül boyutu alaşımların klinik özelliklerini etkilemektedir. Örneğin küçük partiküller, döküm altın alaşımların elongasyon ve gerilme direnci gibi özelliklerini geliştirirken; sertlik ve akma dayanımını etkilememektedir. Katılaşan alaşımın soğuma hızı ve özel partikül inceltici elementlerin (iridyum) alaşımın bileşiminde bulunması, döküm sonrası ısı uygulaması ve alaşımın kompozisyonu gibi faktörler partikül boyutunu etkileyebilmektedir (Wataha, 2002; Wataha ve Messer,

2004). Dental alaşımlar için istenilen partikül boyutu 30 mikrometre (μm) veya daha az olarak bildirilmiştir (Phillips, 1973, s. 384; Wataha, 2002).

Alaşımların erime dereceleri de değerlendirilmesi gereken özelliklerdendir. Alaşımlar elementlerin karışımı sonucu oluşturulduğundan erime derecesi yerine erime aralığından bahsetmek daha doğru olacaktır. Alaşımların erimeye başladıkları sıcaklık *(solidus temperature-st)* ve alaşımın tamamen eridiği sıcaklık *(liquidus temperature-lt)* bu noktada önem arz etmektedir. Çünkü porselen fırınlaması sırasında alaşımın st değerinin altında kalınması gerekmektedir. Metal alt yapının distorsiyonunu önlemek amacıyla alaşımın st değerinin en az 50 derece altında sinterleme sıcaklığına sahip porselenlerin kullanılması önerilmektedir (Wataha, 2002; Wataha ve Messer, 2004).

Faz yapısı (mikroyapı) alaşımların bir diğer önemli özelliğidir. Alaşımlar tek fazlı *(single phase)* ve çok fazlı *(multiple phase)* olabilmektedirler. Tek fazlı alaşımlar mikroyapısal olarak tek bir bileşimden oluşmaktadır. Ancak çok fazlı alaşımlar mikroyapısal olarak farklı bileşim alanları içermektedir (Wataha ve Messer, 2004). Alaşımın tek fazlı veya çok fazlı olması tamamen alaşım içerisindeki elementlerin çözünürlülüğü ile ilişkilidir. Bileşimdeki tüm elementlerin çözünür olduğu durumlarda (ör: altın, paladyum ve bakır) alaşım tek fazlıdır. Bileşimdeki bazı elementlerin bir diğeri içerisinde çözünür olmadığı durumlarda (ör: altın ve platin) ise alaşım çok fazlıdır. Çünkü bazı elementler yapı içerisinde tam olarak çözünmemiş ve füzyona uğramamıştır. Faz yapısı, alaşımların korozyon, dayanıklılık ve aşındırılabilme özelliklerini etkilemektedir. Genel olarak çok fazlı alaşımlar, farklı bileşimlerin mikroskobik alanları arasındaki galvanik etkilerden ötürü tek fazlı alaşımlara göre daha yüksek korozyon oranları gösterirler (Wataha ve Messer, 2004). Ancak alaşımın çok fazlı olması ise

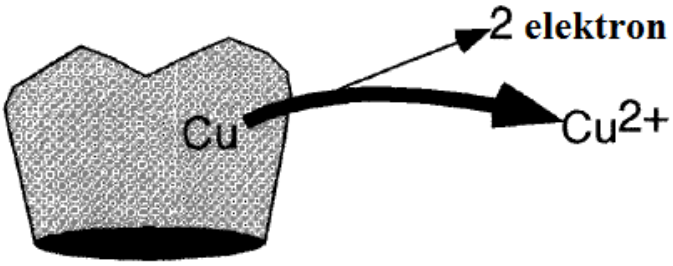
alaşıma bağlanma için aşındırılabilme özelliği kazandırmaktadır (Wataha ve Messer, 2004). Çünkü her bir bileşim farklı oranda aşınmakta ve mikroskobik açıdan pürüzlü yüzey oluşmaktadır. Faz yapısının dayanıklılık üzerine etkisi ise çok daha komplekstir. Bazı durumlarda çok fazlılık alaşıma dayanıklılık katarken; bazı durumlarda ise alaşımı zayıflatmaktadır. Tek fazlı alaşımların laboratuvar ortamında manipülasyonu kolaydır ve bu alaşımlar daha tutarlı özelliklere sahiptirler (Wataha ve Messer, 2004).

Akma dayanımı, sertlik ve elastisite modülü alaşımların genel özellikleri altında incelenmesi gereken diğer başlıklardır. Alaşımların gerilme-akma dayanım değeri aşılmamalıdır. Bu durumda restorasyonun kalıcı distorsiyonu kaçınılmaz olacaktır. Akma dayanımı, bir alaşımın kalıcı olarak deforme olabilmesi için gerekli standart stres olarak tanımlanmaktadır. Çok üyeli sabit bölümlü protezlerde gövdeler arası, bu tip başarısızlığa verilebilecek en iyi lokasyon örneğidir (Wataha ve Messer, 2004). 300 MPa üzerinde gerilme-akma dayanımına sahip alaşımlar, birçok klinik durumda kalıcı intraoral deformasyona direnç gösterecek kadar kuvvetlidirler. Alaşımın sertliği ise gelen oklüzal kuvvetlere direnebilecek yeterlikte olmalıdır. Ancak karşıt dişlerde de aşınmaya sebebiyet vermemelidir. *Vickers* sertlik skalasına göre 125 kg/mm^2'den daha az sertliğe sahip olan alaşımlar aşınmaya eğilimliyken; 340 kg/mm^2'den daha sert alaşımlar karşıt çenedeki dişlerin aşınmasına yol açabilmektedir (Wataha ve Messer, 2004). Elastisite modülü ise alaşımın sertlik ya da rijiditesinin ölçümü olarak ifade edilmektedir. Protetik alaşımların elastisite modülünün yüksek olması istenilen bir özelliktir. Bu durum sayesinde metal destekli seramik restorasyonlarda porselen kırığı ile sonuçlanabilecek esnemeye karşı direnç göstermektedirler (Wataha, 2002).

Alaşım tercihinde önemli bir etkisi olmasa da; alaşımın renk özellikleri alaşımların değinilmesi gerekilen özelliklerinden bir diğeridir. Geçmişte olduğunun aksine günümüzde mevcut alaşımların renginin bilinmesi, alaşımın kompozisyonu, fiyatı ve klinik performansı hakkında bir önyargıya sahip olunmasını sağlamamaktadır (Wataha ve Messer, 2004). Geçmişte sarı renkli alaşımların yüksek altın içeriğine sahip olduğu, fiyatının yüksek olduğu ve klinik performansının iyi olduğu kanısına varılmaktaydı. Ancak günümüzde beyaz renkte olan birçok yüksek altın alaşımı mevcuttur. Örneğin; 10 wt%'den fazla paladyum içeren alaşımların altın içeriği ne olursa olsun rengi beyazdır. Bu durum ise alaşım yelpazesinin günümüzde ne kadar geniş olduğunun göstergesidir (Wataha, 2002).

Alaşımın korozyon özellikleri protezlerin başarısı açısından oldukça önemlidir. Çünkü oral kavitenin zorlu şartları (tükürük, bakteri plağı, pH değişiklikleri, sıcaklık değişiklikleri) korozyon için ideal alanı oluşturmaktadır (Lucchetti ve diğerleri, 2015). Bu noktada materyallerin korozyon direnci önem arz etmektedir. Korozyon, alaşımların içerisindeki elementlerin iyonize olması sonucu gelişir ve alaşımın biyouyumluluğunu yansıtır. Başlangıçta yüksüz olan alaşım içerisindeki elementler, elektron kaybederek pozitif yüklü iyonlar olarak salınmaktadırlar (Şekil 2.5). Bu durumda ise intraoral ortama salınan iyonlar çevre dokuları etkileyerek; inflamasyon, toksisite, alerji veya mutajenite gibi biyolojik yanıtlar oluşturmaktadırlar (Lucchetti ve diğerleri, 2015). Biyolojik yanıt hangi elementin salındığına, elementten ne kadar salındığına, dokular ile temas süresine ve diğer faktörlere bağlı olarak değişmektedir (Lucchetti ve diğerleri, 2015; Wataha, 2000). Salınan metalik bileşenler nedeniyle ağızda metalik tat, dişlerde ve/veya restorasyonlarda renk değişikliğine de neden olabilmektedir (Lucchetti ve diğerleri, 2015; Wataha ve Messer, 2004). Ek

olarak korozyon, restorasyonun dayanıklılığını azaltarak katastropik başarısızlığa yol açabilmektedir (Wataha ve Messer, 2004). Alaşımların çok fazlı olması korozyon gelişme riskini artırmaktadır. Bir diğer deyişle monofaz baz metal alaşımları daha az sitotoksiktir ve polifaz alaşımlardan daha az oranda hücre büyümesini inhibe etmektedir. Bazı elementlerin dental alaşımlardan salınmaya eğilimi daha fazladır. Bu durum söz konusu elementin labilitesi *(lability)* olarak tanımlanmaktadır. Örneğin kadmiyum ve çinko yüksek labiliteye sahip elementlerdir ve kolayca salınmaya meyillidirler. Altın, platin ve paladyum düşük labiliteye sahip elementlerdir. Ortamın pH değerindeki düşüş gibi çevresel faktörler de elementlerin salınımını uyarmaktadır. Dental plağın dental alaşımlar üzerine tutunması ortamın pH değerinde düşüşe neden olan hadiselere verilebilecek en güzel örnektir (Wataha, 2000).



Şekil 2.5. Yüksüz elementin elektron kaybederek salınımı / korozyon (Wataha, 2000)

2.2.5 Metal Alaşımlarının Sahip Olması Gereken Özellikler

Porselen alt yapısı olarak kullanılacak metal alaşımların özellikleri başta döküm restorasyonlarının başarısı ve prognozu açısından oldukça önemlidir. Metal alt yapılar şu özelliklere sahip olmalıdır:

- Optimum sertlik *(Optimum strength)*
- Fonksiyonel kuvvetlere karşı yeterli direnç *(Resistance against functional forces)*
- Stabilite *(Stability)*
- İyi/hassas dökülebilirlik *(Castability)*
- Korozyona karşı direnç *(Corrosion/tarnish resistance)*
- Kolay manipülasyon, işlenebilirlik ve polisaj *(Easy manipulation, burnishability and polishability)*
- Biyouyumluluk *(Biocompatibility)*
- Lekelenmeye karşı direnç *(Staining resistance)*
- Porselenin rengini değiştirmeme
- Porselenle uyumlu ısısal genleşme katsayısı *(Thermal compatibility with ceramics)*
- Yüksek elastisite modülü *(High elasticity modulus)*
- Metal-porselen bağlantısı için yeterli miktarda oksit formasyonu *(Oxide formation)*
- Oluşan oksit tabakasının rengi porselenin optik özelliklerini olumsuz etkilememeli
- Sarkmaya karşı direnç *(Sag resistance)*
- Isı iletkenliği kabul edilebilir olmalı
- Özgül ağırlığı düşük olmalı
- Üretimi ucuz, ulaşımı kolay olmalı

2.2.6 Metal Alaşımlarda Metal-Porselen Bağlantısı

Metal alaşımlar tam metal kronların, iskelet alt yapının, metal destekli seramik kronların üretiminde aktif olarak kullanılmaktadırlar. Özellikle veneer porselen uygulaması yapılan metal destekli seramik kronlarda metal alaşımlar birtakım temel özelliklere sahip olmalıdır. Bu özelliklerin başında

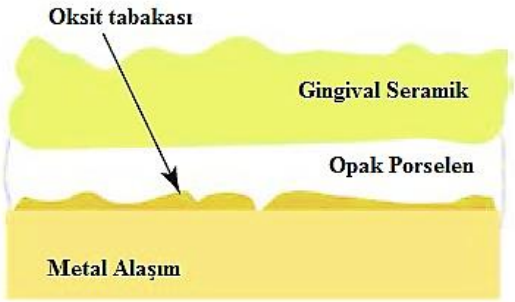
ise alaşımların seramiğe güçlü bir şekilde bağlanabilmesi gelmektedir. Söz konusu güçlü bağlantıyı oluşturabilmek ve restorasyonda meydana gelebilecek mekanik komplikasyonların önüne geçebilmek noktasında alaşımların sahip olduğu özellikler önem arz etmektedir (Wataha ve Messer, 2004). Kuvvetli bir metal-porselen bağlantısı metal destekli restorasyonların uzun dönem başarısı için anahtar faktördür. Söz konusu bağlantının dört komponenti bulunmaktadır: *van der Waals* kuvvetleri, mekanik retansiyon, kimyasal bağlantı ve sıkıştırma tarzında (kompresyon) bağlantı (Naylor, 1992, s. 83-85).

Yüklü atomlar arasında oluşan sekonder kuvvetler (*van der Waals* kuvvetleri) MDS restorasyonların metal-porselen bağlantısında önem arz etmektedir. Bir moleküldeki atomların elektronları ve çekirdekleri ile komşu moleküllerin atomlarının çekirdekleri ve elektronları arasında oluşan minimal çekim gücü olarak da ifade edilebilmektedir. Metal yüzeyin ıslanabilirliğinin artması *van der Waals* kuvvetlerinin de etkinliğini artırmaktadır (Naylor, 1992, s. 83; Shillinburg ve diğerleri, 1997, s. 456).

Mekanik bağlantıda alaşım ile porselen arasında anahtar-kilit mekanizması oluşmaktadır. Aluminyum oksit kumları ile mikroskopik pürüzlendirme yapılan metal yüzeyine porselen fırınlama esnasında infiltre olmaktadır. Mekanik bağlantı, metalin porselen tarafından ıslanabilirliğini arttırması açısından ve yüzey alanını artırarak kimyasal bağlantıya yardımcı olması açısından önemlidir (Naylor, 1992, s. 84; Shillinburg ve diğerleri, 1997, s. 456). Ancak gereğinden fazla pürüzlendirme yapıldığı durumlarda ara yüzeyde stres birikimi meydana gelmekte ve hatalı kumlama ile oluşan keskin kenar ve köşeler ıslanabilirliği azaltarak ara yüzeyde boşluklara neden olmaktadır.

Metal ve porselen arasında kimyasal bağlantı metal yüzeyindeki oksitler aracılığıyla kurulmaktadır. Metal oksit tabakasının kalınlığı ve kompozisyonu bağlantının uzun dönem başarısında oldukça önemlidir. Birçok baz metal alaşımda metal oksit oluşumu kendiliğinde gerçekleşmekte; hatta bazen oluşan oksit tabakası çok kalın olabilmektedir (Rosenstiel ve diğerleri, 2016, s. 655; Wataha, 2002;) (Şekil 2.6). Bu durumlarda veneer porselen uygulaması öncesi kalın oksit tabakası inceltilmeli ve tabaka kalınlığı optimum değerlerde tutulmalıdır. Fakat altının düşük reaktivitesine bağlı olarak yüksek soy ve bazı soy alaşımlarda metal-porselen bağlantısı kurabilecek yeterli oksit tabakası oluşamamaktadır. Bu alaşımlara yeterli oksit tabakası oluşturabilmeleri için demir, galyum, indiyum ve kalay gibi metaller eser element olarak eklenebilmektedir. Döküm esnasında bu elementler kolayca yandığından; bu alaşımlar döküm esnasında aşırı ısınmamış olurlar. Metal oksit tabakasının kalınlığı ve kompozisyonu metal-porselen bağlantısı açısından önemli iken tabakanın rengi de estetik açıdan oldukça önemlidir. Yüksek altın alaşımlar nispeten açık renkli oksit tabakasına sahiptir. Bu durumda tabaka opak porselen ile kolayca maskelenebilmektedir. Fakat gümüş, nikel ve kobalt bazlı birçok alaşım daha koyu, grimsi bir oksit tabakası oluşturduğundan bu alaşımlarda tabakayı maskelemek için daha kalın tabaka opak porselen uygulaması gerekmektedir. Oksit tabakasının ince ya da kalın oluşu metal-seramik bağlantısında başarısızlık riskini artırır. Çünkü oklüzal stresler oksit tabakasında yoğunlaşır. En kalın oksit tabakası oluşumu nikel ve kobalt bazlı alaşımlarda görülür. Çünkü bu alaşımlar başlangıç oksidasyon aşamasında kolayca oksit oluşturabilen elementler içermektedirler. Sonuç olarak yeterli oksit formasyonu istenilen bir özelliktir. Ancak porselenin genleşme,

dayanıklılık, renk ve opasite özelliklerini olumsuz etkilememelidir (Powers ve Wataha, 2013, s.142; Wataha, 2002; Wataha ve Messer, 2004).



Şekil 2.6. Metal-porselen bağlantısında oksit tabakasının rolü (Powers ve Wataha, 2013, s. 144)

Metal-porselen bağlantısında etkin role sahip son komponent ise kompresyondur. Seramikler tercih edilen seramiğe göre 850°C ile 1350°C arasında değişen sıcaklıklarda sinterlenmekte ve alaşımla kaynaştırılmaktadır. Alaşımdan üretilmiş metal alt yapı ise fırınlamalar esnasında distorsiyona uğramadan yapısını koruyabilmelidir. Aksi durumda restorasyonun uyumu tehlikeye atılmış olacaktır. Bu durumu önlemek için alaşımların erime sıcaklığının seramiğin sinterlenme sıcaklığından daha yüksek olması istenilmektedir. Alaşımların erime derecesini yükseltmek amacıyla yapısına erime dereceleri yüksek olan metal elementler (platin, paladyum) eklenmektedir. Seramiklerin tümü alaşımlarla uyumlu değildir. Bu nedenle üretici firmalar hangi seramiğin hangi alaşımla kullanılabileceğini belirtmektedirler (Powers ve Wataha, 2013, s.142).

Sıkıştırma tarzında bağlantı ise materyallerin termal genleşmesine bağlı olarak sağlanmaktadır. Alaşımlar ve seramikler ısıtıldıklarında genleşir; soğutulduklarında ise büzülürler. Materyalin bir birim ısıda uzunluk artışı (genleşme miktarı) termal genleşme katsayısı olarak ifade edilir ve birimi $(^{o}C)^{-1}$ dir (Powers ve Wataha, 2013, s. 144). Termal genleşme katsayısı arttıkça büzülmenin de artacağı unutulmamalıdır. Metalin termal

genleşmesi porselenden daha fazladır. Metal ile porselen fırınlandıktan sonra soğuma esnasında her ikisi de büzülmeye başlar (Wataha, 2002; Wataha ve Messer, 2004). Metal porselenden daha hızlı büzülür. Porselene göre daha hızlı büzülen metalde bir gerilim *(tension)*, porselende ise bir sıkışma *(compression)* meydana gelir. Metal ile porselen bağlandığında termal genleşmelerde üç olası ilişki ortaya çıkabilir. Bunlar; (1) porselenin termal genleşmesinin metalinkinden daha fazla olması, (2) porselenin termal genleşmesinin metalinkine eşit olması veya (3) metalin termal genleşmesinin porseleninkinden daha fazla olması durumlarıdır (Wataha, 2002).

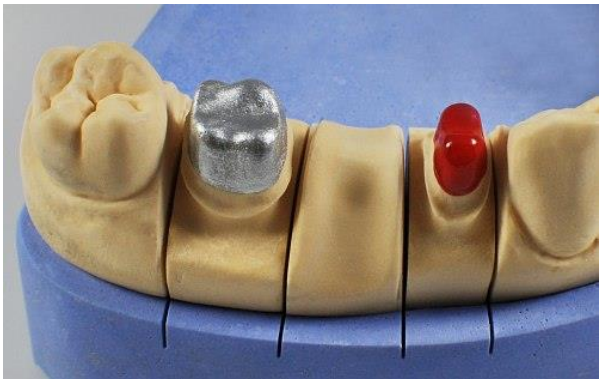
Porselen gerilme tarzındaki streslere karşı oldukça dayanıksızdır. Birinci ilişkide ise bu tip stresler meydana geleceğinden porselen hızlı çatlar ve çatlak yayılımı *(crack propagation)* ile kırılır (Wataha, 2002). İkinci ilişkide ise porselende hiçbir stres oluşmaz. Ancak böyle bir ilişkiyi pratik olarak elde etmek imkansızdır. Üçüncü ilişkide ise metal porselenden daha fazla büzüleceğinden; porselende sıkışma tarzında stresler oluşur. Porselen sıkışma tarzındaki kuvvetlere oldukça dayanıklıdır. Arzu edilen ilişki bu olsa da; porselende hiçbir zaman çatlak ve kırık oluşmayacağı anlamına gelmez. Metal ile porselenin termal genleşme katsayıları arasındaki fark yaklaşık olarak $0.5x10^{-6}$ derece olmalıdır (Wataha, 2002; Wataha ve Messer, 2004). Materyaller arasındaki katsayı farkının fazla olduğu durumlarda ise yine çatlak ve kırılmalar görülür. Dental piyasada mevcut olan alaşımların termal genleşme katsayıları $13.5x10^{-6}$ derece ile $17.0x10^{-6}$ derece arasında değişmektedir. Seçilmiş olan dental alaşımın termal genleşme katsayısına göre uygun termal genleşme katsayısına sahip porselen materyalinin seçimi başarıda kritik bir role sahiptir (Powers ve Wataha, 2013, s.144-145; Wataha, 2002).

2.3 Metal Destekli Seramik Restorasyonların Protetik Üretim Teknolojileri

2.3.1 Geleneksel Üretim (Döküm)

Yıllarca MDS restorasyonların üretiminde döküm yöntemi kullanılmıştır (Kim ve diğerleri 2016; Kim ve diğerleri, 2013; Quante ve diğerleri, 2008; Tamac ve diğerleri, 2014). Geçmişten günümüze protetik restorasyonların üretimi konusunda gelişmeler meydana gelmiş olması ve dökümün komplikasyon oluşumuna yatkın birçok aşama içeriyor olması popülerliğini azaltmıştır (Abduo ve diğerleri, 2014; Kaleli ve Saraç, 2016; Kim ve diğerleri, 2017b; Kocaağaoğlu ve diğerleri, 2017; Kocaağaoğlu ve diğerleri, 2016; Nesse ve diğerleri, 2015; Park ve diğerleri, 2016). Ancak halen restorasyonların üretiminde kullanılan bir tekniktir (Kim ve diğerleri, 2017a; Kim ve diğerleri, 2014; Kocaağaoğlu ve diğerleri, 2016; Prabhu ve diğerleri, 2016).

"Geleneksel üretim tekniği" veya "kayıp mum tekniği" olarak da adlandırılan döküm, hazırlanan bir mum modelin ısıya dayanıklı bir revetman materyali ile çevrelendikten sonra ısı uygulaması ile eritilmesi ve tij (eriyik haldeki metalin akacağı kanal) olarak ifade edilen döküm kanalından eriyik haldeki metali oluşturulmuş kalıp *(matrix)* içerisine sevk etme işlemidir (Baydaş, 2005, s. 118; McCabe ve Walls, 2008, s. 80; Ulusoy ve diğerleri, 2003, s. 49;). Döküm işleminin gerçekleştirilebilmesi için öncelikle mum replikanın hazırlanması gerekmektedir (Powers ve Wataha, 2013, s. 150). Mum replikanın hazırlanmasından önce istenilen siman aralığına ve tercih edilen alaşımın büzülme miktarına göre "*die spacer*" olarak adlandırılan, restorasyon ile diş arasında boşluk oluşturan materyal *die* üzerine uygulanmaktadır (Nesse ve diğerleri, 2015) (Şekil 2.7).

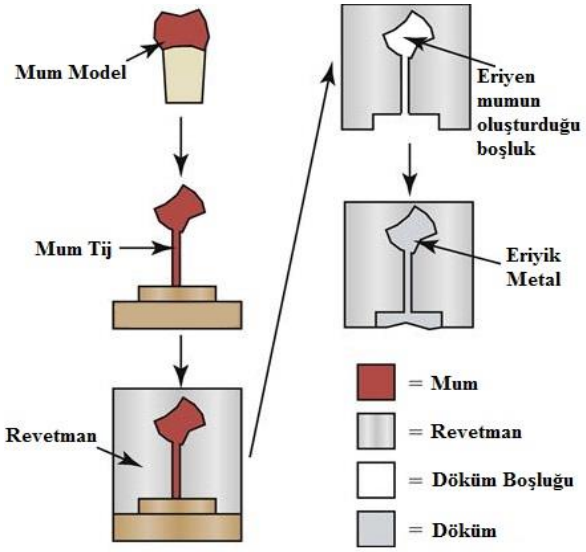


Şekil 2.7. Model üzerinde *die spacer* uygulaması

Sonrasında ise diş teknisyeni mum replikayı *die* üzerinde şekillendirmektedir (Powers ve Wataha, 2013, s. 151-152). Diş teknisyeninin tecrübesi bu noktada önem arz etmektedir (Örtorp ve diğerleri, 2010). Günümüzde üretimin standardizasyonunu sağlamak, *die spacer* uygulama aşamasını, mum modelaj aşamasını ve dolayısıyla bu aşamalarda meydana gelebilecek olası hataları elimine etmek amacıyla çeşitli firmalara ait mum bloklar veya rezin bloklar kullanılmaktadır. CAD ünitesinde tasarımı gerçekleştirilmiş alt yapı söz konusu bloklar kullanılarak CAM ünitesinde frezelenmektedir. Mum replika CAM ünitesinden elde edildikten sonra işleme konvansiyonel döküm aşamaları ile devam edilmektedir (Farjood ve diğerleri, 2016) (Şekil 2.8). Mum replikada meydana gelebilecek olası distorsiyonların önüne geçebilmek için replika hemen revetmana alınmalıdır (Powers ve Wataha, 2013, s. 152).

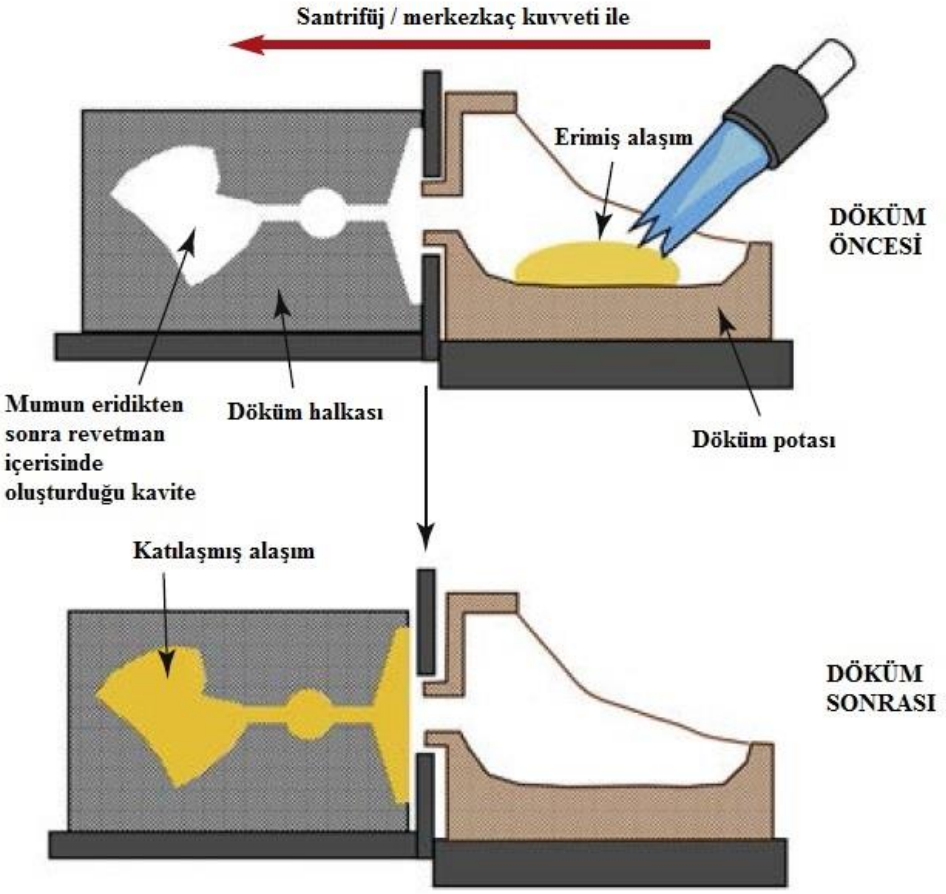
Mum model daha sonra plastik tel, metal ya da mumdan yapılmış tij ile birleştirilerek uygun konumda manşet içerisinde konumlandırılır. Sıklıkla mum replika ile aynı hızda eriyeceğinden mum tijler tercih edilir. Tijler düz ya da U veya Y harflerine benzer şekillerde oluşturulabilinir (Baydaş, 2005, s. 115). Burada esas amaç öncelikle erimiş mumun kalıptan uzaklaştırılmasına izin vermek; sonrasında ise eriyik haldeki metalin herhangi bir engele

takılmadan döküm boşluğuna ilerlemesini ve boşluğu doldurmasını sağlamaktır. Manşetin boyu, mum modelin uzunluğu ve hacmi gibi faktörlere göre değişebilse de; genellikle 1-4 mm genişliğe ve 10-20 mm uzunluğa sahiptirler (Baydaş, 2005, s. 115).



Şekil 2.8. Döküm işleminin aşamaları

Tijler mum modelin eritilmesi aşamasında erir ve böylece revetman içerisinde sahip olduğu şekli yansıtarak bir döküm kanalı oluştururlar. Bu kanal döküm esnasında eriyik haldeki metalin döküm boşluğuna ulaşmasını sağlar (Şekil 2.9). Bu siklusu kolaylaştırmak amacıyla tijler silindir şeklinde değil; tepesi tijin mum modele bağlandığı yerde olan bir koni şeklinde hazırlanmalıdır. Kalından inceye doğru oluşturulan bu tijlerin eridikten sonra oluşturduğu kanal sayesinde fiziksel avantaj sağlanır. Bu durum sayesinde metal çekiş yönü kalından inceye doğru olacağından ince yüzeyler eriyik haldeki metali kendine doğru çekmektedir. Eriyik haldeki metalin döküm boşluğunu doldurması ile döküm işlemi sona ermektedir (Baydaş, 2005, s. 116).



Şekil 2.9. Döküm potasında eritilen metal alaşımın döküm kavitesine sevk edilmesi (Powers ve Wataha, 2013, s.156)

2.3.1.1 Diş Hekimliğinde Döküm Teknikleri ve Genel Prensipler

Döküm işleminin öncesinde ve döküm işlemi sırasında dikkat edilmesi gereken genel prensipler mevcuttur. Tij, mum modelin en kalın yerine yapıştırılmalıdır. Daha önce de bahsi geçen fiziksel avantaj sayesinde eriyik metal döküm boşluğuna modelin en kalın yerinden sevk edilirse ince kısımların metali kendine doğru çekeceği ve döküm boşluğunu tamamen dolduracağı unutulmamalıdır. İnce bir alandan sevk edildiğinde ise *lunker* boşluklarının oluşacağı ve dökümün delikli/boşluklu olmasına neden olacağı unutulmamalıdır. Boşluklara sahip döküm de basınçlara karşı dirençsiz olacaktır. Düz döküm kanallarında tij üzerinde 3 mum halka yapılır. En

üstteki halka tijin manşete giriş sınırını belirler. Ortadaki halka döküm hunisinin sınırını belirler. En alttaki halka (maselot) ise rezervuar görevi görmektedir. Hem dışarı çıkmaya çalışan havanın burada toplanması için alan oluşturmakta; hem de eriyik metalin burada toplanmasına olanak tanıyarak besleyici depo oluşturmaktadır. Besleyici depo görevi sayesinde dökümün eksik çıkmasını engellemektedir. Döküm esnasında oluşacak gaz ve hava, U harfi şeklinde hazırlanan döküm kanallarından dışarıya daha kolay çıkmaktadır (Baydaş, 2005, s. 116).

2.3.1.2 Revetmanlar

Revetman, döküm aşamasında manşet içerisindeki mum modeli ve model eridikten sonra geride bıraktığı boşluğa yerleşen metal alaşımı çevreleyen seramik materyalidir. Söz konusu materyalin dökümün zorlu koşulları tolere edebilmesi için bazı koşulları sağlaması gerekmektedir (Rosentsiel ve diğerleri, 2016, s. 609; Sakaguchi ve Powers, 2012, s. 310):

- Yüksek sıcaklıklara karşı yeteri kadar dayanıklı olmalıdır.
- Manipülasyonu kolay olmalıdır.
- Yüksek ısılarda stabilitesini korumalı ve alaşım yüzeyine zarar verebilecek gaz salınımı yapmamalıdır.
- Düküm işlemi esnasında metal ve mum modelin büzülmesini *(shrinkage)* tolere edebilmek için yeteri kadar genleşebilmelidir.
- Döküm kavitesi içerisindeki hava veya diğer gazların kaçışına izin verecek kadar gözenekli bir yapıya sahip olmalıdır.
- İnce detayları ve marjinleri yansıtabilmelidir.
- Döküm işlemi tamamlandıktan sonra metal yapı üzerinden kolayca temizlenebilmeli ve metal yapı ile kimyasal reaksiyona girmemelidir.

- Ucuz olmalıdır.

Revetmanların bileşimi incelendiğinde 3 materyalden oluştuğu görülür. Bunlar refraktör materyali, bağlayıcı materyal ve diğer kimyasallardır. Refraktör materyal genellikle silikon dioksitin bir formudur (kuartz, tridimit, kristobalit veya bunların karışımı). Refraktör materyaller tek başlarına tutarlı bir katı kütle oluşturamadıklarından bağlayıcı maddelere ihtiyaç duyulmaktadır. Söz konusu bağlayıcılar α-kalsiyum sülfat hemihidrat, fosfat veya etil silikat olabilmektedir. Revetmanların fiziksel özellikleri manipüle etmek amacıyla eser miktarda bazı kimyasallar (sodyum klorit, borik asit, potasyum sülfat, magnezyum oksit) kullanılabilmektedir (Sakaguchi ve Powers, 2012, s. 310).

Döküm işleminde kullanılacak revetmanın doğru tercihi oldukça önemlidir. Döküm aşamasında eriyik haldeki metal alaşım, işlem tamamlandıktan ve soğumaya bırakıldıktan sonra büzülür. Bu büzülme miktarı soy alaşımlarda yaklaşık %0,5; baz metal alaşımlarda ise %2,4 olarak bildirilmiştir. Bu nedenle revetman içerisinde oluşturulan kalıp, hazırlanmış olan mum modelden daha geniş olmalıdır. Aksi taktirde metal yapı orijinal mum modelden daha küçük olacaktır. Bunu tolere edebilmek için kullanılacak metal türüne göre revetman seçimi yapılmalıdır (Wataha ve Messer, 2004). Revetmanlar temel olarak üç başlık altında toplanmaktadır: A)Alçı bağlı revetmanlar, B)Fosfat bağlı revetmanlar ve C)Silika bağlı revetmanlar.

Alçı bağlı revetmanlar %65-75 oranında kuartz veya kristobalit veya ikisinin kombinasyonu, %25-35 oranında α-kalsiyum sülfat hemihidrat, %2-3 oranında ise kimyasal materyaller içermektedir (Sakaguchi ve Powers, 2012, s. 311). Manipülasyonu kolaydır; ancak sadece altın alaşımların dökümünde kullanılabilmektedirler. Çünkü bu revetmanlar 700°C'nin üzerinde

ısıtılamazlar. Söz konusu bir durum varlığında revetmanın kalsiyum sülfat kısmı sülfür dioksit ve sülfür trioksite parçalanır. Bu durum ise metali yapısal olarak zayıflatır. Bu nedenle alçı bağlı revetmanlar yüksek erime derecesine sahip metal (paladyum) ve metal alaşımların (baz metal alaşımlar) dökümünde kullanılmamalıdır. Alçı bağlı revetmanların iki tipi vardır. Tip 1 inlay ve kronların dökümünde kullanılır. Tip 2 ise total protezlerin ve hareketli bölümlü protezlerin kaidelerinin dökümünde kullanılır (Rosentsiel ve diğerleri, 2016, s. 604-607; Sakaguchi ve Powers, 2012, s. 311).

Fosfat bağlı revetmanların 3 bileşeni vardır. Birinci bileşen suda çözünür fosfat iyonlarından oluşur. İkinci bileşen ise oda sıcaklığında fosfat iyonları ile reaksiyona giren magnezyum oksittir *(magnesia)*. Son bileşen ise refraktör materyaldir (ör: silika). Su ile karıştırıldıklarında suda çözünür fosfat iyonları az çözünür magnezyum oksit ile reaksiyona girer ve yüzeyde matriks içerisinde bulunan doldurucuların bağlanabileceği bir ortam oluşturulur. Fosfat bağlı revetmanlar su ile veya özel bir solüsyon (silikanın sudaki çözeltisi) ile karıştırılabilir. Özel solüsyon ile karıştırıldıklarında suyla karıştırıldıklarına oranla çok daha yüksek sertleşme genleşmesi gösterirler ve higroskopik olarak daha fazla genleşirler. Bu revetmanların da iki tipi mevcuttur. Tip 1 inlay, kron ve diğer sabit restorasyonların dökümünde; tip 2 ise hareketli dental protez bileşenlerinin dökümünde kullanılır. Yüksek erime derecesine sahip alaşımların dökümünde en sık tercih edilen revetman tipidir (Rosentsiel ve diğerleri, 2016, s. 607-608; Sakaguchi ve Powers, 2012, s. 314-315).

Silika bağlı revetmanlar da yüksek erime derecesine sahip alaşımlarda kullanılmaktadır. Bu revetmanlarda bağlayıcı olarak kullanılabilecek çeşitli silika formları (etil silikat, sodyum silikat ve kolloidal silika) mevcuttur. Hidroklorik asit varlığında etil silikat hidrolize edilmekte ve hidrolizin

ürünü olarak tetrasilik asit ve etil alkol açığa çıkmaktadır. Etil silikatın işlem esnasında dışarıya yanıcı yan ürünler verebilmesi ve işlemin pahalı olması bu revetmanları kısıtlamaktadır. Ancak etil silikat yerine kullanılabilecek güvenli silika formları da mevcut olduğu unutulmamalıdır (Sakaguchi ve Powers, 2012, s. 315-317).

2.3.1.3 Döküm Cihazları

Döküm cihazları 3 farklı değişkene bağlı olarak sınıflandırılmaktadırlar. Birinci komponentte metal alaşım tijin dışarıya açıldığı noktada veya döküm cihazı içerisinde konumlandırılmış ayrı bir potada eritilmektedir. İkinci komponentte metal alaşım *gas-air torch*, *oxyacetylene torch*, elektrikli indüksiyon ısıtması veya elektrikli rezistans eritme metodlarından biri kullanılarak eritilmektedir. Üçüncü komponentte ise eriyik haldeki metal alaşım döküm kavitesi içerisine yer çekiminin, hava basıncının, buhar basıncının ya da santrifüj/merkezkaç kuvvetinin yardımı ile gönderilmektedir. Günümüzde en popüler sistemde metal alaşım ayrı bir potada elektrikli indüksiyon ısıtması ile eritilmektedir ve eriyik metal merkezkaç kuvveti ile döküm kavitesine gönderilmektedir (Ulusoy ve Aydın, 2010, s. 571-574).

2.3.1.4 Döküm İşleminde Sıklıkla Karşılaşılan Hatalar

Döküm işlemi gerçekleştirilirken her aşamada dikkatli olunmalıdır. Hassas bir teknik olduğundan bu işlem esnasında yapılacak her hatanın dökümün ve dolayısıyla restorasyonun başarısını olumsuz etkileyeceği unutulmamalıdır. Döküm esnasında çeşitli komplikasyonlarla karşılaşılabilmektedir: (i) Dallanma *(finning)* ve kabarcıklanma *(bubbling)*, (ii)

Eksik döküm, (iii) Dökümde pörözite varlığı, (iv) Normalden büyük veya normalden küçük döküm (McCabe ve Walls, 2008, s. 81).

Revetman fırın içerisinde oldukça hızlı bir şekilde ısıtıldığında yapısı içerisinde çatlaklar meydana gelebilir. Eriyik haldeki alaşım ise bu çatlakları dolduracağından; döküm yüzeyinden köken alan ince uzantılar *(thin fins)* meydana gelir. Söz konusu uzantılar restorasyonun başarısını etkileyecek noktada ise döküm tekrarlanmalıdır. Revetmanın yüzeyinde pörözite mevcudiyeti döküm yüzeyinde küre şeklinde kabarcıklar meydana gelmesiyle sonuçlanabilir. Bu durumda ise revetmana alma işleminin vakum eşliğinde yapılması söz konusu sorunu çözecektir. Dallanma ve kabarcıklanma, bir dökümün bitirilmesi için gereken zamanı arttırır ve bu komplikasyonlar kritik alanlarda meydana gelirse dökümün tekrarlanmasına neden olabilirler (McCabe ve Walls, 2008, s. 81; Rosentsiel ve diğerleri, 2016, s. 618-621).

Eksik dökümlerin olası birçok nedeni vardır. Herhangi bir dökümde, tij sayısı veya tij kalınlığı arttıkça, eriyik metal kalıba daha kolay dolacaktır. Ancak, tijlerin bağlantı noktaları aynı zamanda defekt oluşumu için potansiyel alanlar oluşturmaktadır ve bu nedenle aşırı sayıda tij kullanımından kaçınılması gerekmektedir. Çünkü yanlış miktarda tij kullanımı eksik dökümle sonuçlanmaktadır. Ayrıca tijlerin döküm işleminin tamamlanmasını takiben döküm yüzeyinden koparılması gerekmektedir. Bu durum ise bitirme işlemlerinin uzamasına yol açmaktadır. Tij bağlantı noktaları döküm içerisinde en hacimli noktalara yerleştirilmelidir. Bu durum söz konusu alanlarda daha büyük bir ısı havuzu yaratılmasına yardımcı olur ve kalıbın eksik doldurulmasına neden olan erken katılaşmayı önler. Alaşım uygun şekilde eritilmemişse veya kalıp sıcaklığı çok düşükse, kalıp doğru şekilde doldurulmadan önce katılaşma meydana gelir. Erimiş alaşım

sıcaklığı ile kalıp sıcaklığı arasındaki denge, kalıbın dolumunun sağlanmasında önemli bir rol oynamaktadır. Döküm sırasında itme kuvvetinin yetersiz olması, eriyik alaşımın kalıp boşluğunun tüm bölümlerine akmaması ile sonuçlanabilmektedir. Santrifüj döküm makineleri için itme, döküm kolunun dönme hızına, kolun uzunluğuna ve alaşımın yoğunluğuna bağlıdır. Bu nedenle, söz konusu problem baz metal alaşımları için çok daha önemlidir. Arka basınç etkileri *(back pressure effects)*, kalıp içindeki hava veya diğer gazların kurtulamaması nedeniyle oluşur. Gazların kaçmasına yardımcı olmak için, döküm ile halka ucu arasındaki revetmanın, mukavemete uyacak kadar ince olması gerekmektedir. Ayrıca, halkanın ucu döküm aparatının herhangi bir kısmı tarafından tamamen kaplanmamalıdır. Her durumda, halkanın ucunu destekleyen metal tabaka delinmelidir. Revetmanların geçirgenliği, parçacık büyüklüğü dağılımı ile değişmektedir; ancak genel olarak alçı, fosfat ve silika ile bağlı revetmanlar sıralamasında azalır. Özellikle halkanın tabanı geçici olarak bir metal levha veya camla kapatıldığında, halkanın tabanında oldukça yoğun bir revetman tabakası oluşturulur. Bu yoğun katman, gazların kaçmasını kolaylaştırmak için kazınmalıdır. Silisle bağlı veya ince taneli, fosfat bağlı revetmanlar kullanıldığında, gazların kaçışına izin vermek için döküm potasına 0,5 mm çapında bir delik *(vent)* açılmalıdır. Arka basınç etkisine maruz kalmış bir dökümün kenarlarının yuvarlak olacağı ve ayrıntıdan yoksun olacağı unutulmamalıdır. Defektler soğuma büzülmesinden de kaynaklanabilmektedir (McCabe ve Walls, 2008, s. 81-82; Rosentsiel ve diğerleri, 2016, s. 618-621).

Pörözite, döküm üzerinde yüzey çukuru olarak veya döküm metal içerisinde gözenek olarak görülebilir. Kırık revetman parçaları veya tij yoluna düşen kir parçacıkları döküm kalıbı içine gömülebilir ve yüzeyin

delinmesine neden olabilir. Bu nedenle, tüm döküm kalıpları tij aşağı bakacak şekilde işlenmelidir. Dökümlerde gaz pörözitesi, erimiş alaşımda çözünen gazlar tarafından oluşur. Eriyik haldeki bakır, altın, gümüş, platin ve özellikle paladyum, içerisinde oksijen çözünür. Soğumayı takiben, alaşımlar emilen gazları serbest bırakır, ancak bazı gazlar alaşım sertleşmesi tamamlandığında alaşım içerisinde sıkışırlar ve gaz pörözitesine yol açarlar. Bu pörözite, dökümün tüm bölümlerini etkileyebilir. Etkisi, dökümün inert gaz veya vakum atmosferinde gerçekleştirilmesiyle veya alaşımın aşırı derecede ısınmasının önlenmesiyle azaltılabilir (McCabe ve Walls, 2008, s. 82; Rosentsiel ve diğerleri, 2016, s. 618-621).

Dökümün son şekli, yapımı sırasında oluşan genişleme ve büzülmelerin dengelenmesine bağlıdır. Büyük boyut değişiklikleri, alaşımın döküm büzülmesi ile ilgilidir ve revetmanın sertleşme genleşmesi, termal genleşmesi veya revetmanın ters çevrilmesi gibi faktörlerde ayarlamalar yapılarak telafi edilmelidir. Teknikteki hatalar, örneğin revetman kalıbını yeterince yüksek bir sıcaklığa kadar ısıtmamak, döküm büzülmesinin kompanse edilmesini engelleyebilir. Bununla birlikte, revetman seçimi ve revetman uygulama tekniği gibi diğer faktörlerin de nihai sonucu etkileyebileceği unutulmamalıdır (McCabe ve Walls, 2008, s. 82-83; Rosentsiel ve diğerleri, 2016, s. 618-621).

2.3.2 Dijital Üretim

2.3.2.1 CAD/CAM Sistemlerine Giriş ve Retrospektif Bakış

CAD/CAM teknolojisinin diş hekimliğinde uygulanmasına yönelik ilk girişimi, 1970'li yıllarda Amerika'da Bruce Altschuler, Fransa'da Francois Duret, İsviçre'de ise Werner Mormann ve Marco Brandestini başlatmıştır. Young ve Altschuler, 1977 yılında ilk kez intraoral dokuların haritalanması

sisteminin geliştirilmesi için optik araçların (*charged-coupled device sensor, CCD)* kullanılması fikrini ortaya atmışlardır. 1984 yılında *Duret*, CAD/CAM'in tek üyeli tam restorasyonların üretimindeki yeteneğini demonstre eden ve "*Sopha Bioconcept Systema*" adı altında pazarlanan *Duret* Sistemini geliştirmiştir. Ancak bu sistem, kompleks yapı ve yüksek maliyet gibi faktörlere bağlı olarak diş hekimliğinde rutin kullanıma girememiştir. Bu nedenle ticari olarak mevcut ilk dental CAD/CAM sistemi olma ünvanı Mormann ve Brandestini tarafından geliştirilmiş *CEREC* sistemine aittir (Liu ve diğerleri, 2006; Marinescu, 2012; Tamrakar ve diğerleri, 2014).

Geçmişten günümüze hastaların, restorasyonların ömrü, biyolojik uyumu ve estetik özellikleri ile ilgili beklentilerindeki artış, diş hekimliğine 1970'li yıllarda giriş yapmış CAD/CAM sistemlerinin hızla gelişmelerini sağlamıştır. Bu doğrultuda her geçen gün yeni sistemlerin üretilmesi ve mevcut sistemlerin güncellenmesi ile aralarında *Duret, Cerec, Celay, Procera, Cercon, Cicero, Lava, DCS President, Everest, Cerec in Lab* gibi sistemlerin bulunduğu birçok CAD/CAM sistemi geliştirilmiştir (Karaalioğlu ve Duymuş, 2008).

2.3.2.2 CAD/CAM Sistemlerinin Üretim Konseptine Göre Sınıflandırılması

CAD/CAM sistemleri, üretim konseptine göre 3'e ayrılmaktadır (Beuer ve diğerleri, 2008):

- *Chairside* / *All in Office* / Hasta başında üretim
- *In-Lab* / Laboratuvarda üretim
- Verilerin belirli bir merkeze gönderilmesi ile yapılan üretim

Chairside üretim, preparasyonun intraoral olarak taranmasını ve restorasyonun direkt olarak klinikte hasta başında hazırlanmasını sağlamaktadır. Bu konsept, ilgili restorasyonun tek seansta üretimine imkan vererek, hem hasta hem de hekim için zamandan tasarruf sağlamaktadır (Beuer ve diğerleri, 2008; Çelik ve diğerleri, 2013).

Laboratuvarda üretim ise konvansiyonel yöntemle ölçü elde edilip laboratuvara gönderilmesini takiben, burada ölçüden veya alçı modelden tarama yapılması esasına dayanmaktadır. CAD aşamasının ardından restorasyonun tasarım bilgileri üretim yapılmak üzere CAM ünitesine aktarılmaktadır. Freze işlemi sonunda elde edilen restorasyon alt yapısının ana modele uyumu değerlendirilmekte ve gerek duyulduğunda laboratuvar ortamında düzeltmeler gerçekleştirilirmektedir. Daha sonra bilinen tekniklerle porselen veneerleme yapılarak restorasyon bitirilmektedir (Beuer ve diğerleri, 2008; Çelik ve diğerleri, 2013).

Belirli bir merkeze bağlı üretimde ise, ölçü ya da model laboratuvarda tarandıktan sonra, yine laboratuvarda bilgisayar destekli tasarımı yapılmaktadır. Fakat son aşama olan bilgisayar destekli üretim için, sanal tasarım belirli bir üretim merkezine gönderilmekte ve frezeleme işlemi merkezde tamamlanmış olan alt yapının üzerine porselen eklenmesi ile işlem laboratuvarda bitirilmektedir (Beuer ve diğerleri, 2008; Çelik ve diğerleri, 2013).

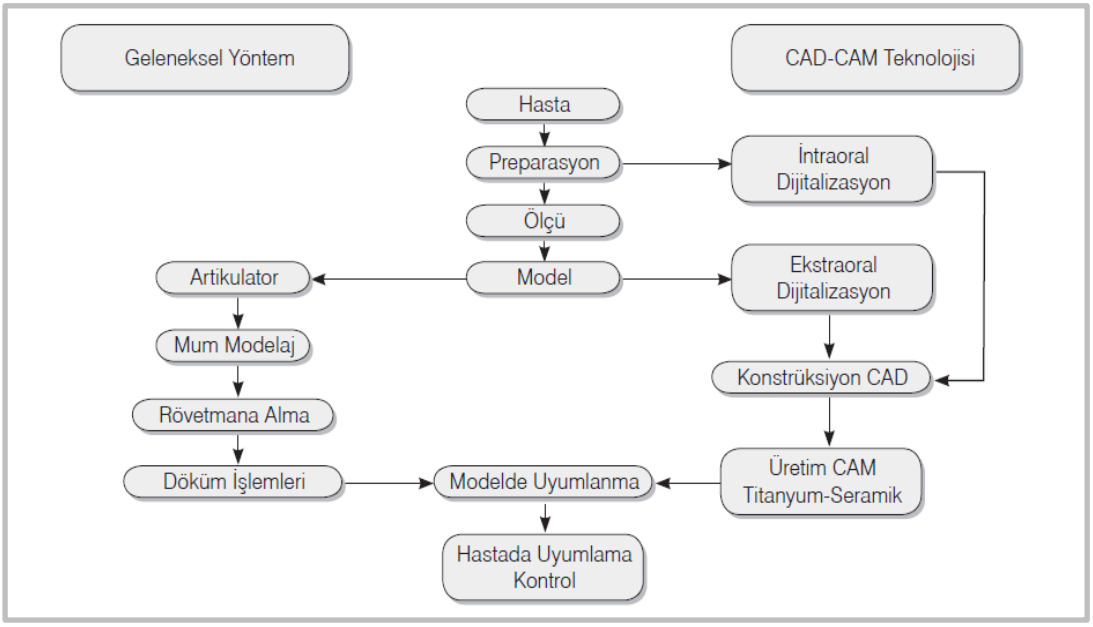
CAD/CAM sistemleri, dijital veri paylaşım kapasitesi tabanında "açık" ve "kapalı" olmak üzere ikiye ayrılmaktadır (Correia ve diğerleri, 2006). Kapalı sistemler, veri edinme, sanal tasarım ve restorasyon üretimini içine alan tüm CAD/CAM prosedürlerini sunmaktadır. Ancak tüm bu basamaklar, benzersiz tek bir sisteme entegre edilmiştir. Farklı sistemler arasında değiştirebilirliğe veya veri paylaşımına izin vermemektedir. Açık sistemler

ise, orijinal dijital verinin standart dosya formatı (*standard tesselation language* - STL) ile diğer CAD yazılımlarına ve CAM cihazlarına aktarılmasına izin vermektedir (Ting-shu ve Jian, 2014).

Birçok CAD/CAM sistemi kendi içinde uyumu sınırlanmış *(close-data system)* sistem elemanları ile çalışır. Bu kapalı konsept sistemlerde, kendi içinde her ünite belirli bir format ile diğer üniteye bağlanmakta ve farklı bir sisteme ait programda tasarlanmış ürünün dijital bilgilerinin kendi sistemine aktarılıp tanımlanmasına engel olmaktadır. Bu duruma istisna olabilecek bazı sistemler bulunmaktadır; *ZENO Tec (Wieland Dental + Technik GmbH, Pforzheim, Almanya), Hint ELs (Hint-ELs)* ve *CYBAMAN Replikatör(Cyba Manufacturing Technologies) sistemleri* (Şeker ve Ersoy, 2010).

2.3.2.3 CAD/CAM Sistemlerinin Fonksiyonel Komponentleri

Çeşitli parametrelerle birbirinden ayrılan birçok sistem olmasına rağmen, geçmişten günümüze neredeyse tüm CAD/CAM sistemleri temel olarak üç fonksiyonel komponent içermektedir: Birinci komponent, diş hekimi tarafından prepare edilmiş alanın intraoral veya ekstraoral olarak taramasını yapmakta ve ilgili alanın verisini toplamaktadır. İkinci komponent *(CAD-Computer Aided Design)*, restorasyonun bilgisayarda üç boyutlu olarak planlanmasını ve tasarlanmasını sağlamaktadır. Üçüncü komponent *(CAM-Computer Aided Manufacturing)* ise, sanal olarak hazırlanmış restorasyonun üretimini gerçekleştirmektedir (Şekil 2.10).



Şekil 2.10. Geleneksel yöntem ile CAD/CAM teknolojisinin karşılaştırılması (Ersu ve diğerleri, 2008)

2.3.2.4 CAD/CAM Teknolojisinin Avantajları ve Dezavantajları

Son yıllarda CAD/CAM sistemlerinin bu derece gelişmesi ve yaygın kullanılması, temel olarak bu sistemlerin dental laboratuvar prosedürlerine göre birçok konuda avantaj sunmasına bağlanmaktadır. Üretim aşamalarının otomasyonu sayesinde çok kısa sürede nitelikli üretim yapabilmelerinin yanı sıra; bu teknolojiler üretim aşamalarındaki hata payını en aza indirgemekte ve konvansiyonel uygulamalar sonucu muhtemel çarpraz enfeksiyon ve kontaminasyon riskini ortadan kaldırmaktadırlar. Ayrıca üretimde yüksek kalite ve standardizasyon sağlamaktadırlar (Kocaağaoğlu ve diğerleri, 2016; Şeker ve Ersoy, 2010).

CAD/CAM sistemlerinde konvansiyonel ölçü alma, geçici kron hazırlama, döküm gibi prosedürler elimine edilmekte; bu durum ise hem hasta hem de hekim için yarar sağlamaktadır (Abduo ve diğerleri, 2014).

Ayrıca alt yapı ve restorasyon, CAD yazılımları ile tasarlandığından teknisyenlere de kolaylık sağlamaktadır (Feuerstein, 2004).

CAD/CAM sistemlerinin ivme kazanmış olması ve yoğun bir şekilde kullanılmaya başlanması neticesinde; seramik materyallerin eritme, kondenzasyon ve kaynaştırma gibi işlemleri nispeten azalmıştır. Ayrıca titanyumun özellikle döküm aşamasındaki problemlerine yine bu sistemler çare olmuştur.

CAD/CAM sistemleri, yeni materyallerin uygulanmasına olanak sağlamaktadırlar. Sabit restorasyonların özellikle alt yapıları için tercih edilen yüksek dirençli seramiklerin, konvansiyonel laboratuvar teknolojileri ile işlenebilirliği oldukça zordur. Bu durum ise bu materyallerin CAD/CAM sistemleri ile işlenmesi konusunu gündeme getirmiştir. Bu noktadan yola çıkarak, günümüz teknolojisi ile CAD/CAM sistemleri bu materyallere işlenebilme ve dental alanlarda uygulanabilme olanağını tanımaktadır (Prajapati ve diğerleri, 2014).

Hastalar genellikle protetik tedavileri devam ederken kullandıkları geçici protezlerin temizlenmesi aşamasında irritasyon, hassasiyet gibi zorluklar yaşayabilmektedirler. *Chairside* üretim yapan CAD/CAM sistemleri sayesinde, geçici protezler tarihe gömülmüş ve bunun sonucunda ise geçici protezlerde zaman içerisinde kullanıma bağlı olarak meydana gelen estetik olmayan ve rahatsız edici değişim elimine edilmiştir. Ayrıca bu sistemler sayesinde olası bakteriyel invazyon riski ve aşırı temizlemeye, kurulamaya veya travmaya bağlı oluşabilen pulpal stres de azaltılmaktadır. Bir diş hekimi için tam paralel preparasyonlar ile tam ark restorasyon yapmak her zaman mümkün olmamaktadır. Bilgisayar ise başarılı bir restorasyon üretimi için detaylı hesaplamalar, ölçümler ve hassas tasarımlar yapabilmektedir. Böylelikle çok daha doğru ve uyumlu restorasyonlar üretilebilmektedir. Bir

görüntünün taranması ve bilgisayar ekranında görüntülenmesi, frezeleme ünitesine veya laboratuvara gönderilmeden önce diş hekimine preparasyonun ve ölçünün yorumlanabilmesi ve eğer gerekliyse preparasyonda immediyat ayarlamaların yapılması konusunda olanak tanımaktadır (Prajapati ve diğerleri, 2014).

Zirkonyumun implant abutmenti olarak kullanılması, gingival sulkusun içerisine doğru ışık transmisyonuna izin vermektedir. Bu durum ise implant çevre dokusundan opak metal parçaların griliğinin yansımasını önlemektedir (Prajapati ve diğerleri, 2014).

CAD/CAM sistemleri, başta maliyet olmak üzere bazı dezavantajlara ve/veya kontendikasyona sahiptirler. Özellikle derin subgingival marjinlere sahip dişlerin, dijital olarak taranması aşamasında sorun oluşabilmekte, bu bağlamda geleneksel sabit protez yapımında olduğu gibi iyi bir dişeti retraksiyonu yapılması gerekebilmektedir. Daha önceleri monokromatik blokların estetik beklentileri tam karşılayamaması dezavantaj oluştururken, günümüzde farklı tonlarda (polikromatik) blok üretimi ile bu sorun aşılmak üzeredir (Karaalioğlu ve Duymuş, 2008).

CAD/CAM konusundaki bir diğer zorlayıcı unsur, bu sistemi öğrenmek için harcanan zamanın uzun olmasıdır. Bu süreç, birkaç günden birkaç aya kadar değişebilmekte ve bu durum hem klinik için üretim kaybına hem de hasta için tedavi süresinin gecikmesine neden olabilmektedir. Tüm bunların yanısıra, hastanın diş renginin, restorasyonun fabrikasyonu için kullanılacak blok materyalin rengi ile eşleşmesi diş hekimi için zorlayıcı bir aşamadır (Prajapati ve diğerleri, 2014).

CAD/CAM sürekli kendini yenileyen bir teknolojidir. Bu nedenle diş hekimi belirli aralıklarla teknik desteğe ve yazılım güncellemeye ihtiyaç

duyabilmekte ve bu durumlar için hekimin ayrı bir bütçe ayırması gerekebilmektedir (Prajapati ve diğerleri, 2014).

2.3.2.5 CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Metal Alaşımları

CAD/CAM sistemlerinin materyal yelpazesi içerisinde metaller, rezin materyalleri, mumlar ve seramikler yer almaktadır (Abduo ve diğerleri, 2014). CAD/CAM sistemlerinde seramiklerden sonra en çok metaller kullanım alanı bulmaktadır. Metal destekli seramik kronlarda metal alt yapının üretiminde, iskelet bölümlü protezlerde iskelet alt yapının üretiminde, dental implantların üretiminde, dental implant parçalarının üretiminde metaller ve metal alaşımları kullanılmaktadır.

Günümüzde titanyum, titanyum alaşımları ve krom-kobalt alaşımları freze sistemlerinde en çok tercih edilen metal alaşımlarıdır. CAD/CAM sistemlerinde kullanılabilecek, aralarında Coron, Everest Bio T-Blank ve Hint-ELs' in bulunduğu birçok metal blok/disk mevcuttur (Şeker ve Ersoy, 2010).

Titanyum hem biyouyumluluğu hem de üstün fiziksel özellikleri nedeniyle oral kavitede tercih edilmektedir. Fakat titanyumun özellikle döküm aşamasında oluşturduğu zorluklar dental alanda kullanımını kısıtlamaktaydı. CAD/CAM teknolojisi ise titanyumun özellikle döküm konusundaki zorluklarını ortadan kaldırmaya olanak sağlamıştır. Yakın geçmişte, hızlı prototipleme/aditif üretim metodlarında önemli gelişmeler meydana gelmiştir. Bu metodlardan biri de *direct metal laser sintering* (selektif lazer sinterleme) olarak adlandırılan metoddur. İleride daha detaylı anlatılacak olan bu metod ile günümüzde kaybedilmiş diş yerine immediyat olarak yerleştirmek için titanyumdan bireysel kök-analog implantlarının farklı boyut ve şekillerde fabrikasyonu da gerçekleştirilebilmektedir

(Figliuzzi ve diğerleri, 2012). CAD/CAM sistemlerinde tercih edilebilecek Co-Cr metal alaşımların presinterize ve postsinterize olmak üzere iki tipi mevcuttur. Sonradan sinterlenecek olan bloklar yumuşak frezeleme *(soft milling)* işlemine tabi tutulmaktadır (Kim ve diğerleri, 2016). Önceden sinterlenmiş bloklar ise sert frezeleme *(hard milling)* işlemine tabi tutulmaktadır.

2.3.2.6 Ölçünün Dijitalizasyonu (*Digital Impressions*)

Dijital Ölçü Sistemlerine Genel Bakış

Protetik Diş Tedavisi Terimleri Sözlüğü'nün 8. Baskısına göre ölçü, üç boyutu olan yapıların özel bir madde yardımı ile negatifinin elde edilmesi işlemi veya diş ve komşu dokuların negatiflerinin şekillendirilebilir bir madde yardımı ile elde edilme işlemi olarak tanımlanmaktadır (Ulusoy ve diğerleri, 2003, s. 162).

Diş hekimliğinde başarılı bir tedavi planlaması için kesin diagnostik bilgiye ve geniş bir diagnoza ihtiyaç duyulmaktadır. Dental model analizi ise bu sürecin gerekli bir parçasıdır. Dental model analizi için alçı modeller yıllarca standart olarak kabul edilmiştir. Fakat, alçı modellerin kaybolma, fraktür, bozulma ve fiziksel depolama alanı gerektirmesi gibi başlıca dezavantajları vardır (Cuperus ve diğerleri, 2012).

Ölçünün başarısı, kullanılan materyalin kendisine, ölçü kaşığı tiplerine ve ölçü tekniklerine bağlıdır. İşlemdeki her aşama, hata için potansiyel oluşturabilmektedir. Hekim tarafından kullanılan tekniğe ve materyale bağlı olarak ölçüler ve master döküm modeller arasında farklılıklar olabilmektedir. Master döküm modellerin doğruluğu, çok sayıda araştırma projesinin öznesi olmuştur. Modellerin doğruluğunun su/toz oranı, vakuma karşı elde karıştırma etkinliği, dental alçı tipi ve alçının ölçü

materyalleri ile uygunluğu gibi çeşitli faktörlere bağlı olduğu bu araştırmalarda tespit edilmiştir. Tüm bu dezavantajların ve hata risklerinin üstesinden gelebilmek için, 3 boyutlu dijital ölçü, konvansiyonel ölçülere alternatif olarak sunulmuştur (Cuperus ve diğerleri, 2012).

Dijital modeller direkt metod ve indirekt metod olmak üzere 2 şekilde üretilebilmektedir. İndirekt metod, dental ölçülerin alınmasıyla başlamaktadır. Konvansiyonel ölçünün ya da konvansiyonel ölçüden elde edilmiş alçı modellerin lazer tarama yöntemiyle dijital modeller elde edilebilinirken; alınan ölçünün veya alçı modelin komputerize tomografi görüntüsünün alınması ile de dijital modeller elde edilebilmektedir. Direkt metotta ise intraoral tarayıcı ile hastanın direkt olarak ağzında tarama yapılarak, dijital modeller elde edilmekte ve bu yöntem ölçü alma ve model elde etme aşamalarını gereksiz kılmaktadır (Cuperus ve diğerleri, 2012; Prajapati ve diğerleri, 2014).

Dental restorasyonun uyumu, tüm üretim işleminin kalitesi ile doğrudan ilişkilidir. Kaliteyi ise preparasyon dizaynı, yüzey pürüzlülüğü, ölçü tekniği (Luthardt ve diğerleri, 2006), döküm yapımı ve simantasyon gibi birçok faktör etkileyebilmektedir (Wang ve diğerleri, 1992; Wolfart ve diğerleri, 2003). CAD/CAM teknolojisinde geometrik verinin transfer zinciri, preparasyon yüzeyinin dijitalleştirilmesi ile başlamaktadır. Ancak kompleks yapıdaki bir objenin yüzey topografisinin belirlenmesi oldukça zordur. Bilgisayar destekli tekniğin kullanımı ile bu zorluklara bağlı gelişen sapmalar hesaplanabilmekte ve 3 boyutlu olarak sunulabilmektedir (Bloem ve diğerleri, 1991; Brosky ve diğerleri, 2002; Rudolph ve diğerleri, 2002; Luthardt ve diğerleri, 2003). Bir yapının geometrisinin dijital yapıya dönüştürülmesi için çeşitli metodlar mevcuttur (Persson ve diğerleri, 2006).

Temel olarak iki farklı tarama sistemi bulunmaktadır: Optik tarayıcılar (lazer ve ışık bazlı tarayıcılar / *non-contact scanning*) ve mekanik tarayıcılar (*touch probe / contact scanning*) (Şekil 2.11). Optik tarama, ışığın obje üzerine yansıtılması ve yansıyan desenlerin dijital bir kamera ile kayıt altına alınması işlemidir. "*Triangulation Technology*" olarak isimlendirilen bir yöntem kullanarak üç boyutlu görüntü kaydı yapılmaktadır. Bu sistemde ışık kaynağı (lazer ve ışık) ve reseptör ünite birbirleriyle belirli bir pozisyonda konumlandırılmaktadır. Bu pozisyon reseptörden gelen görüntülerin üç boyutlu veriler haline dönüştürülmesini sağlamaktadır. Genel olarak optik metod, temassız *(non-contact)* bir sistem olduğundan yumuşak ve kırılgan materyallerin taramasına da izin vermektedir. Fakat bu sistemlerde objenin optik özellikleri taranan verinin doğruluğunu etkileyebilmektedir. Ayrıca optik tarayıcılar en ufak bir harekete bile duyarlıdır. Hastanın hareket etmesi, görüntü kalitesinin etkilenmesine ve dolayısıyla final restorasyonunun uyumsuz olmasına neden olabilmektedir (Persson ve diğerleri, 2006; Şeker ve Ersoy, 2010).

Şekil 2.11. Alçı Modelin İndirekt Metodla Taranması

Mekanik tarama sisteminde ise, ana model çizgisel alanlarla mekanik olarak okunmakta ve üç boyutlu yapının ölçümleri yapılmaktadır. Nobel Biocare *(Göteborg)'*in ürettiği "Procera Tarayıcı" diş hekimliğinde kullanılan mekanik tarayıcılara verilebilecek tek örnektir. Bu tarama sistemi, tarayıcı uç

çapının freze sisteminin en küçük kesici grenine uyumlu olarak hazırlanması sayesinde ölçüm yaptığı her noktayı freze edebilme yeteneğine sahiptir. Bu tarama tekniği pahalı parçalardan oluşan karmaşık bir sisteme sahiptir ve bu özellik uzun dönem kullanımlarda optik sistemlerle karşılaştırıldığında dezavantaj olarak düşünülebilmektedir (Persson ve diğerleri, 2006; Şeker ve Ersoy, 2010).

Günümüzde Mevcut Dijital Ölçü Sistemleri

Günümüzde birçok dijital ölçü sistemi mevcuttur. Temel olarak bu sistemler daha önce de belirtildiği gibi "intraoral (chairside) tarama sistemleri" ve "ekstraoral tarama sistemleri" olarak ikiye ayrılmaktadır.

Günümüzde piyasada mevcut başlıca intraoral tarama sistemleri arasında *E4D, Cerec AC, Lava C.O.S, iTERO, TRIOS, IOS Fastscan, MIA3D, DPI-3D, 3D Progress, Direct Scan, Planmeca PlanScan®, CS 3500, ZFX Intrascan 3D, CEREC Omnicam, Bluescan-I* gibi dijital ölçü sistemleri bulunmaktadır (Ting-shu ve Jian, 2014).

Piyasada mevcut olan ekstraoral tarama sistemleri kategorisinde ise *Cerec inLab, inEos X5, DentSCAN, S600 ARTI, Ceramill Map400, Planmeca Planscan®Lab, NobelProcera, Scan200/D710, ARCTICA, 3Dentes, D900L, S 50 'Entry', LSC-200, ORIGIN Intelligence, DS 6000, 7Series, Scan 100, Cercon®eye, ZFX Scan III, i3Dscan, DD Argus M1, Scanner 880* gibi tarayıcılar yer almaktadır (Ting-shu ve Jian, 2014).

Dijital Ölçülerin Avantajları & Dezavantajları

1980'li yılların ortalarında diş hekimliğine giriş yapan dijital ölçü ve tarama sistemlerinin kırılma, bozulma gibi dezavantajlarının olmamasının yanı sıra; kolay depolama ve elektronik veri transferi ile değişime izin verme

gibi ek avantajları vardır. Ayrıca dijital modeller sanal olarak manipule edilebilmekte; bu modellerden kesitsel görüntüler alınabilmekte ve bu görüntüler büyütülebilmektedir (Cuperus ve diğerleri, 2012; Yuzbasioglu ve diğerleri, 2014).

Konvansiyonel ölçü aşamasını elimine edip, direkt metodla tarama yapan intraoral tarayıcılar, bulantı refleksi olan hastalarda veya dudak-damak yarıklı hastalarda intraoral tarama sırasında aspirasyon riskine ya da solunum yolu sıkıntısına sebep olmayacağı için direkt yöntem bu tür hastalarda avantaj sağlamaktadır (Cuperus ve diğerleri, 2012).

Hasta tarafından kolay kabul edilebilir olması, preparasyonun üç boyutlu önizlenmesine olanak sağlaması, maliyet ve zaman konusunda etkin olması diğer avantajları arasındadır (Cuperus ve diğerleri, 2012).

Tedavi ve üretim siklusundaki hata akümülasyonunu elimine etmektedir. Hekime konvansiyonel ölçü aşamasında sorun yaratan ve hataya sebebiyet verebilen, hava kabarcıklarının varlığı, ölçü kaşığının hareket etmesi, yetersiz ölçü materyali uygulanması gibi faktörlerin dijital ölçüde elimine edilmiş olması önemli avantajlarındandır. Protetik Diş Tedavisi ve Ortodonti dallarında oklüzal ilişkilerin kaydına ihtiyaç duyulabilmektedir. Bu amaçla hastaya silikon materyali veya mum ısırtılmaktadır. Fakat ölçüler dijital olarak alınmışsa, maksiller ve mandibuler dişler arasına hiç birşey yerleştirilmemektedir. Bu durum ise uygun olmayan interoklüzal ilişkide kayıt alınması riskini düşürmektedir (Polido, 2010).

Dijital Ölçü Sistemlerindeki Benzerlikler Ve Farklılıklar

Tablo 2.6. Yaygın Kullanılan İntraoral Dijital Ölçü Sistemlerinin Karşılaştırılması (Ting-shu ve Jian, 2014).

Tarayıcı	Şirket	Tarayıcı Tipi /doğruluk	Çalışma Prensibi	Işık Kaynağı	Görüntüleme Tipi	Kaplama Gerekliliği	Klinikte Frezeleme	Çıkış Formatı
CEREC AC	*Sirona Dental System*	İntraoral	*Active triangulation* ve *optical microscopy*	Görünür mavi ışık	Çoklu görüntüleme	Evet / Optisprey	Evet	Özel
iTero	*Cadent INC.*	İntraoral	*Parallel confocal/ Telecentric microscopy*	Kırmızı lazer	Çoklu görüntüleme	Yok	Hayır	Özel veya selektif STL
E4D	*D4D Tech. LLC*	İntraoral	*Optical coherence tomography* ve *confocal microscopy*	Lazer	Çoklu görüntüleme	Bazen	Evet	Özel
Lava C.O.S.	*3M ESPE*	İntraoral	*Active wavefront sampling (3D in motion)*	Titreşimli görünür mavi ışık	Video	Evet	Hayır	Özel

Tablo 2.6. (devam) Yaygın Kullanılan İntraoral Dijital Ölçü Sistemlerinin Karşılaştırılması (Ting-shu ve Jian, 2014).

Tarayıcı	Şirket	Tarayıcı Tipi /doğruluk	Çalışma Prensibi	Işık Kaynağı	Görüntülemee Tipi	Kaplama Gerekliliği	Klinikte Frezeleme	Çıkış Formatı
IOS Fastscan	*IOS Tech. INC.*	İntraoral	*Active triangulation* ve *Schleimpflug principle*	Lazer	3 görüntü	Evet	Hayır	STL
DPI-3D	*Dimensional Photonics Int.*	İntraoral	*Accordion fringe interferometry (AFI)*	350-500 nm dalga boyu	Çoklu görüntüleme	Yok	Hayır	STL
3D Progress	*MHT Spa-MHT Optic Research*	İntraoral	*Confocal microscopy* ve *moire*	Optik	3 görüntü	Yok / Opak gerekebilir	Hayır	STL
Direct Scan	*Hint-Els GmbH*	İntraoral	*Stereoscopic vision ve linear projection*	Optik	Çoklu görüntüleme	Yok	Hayır	STL
TRIOS	*3 Shape A/S*	İntraoral	*Confocal microscopy*	Optik	Çoklu görüntüleme	Yok	Hayır	Özel veya STL

2.3.2.7 Dijital Üretim Sistemleri (*Digital Manufacturing Systems*)

Protetik restorasyonların üretiminin otomasyonuna yönelik temeller, diş hekimliğine 1980'li yıllarda giriş yapmış CAD/CAM sistemleriyle atılmıştır. Hastaların restorasyonların ömrü, biyolojik uyumu ve estetik özellikleri ile ilgili beklentilerindeki artış, CAD/CAM sistemlerinin hızla gelişmelerini sağlamıştır (Beuer ve diğerleri, 2008; Park ve diğerleri, 2015; Strub ve diğerleri, 2006).

Bilgisayar destekli üretim mekanizması adı altında herhangi bir parça, bilgisayar destekli bir sistem üzerinden üretilebilmektedir. Bu amaçla, dental restorasyonların üretimi aşamasında birçok teknik geliştirilmiştir. Gerek endüstri gerekse tıp alanlarında, fiziksel bir prototipin üretimi için üç farklı yaklaşım kullanılmaktadır: Eksiltme (subtraktif) yöntemi, ekleme (aditif) yöntemi, kombine (hibrit) yöntem (Şeker ve Ersoy, 2010). Söz konusu yöntemler içerisinden aditif üretim, istenilen biçimde kompleks, düşük hacimli, bireysel geometrilerin üretilmesine olanak tanımasından ötürü ön olana çıkmıştır. Buna ek olarak aditif teknik verimi artırarak materyal israfını minimalize etmiştir. Bu nedenle objelerin tabaka tabaka eklenerek üretimini ifade eden aditif teknik, günümüz diş hekimliğinde önemli bir rol oynamaktadır.

Subtraktif Üretim

Eksiltme yöntemi, subtraktif teknik ya da frezeleme tekniği olarak da adlandırılmaktadır (Liu ve diğerleri, 2006; Van Noort, 2012). Söz konusu yöntemde oluşturulmak istenen restorasyonun üretimi, bloktan kazınarak elde etme esasına dayanmaktadır. Ancak büyük miktarda materyalin ziyan olması söz konusudur. Çünkü tipik bir restorasyon oluşturmak için prefabrik bloğun ortalama %90'lık bir kısmı kullanılmakta ve bloğun yaklaşık %10'u

her seferinde ziyan olmaktadır. Ayrıca %10'luk artık materyalin geri dönüşümü de sağlanamamaktadır (Liu ve diğerleri, 2006; Şeker ve Ersoy, 2010; Van Noort, 2012). Geçmişten günümüze 20'den fazla freze sistemi geliştirilmiş ve bu sistemler sert işleme (*hard machining)* ve yumuşak işleme (*soft machining)* olarak temelde 2 kategoriye ayrılmıştır.

Restorasyonun sinterlenmiş monobloktan frezelenmesi ile elde edilmesi olarak tanımlanan sert işleme yönteminde tam olarak sinterlenmiş gözeneksiz ingotlar kullanılmaktadır. Bu yöntemde frezeleme işlemi oldukça zor yapılmaktadır. Ancak tekrar sinterleme işlemine tabi tutulmalarına gerek yoktur. Yumuşak işleme ise sonradan sinterlenecek olan bloktan freze ile restorasyon elde edilmesi işlemi olarak ifade bulmaktadır. Presinterize ingotlar gözenekli olup, hızlı bir frezeleme işlemine olanak tanımaktadırlar. Gözenekli yapının elimine edilebilmesi için tekrar bir sinterleme işlemine tabi tutulmaları gerekmektedir (Ebert ve diğerleri, 2009; Griggs, 2007). Son yıllarda geliştirilmiş yumuşak metal blokların işlem basamakları pre-sinterize formdaki zirkonyanın işlem basamakları ile hemen hemen benzerdir (Kim ve diğerleri, 2016).

Her iki sistem de subtraktif yöntem olduğundan, her iki sistemin de en büyük dezavantajı önemli oranda materyal harcamalarıdır. Çünkü artık kısımlar freze işleminden sonra kullanılamamakta ve söz konusu artık materyalin geri dönüşümü de mümkün olmamaktadır. Sert işleme yöntemi ile üretilen restorasyonlar doğru şekil ve tam boyutlarda elde edilme gibi avantajlar sunarken; sinterlenmiş seramiklerin işlenmesinin hem pahalı hem de zaman kaybı yaratan bir süreç olması yöntemin en önemli dezavantajlarındandır. Ayrıca bu yöntemde aletler ağır abrazyona maruz kalmaktadır (Kim ve diğerleri, 2016; Kocaağaoğlu ve diğerleri, 2016). Ek olarak, kırılgan materyalin işlenmesi esnasında seramik yüzeyinde

mikroskobik çatlakların oluşma riski vardır. Bu durum yumuşak işleme sırasında meydana gelmemektedir. Çünkü şekillendirme sinterleme işleminden önce yapılmaktadır. İlaveten, sinterlenmemiş monoblokların frezelenmesi, hem daha kısa işleme süresine hem de aletin daha uzun kullanım siklusuna sahip olmasını sağlamaktadır (Kim ve diğerleri, 2016; Kocaağaoğlu ve diğerleri, 2016). Fakat yumuşak işleme yöntemi ile üretilmiş restorasyonların yapısının ve şeklinin doğruluğu sert işlemeye göre biraz daha sıkıntılı bir durumdur. Bunun nedeni ise daha sonra yapılacak olan sinterleme esnasında meydana gelecek olan büzülmedir (Bindl ve Mörmann, 2007; Ebert ve diğerleri, 2009; Wong ve Hernandez, 2012). Örneğin yumuşak metal frezeleme gerçekleştirildikten sonra metal alt yapılar argon gazı ortamında ve yüksek derecede sinterleme uygulamasına tabi tutulmaktadır. Söz konusu uygulama %11 büzülme ile sonuçlanmaktadır (Kim ve diğerleri, 2016; Kocaağaoğlu ve diğerleri, 2016).

Subtraktif yöntemler halen klinikte yaygın bir kullanıma sahip olsa da; önemli avantajlara ve üstün özelliklere sahip olan aditif üretim teknikleri hızla gelişmeye devam etmektedir. Bu durum ise aditif yöntemin yakın zamanda freze tekniklerinin yerini alacağının en büyük göstergesidir.

Aditif Üretim

Aditif üretim sistemleri, bilgisayar desteği ile üç boyutlu tasarımı (CAD) gerçekleştirilmiş bir objenin tabaka üzerine tabaka eklenerek üretilmesini sağlayan sistemler olarak tanımlanmaktadırlar (Azari ve Nikzad, 2009; Madhav ve Daule, 2013; Ruiz ve diğerleri, 2015; Torabi ve diğerleri, 2015; Van Noort, 2012). Aditif üretim, *American Society for Testing and Materials (ASTM)* tarafından ise şu şekilde ifade edilmektedir:

"Subtraktif üretim metodlarına zıt olacak şekilde, üç boyutlu modelin bilgisayar verilerinden objeler üretmek amacıyla, materyallerin katmanlanarak (tabaka üzerine tabaka eklenerek) birleştirilmesi işlemidir"

Günümüz diş hekimliğinde yaygın kullanıma sahip olan aditif üretim sistemi, üç boyutlu üretim *(3D Printing)*, aditif fabrikasyon *(additive fabrication)*, hızlı prototipleme *(rapid prototyping)*, tabakalı üretim *(layered manufacturing)* veya katı serbest şekilli üretim *(solid freeform fabrication)* olarak da ifade edilebilmektedir (Azari ve Nikzad, 2009; Madhav ve Daule, 2013; Sun ve Zhang, 2012; Torabi ve diğerleri, 2015; Van Noort, 2012). Hızlı üretim anlamındaki *"rapid prototyping / manufacturing"* isminden köken alan aditif yöntem, ilk kez 1980'lerde prototiplerin, modellerin ve döküm elemanlarının üretimi amacıyla kullanılmaya başlanmıştır. Aditif sistemlerin işleyiş siklusları birbirinden farklı olsa da; genel olarak 5 ortak aşamaya sahiptirler. Bu aşamalar (Van Noort, 2012):

- CAD modelin oluşturulması
- CAD model verilerinin STL dosyasına dönüştürülmesi
- STL modelin matematiksel olarak tabakalar halinde dilimlenmesi
- Tabaka tabaka üretimin gerçekleştirilmesi
- Üretimin tamamlanmasını takiben yapılan ek işlemler

Zaman içerisinde aditif üretimin, diş hekimliği için büyük bir olanak olduğu fikri ortaya atılmış ve dental alanda kullanımı hızla yayılmıştır. Sınıflamada belirtilmiş olan aditif üretim tekniklerinin tamamı diş hekimliği alanında kullanılmamaktadır. Daha çok mühendislik alanlarında yaygın kullanıma sahip tekniklerden diş hekimliğinde rutin kullanıma girmiş olanları şunlardır: *(i)Stereolithography, (ii)Laminated Object Manufacturing, (iii)Selective Laser Sintering, (iv)Selective Laser Melting, (v)Fused Deposition Modelling, (vi)Selective Electron Beam Melting* ve *(vii)Multi-jet Solidification*

(Azari ve Nikzad, 2009; Bartolo ve diğerleri, 2012; Günsoy ve Ulusoy, 2015; Madhav ve Daule, 2013; Quante ve diğerleri, 2008; Torabi ve diğerleri, 2015; Van Noort, 2012).

Stereolitografi (*Stereolithograpgy Apparatus* – SLA)

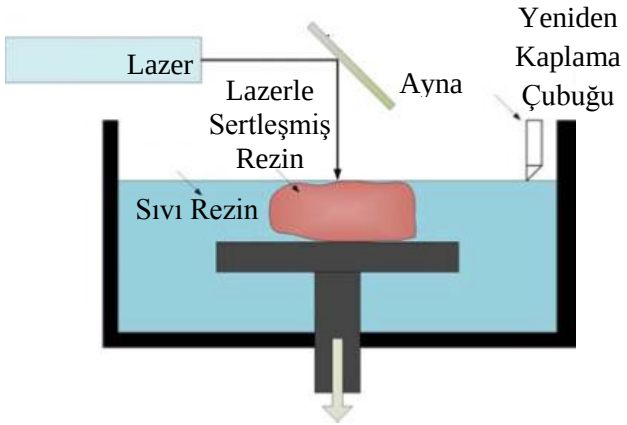
3 boyutlu modellerin fotosensitif polimer aracılığıyla üretildiği SLA tekniği, aditif teknikler içerisinde en yaygın kullanılanıdır (Heynick ve Stotz, 2009). Teknik 1980'li yıllarda Amerika'da Hull, Fransa'da ise Andre tarafından tanımlanmıştır (Ruiz ve diğerleri, 2015). Sistematik olarak 3 temel ekipmanı içermektedir: (i)Fotosensitif sıvıyı içeren havuz, (ii)Modelin üretildiği platform, (iii)Ultraviyole (UV) lazer (Azari ve Nikzad, 2009; Günsoy ve Ulusoy, 2015; Liu ve diğerleri, 2006; Van Noort, 2012). İlk olarak üretilecek olan parçanın tasarımı CAD ünitesinde gerçekleştirilmektedir. Daha sonra ise CAD veri dosyası üretim için SLA cihazına aktarılmaktadır (Ruiz ve diğerleri, 2015).

Fotopolimer rezin, UV ışınına tabi tutulduğunda belirli kalınlıktaki ilk tabaka sertleşmektedir. İlk tabakanın sertleşmesini takiben modelin üretildiği platform, havuz içerisinde az bir mesafe alçaltılmakta ve yeni tabaka fotopolimer rezin önceki tabakanın üzerine uygulanmaktadır. Bu temel işlemler üç boyutlu katı materyalin inşası (Şekil 2.12) tamamlanana kadar devam etmektedir. Materyalin kendinden adeziv özelliği ise tabakaların birbirine yapışmasına yardımcı olmaktadır. İşlemin tamamlanmasını takiben havuz içerisinden yeni üretilmiş katı materyal çıkarılmaktadır. Bu aşamada materyalin polimerizasyonunun %80'i tamamlanmıştır.

Sertleşme/polimerizasyon sürecini tamamlayana dek (geriye kalan %20'lik kısmı) bir süre daha UV kabini içerisinde bekletilmektedir (Azari ve Nikzad, 2009; Bartolo ve diğerleri, 2012; Günsoy ve Ulusoy, 2015; Liu ve

diğerleri, 2006; Madhav ve Daule, 2013; Ruiz ve diğerleri, 2015; Torabi ve diğerleri, 2015; Van Noort, 2012).

Yüksek doğruluk, iyi yüzey bitimi, şeffaf model üretimi yapılabilmesi, yüksek mekanik direnç, detayların iyi yansıtılması gibi temel avantajlara sahip olan SLA, implantların doğru yerleştirilmesinde önem arz eden cerrahi rehberlerin fabrikasyonunda rutin olarak kullanılmaktadır (Abduo ve diğerleri, 2014; Alharbi ve diğerleri, 2016; Bhatnagar ve diğerleri, 2014; Islas ve diğerleri, 2015; Liu ve diğerleri, 2006; Salmi ve diğerleri, 2013). Cerrahi rehberler SLA tekniği ile şeffaf üretilebilmektedir. Bu durum ise tüm anatomik yapıların izlenebilmesine olanak tanımaktadır. Ancak SLA hem ekipman hem de materyal açısından pahalı bir tekniktir (Bhatnagar ve diğerleri, 2014) ve sınırlı materyal yelpazesine sahiptir. Ayrıca tekniğin, işlemin tamamlanmasını takiben bir süre daha materyalin UV kabinine yerleştirilmesi gibi ek aşama gerektirmesi dezavantaj olarak kabul görmektedir (Azari ve Nikzad, 2009; Bartolo ve diğerleri, 2012; Madhav ve Daule, 2013; Torabi ve diğerleri, 2015; Van Noort, 2012).



Şekil 2.12. Stereolitografi Üretim Metodu (Torabi ve diğerleri, 2015)

Lamine Obje Üretim Tekniği (*Laminated Object Manufacturing* – LOM)

Isıya duyarlı adeziv ile kaplanmış yaprak formundaki materyalin birbirine yapıştığı ve lazer kesici yardımı ile şekillendirildiği LOM tekniği, ilk kez 1986 yılında Helisys tarafından tanıtılmıştır (Mahamood ve diğerleri, 2014; Zandparsa, 2014). Farklı yapıdaki materyallerin kullanılabilirliği için çalışmalar sürdürülmektedir. Söz konusu teknikte metaller, kağıtlar, plastikler, kompozitler ve sentetik materyaller kullanılabilmektedir (Bhatnagar ve diğerleri, 2014; Liu ve diğerleri, 2006; Mahamood ve diğerleri, 2014).

Sistematiğinde hem aditif hem de subtraktif tekniği barındırmaktadır (Wong ve Hernandez, 2012). Tabakalar basınç ve ısı uygulaması altında, termal adeziv yardımıyla birbirine bağlanmaktadır. 3 boyutlu CAD verisi ve STL dosyası kullanılarak oluşturulmuş materyali 25-50 Watt karbondioksit lazer ışını istenilen form verilene kadar frezelemektedir. Isıya duyarlı adeziv ise sıcak silindir yardımıyla aktive olmakta ve önceki tabaka ile yeni tabakanın birbirine yapışmasına olanak tanımaktadır. İşlem tamamlandıktan sonra su emilimine bağlı olarak distorsiyona uğramasını önlemek amacıyla üretilen parçanın üretan lak, akışkan silikon veya epoksi rezin ile mühürlenmesi gerekmektedir. Üretim aşamasında materyalin artık kısmı destek görevi gördüğünden ek bir destekleme ünitesine ihtiyaç yoktur (Bhatnagar ve diğerleri, 2014; Eraghubi ve diğerleri, 2004; Gibson ve diğerleri, 2010; Heynick ve Stotz, 2009; Liu ve diğerleri, 2006; Mahamood ve diğerleri, 2014; Wong ve Hernandez, 2012).

Frezeleme tekniğini de kullandığından ciddi miktarda materyalin ziyan olmasına neden olmaktadır. Kompleks internal geometriye sahip yapıların üretilmesi bu teknikte oldukça güçtür. Ancak sistemin düşük

maliyet, işlem sırasında deformasyon veya faz değişimine neden olmaması, objenin tamamlanmasını takiben ek işlem gerektirmemesi ve destekleme ünitesine ihtiyaç duymaması gibi avantajları olduğu unutulmamalıdır (Bhatnagar ve diğerleri, 2014; Heynick ve Stotz, 2009; Liu ve diğerleri, 2006; Wong ve Hernandez, 2012).

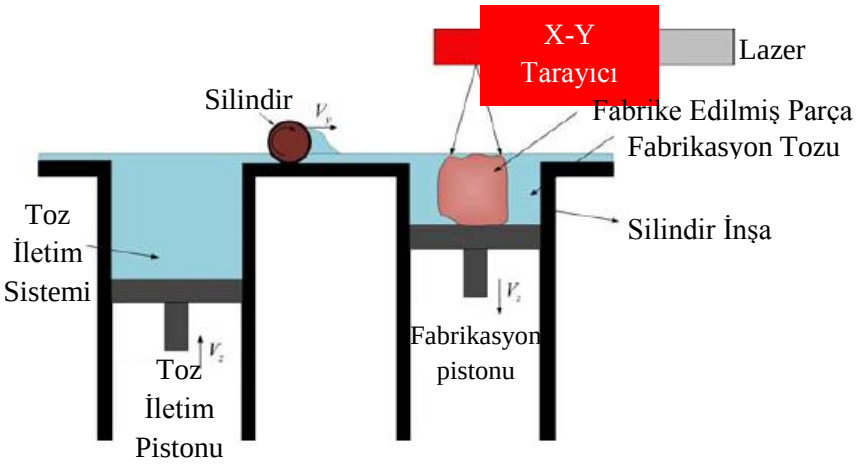
Selektif Lazer Sinterleme (*Selective Laser Sintering* – SLS)

Toz halindeki materyallerin kullanılabildiği ve toz halindeki partiküllerin karbondioksit lazer yardımıyla füzyonunu sağlayan selektif lazer sinterleme tekniği, ilk kez 1989 yılında Deckard tarafından tanımlanmıştır. Silindir yardımı ile dağıtılan toz halindeki materyal lazer ışını ile ekspoz olduğunda selektif olarak erimektedir (Yıldırım ve Bayındır, 2013). Bir diğer deyişle sinterlenmektedir. Daha sonra bir tabaka kalınlığında aşağıya inen platform üzerinde yeni tabaka dağıtılmakta ve lazer ışını ile selektif eritilen (sinterlenen) materyal önceki tabakaya bağlanmaktadır. Sonuç ürün elde edilene kadar aşamalar (Şekil 2.13) tekrarlanmaktadır (Bhatnagar ve diğerleri, 2014; Goswami ve diğerleri, 2014; Günsoy ve Ulusoy, 2015; Heynick ve Stotz, 2009; Kocaağaoğlu ve diğerleri, 2016; Van Noort, 2012; Wong ve Hernandez, 2012).

İşlem boyunca lazer tarafından uygulanan sıcaklık, materyalin erime noktasının altında tutulmalı ve ısı materyaldeki partiküllerin sinterlenmesini sağlayacak kadar olmalıdır (Heynick ve Stotz, 2009; Madhav ve Daule, 2013; Wong ve Hernandez, 2012). Materyal tam olarak eritilmeyip; sadece sinterlenmesi ciddi bir zaman tasarrufu sağlamaktadır. Geniş bir materyal yelpazesine sahip olan teknik, üretim esnasında destekleme ünitesine ihtiyaç duymamaktadır (Bhatnagar ve diğerleri, 2014; Heynick ve Stotz, 2009). Döküm mumları, metaller, seramikler ve termoplastik kompozitler gibi

termoplastik materyaller selektif lazer sinterlemede kullanılabilmektedir. En önemli özelliklerinden biri de artık materyalin geri dönüştürülebilir olması ve tekrar kullanılabilmesidir. Bu durum ise maliyeti ciddi olarak düşürmektedir (Heynick ve Stotz, 2009; Madhav ve Daule, 2013; Wong ve Hernandez, 2012). Objeler gözenekli olduğundan bu teknikte ekstra materyal infiltrasyonu gerekebilmektedir (Heynick ve Stotz, 2009).

SLS, yüzey bitimi ve ürünün doğruluğu açısından stereolitografi kadar başarılı bir teknik olmasa da; objenin hızlı üretimine olanak tanımaktadır (Heynick ve Stotz, 2009; Huang ve diğerleri, 2013; Mitteramskogler ve diğerleri, 2014).



Şekil 2.13. Selektif Lazer Sinterleme Üretim Metodu (Torabi ve diğerleri, 2015)

Sistemde komplikasyonları minimalize etmek amacıyla bir dizi önlemler alınmıştır. Söz konusu teknikte tüm üretim aşamaları vakumlanmış bir bölmede gerçekleştirilmektedir. Buradaki amaç nem ve oksidasyon gibi zorlukları elimine etmektir (Vaezi ve diğerleri, 2013). Ayrıca lazer ışınının boyutu, hızı veya gücündeki dalgalanmalara bağlı olarak polimerin özelliklerinde bozulma meydana gelebileceği unutulmamalıdır. Lazerin

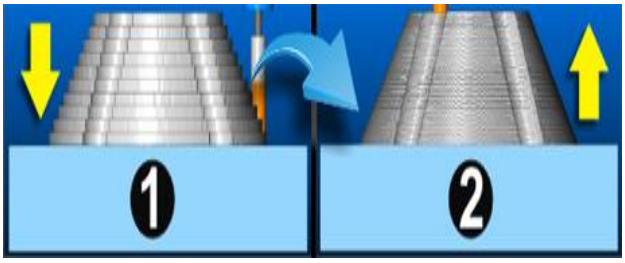
kontrollü kullanımı bu noktada önem arz etmektedir (Stansbury ve Idacavage, 2016).

Lazer sinterleme üretim tekniği ile mum modelleme *(waxing)*, revetmana alma gibi birçok laboratuvar aşaması elimine edilmektedir (Lapcevic ve diğerleri, 2016). Böylece bu aşamalarda meydana gelebilecek teknik komplikasyonlar da ortadan kaldırılmıştır. İlaveten SLS fabrikasyon tozu içerisindeki partikülleri ara bağlayıcı olmadan birbirine bağlayabilmektedir.

Selektif Lazer Ergitme (*Selective Laser Melting* – SLM)

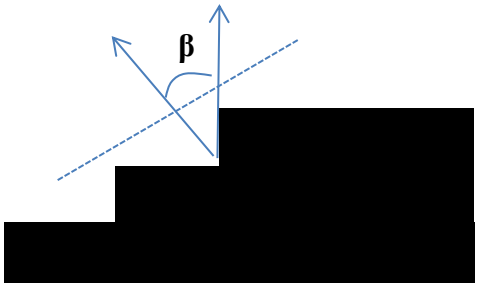
Selektif lazer sinterleme tekniği ile aynı sistematikte çalışan selektif lazer ergitme tekniğinde toz materyal, SLS'deki gibi sinterlenmeyip tamamen eritilmektedir (Kim ve diğerleri, 2016) ve eriyik havuzu oluşturulmaktadır. Sistem ticari olarak mevcut toz materyallerini kullanmaktadır. Partikül büyüklüğü 20-50 mikrometre arasında değişebilmektedir (Abduo ve diğerleri, 2014; Gebhardt ve diğerleri, 2010; Yıldırım ve Bayındır, 2013).

İlk masa tipi SLM makinesi 2009 yılında üretilmiştir. SLM tekniği lazer yardımıyla üretim yapan bir tekniktir. Dolayısıyla lazer kaynaklı tüm işlemlerde olduğu gibi SLM tekniğinde de büzülme, kırık, distorsiyon ve yüzey sertleşmesi gibi problemler beklenmektedir. Tüm bunların üstesinden gelebilmek için ince taneli toz materyaller kullanılmakta ve işlem koruyucu gaz içerisinde gerçekleşmektedir. Ayrıca kullanılan lazer ışınının çapının ayarlanması ve tabaka kalınlığının ince tutulması hem basamak etkisini *(stair type effect)* (Şekil 2.14) hem de yukarıda bahsi geçen büzülme, distorsiyon gibi riskleri minimalize etmektedir (Gebhardt ve diğerleri, 2010).



Şekil 2.14. Basamak etkisi

Basamak etkisi, dilimleme işleminin bir sonucudur ve üretimde boyutsal doğruluğu etkileyen en önemli parametredir. Vertikal çizgi ile yüzeye teğet geçen çizginin oluşturduğu açı (β) ile tabaka kalınlığı yardımıyla hesaplanabilmektedir (Şekil 2.15) (Eraghubi ve diğerleri, 2004).



Şekil 2.15. Basamak Efektinin Hesaplanması (Eraghubi ve diğerleri, 2004)

STL model, yatay düzlemler olarak dilimlenmektedir. Her bir dilim üretilecek objenin kesitsel verisini yansıtmaktadır. Tabaka kalınlığı ise bu düzlemler arasındaki mesafe olarak tanımlanmaktadır. Tabaka kalınlığı arttıkça üretim süresi kısalmaktadır. Ancak basamak efektinin de tabaka kalınlığı ile doğru orantılı bir şekilde artacağı unutulmamalıdır. Tabaka kalınlığı azaldıkça pürüzsüz bir obje üretimi gerçekleştirilir. Çünkü basamak efekti bu durumda azalacaktır. Fakat objenin üretim süresi uzayacaktır (Eraghubi ve diğerleri, 2004).

SLM tekniği ile kompleks yapıdaki geometriler üç boyutlu olarak üretilebilmektedir (Zeng ve diğerleri, 2015). Ayrıca üretilmiş

restorasyonlarda metal-seramik bağlanma dayanımının konvansiyonel döküm tekniği ile üretilmiş restorasyonlara göre daha yüksek olduğu bildirilmiştir (Xiang ve diğerleri, 2012). Korozyon özellikleri açısından da SLM tekniği ile üretilmiş restorasyonlar daha başarılı bulunmuştur (Xin ve diğerleri, 2013).

Eritilmiş Malzeme Yığma (*Fused Deposition Modeling* – FDM)

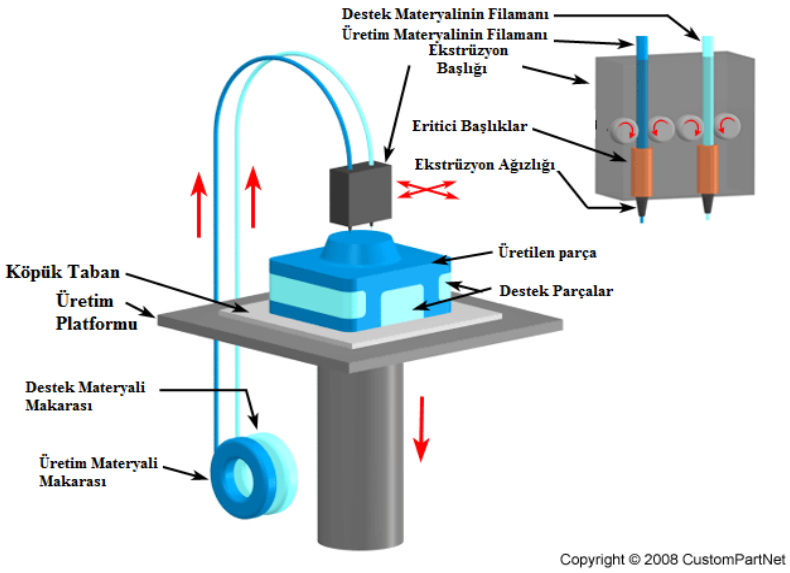
Eritilmiş malzeme yığma tekniği, kontrolünün ısı ile sağlandığı bir ağızlık yardımı ile termoplastik materyalin tabaka tabaka ekstrüzyonunu sağlayan ve streolitografiden sonra en yaygın kullanılan ikinci hızlı prototipleme tekniğidir (Azari ve Nikzad, 2009; Eraghubi ve diğerleri, 2004; Heynick ve Stotz, 2009; Madhav ve Daule, 2013; Van Noort, 2012).

Bu teknikte, termoplastik polimer materyalinin filamenti, ısı ile kontrol edilen ekstrüzyon başlığını beslemektedir (Mahamood ve diğerleri, 2014). Şerit halinde tel benzeri plastik materyal ekstrüzyon başlığına iletilmekte ve burada malzeme ısıtılarak eriyik hale getirilmektedir. Ekstrüzyon başlığı eriyik malzemeyi damlalar halinde platforma püskürterek ürünün ilk katmanını yaratmaktadır. Bu aşamada platformun ısısı düşük derecelerde tutulmakta ve böylece püskürtülmüş termoplastik materyalin hızlıca sertleşmesi sağlamaktadır. Her katmanda üretim platformu bir adım aşağıya inmekte ve böylece ürün katmanlar halinde inşa edilmektedir (Şekil 2.16) (Azari ve Nikzad, 2009; Eraghubi ve diğerleri, 2004; Huang ve diğerleri, 2013; Madhav ve Daule, 2013; Singh ve Singh, 2016; Torabi ve diğerleri, 2015; Van Noort, 2012).

Malzeme püskürtüldükten ve alttaki diğer tabakaya bağlandıktan 0,1 saniye sonra katılaşmakta ve tüm katmanların inşası tamamlandığında parça platformdan sökülmektedir. İnşa sırasında destek görevi gören bir yapı

oluşmaktadır. Üretim tamamlandıktan sonra bu yapı parçadan sökülmektedir. Destek ünitesi olarak suda çözünür materyaller kullanılabilmektedir (Azari ve Nikzad, 2009; Heynick ve Stotz, 2009; Madhav ve Daule, 2013; Singh ve Singh, 2016; Torabi ve diğerleri, 2015; Van Noort, 2012).

FDM ekipmanı düşük bakım maliyetine sahiptir. Ancak tabakalar arasında bağlantı çizgisi oluşması, destek ünite gerektirmesi, uzun üretim süresine sahip olması ve sıcaklıktaki dalgalanmalara bağlı olarak tabakaların birbirinden ayrılması gibi dezavantajlara da sahip olduğu unutulmamalıdır (Huang ve diğerleri, 2013).



Şekil 2.16. FDM Üretim Metodu

Selektif Elektron Işını Ergitmesi (*Selective Electron Beam Melting* – SEBM)

Selektif elektron ışını ergitme tekniği, metal parçaların üretiminde kullanılan ve elektron demeti ergitme yöntemi olarak da adlandırılan aditif üretim metodudur. Bu teknoloji, yüksek bir vakum içerisinde elektron ışını kullanılarak metal tozun tabaka tabaka eritilmesi ile üretim yapmaktadır

(Bartolo ve diğerleri, 2012; Koike ve diğerleri, 2011; Van Noort, 2012; Wong ve Hernandez, 2012). Bu teknikte de üç boyutlu parçalar, özel yazılımlar kullanılarak iki boyutlu düzlemlere aktarılmaktadır (CAD verisinin elde edilip STL formatına dönüştürülmesi gibi) (Van Noort, 2012). Sistem temel olarak iki ekipmandan oluşmaktadır. Bu ekipmanlar elektron ışın tabancası ve yüksek vakum içerisinde bulunan örnek üretim platformudur (Bartolo ve diğerleri, 2012; Van Noort, 2012; Wong ve Hernandez, 2012).

Sistematiği benzer gibi görünse de; SEBM ve SLM arasında ciddi farklılıklar mevcuttur. SLM termal kaynak olarak lazer ışınını kullanırken; SEBM elektron ışınını kullanmaktadır. SEBM, vakumlanmış bir atmosferde üretim yaparken; SLM inert gazın bulunduğu bir atmosferde üretim yapmaktadır. SLM yüksek enerji maliyetlerine neden olurken; SEBM ortalama bir enerji maliyetine neden olmaktadır. Çözünürlük özelliği SEBM'de sınırlı iken; SLM'de mükemmeldir. Yine SLM geniş bir materyal yelpazesine (metaller, seramikler, polimerler) sahipken; SEBM materyal olarak sadece metalleri kullanabilmektedir (Bartolo ve diğerleri, 2012).

Cihazda elektron demeti tabancası, vakum çemberinin en üst noktasında bulunmaktadır. Sistemin çalışması bir elektron demetinin filamandan gönderilmesiyle başlamaktadır. Demetleri kontrol etmek ve taramak için bir dizi bobin kullanılmaktadır. Elektronların katot ve anot arasında hızlandırılmasıyla, tozların ergimesi için gerekli enerji üretilmektedir. Üretim platformu vakum sistemi içinde bulunmakta ve bu sayede son derece temiz ve kontaminasyondan uzak bir ortam sağlanmaktadır (Bartolo ve diğerleri, 2012).

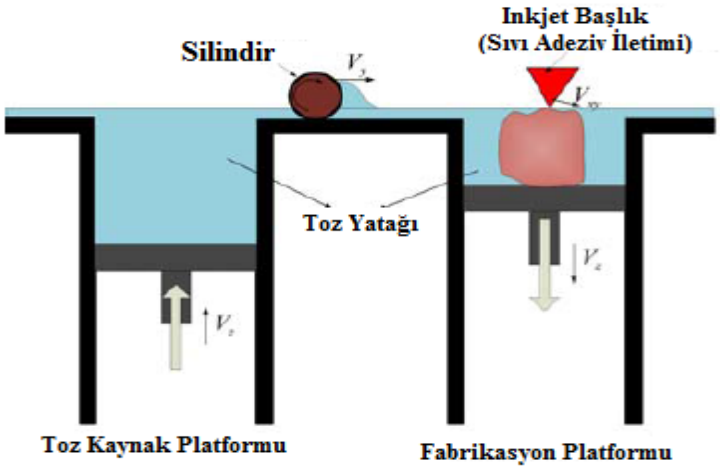
Başlangıç plakası görevi gören çelik bir platform üzerine 45-100 μm boyutlarında küresel metal tozlarını göndererek ilk katmanın oluşmasıyla SEBM süreci başlamaktadır. Hızlandırılan elektron demeti ile sırasıyla bir

katman taranarak ergitildikten sonra, belirlenen kalınlıkta ikinci katmanı oluşturmak üzere yeni tozlar gönderilmektedir. Tozların önceki katmanlara düşük ısıl gerilimle eklenmesini ve sinterlenmesini sağlamak amacıyla katmanlar arasında ön ısıtma yapılmaktadır. Bir katmanın ergitilmesinden sonra diğer katmanı oluşturmak üzere yeni metal tozları ilave edilmekte ve bu şekilde CAD tasarımına bağlı olarak nihai parça inşa edilene kadar döngü devam etmektedir (Bartolo ve diğerleri, 2012; Koike ve diğerleri, 2011; Van Noort, 2012).

Multi-Jet Katılaştırma (*Multi-Jet Solidification* – 3DP)

Multi-jet katılaştırma bünyesinde 2 adet aditif teknik barındırmaktadır. Bu tekniklerden diş hekimliğinde rutin kullanıma girmiş olanı 3-boyutlu yazdırma (*3-dimensional printing)* teknolojisidir (Mahamood ve diğerleri, 2014). Bu teknikte ilk olarak, belirli miktarda toz şeklindeki materyal hareket eden bir piston aracılığı ile dağıtılmaktadır. Daha sonra bir silindir ile toz şeklindeki bu materyal fabrikasyon bölmesinin en üst kısmında sıkıştırılmaktadır. Bunu takiben, sıvı adeziv, çok kanallı püskürtme *(jetting)* başlığı aracılığı ile toz materyal üzerinde dağıtılmaktadır ve böylece objenin ilk tabakası oluşturulmaktadır. Objenin tüm tabakası püskürtme *(jetting)* işlemi ile oluşturulduktan sonra, homojen bir kalınlık sağlamak için frezeleme başlığı tabaka üzerinden geçirilmektedir. Bu işlem esnasında ortaya çıkan partiküller vakum ile emilerek, bir filtre tarafından uzaklaştırılmaktadır. Bu tabaka tamamlandığında, piston diğer toz tabakasının yayılmasına ve birleştirilmesine yardım etmektedir. Ürün tamamlanana kadar işlem devam etmektedir (Şekil 2.17) (Azari ve Nikzad, 2009; Eraghubi ve diğerleri, 2004; Heynick ve Stotz, 2009; Huang ve diğerleri,

2013; Madhav ve Daule, 2013; Pan ve diğerleri, 2015; Silva ve diğerleri, 2011; Torabi ve diğerleri, 2015; Van Noort, 2012).



Şekil 2.17. 3D-P Üretim Tekniği (Madhav ve Daule, 2013)

Obje tamamlandıktan sonra, kullanılan mum destek materyali eritilmekte veya çözültülerek uzaklaştırılmaktadır. Üretilmiş parçada bağlantıların daha da güçlenmesi için yüksek derecede fırınlama işlemi uygulanabilmektedir. Söz konusu işlem metal, seramik ve metal/seramik kompozit parçalara uygulanabilmektedir. Aditif üretim teknikleri arasında en hızlısı olan 3D-P'de materyal maliyeti oldukça düşüktür. Sistemin kaba yüzey bitimi ve boyut limitasyonu gibi dezavantajları da vardır (Huang ve diğerleri, 2013).

Hibrit Üretim

Aditif ve subtraktif CAM tekniklerini birleştirme fikri ilk kez 1990'lı yıllarda Missouri Üniversitesi'nde (Lazer Destekli Üretim İşlemi – 5 eksenli dikey) ortaya atılmış ve uygulanmıştır (Lorenz ve diğerleri, 2015). Hibrit üretim olarak adlandırılan söz konusu teknik, hibrit aditif ve subtraktif

tekniklerin hızlı ve hassas üretim gibi en önemli özelliklerini bir araya getirmiştir (Lorenz ve diğerleri, 2015; Zhu ve diğerleri, 2014).

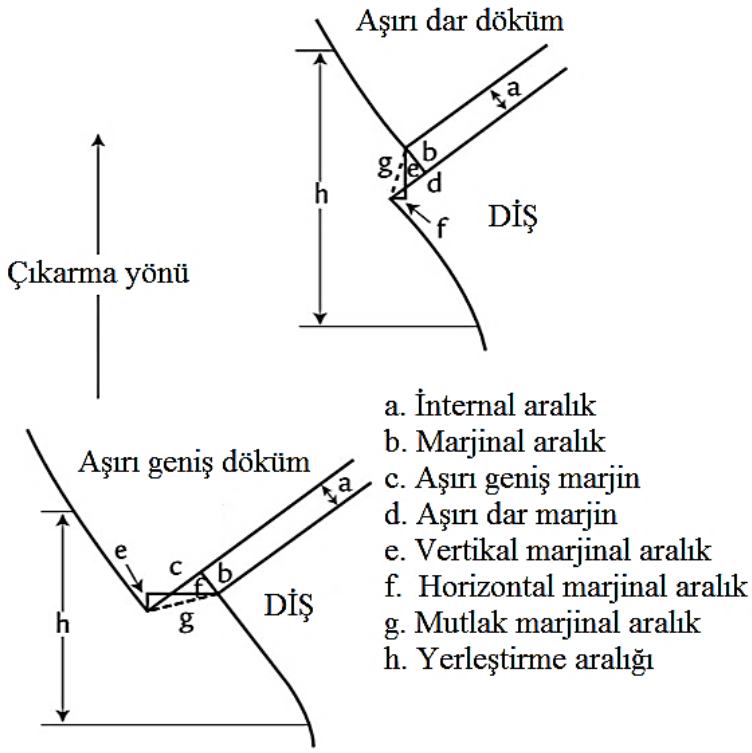
Sınırlı sayıda olsa da hem aditif hem de subtraktif üretim yaklaşımlarını bünyesinde barındıran CAD / CAM sistemleri mevcuttur. Söz konusu üretim yaklaşımına ticari örnek olarak *Procera (Nobel Bio-Care, Göteburg, Sweeden)* ve *Wol-Ceram (Wol-Dent, Ludwigshafen, Germany)* verilebilir (Şeker ve Ersoy, 2010; Uzun, 2008). *Procera (Nobel Bio-Care, Göteburg, Sweeden)* sisteminde preparasyonu yapılmış diş üzerinde subtraktif yaklaşım kullanılarak genişletilmiş metal day frezelenmektedir. Bu genişletme miktarı final restorasyonun sinterlenmesi ile ilişkili büzülmeyi dikkate alınarak belirlenmektedir. Restorasyonu oluşturacak seramik tozu aditif yöntemm kullanılarak metal day üzerine yüksek basınç altında sıkıştırılarak adapte edilmektedir ve final restorasyonundan daha büyük boyutta bir yapı oluşturulmaktadır. Daha sonra dış konturlar oluşturulmak üzere restorasyon freze edilmektedir. Normalden büyük boyutlarda elde edilmiş restorasyona direnç kazandırmak amacıyla sinterizasyon işlemi uygulanmaktadır. Sinter fırınındaki yüksek sıcaklık, restorasyonun büzülmesini ve orijinal boyutuna gelmesini sağlamaktadır. Söz konusu üretim tekniği oldukça hassas bir çalışmayı gerektirmektedir. Çünkü toplam genişleme miktarı ile toplam büzülme miktarı dengede tutulmalıdır (Şeker ve Ersoy, 2010; Uzun, 2008). Bir diğer hibrit CAM sistemi olan *Wol-Ceram (Wol-Dent, Ludwigshafen, Germany)*, aditif elektroforez serpme metodu *(additive approach-electrophoretic dispersion)* kullanarak ana model üzerine direkt olarak yarı-sıvı haldeki alümina tozunu uygulamak suretiyle koping oluşturma esasına dayanan bir sistemdir. Sonrasında ise fazla materyal subtraktif teknik ile frezelenerek uzaklaştırılmaktadır. Son olarak koping day

modelinden çıkarılmaktadır ve yapıya cam partikülleri infiltre edilmektedir (Şeker ve Ersoy, 2010; Uzun, 2008).

İlaveten LOM aditif üretim sistemleri altında sınıflandırılsa da; aslında hibrit yaklaşımla çalışan bir sistemdir. LOM sisteminin aditif üretim kısmı oldukça baskın olduğu için böyle bir sınıflandırma yapılmaktadır.

2.4 Protetik Restorasyonların Marjinal ve İnternal Uyumu

Daha önce de bahsedildiği gibi protetik restorasyonların marjinal ve internal uyumu hem restorasyonların uzun dönem başarısı hem de çevre dokuların prognozu açısından oldukça önemlidir. Ancak restorasyonların uyumunu tarif eden terminoloji ve uyumu tanımlayan referens noktaları literatürde mevcut çalışmalar arasında değişkenlik gösterdiğinden; bu konuda tam anlamıyla bir kavram kargaşası yaşanmaktadır. Holmes ve diğerleri (1989) ise söz konusu kavram kargaşasını ortadan kaldırmak amacıyla terminolojik bir açıklama gerektiğini savunmuşlar ve bu konuda standardizasyonun sağlanabilmesi amacıyla çalışma yapmışlardır (Şekil 2.18).



Şekil 2.18. Holmes ve diğerleri tarafından geliştirilen terminoloji (Holmes ve diğerleri, 1989)

Terminolojideki belirsizliğin bir benzeri de kabul edilebilir aralık değerinin tanımlanmasında yaşanmaktadır. Klinik olarak kabul edilebilir azami marjinal açıklık miktarının 120 µm olduğu bildirilmiştir (McLean ve von Fraunhofer, 1971). Teoride marjinal açıklık olmaması arzu edilen bir durum olsa da; yapıştırma ajanı için bir miktar aralık (siman aralığı) olması gerektiği de unutulmamalıdır (Xu ve diğerleri, 2014). Birçok araştırmacı 25 mikrometre ile 150 mikrometre intervalinde değerler sunsa da; *American Dental Association (ADA)* bu konuda genel bir şartname *(ADA Specification No:8)* yayınlamıştır. Söz konusu bildiride tip 1 simanlarda yapıştırma ajanının kalınlığının 25 mikrometreden az; tip 2 simanlarda ise yapıştırma ajanının kalınlığının 40 mikrometreden az olması gerektiği bildirilmiştir. Ancak klinik ortamda bu değerleri elde etmek oldukça güçtür.

2.4.1 Marjinal ve İnternal Uyumu Etkileyen Faktörler

Literatürde protetik restorasyonların uyumlarını etkileyen faktörleri inceleyen birçok çalışma mevcuttur. Söz konusu çalışmalardan derlenen parametreler ise şunlardır (Tablo 2.7):

Tablo 2.7. Protetik restorasyonların uyumunu etkileyen faktörler.

	Faktörler	Mevcut Çalışmalar
1	Diş preparasyonu açısı (*Taper*)	Beuer ve diğerleri, 2008
2	Diş preparasyonunda bitiş çizgisinin konfigürasyonu	Shiratsuchi ve diğerleri, 2006; Bottino ve diğerleri, 2007; Kane ve diğerleri, 2015
3	Simantasyon	Gonzalo ve diğerleri, 2009; Quintas ve diğerleri, 2004; Byrne, 1992
4	Siman tipi	Gu ve Kern, 2003
5	Tercih edilen yazılım ve üretim parametreleri	Shim ve diğerleri, 2015
6	Restorasyonun üretim tekniği	Quante ve diğerleri, 2008; Ucar ve diğerleri, 2009; Örtorp ve diğerleri, 2010; Kim ve diğerleri, 2013; Kim ve diğerleri, 2014; Tamac ve diğerleri, 2014; Xu ve diğerleri, 2014; Nesse ve diğerleri, 2015; Kocaağaoğlu ve diğerleri, 2016; Park ve diğerleri, 2016; Vojdani ve diğerleri, 2016; Jung, 2017; Kim ve diğerleri, 2017a
7	Mum modelin üretim tekniği	Vojdani ve diğerleri, 2013; Farjood ve diğerleri, 2016;
8	Metal üzerindeki düzensizlikler	Kaleli ve Saraç, 2016
9	Tercih edilen ölçü materyali / tekniği	Svanborg ve diğerleri, 2014
10	Die spacer uygulaması	Soriani ve diğerleri, 2007
11	Çalışmalarda belirlenen örnek boyutu ve sayısı	Yeo ve diğerleri, 2003; Petteno ve diğerleri, 2000 Campbell ve diğerleri, 1995
12	Çalışmalarda gerçekleştirilen ölçüm sayısı	Gassino ve diğerleri, 2004
13	Marjinal ve internal aralığı ölçmek amacıyla kullanılan teknik	Kim ve diğerleri, 2013
14	Porselen fırınlama siklusu ve veneer porselen uygulaması	Gemalmaz ve Alkumru, 1995; Campbell ve diğerleri, 1995; Zeng ve diğerleri, 2015;
15	Kullanılan alaşım tipi	Kim ve diğerleri, 2017a
16	In vivo / In vitro	Vigolo ve Fonzi, 2008; Mou ve diğerleri, 2002; Good ve diğerleri, 2009

2.4.2 Uyumun Ölçülmesinde Kullanılan Yöntemler

Protetik restorasyonların uyumlarının değerlendirilmesinde geçmişten günümüze birçok yöntem geliştirilmiştir. Söz konusu yöntemler şunlardır (Kocaağaoğlu ve diğerleri, 2017; Nawafleh ve diğerleri, 2013; Park ve diğerleri, 2016; Vojdani ve diğerleri, 2016; Zeng ve diğerleri, 2015):

- Master model üzerine yerleştirilen restorasyonun mikrofotografi veya ışık mikroskobu ile uyumunun değerlendirilmesi (direkt-görüş tekniği)
- Silikon replika yöntemi ile uyumun değerlendirilmesi
- Master model üzerine simante edilen restorasyonun dilimlenerek ışık ya da elektrok mikroskobu altında uyumunun değerlendirilmesi
- Silikon ağırlığının ölçülmesi ile uyumun değerlendirilmesi
- Optik tarayıcı ile uygulanan üçlü-tarama (3D) protokolü ve spesifik yazılım kullanılarak uyumun değerlendirilmesi
- Micro-CT teknolojisi ile uyumun değerlendirilmesi

Bu yöntemler içerisinde ise en sık direkt-görüş tekniği (%47.5) kullanılmaktadır. Bunu ise kesit alma tekniği (%23.5) ve silikon replika tekniği (%20.2) izlemektedir (Nawafleh ve diğerleri, 2013).

2.4.2.1 Mikrofotografi veya Işık Mikroskobu ile Uyumun Değerlendirilmesi

Bu yöntemde restorasyon master model üzerine yerleştirilmekte ve genellikle ışık mikroskobu altında incelenmektedir. Ancak söz konusu teknik restorasyonun marjinal uyumu hakkında bilgi verse de; internal uyum bu yöntem ile değerlendirilememektedir. Bu nedenle söz konusu yöntem sadece

in-vitro çalışmalarda endikedir. Komleks, noninvaziv, ucuz bir ölçüm yöntemi olması ve hata riskinin düşük olması önemli avantajlarındandır (Nawafleh ve diğerleri, 2013).

2.4.2.2 Silikon Replika ile Uyumun Değerlendirilmesi

Bu yöntemde restorasyonun içerisine *light-body* silikon ölçü materyali uygulanmakta; daha sonra simantasyon işleminin simülasyonu amacıyla restorasyon master model üzerinde konumlandırılmaktadır. Böylece siman kalınlığı replike edilmiş olacaktır. Materyalin sertleşmesini takiben restorasyon dikkatlice master model üzerinden uzaklaştırılmaktadır. Ancak ince bir yapıda olduğundan bistüri ile kesip incelemek için yeterli stabilizasyona sahip değildir. Bu nedenle *heavy-body* silikon ölçü materyali ile stabilizasyonu artırılır. Böylece bistüri ile istenilen bölgeden kesit alınarak restorasyonun aralık değerlerinin ölçümü gerçekleştirilebilinir (Jung ve diğerleri, 2017; Kim ve diğerleri, 2017a; Kim ve diğerleri, 2017b; Kocaağaoğlu ve diğerleri, 2016; Nawafleh ve diğerleri, 2013; Tamac ve diğerleri, 2014; Vojdani ve diğerleri, 2016; Xu ve diğerleri, 2014; Zeng ve diğerleri, 2015).

Silikon replika tekniği, restorasyonların hem marjinal hem de internal uyumlarını incelemeye izin veren, çeşitli noktalardan doğru, tekrarlanabilir ölçümler yapılmasına olanak tanıyan, invaziv olmayan, ucuz bir tekniktir (Kim ve diğerleri, 2013; Park ve diğerleri, 2016; Zeng ve diğerleri, 2015). Ayrıca indirekt protetik restorasyonların *in-vivo* değerlendirmelerinde de tercih edilen bir tekniktir. Söz konusu teknikte uygulanan parmak basıncı standardize edilemese de; restorasyonların aralık değerleri üzerinde yerleştirme kuvvetinin önemli bir etkisinin bulunmadığı literatürde bildirilmiştir (Quante ve diğerleri, 2008). Ancak kron kenarlarının ve bitiş çizgisinin tanımlanmasındaki zorluklar, elastomerik film tabakasının

restorasyondan uzaklaştırılması esnasında zarar görebilmesi ve kesitlerin doğru şekilde alınamaması gibi birtakım limitasyonlara da sahip olduğu bir gerçektir (Nawafleh ve diğerleri, 2013). İlaveten kullanılan ölçü materyalinin boyutsal stabilitesi de önem arz etmektedir. Çünkü materyalin distorsiyonu ölçümlerin hassasiyetini etkileyebilmektedir. Uygulanan *light-body* silikon ölçü materyalinin miktarı da oldukça önemlidir. Restorasyon içerisine aşırı miktarda uygulanan materyal hidrostatik basınç yaratabilmektedir ve restorasyonun abutment dişler üzerine tam oturmamasına yol açmaktadır (Boening ve diğerleri, 2000; Mou ve diğerleri, 2002; Reich ve diğerleri, 2005).

2.4.2.3 Kesit Alma Yöntemi ile Uyumun Değerlendirilmesi

Bu teknikte master modelin duplikasyonunu takiben restorasyonlar duplike modeller üzerine simante edilmektedir. Ardından epoksi reçine ile stabilize edilen modeller hassas kesim cihazı ile istenilen bölgeden kesilerek mikroskop altında incelemeye ve ölçüme hazır hale getirilir (Kim ve diğerleri, 2013; Örtorp ve diğerleri, 2010). Alınan kesitten oldukça hassas ölçümler gerçekleştirilebilinir (Nawafleh ve diğerleri, 2013; Park ve diğerleri, 2016).

Ancak söz konusu teknikte, kesit alarak mikroskop altında gözlemleme yapıldığından; çalışma örneklerinin deformasyonu kaçınılmazdır. Çok sayıda ölçüm gerçekleştirilecek çalışmalarda en uygun ölçüm tekniğini seçmek, örneklerin korunması açısından oldukça önemlidir. Aksi halde, böyle bir teknik kullanıldığında çok sayıda örnek ihtiyacı doğacaktır. Ayrıca, çeşitli noktalardan değerlendirmeye izin veren bir teknik değildir (Kim ve diğerleri, 2017a; Kim ve diğerleri, 2013; Kocaağaoğlu ve diğerleri, 2017; Nawafleh ve diğerleri, 2013; Park ve diğerleri, 2016; Zeng ve diğerleri, 2015).

2.4.2.4 Silikon Ağırlığının Ölçülmesi ile Uyumun Değerlendirilmesi

Silikon ağırlığını ölçmek amacıyla silikon replika tekniğinin basamakları hedef alınmaktadır. Eşit miktarda baz ve katalizör karıştırıldıktan hemen sonra elde edilen *light-body* silikon materyali restorasyon içerisine uygulanmaktadır. Takiben restorasyon simantasyon prosedürünü simüle etmek amacıyla kron üzerine yerleştirilmektedir. Fazla siman temizlendikten sonra silikon polimerize olana dek parmak basıncı altında beklenilmektedir. Sertleşmesini takiben silikon replika yüzeyden dikkatlice uzaklaştırılmaktadır ve cihaz yardımı ile ağırlığı ölçülmektedir. Yüksek ağırlık değerleri hacimsel olarak aralık değerlerinin fazla olduğunun göstergesidir. Böylece göreceli aralık ölçümü yapılabilmektedir. Söz konusu teknik, Ucar ve diğerleri (2009) tarafından yürütülen çalışmada kullanılmıştır.

2.4.2.5 3D Ölçüm Teknolojisi ile Uyumun Değerlendirilmesi

3 boyutlu ölçüm teknolojisi son yıllarda geliştirilmiş bir tekniktir. Bu teknikte dijital tarayıcı yardımıyla model taraması yapılmaktadır. Taraması yapılan bu model CAD referans modeli olarak tanımlanmaktadır. Siman aralığının simülasyonu için silikon replika daha önce de bahsedildiği gibi elde edilmektedir. Diş modeller üzerinden çıkarılmadan dijital tarayı ile yeniden taranır ve nokta bulut modeli *(point-cloud model)* elde edilmektedir. Tüm bunların sonucunda ise elde edilen 2 dijital veri yazılım aracılığı ile çakıştırılır *(superimposition)* ve noktalar arası farklılıklar değerlendirilerek aralık ölçümü yapılmaktadır. Bu teknik son derece güvenilir 3-boyutlu ölçüm olanağı sunmaktadır. Ayrıca çeşitli alanlardan ölçüme izin vermektedir. Çok sayıda noktadan ölçüm yapılan bir teknik olduğundan;

elde edilen sonuçlar da oldukça güvenilirdir (Kim ve diğerleri, 2014; Kim ve diğerleri, 2013).

2.4.2.6 *Micro-CT* Teknolojisi ile Uyumun Değerlendirilmesi

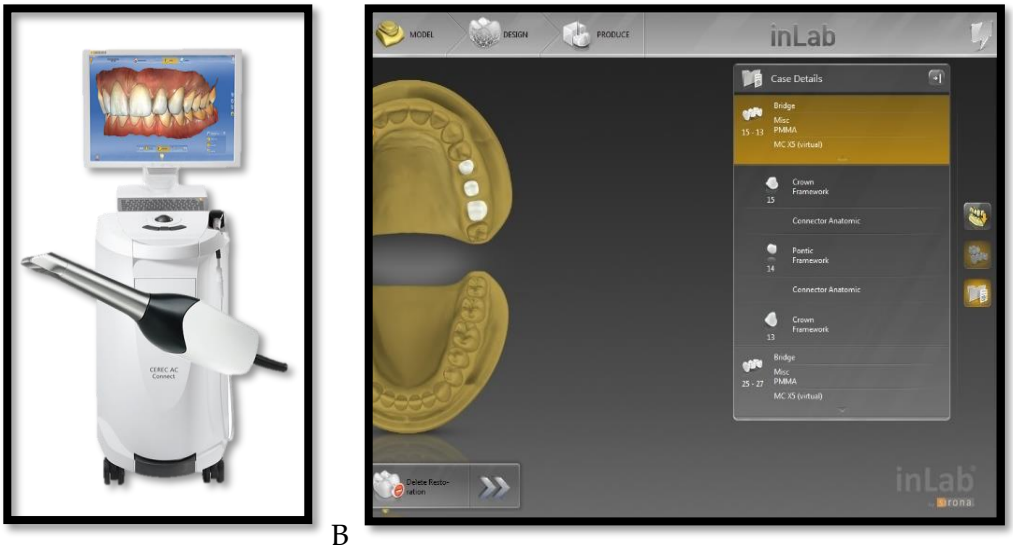
Bu teknikte restorasyonun iç yapısının görüntüsü elde edilmektedir (Kim ve diğerleri, 2013; Kocaağaoğlu ve diğerleri, 2017; Zeng ve diğerleri, 2015). Bu amaç doğrultusunda restorasyonun iç yüzeyine *light-body* silikon uygulanmaktadır ve restorasyon simante edilir gibi ilgili dişler üzerine yerleştirilmektedir. Taşan materyal temizlendikten sonra *micro-CT* ile görüntüler alınmakta ve aralık değerlendirilmesi yapılmaktadır. Bu tekniğin temel avantajı noninvaziv bir yöntem olmasıdır. Bu nedenle çalışmalarda aralık ölçümleri için sadece 1 adet master model kullanılabilir. Ancak ışık ve elektron mikroskopisine kıyasla bu teknikte kesitlere ayırma *(discrimination)* kapasitesi (1.8 μm) düşüktür. Ayrıca, materyallerin farklı absorpsiyon katsayılarına sahip olmalarından ötürü materyaller arasındaki çizgileri ayırt etmek sıkı temas halindeyken oldukça güçtür (Kim ve diğerleri, 2016). Literatürde bu teknik ile aralık değerlendirmesi yapan çalışmalar mevcuttur (Şeker ve diğerleri, 2016).

3 GEREÇ VE YÖNTEM

Farklı teknikler ile üretilen Co-Cr metal alt yapıların marjinal, aksiyal, aksiyo-oklüzal ve oklüzal uyumları üzerine tekrarlanan fırınlamaların etkisinin incelendiği araştırmamızda, maksiller sol 1. Molar diş kaybının görüldüğü klinik durum frasaco model *(AG-3; Frasaco GmbH, Tettnang, Almanya)* üzerinde simüle edilmiş ve pontik alanı oluşturulmuştur. Böylece posterior maksiller bölgede 27 ve 25 numaralı dişler destek diş (retainer), 26 numaralı diş bölgesi ise gövde (pontik) olarak tasarlanmıştır. Aeratör ve elmas frezler yardımıyla destek dişlere 360 derece 1.0 mm *chamfer* preparasyon, 6 derece aksiyal *taper* ve 1.5-2.0 mm oklüzal redüksiyon uygulanmıştır (Şekil 3.1). Stereomikroskop (Leica S8 APO; Leica Microsystems GmbH, Almanya) ve paralelometre aracılığıyla preparasyonların andırkat alanlarından yoksun olduğu, 6 derece aksiyal *taper'*a sahip olduğu ve aynı giriş yoluna sahip olduğu kontrol edilmiştir.

Şekil 3.1. Frasaco model üzerinde gerçekleştirilen preparasyonlar ve master modelin hazırlanması

Hazırlanan master model, intraoral dijital tarayıcı (CEREC Omnicam, Sirona Dental Systems, Almanya) yardımıyla taranmış (Şekil 3.2 A) ve elde edilen dijital veri CAD/CAM cihazına (inLab MC X5, Sirona Dental Systems, Almanya) aktarılmıştır (Şekil 3.2 B). Bilgisayar destekli tasarım yazılımı (InLab 15, Sirona Dental Systems, Almanya) kullanılarak; yukarıda bahsi geçen üç üyeli köprü restorasyonun sanal tasarımı gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.3-3.8). 3 boyutlu tasarım standart dosya formatında (*standard tesselation language* - STL) kaydedilerek; ilgili üretim ünitesine gönderilmiştir. Üretim parametreleri ise 500 µm alt yapı kalınlığı ve 50 µm internal aralık olarak ayarlanmıştır (Şekil 3.9).



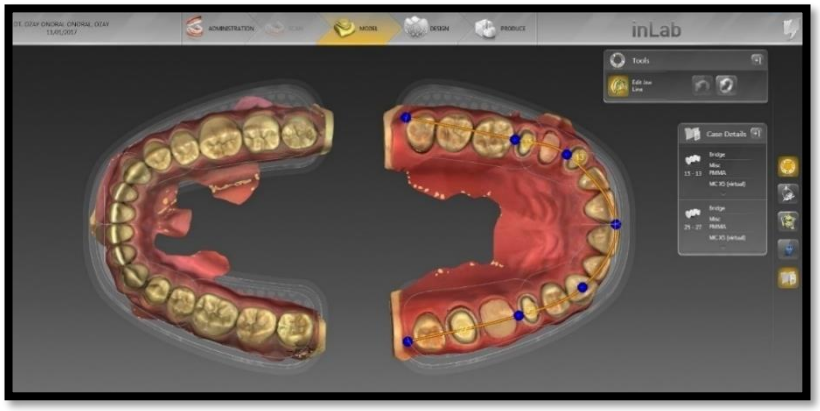
A B

Şekil 3.2. A) Çalışmada kullanılan intraoral dijital tarayıcı B) Taranmış alanın CAD yazılımına transferi

Ölçü aşamasındaki olası hata akümülasyonunu ortadan kaldırmak ve üretimin standardizasyonunu sağlamak amacıyla tüm örnekler taramada elde edilmiş aynı dijital veri üzerinden üretilmiştir.

Şekil 3.3. İnteroklüzal ilişkilerin değerlendirilmesi

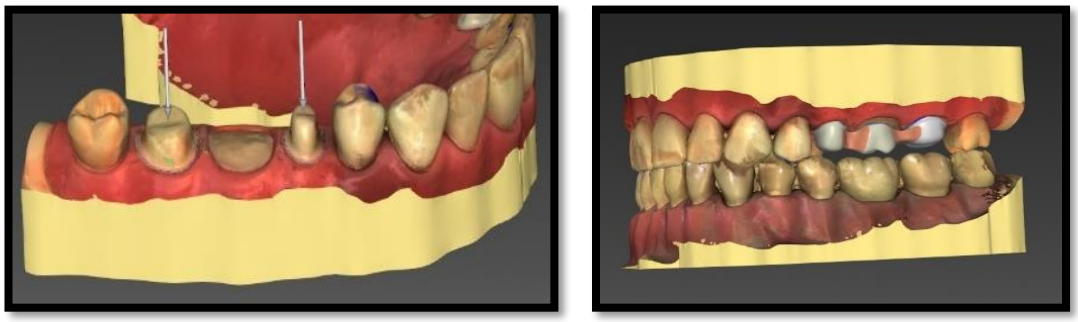
Şekil 3.4. Taraması gerçekleştirilmiş modelin oryantasyon çizgilerine göre konumlandırılması



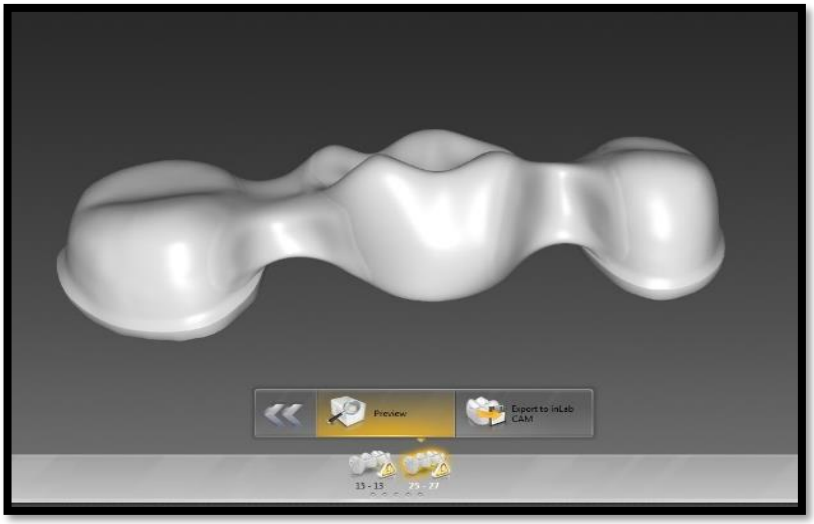
Şekil 3.5. Dental ark kurvatürünün şekillendirilmesi

Şekil 3.6. İkinci premolar dişte preparasyon marjininin çizilmesi

Şekil 3.7. İkinci molar dişte preparasyon marjininin çizilmesi



Şekil 3.8. Restorasyonun giriş yolunun temini ve interoklüzal ilişkinin değerlendirilmesi



Şekil 3.9. Tasarlanmış alt yapı

Power analizi kullanılarak her grup için örnek sayısı 15 olarak belirlenmiştir. Çalışmada, tercih edilen üretim teknikleri temel alınarak 4 grup oluşturulmuştur. Böylece toplam örnek sayısı 60 olarak şekillenmiştir.

3.1 Metal Alt Yapıların Üretimi

CAD yazılımı ile anterior ve posterior köprülerin dijital ortamda 3 boyutlu tasarımı yapıldıktan sonra bilgisayar destekli üretim aşamasına geçilmiştir. Bu aşamada döküm yöntemi ile elde edilen metal alt yapı kontrol grubu olmakla birlikte toplam 4 farklı yaklaşımla Co-Cr alt yapılar üretilmiştir (Tablo 3.1). Söz konusu üretim yaklaşımları şöyledir: Döküm – CAS (KONTROL GRUBU), Selektif Lazer Sinterleme – SLS, Pre-sinterize Metal Frezeleme – PSAM, Post-sinterize Metal Frezeleme – FHAM.

Tablo 3.1. Çalışmada tercih edilen alaşımların adı, üretici firması ve kompozisyonları.

Üretim Tekniği	Ad, Üretici Firma	Kompozisyon (wt%)
CAS	*Wirobond® easy, Bego GmbH*	Co, 53.8; Cr, 25; W, 10.5; Fe, 7; Mo, 2.5; Diğer, 1.2
FHAM	*CopraBond Co-Cr, Whitepeaks Dental Solutions GmbH*	Co, 59-63; Cr, 27-29; W, 8-9; Mn, 0.15-0.35; Fe, 0-0.5; Si, 1.5-1.8; C, 0-0.1
PSAM	*CopraSintec K, Whitepeaks Dental Solutions GmbH*	Co, Denge; Cr, 26.5-30; Mo, 4.5-7; Si, 0-1; Mn, 0-1; Fe, 0-1; C, 0-0.35; Diğer, <1
SLS	*CobaltChrome SP2, EOS GmbH*	Co, 61.8-65.8; Cr, 23.7-25.7; Mo, 4.6-5.6; W, 4.9-5.9; Si, maksimum 0.8-1.2; Mn, maksimum 0.50; Fe, maksimum 0.1

CAS, döküm; FHAM, post-sinterize metal frezeleme; PSAM, pre-sinterize metal frezeleme; SLS, selektif lazer sinterleme

3.1.1 Döküm

CAD yazılımı *(InLab 15, Sirona Dental Systems, Almanya)* kullanılarak hazırlanmış alt yapı tasarımı CAM ünitesine *(inLab MC X5, Sirona Dental Systems, Almanya)* aktarılmıştır. YDÜ, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı bünyesindeki CAM ünitesinde mum bloklarda frezeleme işlemi yapılarak mum alt yapılar üretilmiştir (Şekil 3.10-3.12).

Şekil 3.10. Araştırmada kullanılan 15 mm'lik mum diskler

Şekil 3.11. Tasarlanmış alt yapıların CAM ünitesinde mum bloktan frezelenmesi

Şekil 3.12. Frezeleme işlemi tamamlanmış mum alt yapılar

Teknisyenin çalışma hassasiyetine bağlı olarak değişebilecek mum replikaların hazırlanması işlemi bilgisayar ortamında hazırlanarak standardizasyon sağlanmıştır. Mum replikalar üretildikten sonra iş akışına konvansiyonel kayıp mum tekniği aşamaları ile devam edilmiş; stoplu tijler (Sigmadent, Maharashtra, Hindistan) kullanılarak örneklerin tij bağlantıları tamamlanmıştır (Şekil 3.13).

Şekil 3.13. A) Araştırmada kullanılan stoplu tijler B) Mum alt yapıların tij bağlantılarının temin edilmesi

Şekil 3.14. Tijlenmiş mum alt yapının master model üzerinde görüntüsü

Üretilen mum alt yapılar ana modele yerleştirilmiştir (Şekil 3.14) ve marjinler stereomikroskop altında incelenmiştir. İş akışına, CAS tekniğinin aşamaları ile devam edilmiştir. Mum alt yapıların revetmana alma (Sherafina-Rapid, Shera Werkstoff-Technologie GmbH & Co KG, Almanya) işlemleri gerçekleştirilmiştir. Daha sonra replikalar mum uzaklaştırma işlemi için fırın (MFX-1010, Mikrotek Dental, Türkiye) içerisine yerleştirilmiştir. Döküm, YDÜ Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı bünyesindeki bir elektrik indüksiyon fırınında (INF-2010, Mikrotek Dental, Türkiye) Co-Cr alaşımlı ingotlar (Wirobond® easy, Bego GmbH, Almanya)

kullanılarak gerçekleştirilmiştir (Tablo 3.1) (Şekil 3.15-3.18). 125-µm alüminyum oksit partikül abrazyonu ve düşük hızda karbit diskler revetman ve döküm kalıntılarını gidermek amacıyla kullanılmıştır.

Şekil 3.15. Manşete alma işlemi ve araştırmada kullanılan revetman

Şekil 3.16. Araştırmada kullanılan fırın ve mum alt yapıların eritilmesi aşaması

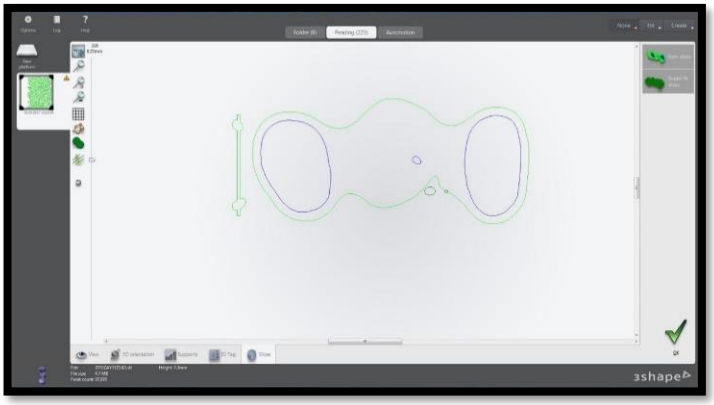
Şekil 3.17. Döküm cihazı ve dökümde kullanılan Co-Cr metal ingotlar

Şekil 3.18. Döküm işlemi

3.1.2 Selektif Lazer Sinterleme

Bu gruba ait örneklerin üretimi için dijital veri dosyası selektif lazer sinterleme cihazına gönderilmiştir. SLS grubu (n = 15) için metal alt yapılar, özel bir laboratuvar bünyesindeki SLS ünitesi (EOSINT M 270, EOS GmbH, Münih) kullanılarak Co-Cr-Mo süperalaşım tozundan (CobaltChrome SP2, EOS GmbH, Münih) sinterlenmiştir (Tablo 3.1) (Şekil 3.19). 20 mikrometre kalınlığındaki süperalaşım tozun sinterlenmesi 200 W Ytterbium fiber lazer yardımıyla 7000 hektopaskal sıkıştırılmış hava ortamında gerçekleştirilmiştir.

.

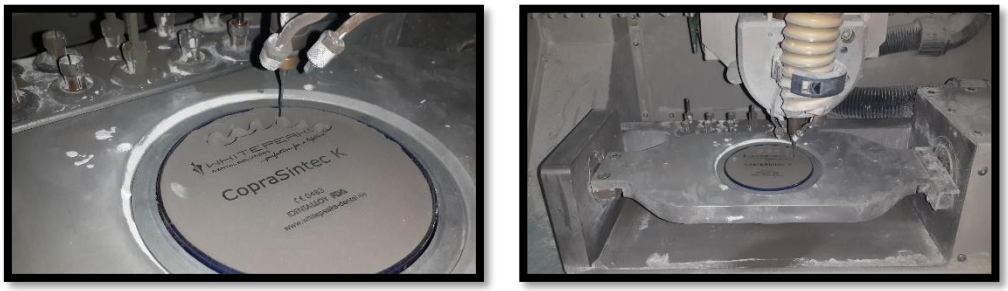


Şekil 3.19. SLS cihazında dijital veri dosyasının görüntülenmesi

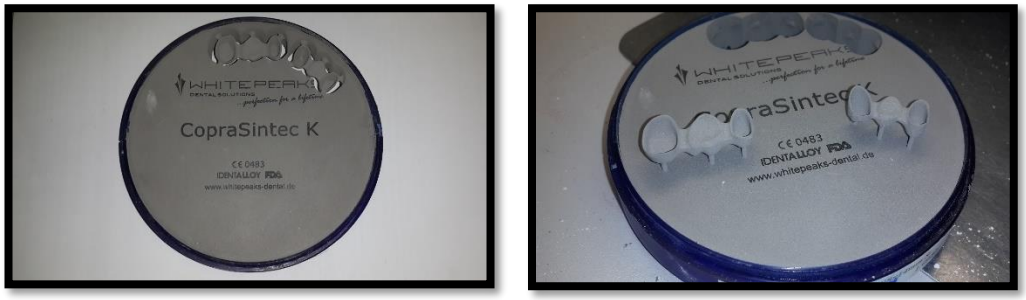
3.1.3 Pre-sinterize Metal Frezeleme – PSAM

Bu gruba ait örnekler (n = 15), 5 eksenli frezeleme cihazı (inLab MC X5, Sirona Dental Systems GmbH, Almanya) yardımı ile pre-sinterize Co-Cr bloklar kullanılarak (CopraSintec K, Whitepeaks Dental Solutions GmbH & Co KG, Almanya) üretilmiştir (Tablo 3.1) (Şekil 3.20-3.22). İşlemden hemen sonra, metal alt yapılar üreticinin tavsiyeleri doğrultusunda bir argon gazı atmosferi altında sinterleme işlemine tabi tutulmuştur. Bu amaç doğrultusunda araştırmada kullanılan bloklara ait sinter fırını (Calidia Sintec 770, Whitepeaks Dental Solutions GmbH & Co KG, Almanya) ve sinterleme parametreleri kullanılmıştır.

Şekil 3.20. Çalışmada kullanılan pre-sinterize metal blok



Şekil 3.21. Pre-sinterize metal disk kullanılarak metal alt yapıların frezelenmesi



Şekil 3.22. Frezeleme işleminin tamamlanmasını takiben metal alt yapıların elde edilmesi

3.1.4 Post-sinterize Metal Frezeleme – FHAM

Bu gruba ait örneklerin (n=15) üretimi için STL dosyası 5 eksenli metal frezeleme ünitesine (inLab MC X5, Sirona Dental Systems GmbH, Almanya) gönderilmiştir. Önceden sinterlenmiş bloklar (CopraBond Co-Cr, Whitepeaks Dental Solutions GmbH & Co KG, Almanya) üzerinde frezeleme işlemi gerçekleştirildiğinden sonrasında herhangi bir sinterleme işlemine tabi tutulmamışlardır (Tablo 3.1).

3.2 Marjinal ve İnternal Uyumun Stereomikroskop Altında İncelenmesi

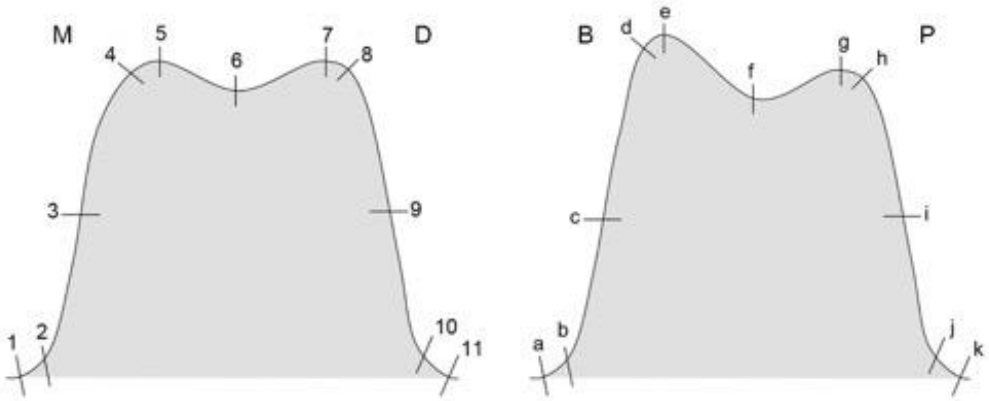
Üretilen tüm alt yapılar buharla temizlenmiş; takiben kurutulmuştur. Üretimden sonra, ilk ölçümler fırınlama protokolünden önce yapılmıştır.

Dört grubun metal alt yapıları marjinal, aksiyal, aksiyo-oklüzal ve oklüzal uyum açısından fırınlama protokolü öncesinde değerlendirilmiştir. Bu amaçla silikon replika tekniği ve stereomikroskop kullanılmıştır.

Silikon replika tekniğinde, *light-body* silikon malzeme (Elite HD + Lightbody Fast Setting, Zhermack, İtalya) karıştırılmıştır ve siman aralığını taklit etmesi için karıştırıcı tabanca (Applyfix 4, Kettenbach GmbH & Co KG, Almanya) yardımıyla restorasyonun içerisine uygulanmıştır. Restorasyon daha sonra master modeldeki ilgili abutment dişler üzerine yerleştirilmiştir. Bu aşamada, standart olmayan parmak basıncı yerine özel olarak tasarlanmış bir yük mekanizması kullanarak her abutmente 50 Newton (≈ 5 kg) oklüzal kuvvet uygulanmıştır (Şekil 3.23). *Light-body* silikon malzemesinin sertleşmesi için 5 dakika bekledikten sonra ana modelden dikkatlice çıkarılmıştır. *Light-body* replikayı desteklemek ve böylece bistüri yardımıyla kesilmesini kolaylaştırmak amacıyla alt yapının içerisi *heavy-body* silikon malzemesi (Elite HD + Putty Soft Fast Setting, Zhermack, İtalya) ile doldurulmuştur.

Daha sonra, silikon replikalar mesiodistal ve bukkopalatinal kesitlere ayrılmıştır. Marjinal, aksiyal, aksiyo-oklüzal ve oklüzal aralık değerlerini ölçmek ve değerlendirmek amacıyla her abutment için, mesiodistal yönde 11, bukkopalatinal yönde 11 olmak üzere toplam 22 adet ölçüm noktası belirlenmiştir (Şekil 3.24) .

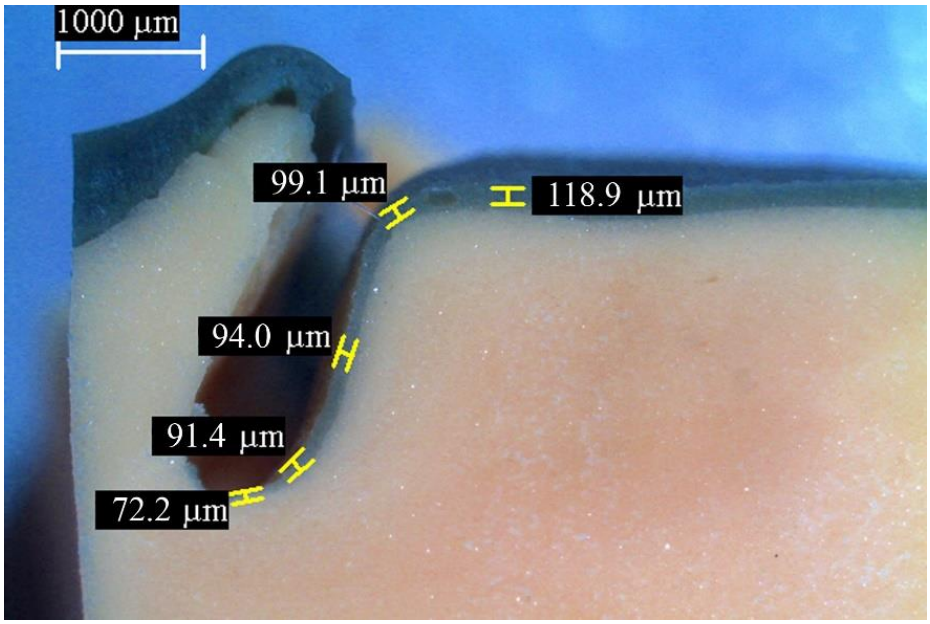
Şekil 3.23. Standart kuvvet uygulamak amacıyla kullanılan aparey



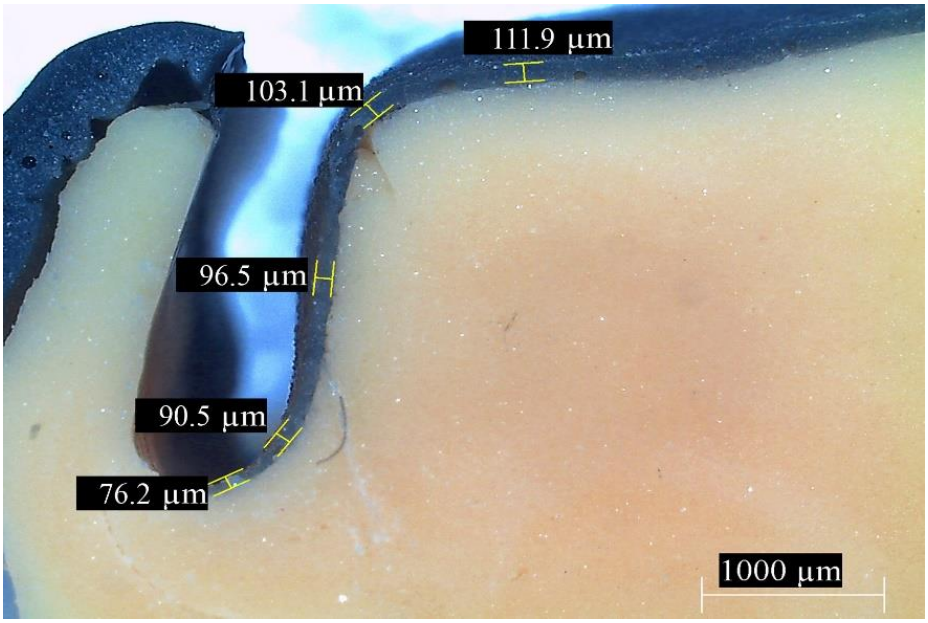
Şekil 3.24. Her abutment için 11 mesiodistal yönde, 11 bukkopalatinal yönde belirlenmiş toplam 22 adet ölçüm noktası

Söz konusu kesitlerden stereomikroskop aracılığıyla ×80 magnifikasyonda dijital görüntüler elde edilmiştir ve stereomikroskobun bünyesinde mevcut olan ölçüm yazılımı (Leica LAS EZ, Leica Microsystems GmbH, Almanya) (Şekil 3.26-3.30) kullanılarak ölçüm noktalarındaki aralık değerleri mikrometre cinsinden kaydedilmiştir.

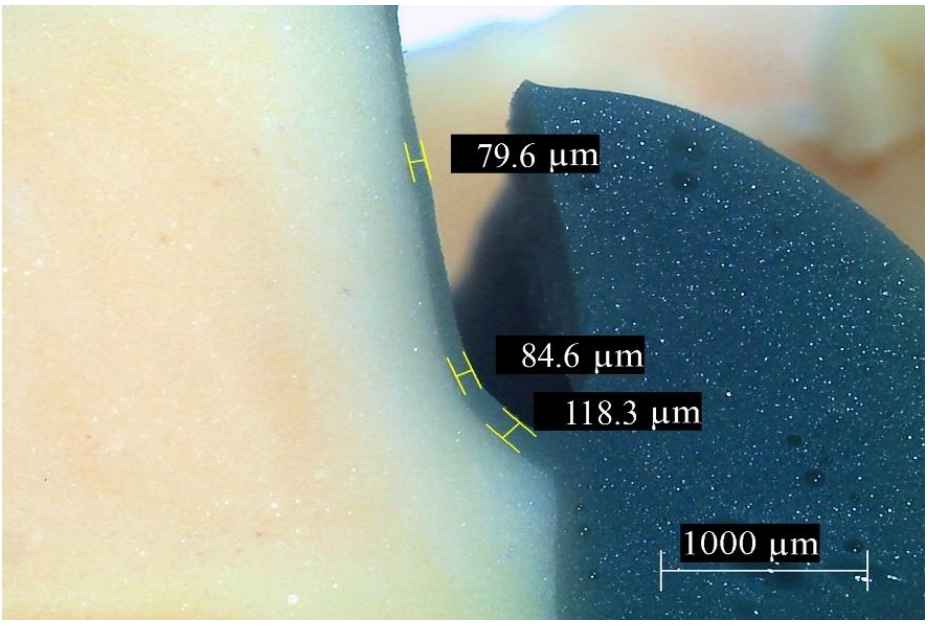
Şekil 3.25. Çalışmada tercih edilen stereomikroskobun görüntüsü



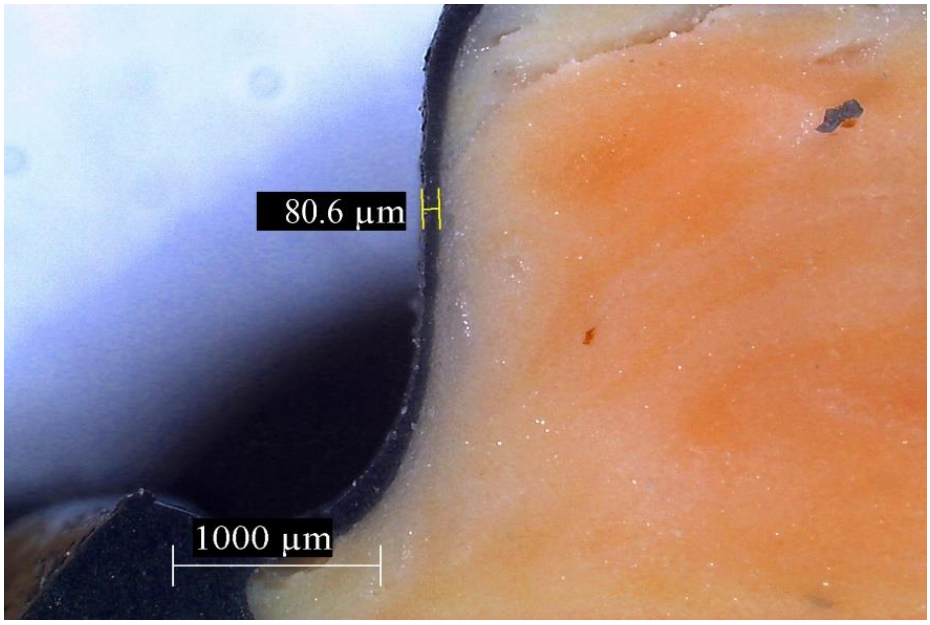
Şekil 3.26. Marjinal, aksiyal, aksiyo-oklüzal ve oklüzal bölge ölçümlerini gösteren temsili mikrofotoğraf - *PSAM grup, örnek no 1, molar abutment*



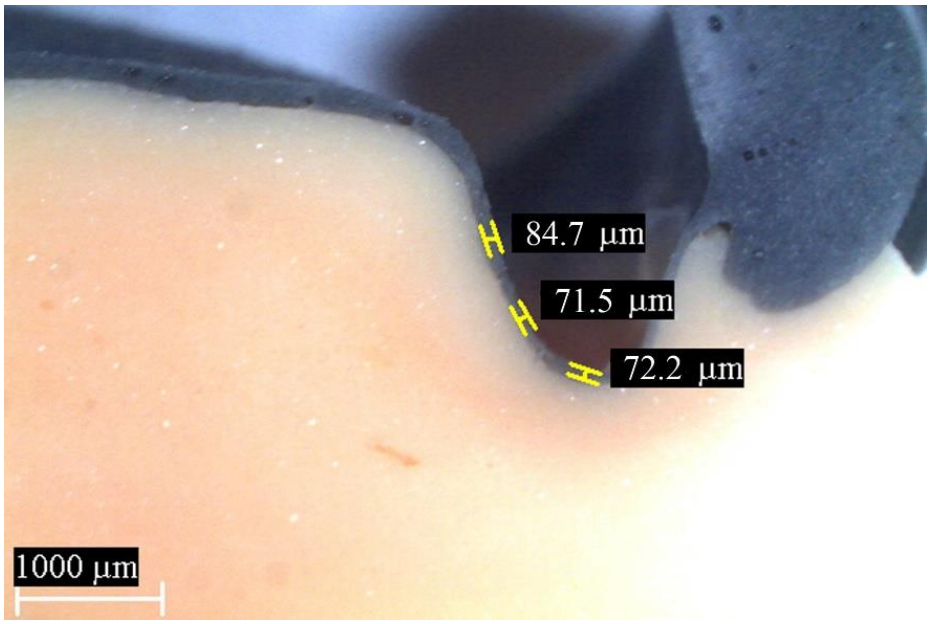
Şekil 3.27. Marjinal, aksiyal, aksiyo-oklüzal ve oklüzal bölge ölçümlerini gösteren temsili mikrofotoğraf - *PSAM grup, örnek no 2, molar abutment*



Şekil 3.28. Marjinal ve aksiyal bölge ölçümlerini gösteren temsili mikrofotoğraf - *CAS grup, örnek no 1, premolar abutment*



Şekil 3.29. Marjinal ve aksiyal bölge ölçümlerini gösteren temsili mikrofotoğraf - *CAS grup, örnek no 2, premolar abutment*



Şekil 3.30. Marjinal ve aksiyal bölge ölçümlerini gösteren temsili mikrofotoğraf - *SLS grup, örnek no 1, molar abutment*

3.3 Alt Yapılar Üzerine Veneer Porselen Uygulanması ve Fırınlama Protokolü

Dört farklı gruba ait metal alt yapılar elde edildikten ve fırınlama protokolü öncesi ölçümler yapıldıktan sonra alt yapılara tekrarlanan fırınlama siklusları uygulanmıştır. Bu çalışmada kullanılan veneer seramiğinin fırınlama protokolü (IPS InLine, Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein), bir porselen fırın yardımıyla (Programat EP5000 / G2, Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein) üreticinin talimatlarına göre gerçekleştirilmiştir (Tablo 3.2). Böylece tüm örneklere tekrarlanan porselen fırınlama siklusları uygulanmış ve tekrarlanan fırınlamaların restorasyonların uyumu üzerindeki etkisini değerlendirmek amacıyla her abutment için önceden tanımlanmış 22 noktadaki tüm aralık değerlerinin ölçümü sırasıyla ikinci, dördüncü ve yedinci fırınlamalardan sonra tekrarlanmıştır. Toplamda 3840 marjinal aralık değeri, 1920 aksiyal aralık değeri, 1920 aksiyo-oklüzal aralık değeri ve 2880 oklüzal aralık değeri kaydedilmiştir.

Tablo 3.2. IPS InLine porseleninin fırınlama siklusu.

Sıra	Fırınlama Amacı	T °C	B °C	S dk	t↑ °C/dk	H dk	V_1 °C	V_2 °C
1	Başlangıç oksidasyon fırınlaması	980	403	4	80	1	450	979
2	Birinci opak fırınlaması	930	403	6	100	2	450	929
3	İkinci opak fırınlaması	930	403	6	100	2	450	929
4	Marjin fırınlaması	930	403	4	60	1	450	929
5	Dentin & insizal fırınlaması	910	403	4	60	1	450	909
6	Düzeltme fırınlaması *(add-on)*	860	403	4	60	1	450	859
7	*Glaze* fırınlaması	800	403	6	60	2	450	799

T, fırınlama sıcaklığı; B, bekleme sıcaklığı; S, kapanış süresi; t ↑, ısıtma oranı; H, tutma süresi; V1, vakumun devreye girdiği sıcaklık; V2, vakumun devre dışı kaldığı sıcaklık

4 BULGULAR

4.1 İstatiksel Analiz Yöntemi

Dağılımın normalliğini değerlendirmek için *Kolmogorov-Smirnov* testi kullanılmıştır. Normal dağılım varsayımı kabul edilmştir ve bu nedenle 4 grup arasındaki farklılıkları değerlendirmek için parametrik testler kullanılmıştır. Kaydedilen veriler, tekrarlayan fırınlama periyodları öncesinde ve sonrasında farklı alt yapı üretim yöntemleri ile imal edilen metal destekli seramik restorasyonların marjinal, aksiyal, aksiyo-oklüzal ve oklüzal adaptasyonunu incelemek amacıyla tekrarlayan ölçümlerde 4 yönlü varyans analizi *(4-Way ANOVA)* ve *Bonferroni post hoc* testine tabi tutulmuştur. Bu amaç doğrultusunda istatistiksel analiz programı (IBM SPSS Statistics v23-Demo, IBM Corporation, Amerika) kullanılmıştır. İstatistiksel testler %95 güven aralığında gerçekleştirilmiştir.

4.2 İstatiksel Analiz Sonuçları ve Bulgular

Dört grubun ortalama marjinal, aksiyal, aksiyo-oklüzal ve oklüzal aralık ölçüm değerleri ve standart sapmaları Tablo 4.1-4.4'de gösterilmektedir. Bu çalışmada, premolar ve molar abutmentler arasındaki ortalama aralık değerleri (tüm bölgeler için) anlamlı olarak farklı bulunmuştur ($P<0.001$). Bu nedenle, premolar ve molar abutmentler için elde edilen veriler ayrı ayrı değerlendirilmiştir. Tüm tablolardaki değerler mikrometre cinsinden belirtilmiştir.

Tablo 4.1. Lokasyon-Üretim Tekniği (Premolar) Değerlerinin Dağılımı.

Üretim Tekniği	**Lokasyon**	**Fırınlama Öncesi Premolar (n=60)**	**2. Fırınlama Sonrası Premolar (n=60)**	**4. Fırınlama Sonrası Premolar (n=60)**	**7. Fırınlama Sonrası Premolar (n=60)**
DÖKÜM	Marjinal	99.17±4.46 (a)	95.09±2.56 (a)	97.22±2.63 (ab)	98.35±2.87 (a)
	Aksiyal	101.26±7.14 (a)	93.46±4.81 (a)	96.62±4.44 (a)	99.39±4.56 (a)
	Aksiyo-oklüzal	107.99±6.4 (b)	102.09±3.66 (b)	101.22±4.61 (b)	105.52±3.04 (b)
	Oklüzal	118.77±7.27 (c)	110.04±8.01 (c)	109.94±5.93 (c)	115.08±4.01 (c)
	Test; P	**28.372;<0.001**	**32.040;<0.001**	**27.223;<0.001**	**65.121;<0.001**
POST-SİNTERİZE METAL FREZELEME	Marjinal	79.23±0.87 (a)	80.06±1.73 (a)	82.31±1.95 (a)	82.93±1.33 (a)
	Aksiyal	77.86±2.05 (a)	77.8±2.2 (b)	81.5±1.83 (a)	80.94±1.47 (b)
	Aksiyo-oklüzal	85.46±3.32 (b)	87.38±2.89 (c)	87.68±2.5 (b)	87.73±2.96 (c)
	Oklüzal	154.46±6.28 (c)	152.89±4.93 (d)	156.19±4.85 (c)	155.02±3.1 (d)
	Test; P	**1447.299;<0.001**	**1900.116;<0.001**	**2136.445;<0.001**	**3427.992;<0.001**
SELEKTİF LAZER SİNTERLEME	Marjinal	79.2±1.93 (a)	79.17±1.13 (a)	82.11±1.2 (a)	86.01±2.99 (a)
	Aksiyal	78.15±1.13 (a)	80.01±1.62 (a)	82.02±1.61 (a)	84.92±4.84 (a)
	Aksiyo-oklüzal	82.93±4.15 (b)	90.63±2.68 (b)	90.07±2.13 (b)	92.9±4.06 (b)
	Oklüzal	136.66±8.75 (c)	140.86±8.76 (c)	145.48±5.12 (c)	144.5±4.3 (c)
	Test; P	**448.192;<0.001**	**584.891;<0.001**	**1615.334;<0.001**	**723.243;<0.001**
PRE-SİNTERİZE METAL FREZELEME	Marjinal	78.07±2.32 (a)	79.61±1.95 (ab)	78.98±1.83 (a)	79.62±2.28 (ab)
	Aksiyal	79.53±2.7 (a)	78.62±2.45 (a)	80.65±2.56 (ab)	78.45±2 (a)
	Aksiyo-oklüzal	82.12±2.81 (b)	81.18±2.06 (b)	82.22±2 (b)	82.11±3.19 (b)
	Oklüzal	108.64±2.82 (c)	111.29±2.26 (c)	109.45±2.29 (c)	111.87±3.25 (c)
	Test; P	**440.293;<0.001**	**778.023;<0.001**	**656.527;<0.001**	**510.895;<0.001**

Aynı üst indis istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını ifade eder. Tablodaki değerler µm cinsinden belirtilmiştir.

Tablo 4.2. Lokasyon-Üretim Tekniği (Molar) Değerlerinin Dağılımı.

Üretim Tekniği	**Lokasyon**	**Fırınlama Öncesi Molar (n=60)**	**2. Fırınlama Sonrası Molar (n=60)**	**4. Fırınlama Sonrası Molar (n=60)**	**7. Fırınlama Sonrası Molar (n=60)**
DÖKÜM	Marjinal	104.95±2.89 (a)	98.87±4.64 (a)	100.3±2.81 (a)	102.31±2.99 (a)
	Aksiyal	103.73±6.8 (a)	97.03±6.98 (a)	100.57±5.91 (a)	103.19±3.74 (a)
	Aksiyo-oklüzal	112.56±4.69 (b)	101.84±5.53 (ab)	102.48±4.81 (a)	107.72±4.72 (b)
	Oklüzal	120.86±6.35 (c)	110.96±12.92 (b)	112.31±5.54 (b)	116.66±3.59 (c)
	Test; P	**32.185;<0.001**	**8.562;<0.001**	**20.032;<0.001**	**44.558;<0.001**
POST-SİNTERİZE METAL FREZELEME	Marjinal	80.77±2.06 (a)	81.47±1.84 (a)	83.43±1.37 (a)	84.25±1.62 (a)
	Aksiyal	81.27±2.32 (a)	80.24±3.01 (a)	84.14±2.5 (a)	83.84±2.31 (a)
	Aksiyo-oklüzal	87.94±4.4 (b)	89.57±2.28 (b)	89.39±2.04 (b)	87.4±2.76 (b)
	Oklüzal	161.46±5.33 (c)	162.64±5.1 (c)	164.78±5.06 (c)	164.24±4.81 (c)
	Test; P	**1606.971;<0.001**	**2162.704;<0.001**	**2492.851;<0.001**	**2425.723;<0.001**
SELEKTİF LAZER SİNTERLEME	Marjinal	81.56±1.93 (a)	79.63±1.25 (a)	82.29±1.12 (a)	88.03±2.64 (a)
	Aksiyal	82.74±2.8 (ab)	80.01±2.1 (a)	82.42±2.42 (a)	85.43±2 (b)
	Aksiyo-oklüzal	85.45±4.01 (b)	90.88±4.6 (b)	91.58±2.23 (b)	95.05±2.99 (c)
	Oklüzal	150.06±9.21 (c)	154.11±9.63 (c)	154.48±9.49 (c)	154.9±6.4 (d)
	Test; P	**596.606;<0.001**	**637.865;<0.001**	**711.253;<0.001**	**1069.190;<0.001**
PRE-SİNTERİZE METAL FREZELEME	Marjinal	79.73±2.33 (a)	81.99±1.7 (a)	80.42±2.22 (a)	81.24±1.93 (a)
	Aksiyal	79.07±3.27 (a)	80.8±2.97 (a)	80.2±2.05 (a)	80.96±2.23 (a)
	Aksiyo-oklüzal	84.2±3.27 (b)	87.12±2.05 (b)	85.21±2.52 (b)	83.04±3.08 (a)
	Oklüzal	111.82±3.12 (c)	113.44±2.03 (c)	112.14±2.73 (c)	111.75±4.07 (b)
	Test; P	**398.582;<0.001**	**702.471;<0.001**	**609.666;<0.001**	**390.530;<0.001**

Aynı üst indis istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını ifade eder. Tablodaki değerler µm cinsinden belirtilmiştir.

Tablo 4.3. Üretim Tekniği-Lokasyon (Premolar) Değerlerinin Dağılımı.

Lokasyon	**Üretim Tekniği**	**Fırınlama Öncesi Premolar (n=60)**	**2. Fırınlama Sonrası Premolar (n=60)**	**4. Fırınlama Sonrası Premolar (n=60)**	**7. Fırınlama Sonrası Premolar (n=60)**
MARJİNAL	CAS	99.17±4.46 (a)	95.09±2.56 (a)	97.22±2.63 (a)	98.35±2.87 (a)
	FHAM	79.23±0.87 (b)	80.06±1.73 (b)	82.31±1.95 (b)	82.93±1.33 (b)
	SLS	79.2±1.93 (b)	79.17±1.13 (b)	82.11±1.2 (b)	86.01±2.99 (c)
	PSAM	78.07±2.32 (b)	79.61±1.95 (b)	78.98±1.83 (c)	79.62±2.28 (d)
	Test; P	**208.984;<0.001**	**246.037;<0.001**	**258.963;<0.001**	**165.952;<0.001**
AKSİYAL	CAS	101.26±7.14 (a)	93.46±4.81 (a)	96.62±4.44 (a)	99.39±4.56 (a)
	FHAM	77.86±2.05 (b)	77.8±2.2 (b)	81.5±1.83 (b)	80.94±1.47 (b)
	SLS	78.15±1.13 (b)	80.01±1.62 (c)	82.02±1.61 (b)	84.92±4.84 (c)
	PSAM	79.53±2.7 (b)	78.62±2.45 (bc)	80.65±2.56 (b)	78.45±2 (d)
	Test; P	**122.208;<0.001**	**89.371;<0.001**	**108.501;<0.001**	**104.255;<0.001**
AKSİYO-OKLÜZAL	CAS	107.99±6.4 (a)	102.09±3.66 (a)	101.22±4.61 (a)	105.52±3.04 (a)
	FHAM	85.46±3.32 (b)	87.38±2.89 (b)	87.68±2.5 (b)	87.73±2.96 (b)
	SLS	82.93±4.15 (bc)	90.63±2.68 (c)	90.07±2.13 (b)	92.9±4.06 (c)
	PSAM	82.12±2.81 (c)	81.18±2.06 (d)	82.22±2 (c)	82.11±3.19 (d)
	Test; P	**118.171;<0.001**	**139.322;<0.001**	**106.146;<0.001**	**134.234;<0.001**
OKLÜZAL	CAS	118.77±7.27 (a)	110.04±8.01 (a)	109.94±5.93 (a)	115.08±4.01 (a)
	FHAM	154.46±6.28 (b)	152.89±4.93 (b)	156.19±4.85 (ab	155.02±3.1 (b)
	SLS	136.66±8.75 (c)	140.86±8.76 (c)	145.48±5.12 (c)	144.5±4.3 (c)
	PSAM	108.64±2.82 (d)	111.29±2.26 (a)	109.45±2.29 (a)	111.87±3.25 (a)
	Test; P	**138.421;<0.001**	**162.443;<0.001**	**388.215;<0.001**	**502.933;<0.001**

Aynı üst indis istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını ifade eder. Tablodaki değerler µm cinsinden belirtilmiştir.

Tablo 4.4. Üretim Tekniği-Lokasyon (Molar) Değerlerinin Dağılımı.

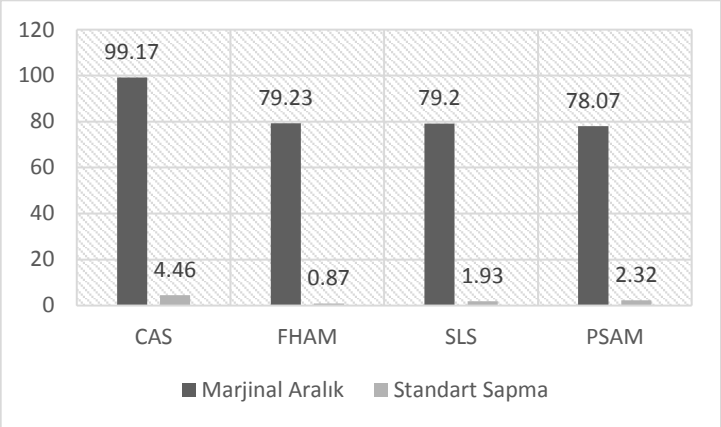
Lokasyon	**Üretim Tekniği**	**Fırınlama Öncesi Molar (n=60)**	**2. Fırınlama Sonrası Molar (n=60)**	**4. Fırınlama Sonrası Molar (n=60)**	**7. Fırınlama Sonrası Molar (n=60)**
MARJİNAL	CAS	104.95±2.89 (a)	98.87±4.64 (a)	100.3±2.81 (a)	102.31±2.99 (a)
	FHAM	80.77±2.06 (b)	81.47±1.84 (b)	83.43±1.37 (b)	84.25±1.62 (b)
	SLS	81.56±1.93 (b)	79.63±1.25 (c)	82.29±1.12 (b)	88.03±2.64 (c)
	PSAM	79.73±2.33 (b)	81.99±1.7 (b)	80.42±2.22 (c)	81.24±1.93 (d)
	Test; P	**407.215;<0.001**	**164.754;<0.001**	**318.879;<0.001**	**234.225;<0.001**
AKSİYAL	CAS	103.73±6.8 (a)	97.03±6.98 (a)	100.57±5.91 (a)	103.19±3.74 (a)
	FHAM	81.27±2.32 (bc)	80.24±3.01 (b)	84.14±2.5 (b)	83.84±2.31 (b)
	SLS	82.74±2.8 (b)	80.01±2.1 (b)	82.42±2.42 (bc)	85.43±2 (b)
	PSAM	79.07±3.27 (c)	80.8±2.97 (b)	80.2±2.05 (c)	80.96±2.23 (c)
	Test; P	**112.189;<0.001**	**58.833;<0.001**	**101.259;<0.001**	**214.707;<0.001**
AKSİYO-OKLÜZAL	CAS	112.56±4.69 (a)	101.84±5.53 (a)	102.48±4.81 (a)	107.72±4.72 (a)
	FHAM	87.94±4.4 (b)	89.57±2.28 (b)	89.39±2.04 (b)	87.4±2.76 (b)
	SLS	85.45±4.01 (b)	90.88±4.6 (bc)	91.58±2.23 (b)	95.05±2.99 (c)
	PSAM	84.2±3.27 (b)	87.12±2.05 (c)	85.21±2.52 (a)	83.04±3.08 (d)
	Test; P	**159.073;<0.001**	**41.685;<0.001**	**84.475;<0.001**	**145.281;<0.001**
OKLÜZAL	CAS	120.86±6.35 (a)	110.96±12.92 (a)	112.31±5.54 (a)	116.66±3.59 (a)
	FHAM	161.46±5.33 (b)	162.64±5.1 (b)	164.78±5.06 (b)	164.24±4.81 (b)
	SLS	150.06±9.21 (c)	154.11±9.63 (c)	154.48±9.49 (c)	154.9±6.4 (c)
	PSAM	111.82±3.12 (d)	113.44±2.03 (a)	112.14±2.73 (a)	111.75±4.07 (d)
	Test; P	**203.331;<0.001**	**149.970;<0.001**	**299.086;<0.001**	**451.772;<0.001**

Aynı üst indis istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını ifade eder. Tablodaki değerler μm cinsinden belirtilmiştir.

4.2.1 Premolar Abutment Üzerinde Yapılan Ölçümler

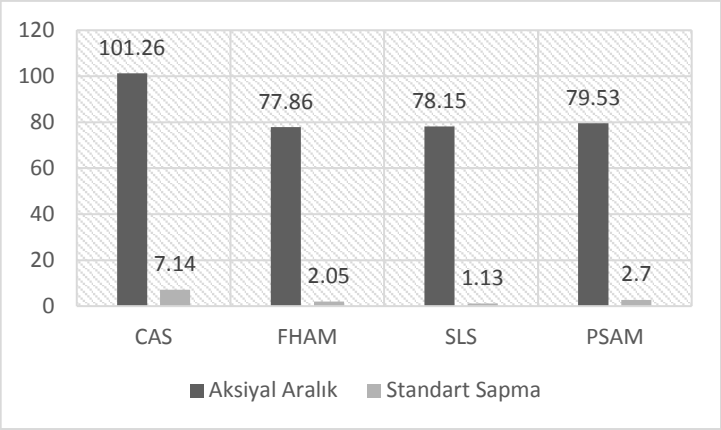
4.2.1.1 Fırınlama Öncesi Yapılan Ölçümler

Marjinal bölgeden yapılan ölçümlerde döküm grubu diğer üç gruba göre en yüksek aralık değerini göstermiştir. FHAM, PSAM ve SLS grupları arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır. İlaveten gruplararası fark anlamlıdır (Şekil 4.1).



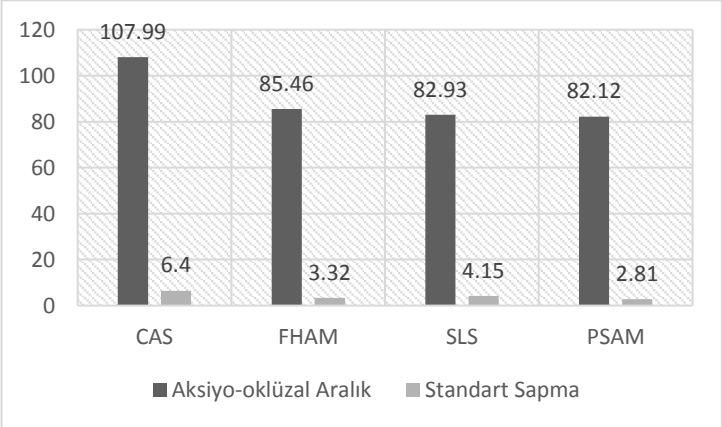
Şekil 4.1. Üretim tekniklerinin marjinal aralık değeri açısından değerlendirilmesi-Fırınlama Öncesi/Premolar Abutment

Aksiyal bölgeden yapılan ölçümlerde diğer üç gruba göre yine döküm grubunda en yüksek aralık değeri gözlemlenmiştir. FHAM, PSAM ve SLS grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır. İlaveten gruplararası fark anlamlıdır (Şekil 4.2).



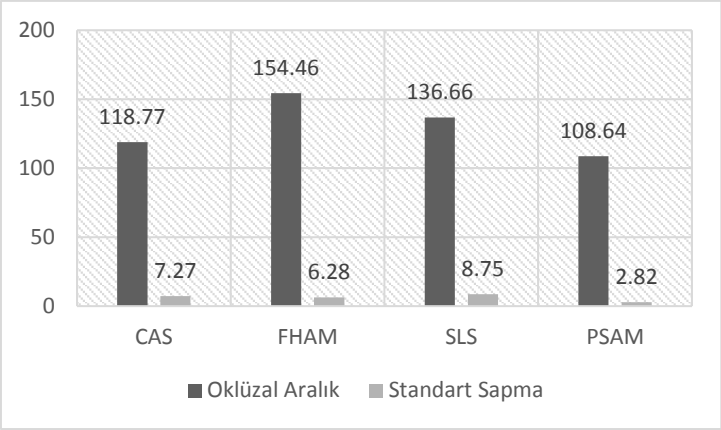
Şekil 4.2. Üretim tekniklerinin aksiyal aralık değeri açısından değerlendirilmesi-Fırınlama Öncesi/Premolar Abutment

Aksiyo-oklüzal bölgeden yapılan ölçümler sonucunda döküm grubu en yüksek aralık değerini göstermiştir. Döküm grubunu sırasıyla FHAM, SLS ve PSAM teknolojileri takip etmiştir. Gruplararası fark istatistiksel olarak anlamlıdır (Şekil 4.3).



Şekil 4.3. Üretim tekniklerinin aksiyo-oklüzal aralık değeri açısından değerlendirilmesi-Fırınlama Öncesi/Premolar Abutment

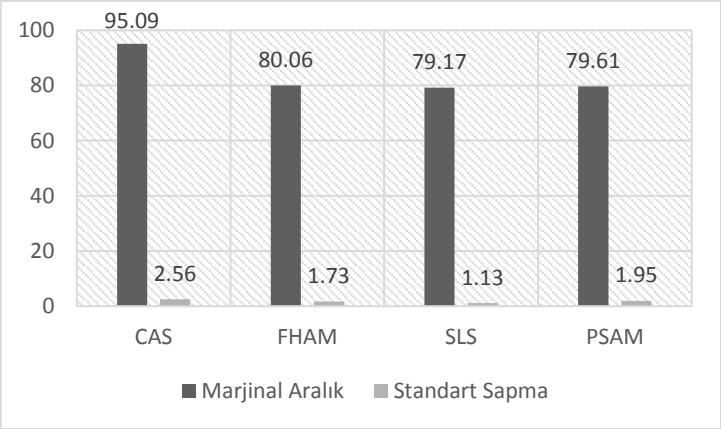
Oklüzal bölge ölçümleri en uyumsuz restorasyonların FHAM grubuna ait olduğunu göstermiştir. Bunu sırasıyla SLS ve döküm grupları takip etmiş; en başarılı oklüzal adaptasyon PSAM grubuna ait örneklerde gözlemlenmiştir. Gruplararası fark anlamlıdır (Şekil 4.4).



Şekil 4.4. Üretim tekniklerinin oklüzal aralık değeri açısından değerlendirilmesi-Fırınlama Öncesi/Premolar Abutment

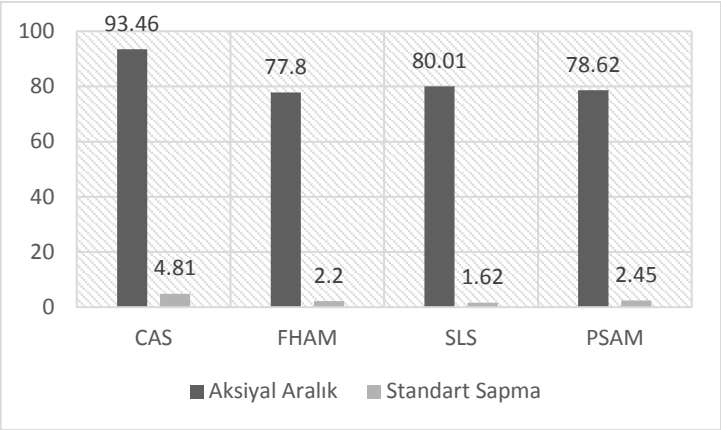
4.2.1.2 İkinci Fırınlama Sonrası Yapılan Ölçümler

Marjinal bölgeden yapılan ölçümlerde döküm grubu diğer üç gruba göre en yüksek aralık değerini göstermiştir. FHAM, PSAM ve SLS grupları arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır. İlaveten gruplar arası fark anlamlıdır (Şekil 4.5).



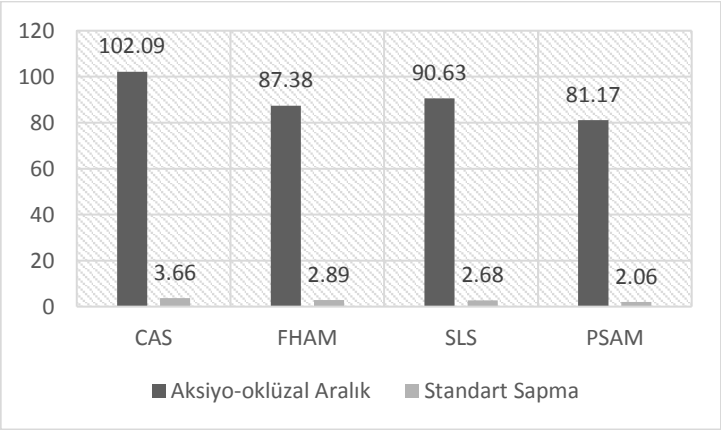
Şekil 4.5. Üretim tekniklerinin marjinal aralık değeri açısından değerlendirilmesi-İkinci Fırınlama Sonrası/Premolar Abutment

Aksiyal bölge ölçümlerinde en yüksek aralık değeri döküm grubunda gözlemlenmiştir. Bu grubu sırasıyla SLS, PSAM ve FHAM grupları izlemiştir. Gruplar arası fark istatistiksel olarak anlamlıdır (Şekil 4.6).



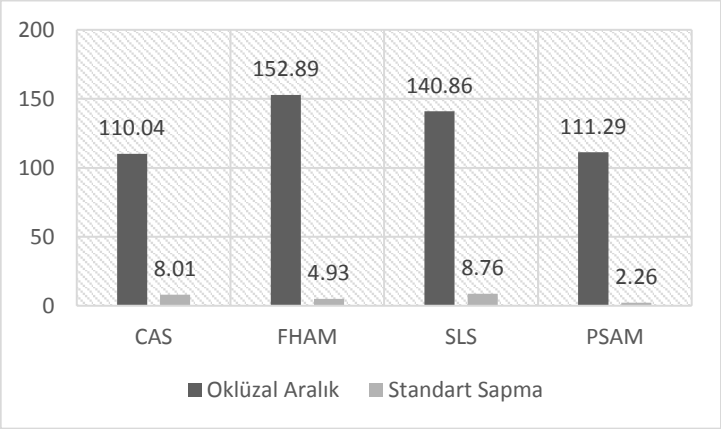
Şekil 4.6. Üretim tekniklerinin aksiyal aralık değeri açısından değerlendirilmesi-İkinci Fırınlama Sonrası/Premolar Abutment

Aksiyo-oklüzal bölgeden elde edilen ölçümler de en yüksek aralık değerinin döküm grubuna ait olduğunu göstermiştir. Bu grubu sırasıyla SLS, FHAM ve PSAM grupları takip etmiştir. Gruplar arası fark istatistiksel olarak anlamlıdır (Şekil 4.7).



Şekil 4.7. Üretim tekniklerinin aksiyo-oklüzal aralık değeri açısından değerlendirilmesi-İkinci Fırınlama Sonrası/Premolar Abutment

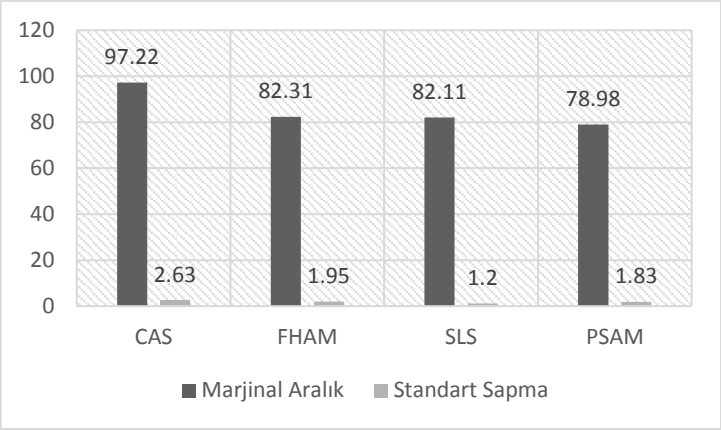
Oklüzal bölge ölçümlerinde en yüksek aralık değeri FHAM grubunda tespit edilmiştir. Bunu SLS, PSAM ve döküm grupları takip etmiştir. Oklüzal bölge adaptasyonu açısından en iyi sonucu döküm grubu sunsa da; döküm grubu ve PSAM grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir. Gruplar arası fark anlamlıdır (Şekil 4.8).



Şekil 4.8. Üretim tekniklerinin oklüzal aralık değeri açısından değerlendirilmesi-İkinci Fırınlama Sonrası/Premolar Abutment

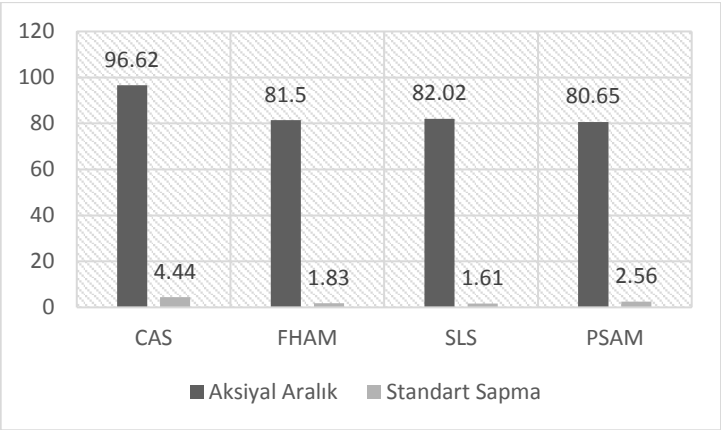
4.2.1.3 Dördüncü Fırınlama Sonrası Yapılan Ölçümler

Marjinal bölgeden yapılan ölçümlerde döküm grubu yine diğer üç gruba göre en yüksek aralık değerini göstermiştir. Bu grubu sırasıyla SLS, FHAM ve PSAM grupları takip etse de; FHAM ve SLS grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir. İlaveten tüm gruplar arası fark anlamlıdır (Şekil 4.9).



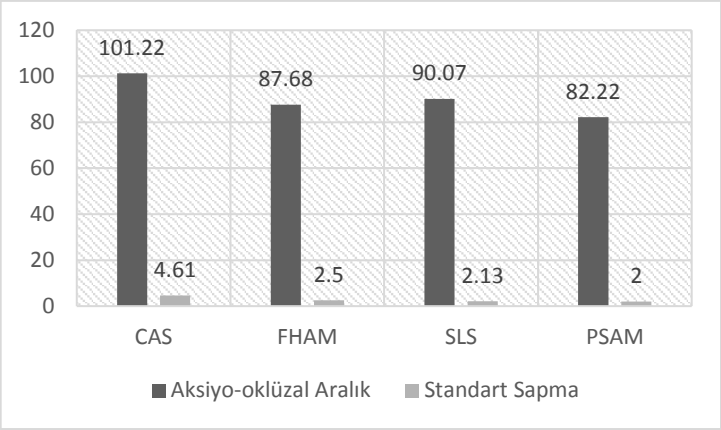
Şekil 4.9. Üretim tekniklerinin marjinal aralık değeri açısından değerlendirilmesi-Dördüncü Fırınlama Sonrası/Premolar Abutment

Aksiyal bölge ölçümlerinde en yüksek aralık değeri döküm grubunda saptanmış olup; bunu sırasıyla SLS, FHAM ve PSAM grupları izlemiştir. Ancak SLS, FHAM ve PSAM grupları arasındakş fark istatistiksel olarak anlamlı değildir (Şekil 4.10).



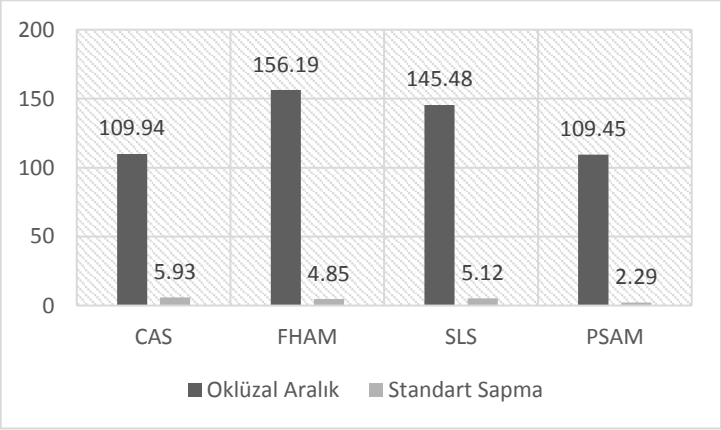
Şekil 4.10. Üretim tekniklerinin aksiyal aralık değeri açısından değerlendirilmesi-Dördüncü Fırınlama Sonrası/Premolar Abutment

Aksiyo-oklüzal bölge ölçümlerinde de döküm grubu en yüksek aralık değerine sahip grup olmuştur. Bunu sırasıyla SLS, FHAM ve PSAM grupları izlemiştir. Ancak SLS ve FHAM grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır (Şekil 4.11).



Şekil 4.11. Üretim tekniklerinin aksiyo-oklüzal aralık değeri açısından değerlendirilmesi-Dördüncü Fırınlama Sonrası/Premolar Abutment

Oklüzal bölge ölçümlerinde en yüksek aralık değeri FHAM grubuna ait olup; bu grubu SLS, PSAM ve döküm grupları takip etmiştir. PSAM ve döküm grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir (Şekil 4.12).

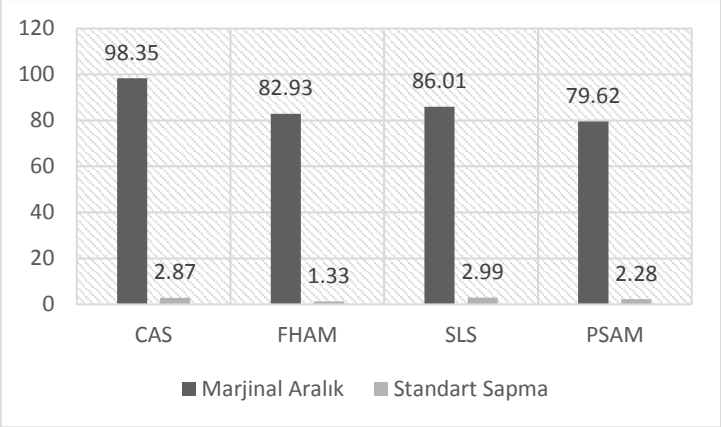


Şekil 4.12. Üretim tekniklerinin oklüzal aralık değeri açısından değerlendirilmesi-Dördüncü Fırınlama Sonrası/Premolar Abutment

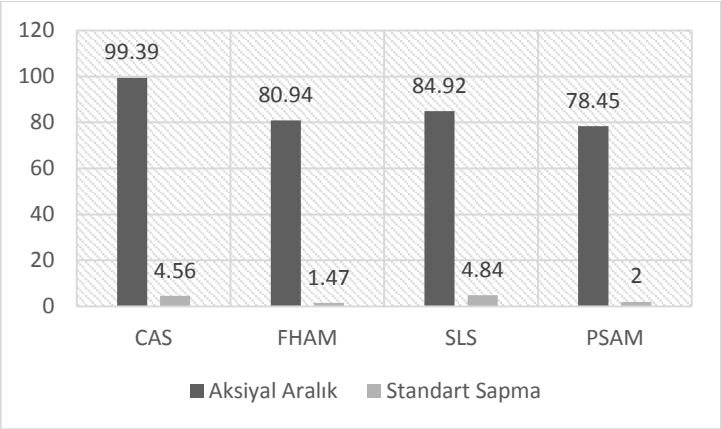
4.2.1.4 Yedinci Fırınlama Sonrası Yapılan Ölçümler

Marjinal, aksiyal ve aksiyo-oklüzal bölgelerden elde edilen ölçümler tüm gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğunu göstermiştir. En yüksek marjinal, aksiyal ve aksiyo-oklüzal açıklık değerleri

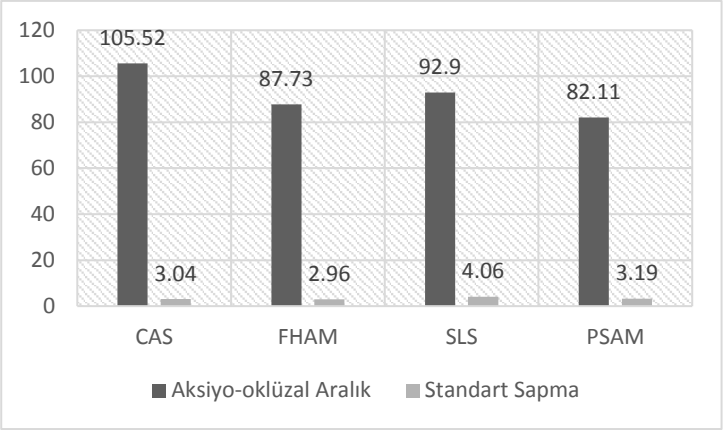
döküm grubunda tespit edilmiştir. Bunu SLS, FHAM ve PSAM grupları takip etmiştir (Şekil 4.13-4.15).



Şekil 4.13. Üretim tekniklerinin marjinal aralık değeri açısından değerlendirilmesi-Yedinci Fırınlama Sonrası/Premolar Abutment

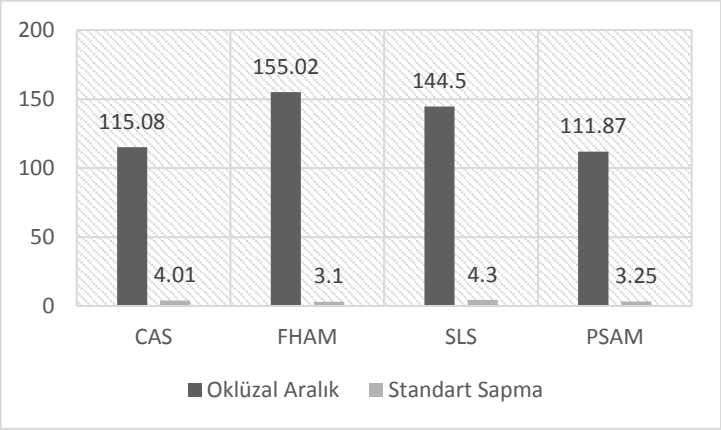


Şekil 4.14. Üretim tekniklerinin aksiyal aralık değeri açısından değerlendirilmesi-Yedinci Fırınlama Sonrası/Premolar Abutment



Şekil 4.15. Üretim tekniklerinin aksiyo-oklüzal aralık değeri açısından değerlendirilmesi-Yedinci Fırınlama Sonrası/Premolar Abutment

Oklüzal bölgede en yüksek açıklık değeri FHAM grubunda tespit edilmiştir. Bu grubu SLS, döküm ve PSAM grupları izlemiştir. Yine de döküm ve PSAM grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir (Şekil 4.16).

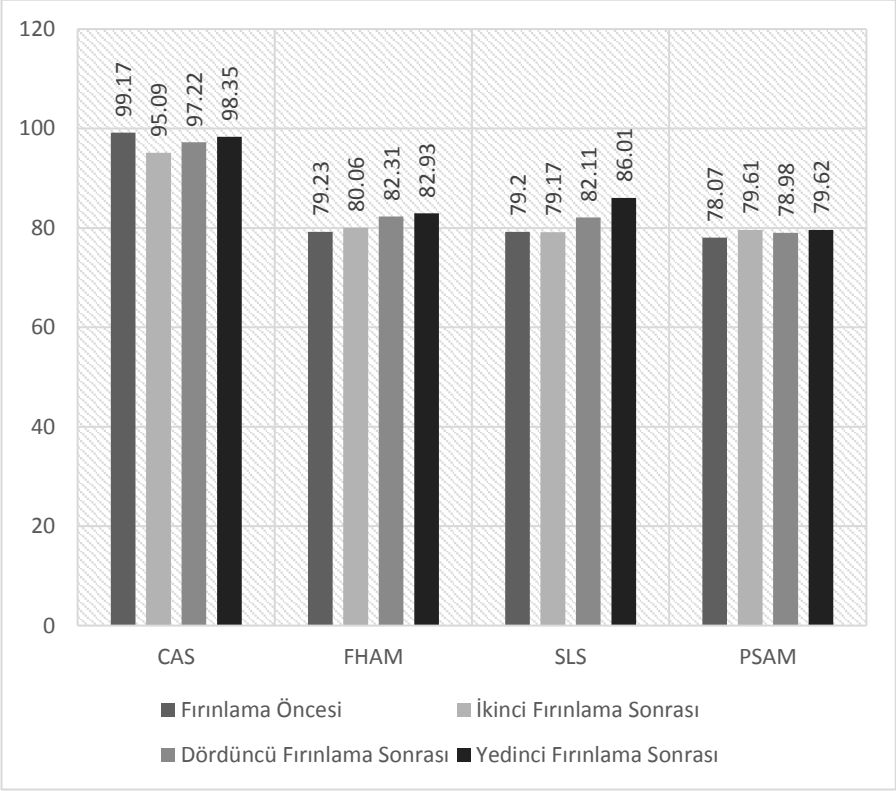


Şekil 4.16. Üretim tekniklerinin oklüzal aralık değeri açısından değerlendirilmesi-Yedinci Fırınlama Sonrası/Premolar Abutment

4.2.1.5 Fırınlamalar Arası Farklılıklar

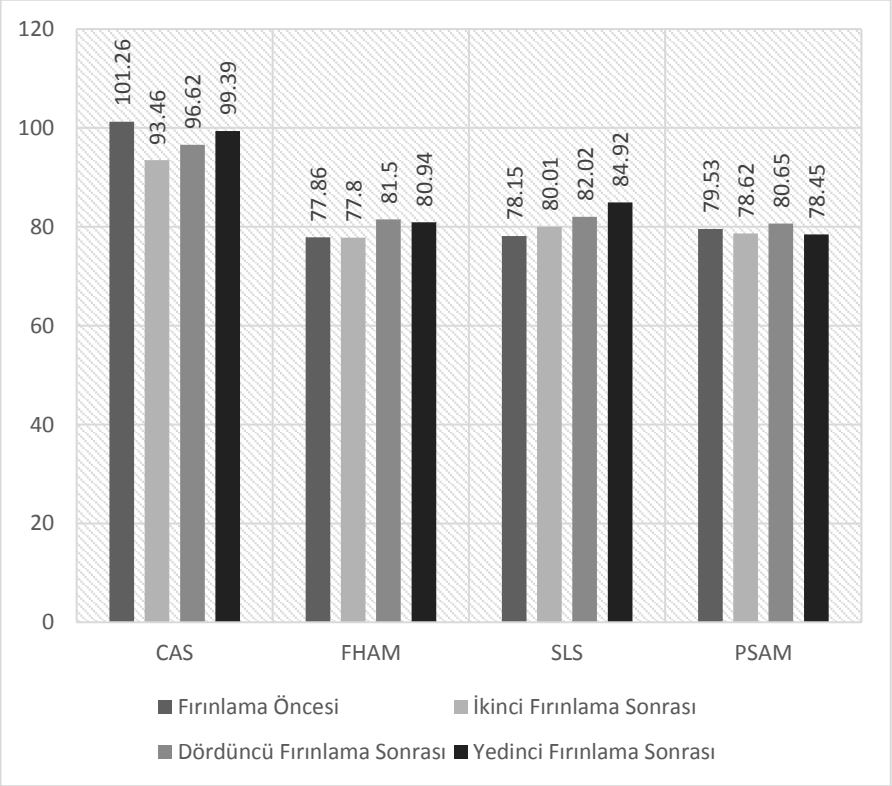
Marjinal bölgeden yapılan ölçümlerde gruplararası fark önemlidir. Döküm grubunun farklı fırınlama periyotlarındaki marjinal aralık değerleri

arasında fark yoktur. Benzer şekilde FHAM grubunun farklı periyotlardaki marjinal aralık değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir. Ancak SLS grubunda fırınlama öncesi ve yedinci fırınlama sonrası elde edilen marjinal aralık değerleri arasında, ikinci ve yedinci fırınlamalar sonrası elde edilen marjinal aralık değerleri arasında, dördüncü ve yedinci fırınlamalar sonrası elde edilen marjinal aralık değerleri arasında fark saptanmıştır. PSAM grubunda ise fırınlama öncesi ve dördüncü fırınlama sonrası elde edilen marjinal aralık değerleri arasında, fırınlama öncesi ve yedinci fırınlama sonrası elde edilen marjinal aralık değerleri arasında, ikinci ve dördüncü fırınlamalar sonrası elde edilen marjinal aralık değerleri arasında, ikinci ve yedinci fırınlamalar sonrası elde edilen marjinal aralık değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edilmiştir (Şekil 4.17).



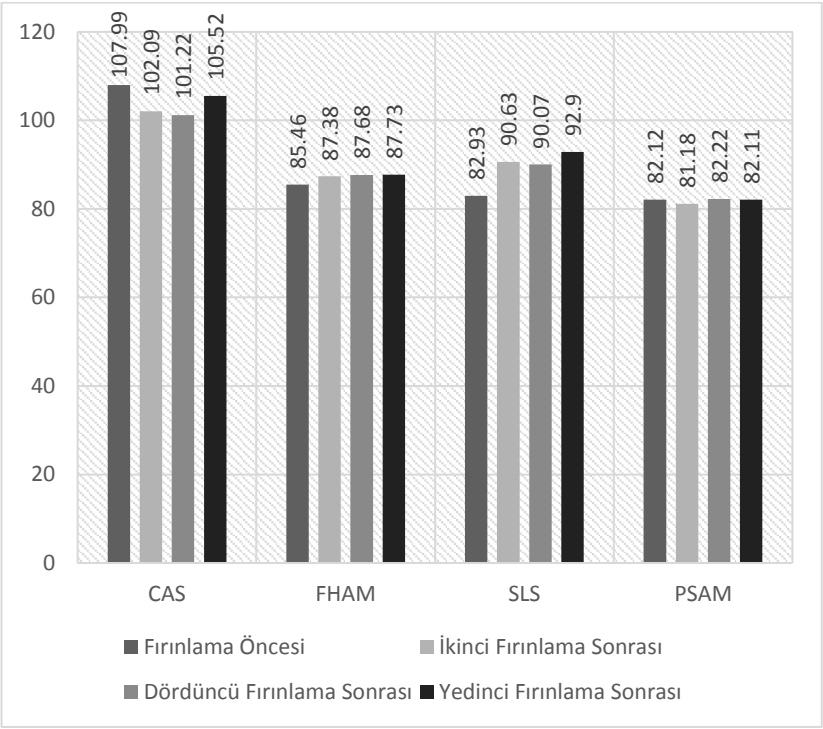
Şekil 4.17. Marjinal bölgede fırınlama periyotlarının üretim teknikleri üzerindeki etkisi

Aksiyal bölgeden yapılan ölçümlerde döküm ve FHAM gruplarında fırınlama periyotları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlemlenmemiştir. Ancak SLS grubunda fırınlama öncesi ve ikinci fırınlama sonrası elde edilen aksiyal aralık değerleri arasında, fırınlama öncesi ve yedinci fırınlamalar sonrası elde edilen aksiyal aralık değerleri arasında, ikinci ve dördüncü fırınlamalar sonrası elde edilen aksiyal aralık değerleri arasında fark saptanmıştır. PSAM grubunda ise fırınlama öncesi ve ikinci fırınlama sonrası elde edilen aksiyal aralık değerleri arasında, fırınlama öncesi ve yedinci fırınlama sonrası elde edilen aksiyal aralık değerleri arasında, ikinci ve dördüncü fırınlamalar sonrası elde edilen aksiyal aralık değerleri arasında, ikinci ve yedinci fırınlamalar sonrası elde edilen aksiyal aralık değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edilmiştir (Şekil 4.18).



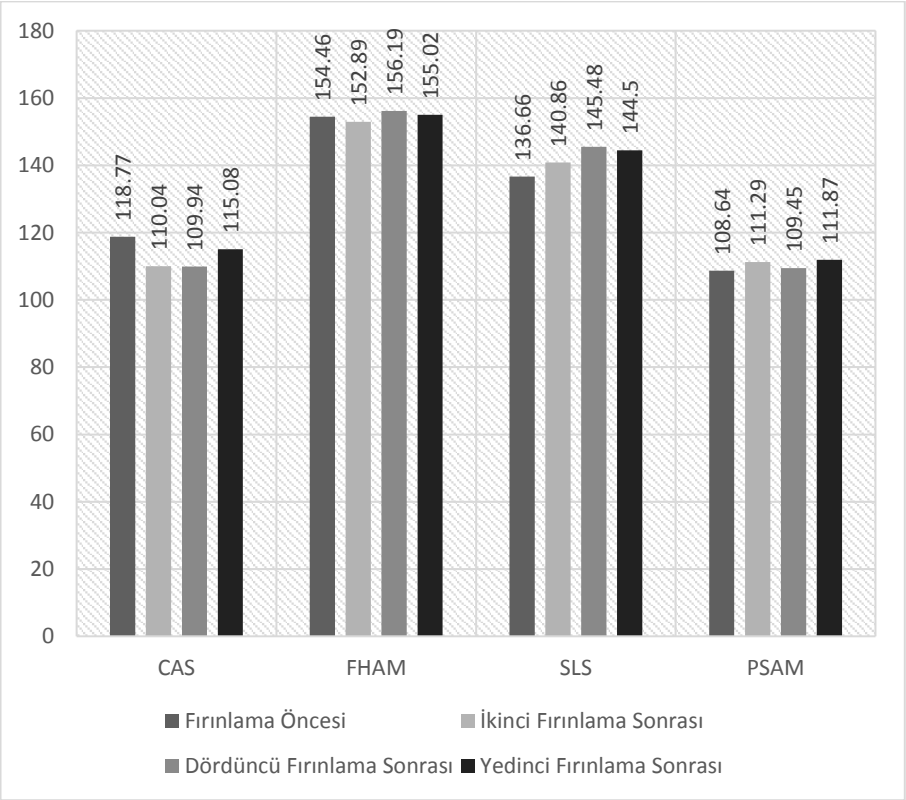
Şekil 4.18. Aksiyal bölgede fırınlama periyotlarının üretim teknikleri üzerindeki etkisi

Aksiyo-oklüzal ölçümlerde de döküm ve FHAM grupları için fırınlama periyotları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. SLS grubunda fırınlama öncesi ve ikinci fırınlama sonrası elde edilen aksiyo-oklüzal aralık değerleri arasında, fırınlama öncesi ve dördüncü fırınlama sonrası elde edilen aksiyo-oklüzal aralık değerleri arasında, fırınlama öncesi ve yedinci fırınlama sonrası elde edilen aksiyo-oklüzal aralık değerleri arasında, ikinci ve dördüncü fırınlamalar sonrası elde edilen aksiyo-oklüzal aralık değerleri arasında, dördüncü ve yedinci fırınlamalar sonrası elde edilen aksiyo-oklüzal aralık değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edilmiştir. PSAM grubunda ise fırınlama öncesi ve ikinci fırınlama sonrası elde edilen aksiyo-oklüzal aralık değerleri arasında, fırınlama öncesi ve yedinci fırınlamalar sonrası elde edilen aksiyo-oklüzal aralık değerleri arasında, ikinci ve dördüncü fırınlamalar sonrası elde edilen aksiyo-oklüzal aralık değerleri arasında fark saptanmıştır (Şekil 4.19).



Şekil 4.19. Aksiyo-oklüzal bölgede fırınlama periyotlarının üretim teknikleri üzerindeki etkisi

Oklüzal bölge ölçümlerinde döküm ve SLS grupları için fırınlama periyotları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır. FHAM grubu için fırınlama öncesi ve dördüncü fırınlamalar sonrası elde edilen oklüzal aralık değerleri arasında, dördüncü ve yedinci fırınlamalar sonrası elde edilen aksiyo-oklüzal aralık değerleri arasında fark saptanmıştır. PSAM grubu için ise fırınlama öncesi ve ikinci fırınlamalar sonrası elde edilen oklüzal aralık değerleri arasında, fırınlama öncesi ve dördüncü fırınlamalar sonrası elde edilen oklüzal aralık değerleri arasında, fırınlama öncesi ve yedinci fırınlamalar sonrası elde edilen oklüzal aralık değerleri arasında fark gözlemlenmiştir (Şekil 4.20).

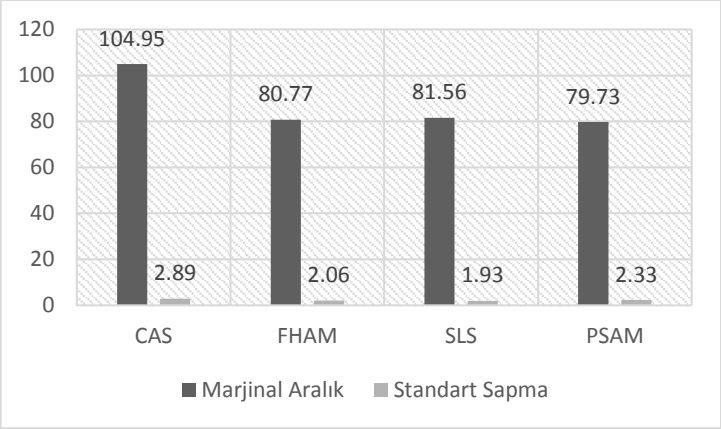


Şekil 4.20. Oklüzal bölgede fırınlama periyotlarının üretim teknikleri üzerindeki etkisi

4.2.2 Molar Abutment Üzerinde Yapılan Ölçümler

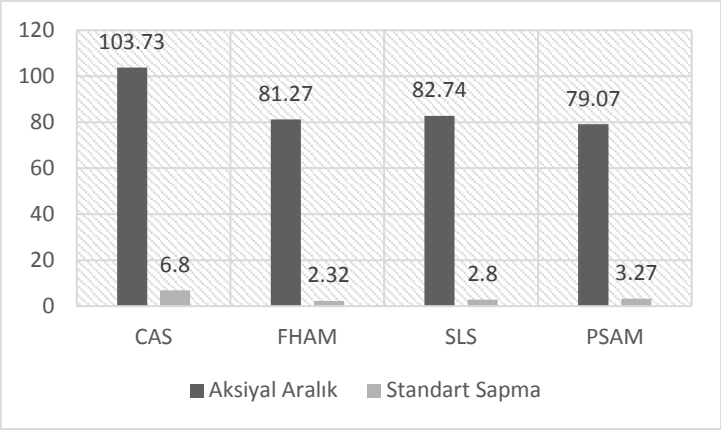
4.2.2.1 Fırınlama Öncesi Yapılan Ölçümler

Marjinal bölgeden yapılan ölçümlerde döküm grubu diğer üç gruba göre en yüksek aralık değerini göstermiştir. Sırasıyla SLS, FHAM ve PSAM grupları döküm grubunu takip etmiştir. Ancak FHAM, PSAM ve SLS grupları arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır. İlaveten gruplararası fark anlamlıdır (Şekil 4.21).



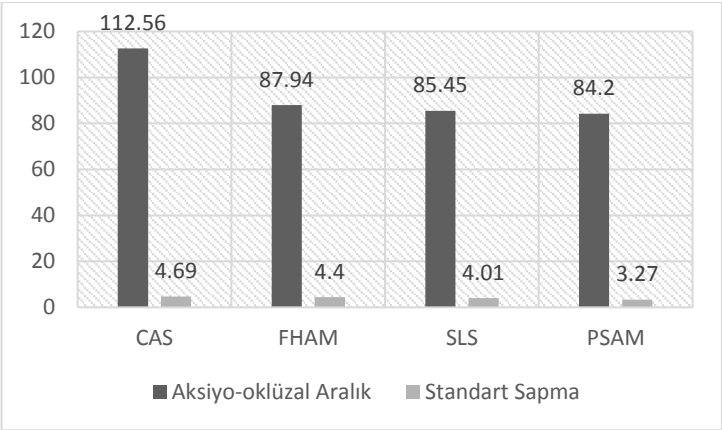
Şekil 4.21. Üretim tekniklerinin marjinal aralık değeri açısından değerlendirilmesi-Fırınlama Öncesi/Molar Abutment

Aksiyal bölgeden yapılan ölçümlerde diğer üç gruba göre yine döküm grubunda en yüksek aralık değeri gözlemlenmiştir. Bunu SLS, FHAM ve PSAM grupları izlemiştir. İlaveten gruplar arası fark istatistiksel olarak anlamlıdır (Şekil 4.22).



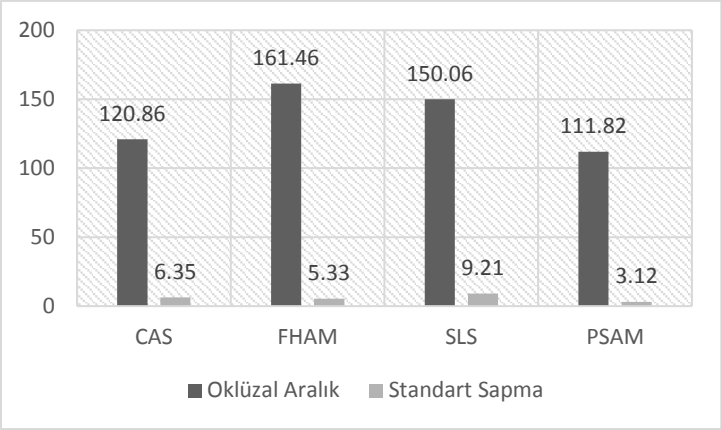
Şekil 4.22. Üretim tekniklerinin aksiyal aralık değeri açısından değerlendirilmesi-Fırınlama Öncesi/Molar Abutment

Aksiyo-oklüzal bölgeden yapılan ölçümler sonucunda döküm grubu en yüksek aralık değerini göstermiştir. Döküm grubunu sırasıyla FHAM, SLS ve PSAM teknolojileri takip etmiştir. Ancak söz konusu üç grup arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir (Şekil 4.23).



Şekil 4.23. Üretim tekniklerinin aksiyo-oklüzal aralık değeri açısından değerlendirilmesi-Fırınlama Öncesi/Molar Abutment

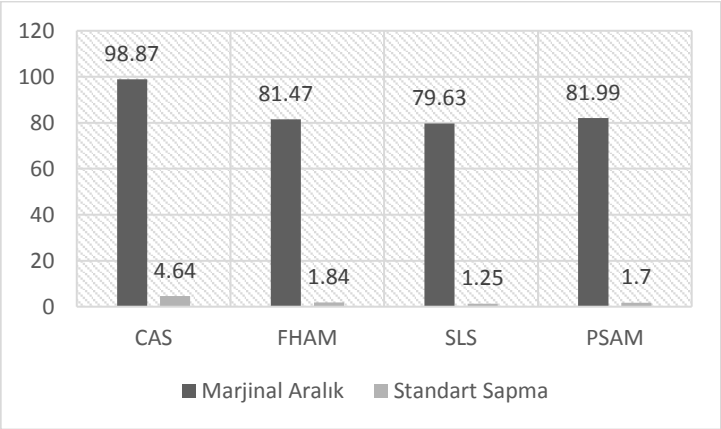
Oklüzal bölge ölçümleri en uyumsuz restorasyonların FHAM grubuna ait olduğunu göstermiştir. Bunu sırasıyla SLS ve döküm grupları takip etmiş; en başarılı oklüzal adaptasyon PSAM grubuna ait örneklerde gözlemlenmiştir. Gruplararası fark anlamlıdır (Şekil 4.24).



Şekil 4.24. Üretim tekniklerinin oklüzal aralık değeri açısından değerlendirilmesi-Fırınlama Öncesi/Molar Abutment

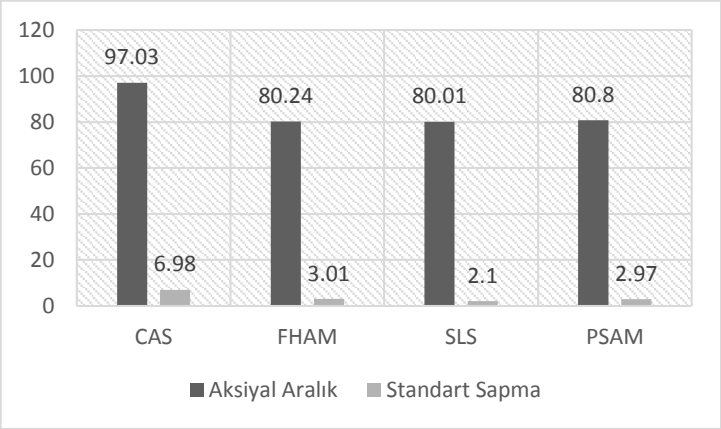
4.2.2.2 İkinci Fırınlama Sonrası Yapılan Ölçümler

Marjinal bölgeden yapılan ölçümlerde döküm grubu diğer üç gruba göre en yüksek aralık değerini göstermiştir. Bunu sırasıyla PSAM, FHAM ve SLS grupları izlemiştir. Ancak FHAM ve PSAM grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır. İlaveten gruplar arası fark anlamlıdır (Şekil 4.25).



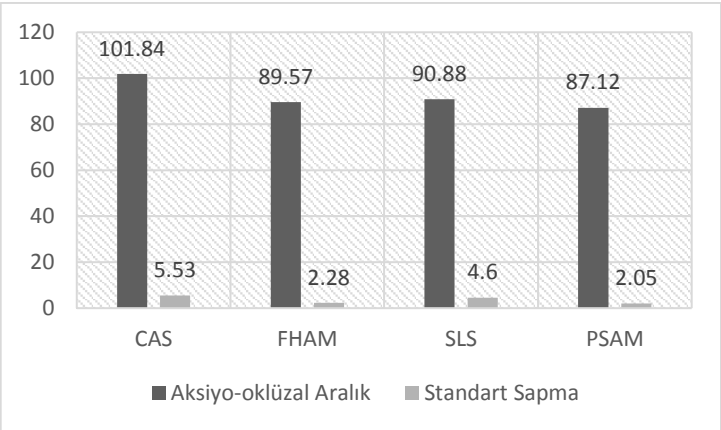
Şekil 4.25. Üretim tekniklerinin marjinal aralık değeri açısından değerlendirilmesi-İkinci Fırınlama Sonrası/Molar Abutment

Aksiyal bölge ölçümlerinde en yüksek aralık değeri döküm grubunda gözlemlenmiştir. Bu grubu sırasıyla PSAM, FHAM ve SLS grupları izlese de; söz konusu üç grup arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir. Gruplar arası fark istatistiksel olarak anlamlıdır (Şekil 4.26).



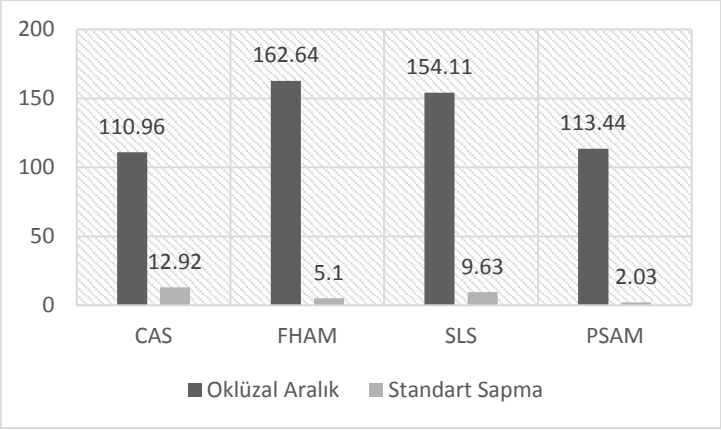
Şekil 4.26. Üretim tekniklerinin aksiyal aralık değeri açısından değerlendirilmesi-İkinci Fırınlama Sonrası/Molar Abutment

Aksiyo-oklüzal bölgeden elde edilen ölçümler de en yüksek aralık değerinin döküm grubuna ait olduğunu göstermiştir. Bu grubu sırasıyla SLS, FHAM ve PSAM grupları takip etmiştir. Gruplar arası fark istatistiksel olarak anlamlıdır (Şekil 4.27).



Şekil 4.27. Üretim tekniklerinin aksiyo-oklüzal aralık değeri açısından değerlendirilmesi-İkinci Fırınlama Sonrası/Molar Abutment

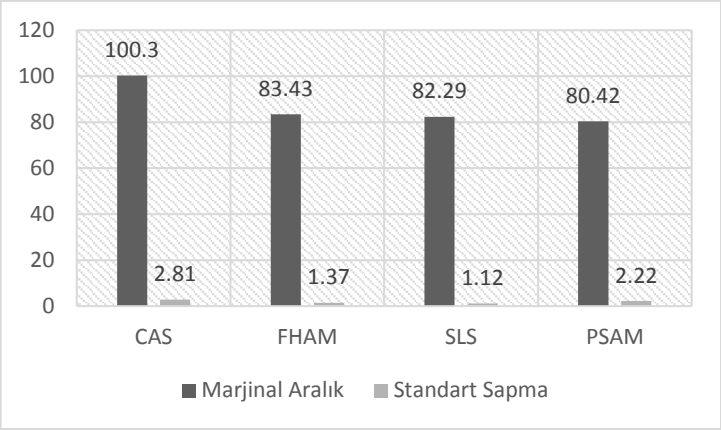
Oklüzal bölge ölçümlerinde en yüksek aralık değeri FHAM grubunda tespit edilmiştir. Bunu SLS, PSAM ve döküm grupları takip etmiştir. Oklüzal bölge adaptasyonu açısından en iyi sonucu döküm grubu sunsa da; döküm grubu ve PSAM grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir. Gruplar arası fark anlamlıdır (Şekil 4.28).



Şekil 4.28. Üretim tekniklerinin oklüzal aralık değeri açısından değerlendirilmesi-İkinci Fırınlama Sonrası/Molar Abutment

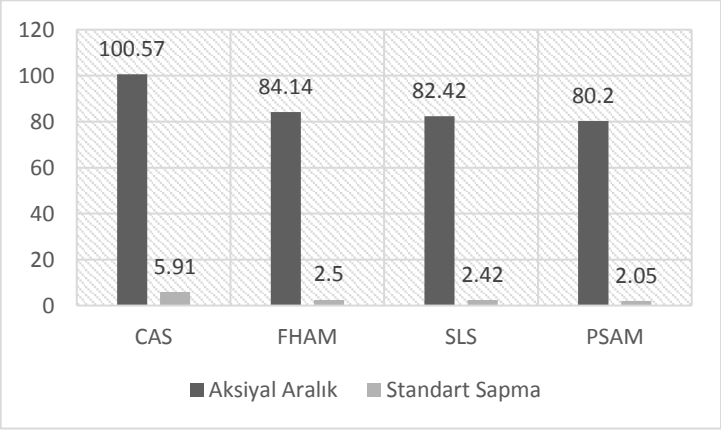
4.2.2.3 Dördüncü Fırınlama Sonrası Yapılan Ölçümler

Marjinal bölgeden yapılan ölçümlerde döküm grubu yine diğer üç gruba göre en yüksek aralık değerini göstermiştir. Bu grubu sırasıyla FHAM, SLS ve PSAM grupları takip etse de; FHAM ve SLS grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir. İlaveten tüm gruplar arası fark anlamlıdır (Şekil 4.29).



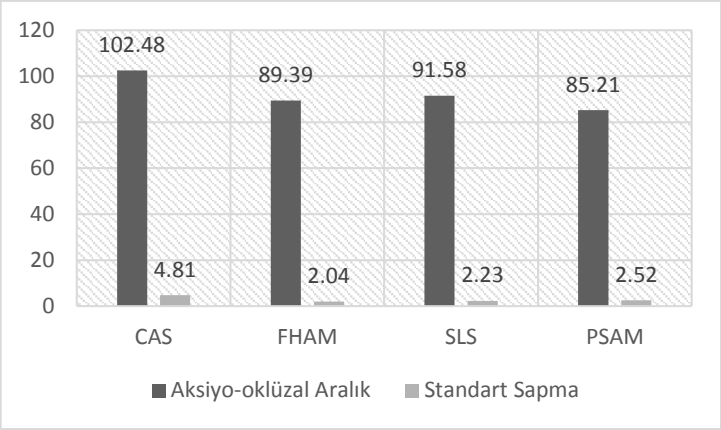
Şekil 4.29. Üretim tekniklerinin marjinal aralık değeri açısından değerlendirilmesi-Dördüncü Fırınlama Sonrası/Molar Abutment

Aksiyal bölge ölçümlerinde en yüksek aralık değeri döküm grubunda saptanmış olup; bunu sırasıyla FHAM, SLS ve PSAM grupları izlemiştir (Şekil 4.30).



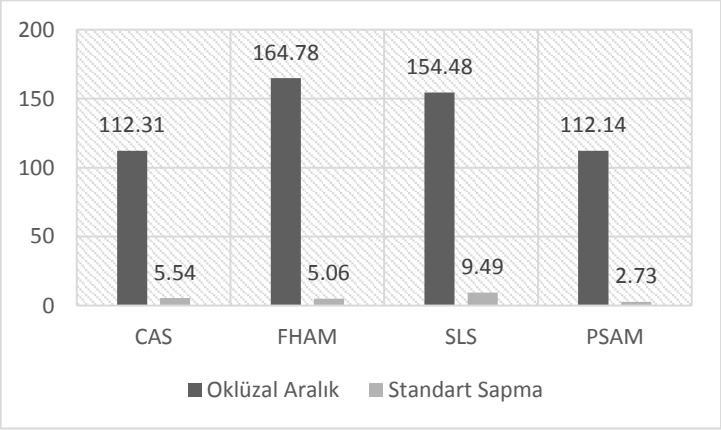
Şekil 4.30. Üretim tekniklerinin aksiyal aralık değeri açısından değerlendirilmesi-Dördüncü Fırınlama Sonrası/Molar Abutment

Aksiyo-oklüzal bölge ölçümlerinde de döküm grubu en yüksek aralık değerine sahip grup olmuştur. Bunu sırasıyla SLS, FHAM ve PSAM grupları izlemiştir. Ancak SLS ve FHAM grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır (Şekil 4.31).



Şekil 4.31. Üretim tekniklerinin aksiyo-oklüzal aralık değeri açısından değerlendirilmesi-Dördüncü Fırınlama Sonrası/Molar Abutment

Oklüzal bölge ölçümlerinde en yüksek aralık değeri FHAM grubuna ait olup; bu grubu SLS, döküm ve PSAM grupları takip etmiştir. PSAM ve döküm grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir (Şekil 4.32).

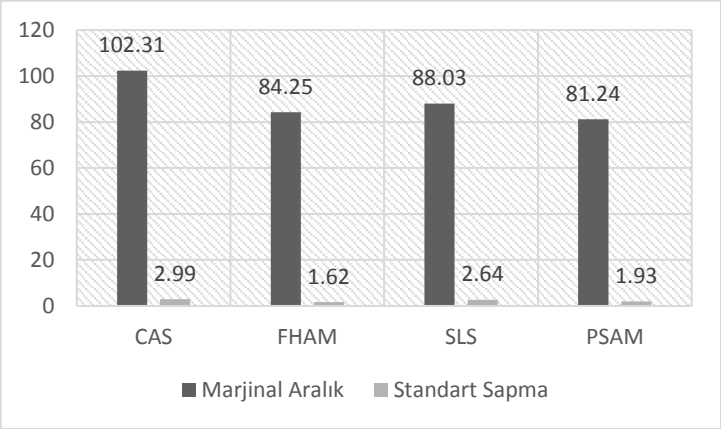


Şekil 4.32. Üretim tekniklerinin oklüzal aralık değeri açısından değerlendirilmesi-Dördüncü Fırınlama Sonrası/Molar Abutment

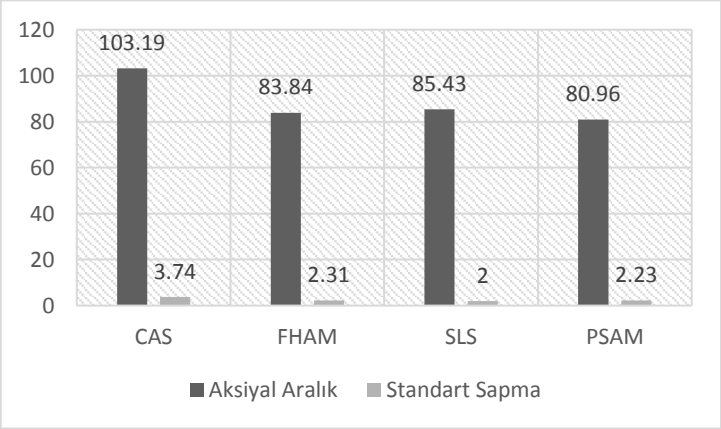
4.2.2.4 Yedinci Fırınlama Sonrası Yapılan Ölçümler

Marjinal, aksiyal ve aksiyo-oklüzal bölgelerden elde edilen ölçümler tüm gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğunu göstermiştir. En yüksek marjinal, aksiyal ve aksiyo-oklüzal açıklık değerleri

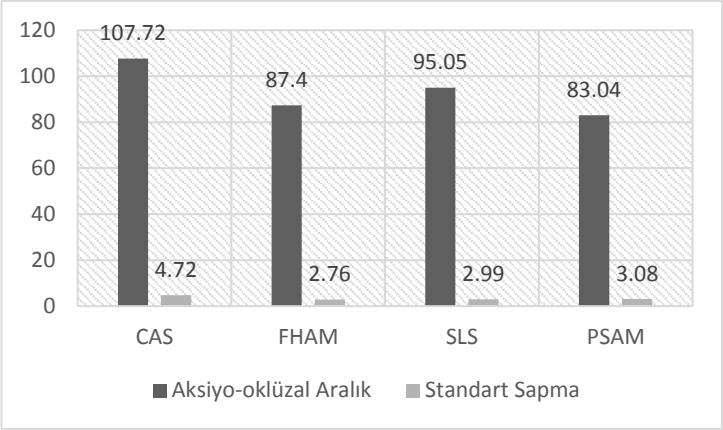
döküm grubunda tespit edilmiştir. Bunu SLS, FHAM ve PSAM grupları takip etmiştir. Oklüzal bölgede en yüksek açıklık değeri FHAM grubunda tespit edilmiştir. Bu grubu SLS, döküm ve PSAM grupları izlemiştir. Gruplar arası fark anlamlıdır (Şekil 4.33-4.36).



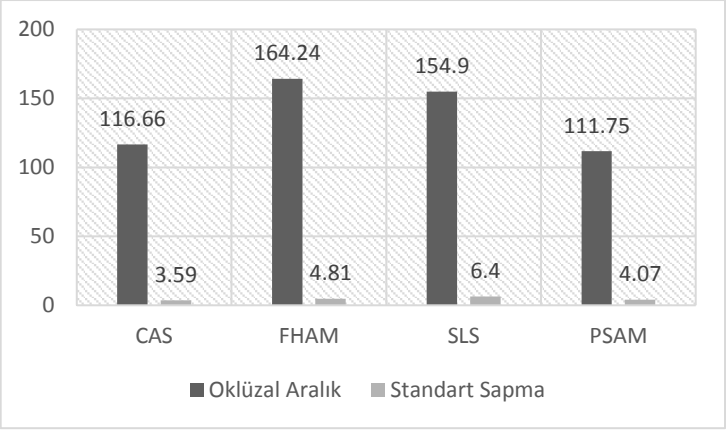
Şekil 4.33. Üretim tekniklerinin marjinal aralık değeri açısından değerlendirilmesi-Yedinci Fırınlama Sonrası/Molar Abutment



Şekil 4.34. Üretim tekniklerinin aksiyal aralık değeri açısından değerlendirilmesi-Yedinci Fırınlama Sonrası/Molar Abutment



Şekil 4.35. Üretim tekniklerinin aksiyo-oklüzal aralık değeri açısından değerlendirilmesi-Yedinci Fırınlama Sonrası/Molar Abutment

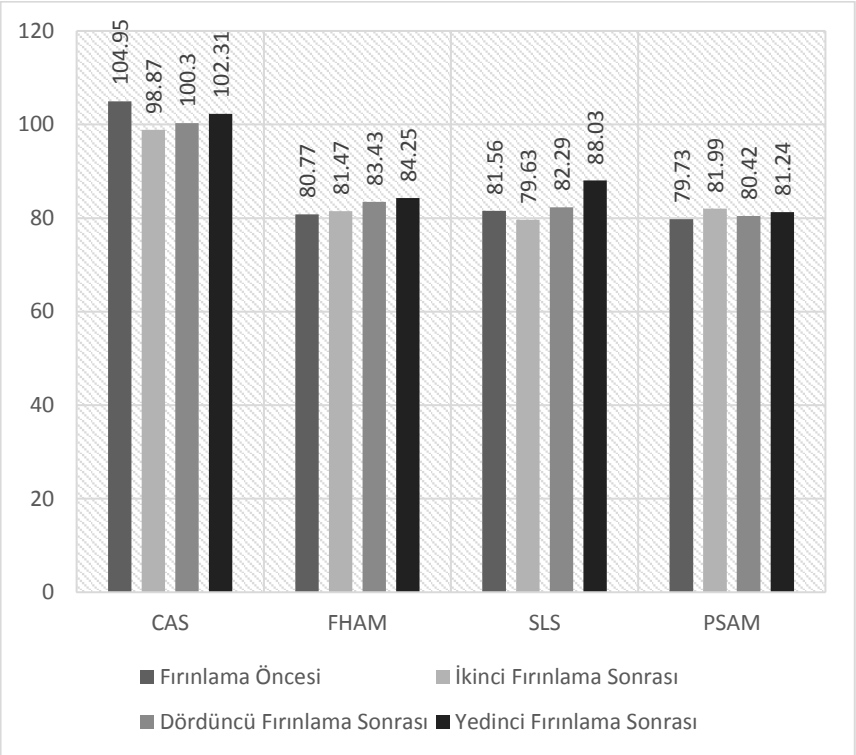


Şekil 4.36. Üretim tekniklerinin oklüzal aralık değeri açısından değerlendirilmesi-Yedinci Fırınlama Sonrası/Molar Abutment

4.2.2.5 Fırınlamalar Arası Farklılıklar

Marjinal bölgeden yapılan ölçümlerde gruplararası fark önemlidir. Döküm grubunun farklı fırınlama periyotlarındaki marjinal aralık değerleri arasında fark yoktur. Benzer şekilde FHAM grubunun farklı periyotlardaki marjinal aralık değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir. Ancak SLS grubunda fırınlama öncesi ve ikinci fırınlama sonrası elde edilen marjinal aralık değerleri arasında, fırınlama öncesi ve yedinci fırınlamalar sonrası elde edilen marjinal aralık değerleri arasında, ikinci ve dördüncü

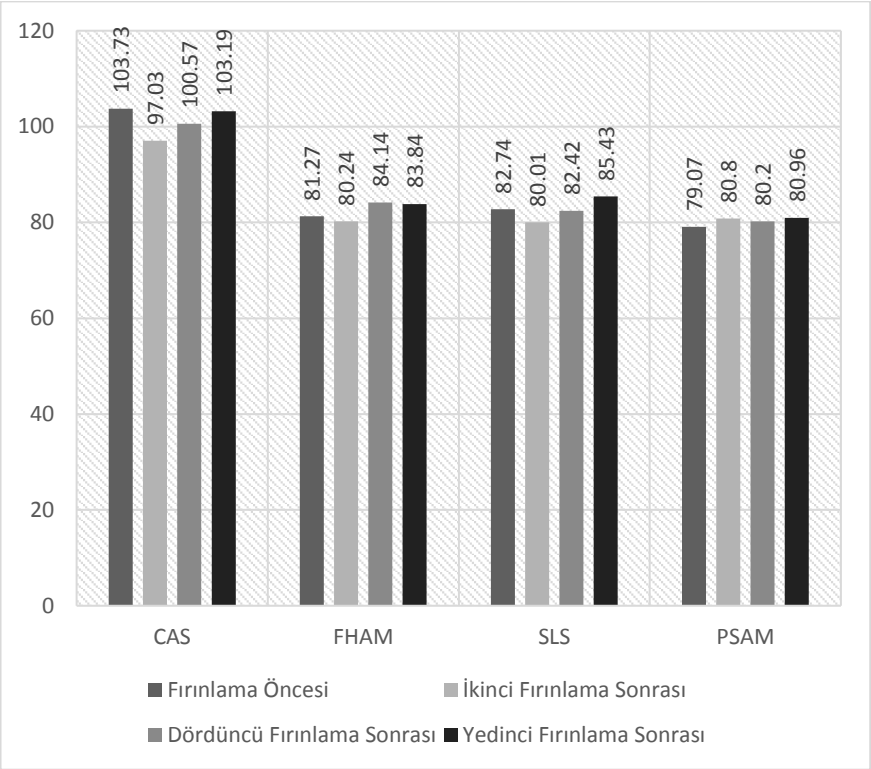
fırınlamalar sonrası elde edilen marjinal aralık değerleri arasında fark saptanmıştır. PSAM grubunda ise fırınlama öncesi ve dördüncü fırınlama sonrası elde edilen marjinal aralık değerleri arasında, fırınlama öncesi ve yedinci fırınlama sonrası elde edilen marjinal aralık değerleri arasında, ikinci ve dördüncü fırınlamalar sonrası elde edilen marjinal aralık değerleri arasında, ikinci ve yedinci fırınlamalar sonrası elde edilen marjinal aralık değerleri arasında, dördüncü ve yedinci fırınlamalar sonrası elde edilen marjinal aralık değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edilmiştir (Şekil 4.37).



Şekil 4.37. Marjinal bölgede fırınlama periyotlarının üretim teknikleri üzerindeki etkisi

Aksiyal bölgeden yapılan ölçümlerde döküm grubunda fırınlama periyotları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlemlenmemiştir. Ancak FHAM grubunda fırınlama öncesi ve ikinci fırınlamalar sonrası elde

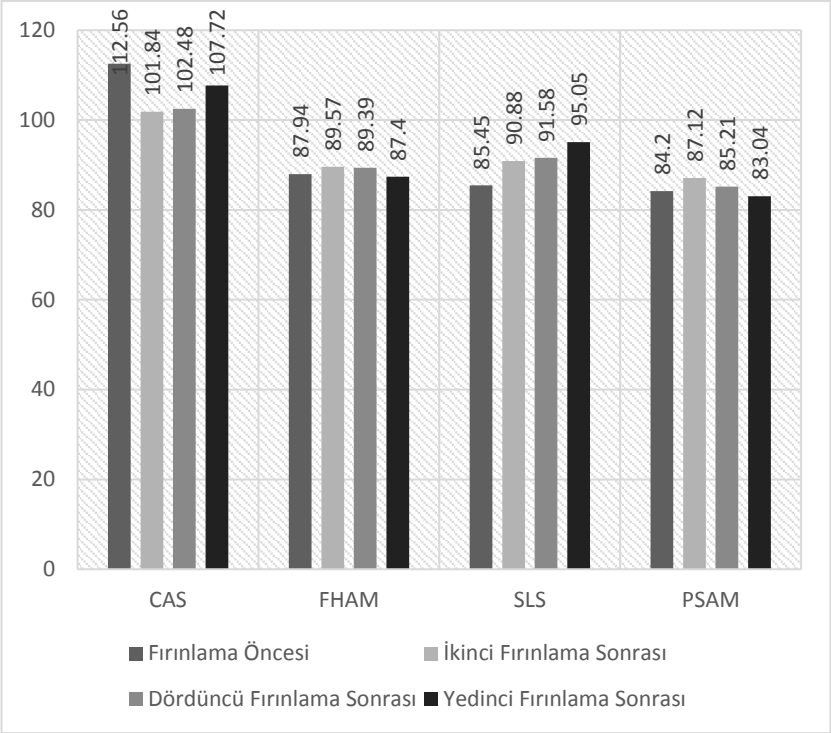
edilen aksiyal aralık değerleri arasında, fırınlama öncesi ve dördüncü fırınlamalar sonrası elde edilen aksiyal aralık değerleri arasında, fırınlama öncesi ve yedinci fırınlamalar sonrası elde edilen aksiyal aralık değerleri arasında fark gözlemlenmiştir. SLS grubunda fırınlama öncesi ve dördüncü fırınlama sonrası elde edilen aksiyal aralık değerleri arasında, ikinci ve yedinci fırınlamalar sonrası elde edilen aksiyal aralık değerleri arasında, fark saptanmıştır. PSAM grubunda ise fırınlama öncesi ve ikinci fırınlama sonrası elde edilen aksiyal aralık değerleri arasında, ikinci ve dördüncü fırınlamalar sonrası elde edilen aksiyal aralık değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edilmiştir (Şekil 4.38).



Şekil 4.38. Aksiyal bölgede fırınlama periyotlarının üretim teknikleri üzerindeki etkisi

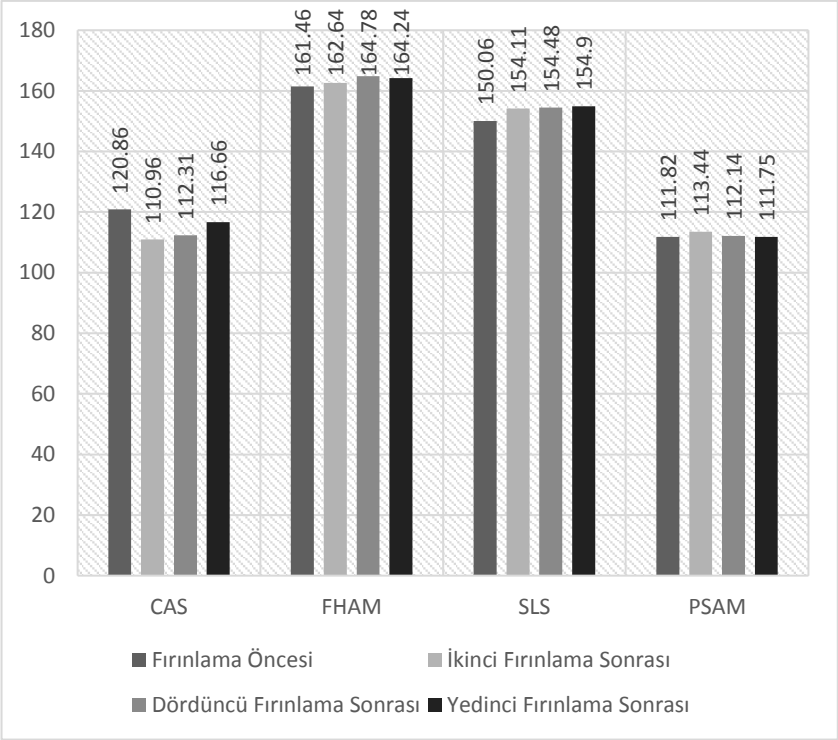
Aksiyo-oklüzal ölçümlerde de döküm ve FHAM grupları için fırınlama periyotları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır.

SLS grubunda fırınlama öncesi ve ikinci fırınlama sonrası elde edilen aksiyo-oklüzal aralık değerleri arasında, fırınlama öncesi ve yedinci fırınlama sonrası elde edilen aksiyo-oklüzal aralık değerleri arasında, ikinci ve dördüncü fırınlamalar sonrası elde edilen aksiyo-oklüzal aralık değerleri arasında, ikinci ve yedinci fırınlamalar sonrası elde edilen aksiyo-oklüzal aralık değerleri arasında, dördüncü ve yedinci fırınlamalar sonrası elde edilen aksiyo-oklüzal aralık değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edilmiştir. PSAM grubunda ise fırınlama öncesi ve ikinci fırınlama sonrası elde edilen aksiyo-oklüzal aralık değerleri arasında, fırınlama öncesi ve dördüncü fırınlama sonrası elde edilen aksiyo-oklüzal aralık değerleri arasında, fırınlama öncesi ve yedinci fırınlamalar sonrası elde edilen aksiyo-oklüzal aralık değerleri arasında, ikinci ve dördüncü fırınlamalar sonrası elde edilen aksiyo-oklüzal aralık değerleri arasında, ikinci ve yedinci fırınlamalar sonrası elde edilen aksiyo-oklüzal aralık değerleri arasında, dördüncü ve yedinci fırınlamalar sonrası elde edilen aksiyo-oklüzal aralık değerleri arasında fark saptanmıştır (Şekil 4.39).



Şekil 4.39. Aksiyo-oklüzal bölgede fırınlama periyotlarının üretim teknikleri üzerindeki etkisi

Oklüzal bölge ölçümlerinde döküm, FHAM ve SLS grupları için fırınlama periyotları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır. PSAM grubu için ise fırınlama öncesi ve ikinci fırınlamalar sonrası elde edilen oklüzal aralık değerleri arasında, fırınlama öncesi ve dördüncü fırınlamalar sonrası elde edilen oklüzal aralık değerleri arasında, ikinci ve yedinci fırınlamalar sonrası elde edilen oklüzal aralık değerleri arasında fark gözlemlenmiştir (Şekil 4.40).



Şekil 4.40. Oklüzal bölgede fırınlama periyotlarının üretim teknikleri üzerindeki etkisi

4.2.3 Tekrarlayan Ölçümlerde Üç-Yönlü Varyans Analizi Bulguları

4.2.3.1 Premolar Abutment Üzerinde Yapılan Ölçümler

Döküm tekniği için zamanlar arası (fırınlama periyotları arası) fark istatistiksel olarak önemlidir. Fakat zaman ve lokasyon etkileşiminde bu fark önemsizdir. FHAM tekniği için zamanlar arası fark anlamlıdır. Ayrıca zaman ve lokasyon etkileşiminde de söz konusu fark istatistiksel olarak önemlidir. SLS tekniğinde de benzer şekilde zamanlar arası fark anlamlıdır. Söz konusu fark zaman lokasyon etkileşiminde de önemlidir. PSAM tekniğinde zamanlar arası fark önemsiz olsa da; zaman ve lokasyon etkileşime geçtiğinde bu farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğu tespit edilmiştir (Tablo 4.5).

4.2.3.2 Molar Abutment Üzerinde Yapılan Ölçümler

Döküm tekniğinde zamanlar arası farkın önemli olduğu gözlemlenmiş; ancak bu farkın zaman lokasyon etkileşiminde anlamlılığını yitirdiği tespit edilmiştir. FHAM, SLS ve PSAM grupları için zamanlar arası farkın önemli olduğu ve aynı zamanda zaman lokasyon etkileşiminde de bu farkın önemini sürdürdüğü gözlemlenmiştir (Tablo 4.6).

Tablo 4.5. Tekrarlı Ölçümlerin Premolar için Dağılımı *(Repeated Measures 3-Way ANOVA).*

Üretim Tekniği	**Lokasyon**	**Fırınlama Öncesi**	**2. Fırınlama Sonrası Premolar**	**4. Fırınlama Sonrası Premolar**	**7. Fırınlama Sonrası Premolar**	**Test; P**
DÖKÜM	Marjinal	99.17±4.46	95.09±2.56	97.22±2.63	98.35±2.87	Zaman:F=39.461; P<0.001 ZamanxLokasyon:F=2.012; P=0.092
	Aksiyal	101.26±7.14	93.46±4.81	96.62±4.44	99.39±4.56	
	Aksiyo-oklüzal	107.99±6.4	102.09±3.66	101.22±4.61	105.52±3.04	
	Oklüzal	118.77±7.27	110.04±8.01	109.94±5.93	115.08±4.01	
POST-SİNTERİZE METAL FREZELEME	Marjinal	79.23±0.87	80.06±1.73	82.31±1.95	82.93±1.33	Zaman:F=22.426; P<0.001 ZamanxLokasyon:F=2.240; P=0.034
	Aksiyal	77.86±2.05	77.8±2.2	81.5±1.83	80.94±1.47	
	Aksiyo-oklüzal	85.46±3.32	87.38±2.89	87.68±2.5	87.73±2.96	
	Oklüzal	154.46±6.28	152.89±4.93	156.19±4.85	155.02±3.1	
SELEKTİF LAZER SİNTERLEME	Marjinal	79.2±1.93	79.17±1.13	82.11±1.2	86.01±2.99	Zaman:F=86.364; P<0.001 ZamanxLokasyon:F=5.459; P<0.001
	Aksiyal	78.15±1.13	80.01±1.62	82.02±1.61	84.92±4.84	
	Aksiyo-oklüzal	82.93±4.15	90.63±2.68	90.07±2.13	92.9±4.06	
	Oklüzal	136.66±8.75	140.86±8.76	145.48±5.12	144.5±4.3	
PRE-SİNTERİZE METAL FREZELEME	Marjinal	78.07±2.32	79.61±1.95	78.98±1.83	79.62±2.28	Zaman:F=1.979; P=0.140 ZamanxLokasyon:F=3.608; P=0.002
	Aksiyal	79.53±2.7	78.62±2.45	80.65±2.56	78.45±2	
	Aksiyo-oklüzal	82.12±2.81	81.18±2.06	82.22±2	82.11±3.19	
	Oklüzal	108.64±2.82	111.29±2.26	109.45±2.29	111.87±3.25	

Zaman:F=45.356; P<0.001 / ZamanxÜretim Tekniği:F=41.616; P<0.001 / ZamanxLokasyon:F=2.135; P=0.039 / ZamanxLokasyonxÜretim Tekniği:F=3.467; P<0.001

Aynı üst indis istatistiksel anlamsızlığı ifade eder. Fırınlama periyodu "zaman" olarak refere edilmiştir. Tablodaki değerler µm cinsinden belirtilmiştir.

Tablo 4.6.Tekrarlı Ölçümlerin Molar için Dağılımı *(Repeated Measures 3-Way ANOVA).*

Üretim Tekniği	**Lokasyon**	**Fırınlama Öncesi**	**2. Fırınlama Sonrası Premolar**	**4. Fırınlama Sonrası Premolar**	**7. Fırınlama Sonrası Premolar**	**Test; P**
DÖKÜM	Marjinal	104.95±2.89	98.87±4.64	100.3±2.81	102.31±2.99	Zaman:F=36.330; P<0.001 ZamanxLokasyon:F=1.356; P=0.250
	Aksiyal	103.73±6.8	97.03±6.98	100.57±5.91	103.19±3.74	
	Aksiyo-oklüzal	112.56±4.69	101.84±5.53	102.48±4.81	107.72±4.72	
	Oklüzal	120.86±6.35	110.96±12.92	112.31±5.54	116.66±3.59	
POST-SİNTERİZE METAL FREZELEME	Marjinal	80.77±2.06	81.47±1.84	83.43±1.37	84.25±1.62	Zaman:F=17.293; P<0.001 ZamanxLokasyon:F=3.903; P=0.001
	Aksiyal	81.27±2.32	80.24±3.01	84.14±2.5	83.84±2.31	
	Aksiyo-oklüzal	87.94±4.4	89.57±2.28	89.39±2.04	87.4±2.76	
	Oklüzal	161.46±5.33	162.64±5.1	164.78±5.06	164.24±4.81	
SELEKTİF LAZER SİNTERLEME	Marjinal	81.56±1.93	79.63±1.25	82.29±1.12	88.03±2.64	Zaman:F=58.623; P<0.001 ZamanxLokasyon:F=9.538; P<0.001
	Aksiyal	82.74±2.8	80.01±2.1	82.42±2.42	85.43±2	
	Aksiyo-oklüzal	85.45±4.01	90.88±4.6	91.58±2.23	95.05±2.99	
	Oklüzal	150.06±9.21	154.11±9.63	154.48±9.49	154.9±6.4	
PRE-SİNTERİZE METAL FREZELEME	Marjinal	79.73±2.33	81.99±1.7	80.42±2.22	81.24±1.93	Zaman:F=10.635; P<0.001 ZamanxLokasyon:F=2.184; P=0.043
	Aksiyal	79.07±3.27	80.8±2.97	80.2±2.05	80.96±2.23	
	Aksiyo-oklüzal	84.2±3.27	87.12±2.05	85.21±2.52	83.04±3.08	
	Oklüzal	111.82±3.12	113.44±2.03	112.14±2.73	111.75±4.07	

Zaman:F=25.111; P<0.001 / ZamanxÜretim Tekniği:F=37.803; P<0.001 / ZamanxLokasyon:F=2.383; P=0.024 / ZamanxLokasyonxÜretim Tekniği:F=3.434; P<0.001

Aynı üst indis istatistiksel anlamsızlığı ifade eder. Fırınlama periyodu "zaman" olarak refere edilmiştir. Tablodaki değerler µm cinsinden belirtilmiştir.

4.2.4 Tekrarlayan Ölçümlerde Dört-Yönlü Varyans Analizi Bulguları

Tekrarlayan ölçümlerde 4 yönlü ANOVA (üretim tekniği, lokasyon, fırınlama periyodu ve premolar / molar) sonuçlarına göre değişkenler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar ve etkileşimler elde edilmiş ve bu sonuçlar yine Tablo 4'te gösterilmiştir. Tüm varyanslar arasında istatistiksel olarak anlamlı etkileşim (P= 0.033) tespit edilmiştir (Tablo 4.7).

Tablo 4.7. Tüm Grupların Ortalama ±SD aralık değerleri (µm) ve varyanslar arasındaki etkileşimler (*Repeated Measures 4-way ANOVA*).

Üretim Tekniği	**Lokasyon**	**Fırınlama Öncesi - Premolar**	**Fırınlama Öncesi - Molar**	**2. Fırınlama Sonrası - Premolar**	**2. Fırınlama Sonrası - Molar**	**4. Fırınlama Sonrası - Premolar**	**4. Fırınlama Sonrası - Molar**	**7. Fırınlama Sonrası - Premolar**	**7. Fırınlama Sonrası - Molar**	**Test; *P***
CAS	Marjinal	99.17±4.46	104.95±2.89	95.09±2.56	98.87±4.64	97.22±2.63	100.3±2.81	98.35±2.87	102.31±2.99	Grup: F=14.534; P<0.001
										Grup x Lokasyon: F=0.623; P=0.603
	Aksiyal	101.26±7.14	103.73±6.8	93.46±4.81	97.03±6.98	96.62±4.44	100.57±5.91	99.39±4.56	103.19±3.74	Fırınlama Periyodu: F=76.716; P<0.001
	Aksiyo-oklüzal	107.99±6.4	112.56±4.69	102.09±3.66	101.84±5.53	101.22±4.61	102.48±4.81	105.52±3.04	107.72±4.72	Fırınlama Periyodu x Lokasyon: F=2.728; P=0.022
										Grup x Fırınlama Periyodu: F=0.794; P=0.424
	Oklüzal	118.77±7.27	120.86±6.35	110.04±8.01	110.96±12.92	109.94±5.93	112.31±5.54	115.08±4.01	116.66±3.59	Grup x Fırınlama Periyodu x Lokasyon: F=0.554; P=0.718
FHAM	Marjinal	79.23±0.87	80.77±2.06	80.06±1.73	81.47±1.84	82.31±1.95	83.43±1.37	82.93±1.33	84.25±1.62	Grup: F=61.260; P<0.001
										Grup x Lokasyon: F=14.054; P=0.603
	Aksiyal	77.86±2.05	81.27±2.32	77.8±2.2	80.24±3.01	81.5±1.83	84.14±2.5	80.94±1.47	83.84±2.31	Fırınlama Periyodu: F=26.196; P<0.001
	Aksiyo-oklüzal	85.46±3.32	87.94±4.4	87.38±2.89	89.57±2.28	87.68±2.5	89.39±2.04	87.73±2.96	87.4±2.76	Fırınlama Periyodu x Location: F=4.321; P=0.022
										Grup x Fırınlama Periyodu: F=0.495; P=0.642
	Oklüzal	154.46±6.28	161.46±5.33	152.89±4.93	162.64±5.1	156.19±4.85	164.78±5.06	155.02±3.1	164.24±4.81	Grup x Fırınlama Periyodu x Lokasyon: F=1.566; P=0.150
SLS	Marjinal	79.2±1.93	81.56±1.93	79.17±1.13	79.63±1.25	82.11±1.2	82.29±1.12	86.01±2.99	88.03±2.64	Grup: F=29.785; P<0.001
										Grup x Lokasyon: F=12.252; P<0.001
	Aksiyal	78.15±1.13	82.74±2.8	80.01±1.62	80.01±2.1	82.02±1.61	82.42±2.42	84.92±4.84	85.43±2	Fırınlama Periyodu: F=117.910; P<0.001
	Aksiyo-oklüzal	82.93±4.15	85.45±4.01	90.63±2.68	90.88±4.6	90.07±2.13	91.58±2.23	92.9±4.06	95.05±2.99	Fırınlama Periyodu x Lokasyon: F=10.797; P<0.001
										Grup x Fırınlama Periyodu: F=8.140; P<0.001
	Oklüzal	136.66±8.75	150.06±9.21	140.86±8.76	154.11±9.63	145.48±5.12	154.48±9.49	144.5±4.3	154.9±6.4	Grup x Fırınlama Periyodu x Lokasyon: F=2.224; P=0.045
PSAM	Marjinal	78.07±2.32	79.73±2.33	79.61±1.95	81.99±1.7	78.98±1.83	80.42±2.22	79.62±2.28	81.24±1.93	Grup: F=44.185; P<0.001
										Grup x Lokasyon: F=2.100; P=0.111
	Aksiyal	79.53±2.7	79.07±3.27	78.62±2.45	80.8±2.97	80.65±2.56	80.2±2.05	78.45±2	80.96±2.23	Fırınlama Periyodu: F=7.040; P=0.001
	Aksiyo-oklüzal	82.12±2.81	84.2±3.27	81.18±2.06	87.12±2.05	82.22±2	85.21±2.52	82.11±3.19	83.04±3.08	Fırınlama Periyodu x Lokasyon: F=2.061; P=0.060
										Grup x Fırınlama Periyodu: F=5.200; P=0.004
	Oklüzal	108.64±2.82	111.82±3.12	111.29±2.26	113.44±2.03	109.45±2.29	112.14±2.73	111.87±3.25	111.75±4.07	Grup x Fırınlama Periyodu x Lokasyon: F=3.984; P=0.001

Grup→ Premolar / Molar. Grup: F=110.503; P<0.001 / Grup x Lokasyon: F=10.985; P<0.001 / Grup x Üretim Tekniği: F=2.349; P=0.073 / Grup x Lokasyon x Üretim Tekniği: F=5.978; P<0.001
Fırınlama Periyodu: F=62.478; P<0.001 / Fırınlama Periyodu x Lokasyon: F=3.783; P<0.001 / Fırınlama Periyodu x Üretim Tekniği: F=73.011; P<0.001 / Fırınlama Periyodu x Lokasyon x Üretim Tekniği: F=5.053; P<0.001
Grup x Firing Fırınlama Periyodu: F=2.891; P=0.050 / Grup x Fırınlama Periyodu x Lokasyon: F=0.601; P=0.750 / Grup x Fırınlama Periyodu x Üretim Tekniği: F=2.458; P=0.019 / Grup x Fırınlama Periyodu x Lokasyon x Üretim Tekniği: F=1.674; P=0.033

Tablodaki değerler µm cinsinden belirtilmiştir.

5 TARTIŞMA

İstatistiksel bulgulara göre, tekrarlanan porselen fırınlamaları CAS tekniği dışındaki tekniklerle üretilen restorasyonların adaptasyonlarını etkilediğinden ilk sıfır hipotez reddedilmiştir. Ayrıca çalışmada tercih edilen 4 üretim tekniği test edilen tüm lokasyonlarda önemli farklılıklar sergilediğinden ikinci sıfır hipotez de reddedilmiştir.

Bu *in vitro* çalışmanın sonuçları, döküm grubunun tüm fırınlama periyodlarında diğer gruplara göre daha fazla marjinal, aksiyal ve aksiyo-oklüzal aralık değerlerine sahip olduğunu ortaya koymuştur. Elde edilmiş bu sonuç literatürde mevcut diğer çalışmalarla uyumludur (Kim ve diğerleri, 2014; Kocaağaoğlu ve diğerleri, 2017; Kocaağaoğlu ve diğerleri, 2016) ve birkaç durumla ilişkili olabileceği düşünülmektedir. Birincisi, CAS tekniği, diğer tekniklerden çok daha fazla aşama gerektiren karmaşık ve hassas bir tekniktir (Kocaağaoğlu ve diğerleri, 2017). İkinci olarak, döküm işleminde kullanın alaşım döküm esnasında kompresif streslere (~450 MPa) maruz kalmaktadır. Döküm prosedüründen kaynaklanan söz konusu artık stresler porselen fırınlama esnasında serbest kalmaktadır ve döküm grubunun aralık değerlerini etkileyebilecek distorsiyona neden olmaktadır (Campbell ve diğerleri, 1995). Üçüncü olarak, döküm kusurları restorasyonların adaptasyonunda değişikliğe neden olabilmektedir (Kaleli ve Saraç, 2016). Dördüncü olarak, mum alt yapıların üretimi için üretim aşamalarını kısaltmak ve standardizasyon sağlamak amacıyla hızlı prototipleme teknolojisi (CAD/RP) kullanılmıştır. Bununla birlikte, hızlı üretime olanak tanıması, daha az bitirme işlemi gerektirmesi ve boyutsal doğruluğun kontrol altında tutulabilir olması (dental revetmanın termal genleşme miktarının bilinmesi şartıyla) CAD/RP teknolojisinin bu çalışma için seçiminde önem arz etmiştir. Ancak Farjood ve diğerleri (2016) tarafından

yürütülen bir çalışmanın sonuçları konvansiyonel yaklaşımla üretilen mum modellerin marjinal ve internal adaptasyonlarının, CAD/RP ile üretilen mum modellerin marjinal ve internal adaptasyonundan daha başarılı olduğunu göstermiştir. Benzer şekilde bir diğer çalışmada da manuel yaklaşımla üretilen mum modeller CAD/RP teknolojisiyle üretilen mum modeller ile karşılaştırılmış ve manuel yaklaşımla üretilmiş mum modellerin adaptasyonlarının daha iyi olduğu bildirilmiştir (Vojdani ve diğerleri, 2013).

CAS grubu, oklüzal bölgede SLS ve FHAM gruplarına göre çok daha iyi sonuçlar vermiştir. Bu sonuç aynı zamanda diğer çalışmalarla da uyumludur (Kocaağaoğlu ve diğerleri, 2016; Tamac ve diğerleri, 2014). SLS ve FHAM gruplarının oklüzal bölgede yüksek aralık değerleri göstermesinin olası açıklaması, marjinal ve aksiyal uyumlarının sıkı olması olabilir. Sıkı marjinal ve aksiyal uyum, siman çözülmesinin ve dolayısıyla sızıntıyı önlemenin bir gereği olmasına rağmen; bu durum siman kaçışının önünde bir engel oluşturmaktadır. Sonuç olarak, siman oklüzal bölgede birikmekte ve böylece oklüzal aralık değerlerinin artmasına neden olmaktadır (Nesse ve diğerleri, 2015). Ayrıca frezeleme ekipmanlarının abrazyonu, CAM ünitesinin aşırı ısınması, metal iç yapısındaki termal stres birikimi ve CAM ünitesindeki titreşimler de frezeleme sırasında FHAM grubundaki aralık değerlerinde değişikliğe neden olabilmektedir. Özellikle oklüzal bölge frezelemesi en son tamamlanması ve o aşamaya gelene kadar frezlerin uç kısımları yoğun abrazyona maruz kalması bu grubun oklüzal aralık değerlerindeki artışı da kısmen açıklamaktadır (Kaleli ve Saraç, 2016; Kocaağaoğlu ve diğerleri, 2016; Örtorp ve diğerleri, 2011). Bu çalışmanın bulguları PSAM teknolojisinin diğer tekniklerle karşılaştırıldığında üstün bir adaptasyona sahip olduğunu göstermiştir. Bu bulgu, Kim ve diğerleri'nin (2014) çalışmasıyla uyumludur ve bu durum söz konusu teknolojide

kullanılan blokların mekanik özelliklerinin mum bloklarla benzer olmasına bağlanmaktadır (Jung, 2017; Kim ve diğerleri, 2014; Park ve diğerleri, 2016). Bu duruma bağlı olarak söz konusu teknolojide frezeleme işlemi kolaydır ve frezeleme ekipmanları aşırı abrazyona, aşırı ısınmaya veya yoğun strese maruz kalmamaktadır (Kim ve diğerleri, 2017a; Kim ve diğerleri, 2014; Kocaağaoğlu ve diğerleri, 2017; Kocaağaoğlu ve diğerleri, 2016; Park ve diğerleri, 2016).

Literatür, metal destekli seramik restorasyonların uyumlarını değerlendiren çalışma açısından oldukça zengindir. Park ve diğerleri (2016), konvansiyonel döküm tekniği ile üretilen restorasyonları PSAM tekniği ve FHAM tekniği ile üretilen restorasyonlarla marjinal ve internal uyum açısından karşılaştırmışlardır. Döküm grubu ile PSAM grubunun uyumlarının benzer olduğu; ancak PSAM grubunun FHAM grubundan daha iyi uyum sergilediği sonucuna varmışlardır. Söz konusu bulgular çalışmamızla kısmen benzerlik göstermektedir. Çalışmamızda PSAM grubu uyum açısından en başarılı grup olarak tespit edilse de; döküm ve PSAM gruplarının uyumu benzer değildir. Park ve diğerleri (2016) çalışmalarında tek bir abutment (kanin) diş kullanmışlar ve toplamda 14 referans noktasından ölçüm gerçekleştirmişlerdir. Ayrıca abutmente uygulanan redüksiyon işlemindeki farklılıklar, frezeleme işlemindeki hatalar, final sinterleme işlemindeki kontraksiyon, her gruptaki örnek sayısı arasındaki farklılıklar, iki çalışmada benzer sonuçların elde edilememesine sebep gösterilebilinir (Kaleli ve Saraç, 2016).

Jung (2017), konvansiyonel döküm tekniği ile PSAM tekniğini karşılaştırdığı çalışmasında iki tekniğin marjinal ve internal uyum açısından benzer olduğunu savunmuştur. Ancak bu sonuç da çalışmamızla uyumlu değildir. Bu durumun metodolojideki farklılıktan kaynaklanabileceği

düşünülmektedir. Jung (2017) çalışmasında mesiodistal kesitte 6, bukkolingual kesitte 6 olmak üzere toplamda 12 noktadan ölçüm gerçekleştirmiştir. Çalışmamızda ise 11 mesiodistal yönde, 11 de bukkolingual yönde toplam 22 noktadan ölçüm gerçekleştirilmiştir. Yapılan çalışmalarda kullanılan ölçüm sayısının sonuçları etkileyebileceği bildirilmiştir (Kaleli ve Saraç, 2016; Nawafleh ve diğerleri, 2013). Ayrıca Jung (2017) çalışmasında model elde etmek amacıyla konvansiyonel ölçü tekniğini kullanmıştır. Ölçü materyalinin boyutsal stabilitesini kontrol etme noktasında güçlükler yaşanabileceğinden; standardizasyonu sağlamak amacıyla çalışmamızda dijital tarayıcı kullanılmıştır. Ölçünün transfer aşamasında sıcaklık, nem gibi unsurlardan etkilenebileceği ve sonuç değerlerde değişikliğe yol açabileceği unutulmamalıdır. Ölçünün elde edilmesi ile alçı modelin elde edilmesi arasındaki sürede gecikme, dezenfeksiyon solüsyonlarının kullanımı ek distorsiyonla sonuçlanabilmektedir (Corso ve diğerleri, 1998; Rodriguez ve Bartlett, 2011; Thongthammachat ve diğerleri, 2002).

Vojdani ve diğerleri (2016) yürüttükleri çalışmalarında FHAM ve PSAM teknolojileri ile üretilmiş restorasyonları marjinal ve internal uyum açısından karşılaştırmışlardır. Çalışma sonucunda FHAM grubunun PSAM grubuna oranla daha başarılı sonuçlar verdiğini gözlemlemişlerdir. Çalışmamızda PSAM grubu uyum açısından en başarılı grup olarak tespit edildiğinden; söz konusu bulgu çalışmamızla uyumlu değildir. Bunun yine metodolojideki farklılıklardan kaynaklandığı düşünülmüştür. Vojdani ve diğerleri çalışmalarında *shoulder* marjin konfigürasyonunu tercih etmişlerdir. Çalışmamızda ise *chamfer* marjin konfigürasyonu kullanılmıştır. Literatürde marjin konfigürasyonunun marjinal ve internal uyumu etkilediğini bildiren çalışmalar mevcuttur (Bottino ve diğerleri, 2007; Pera ve diğerleri, 1994;

Shearer ve diğerleri, 1996). İlaveten 10 referans noktasından ölçüm gerçekleştirilmiştir. Tüm bunların yanı sıra çalışmalarında her grup için 10 örnek kullanmaları ve ürettikleri metal alt yapıları porselen fırınlama işlemine tabi tutmamaları elde edilen sonuçlar açısından iki çalışma arasındaki farklılıkları açıklamaktadır.

Tamac ve diğerleri (2014) yürüttükleri çalışmalarında FHAM ve SLS teknolojileri ile üretilen tek üyeli metal seramik restorasyonları döküm tekniği ile karşılaştırmışlardır. Gruplarası marjinal aralık değerlerinin benzer olduğunu savunmuşlar ve en düşük ortalama marjinal aralık değerini döküm grubunun sergilediğini bildirmişlerdir. Bu bulgu çalışmamızla uyumlu değildir. Aksiyal, aksiyo-oklüzal ve oklüzal bölgelerde en kötü uyumu SLS grubunun gösterdiğini ve döküm grubunun oklüzal ölçümlerde diğer iki teknikten daha başarılı olduğunu bildirmişlerdir (Tamac ve diğerleri, 2014). Çalışmamızda da CAS grubu, oklüzal bölgede SLS ve FHAM gruplarına göre çok daha iyi sonuçlar vermiştir. Tamac ve diğerlerinin (2014) yürüttükleri çalışmanın *in vivo* bir çalışma olması, elde ettikleri bulgularla çalışmamızın bulgularını karşılaştırma noktasında güçlük yaratmaktadır. Bu durum ise çalışmamızın *in vitro* olması ve ideal koşulların sağlanmış olması ile açıklanabilir (Kaleli ve Saraç, 2016).

Kim ve diğerleri (2017a) yürüttükleri çalışmalarında farklı aditif ve subtraktif tekniklerle ürettikleri restorasyonların marjinal ve internal uyumlarını *micro-CT* kullanarak karşılaştırmışlardır. Çalışma sonuçları en iyi marjinal uyumun PSAM grubunda elde edildiğini göstermiştir. Bu bulgu çalışmamızla uyumludur. Ayrıca iki çalışmada da tercih edilen gruplar baz alındığında döküm grubu ve PSAM grubu marjinal uyum açısından klinik olarak kabul edilebilir değer aralığında bulunmuştur. Çalışmamızla uyumlu olan bir diğer bulgu ise budur.

Örtorp ve diğerlerinin (2010) yürüttükleri bir çalışmada dört farklı teknikle üretilen üç üyeli sabit restorasyonların marjinal ve internal uyumları değerlendirilmiştir. Sonuçlar incelendiğinde en iyi uyumun SLS grubunda görüldüğü ve bunu sırasıyla döküm ve FHAM gruplarının izlediği gözlemlenmiştir. Çalışmada PSAM grubu kullanılmamıştır. Kıyaslayabilmek adına PSAM grubu dışarıda bırakıldığında çalışmamızda en iyi uyum SLS grubunda görülmüştür. Ayrıca söz konusu çalışmanın tüm örnek gruplarında en yüksek açıklık değerlerinin oklüzal bölgede görüldüğü bildirilmiştir (Örtorp ve diğerleri, 2010). Bu bulgu da çalışmamızla uyumludur.

Daha önce de belirtildiği gibi uyumsuz restorasyonlar dental, periodontal ve sistemik sağlığı tehlikeye atabilmektedir. Bu nedenle restorasyonların adaptasyonlarını incelemek oldukça önemlidir. Bu amaçla, literatürde kabaca "invaziv" veya "noninvaziv" olarak sınıflandırılabilen çeşitli teknikler mevcuttur: (i) direkt görüş tekniği, (ii) silikon replika tekniği, (ii) kesit tekniği, (iv) (v) mikrometrik tomografi *(microCT)*, (vii) silikon replikayı tartma tekniği ve (viii) 3D ölçüm tekniği (Kim ve diğerleri, 2017a; Kim ve diğerleri, 2013; Kocaağaoğlu ve diğerleri, 2016; Nawafleh ve diğerleri, 2013; Park ve diğerleri, 2016; Vojdani ve diğerleri, 2013). Direkt görüş tekniği kolay, tekrarlanabilir ve noninvaziv bir teknik olmasına rağmen; yüksek güçlü mikroskop yardımıyla yalnızca marjinal uyum değerlendirmesine izin verir ve bu nedenle bu çalışma için uygun bir teknik değildir (Nawafleh ve diğerleri, 2013). Bir diğer teknik olan silikon replika tekniği restorasyonların hem marjinal hem de internal uyumlarının değerlendirmesine olanak tanımaktadır. Söz konusu teknik çeşitli noktalardan ölçüm yapmaya izin veren, ucuz ve noninvaziv bir tekniktir. Tüm bu nedenlerden ötürü çalışmamızda silikon replika tekniği

kullanılmıştır (Jung, 2017; Kim ve diğerleri, 2017a; Kim ve diğerleri, 2014; Kocaağaoğlu ve diğerleri, 2017; Nawafleh ve diğerleri, 2013; Nesse ve diğerleri, 2015; Park ve diğerleri, 2016; Vojdani ve diğerleri, 2013; Zeng ve diğerleri, 2015). Ayrıca silikon replika tekniği indirekt protetik restorasyonların *in vivo* uyumlarının değerlendirilmesinde de sıklıkla tercih edilmektedir (Kim ve diğerleri, 2014). Çalışmamızda tercih edilen silikon replika tekniğinde simantasyon aşamasında klinisyenin parmak basıncını simüle etmek amacıyla özel bir mekanizma kullanılarak 50 N oklüzal kuvvet uygulanmıştır. Literatürde uygulanan oklüzal kuvvetin şiddetindeki değişikliğin restorasyonların aralık değerlerini anlamlı derecede etkilemediği bildirilmiştir (Quante ve diğerleri, 2008; Weaver ve diğerleri, 1991). Ancak yine de çalışmamızda sabit bir oklüzal kuvvet uygulanarak standardizasyon sağlanmaya çalışılmıştır. Hassas sonuçlar vermesine rağmen kesit alma tekniği de invaziv doğası nedeniyle bu çalışma için uygun değildir. Bu teknikte, kesit alarak gözlemleme yapıldığından; çalışma örneklerinin deformasyonu kaçınılmazdır (Kim ve diğerleri, 2014; Kocaağaoğlu ve diğerleri, 2017; Kocaağaoğlu ve diğerleri, 2016; Park ve diğerleri, 2016). Çok sayıda ölçüm gerçekleştirilen böyle bir çalışmada en uygun ölçüm tekniğini seçmek, örneklerin korunması açısından oldukça önemlidir. Aksi halde, çok sayıda örnek ihtiyacı doğacaktır (Park ve diğerleri, 2016). Ayrıca, çeşitli noktalardan değerlendirmeye izin veren bir teknik değildir (Kim ve diğerleri, 2014). *Mikro CT*, restorasyonların iç yüzeylerini (*intaglio*) inceleyen bir tekniktir (Kim ve diğerleri, 2013; Zeng ve diğerleri, 2015). Ancak, gelişmiş bir teknoloji gerektirir (Kocaağaoğlu ve diğerleri, 2017). Dijital mikrometre ve profilometre teknik zorluklar nedeniyle mevcut teknikler içerisinde araştırmacıların en az dikkatini çeken teknikler olmuşlardır (Nawafleh ve diğerleri, 2013). Son zamanlarda, 3D bilgisayar destekli ölçüm sunan yeni bir

teknik geliştirilmiştir. İnvaziv olmayan bir niteliğe sahiptir ve çeşitli yönlerden çok güvenilir ölçümler yapılmasını sağlamaktadır (Bottino ve diğerleri, 2007; Kane ve diğerleri, 2015; Kim ve diğerleri, 2014; Kocaağaoğlu ve diğerleri, 2017). Ancak ileri teknoloji ekipmanları gerektirir.

Literatürde kabul edilebilir marjinal aralık değeri konusunda birçok çalışma yapılmış; ancak halen bu konuda fikir birliği sağlanamamıştır (Nawafleh ve diğerleri, 2012). 120 mikrometre kabul edilebilir maksimum siman aralık değeri olarak önerilse de; 50-100 mikrometre arası değerlerin kabul edilebilir olduğunu bildiren çalışmalar da mevcuttur (Nawafleh ve diğerleri, 2012). Amerikan Diş Hekimliği Birliği 8 numaralı şartnemesinde çinko fosfat simanın film kalınlığının tip 1 simanlarda 25 mikrometreyi, tip 2 simanlarda ise 40 mikrometreyi geçmemesi gerektiğini vurgulamıştır. Ancak yapılan çalışmalar bu hedefe ulaşabilmenin oldukça güç olduğunu göstermiştir (Bhowmik ve Parkhedkar, 2011). Beş yıl boyunca binden fazla restorasyon üzerinde yürütülen çalışmanın sonucunda McLean ve von Fraunhaufer (1971) tolere edilebilinecek maksimum marjinal açıklık değerinin 120 mikrometre olduğunu bildirmiştir. Buna dayanarak çalışmada tercih edilen dört teknik ile üretilmiş tüm restorasyonların marjinal aralık değerleri 120 mikrometrenin altında olduğundan klinik olarak kabul edilebilir oldukları sonucuna varılmıştır.

Literatürdeki bir dizi çalışma, servikal bitiş çizgisi tasarımlarının restorasyonların uyumlarını etkilediğini vurgulamıştır (Bottino ve diğerleri, 2007; Pera ve diğerleri, 1994; Shearer ve diğerleri, 1996; Shiratsuchi ve diğerleri, 2006;). Hem Shiratsuchi ve diğerleri (2006), hem de Bottino ve diğerleri (2007) 3 farklı bitiş çizgisi tasarımının metal destekli seramik restorasyonların adaptasyonu üzerine etkisini incelemişler ve en iyi servikal uyumun *chamfer* tasarımında elde edildiğini gözlemlemişlerdir. Ek olarak,

restorasyonların uyumlarının değerlendirildiği birçok çalışmada *chamfer* marjin tasarımı tercih edilmektedir (Kim ve diğerleri, 2014; Kocaağaoğlu ve diğerleri, 2017; Kocaağaoğlu ve diğerleri, 2016; Nesse ve diğerleri, 2015; Park ve diğerleri, 2016). Bu sebeplerden ötürü, *chamfer* marjin tasarımı bu çalışmada kullanılmıştır.

Geleneksel ölçü tekniği hastaların bulantı refleksini stimüle edebilmektedir (Şeker ve diğerleri, 2016). Yine konvansiyonel ölçü tekniğinde gingival dokularınn zarar görmesi gündeme gelebilmektedir (Şeker ve diğerleri, 2016). Alınan ölçünün laboratuvara transferi aşamasında değişen nem ve sıcaklık değerlerinden bile ölçü etkilenebilmekte; boyutsal stabilitesini koruma noktasında sorun yaşanabilmektedir. Alınan ölçüye dezenfeksiyon solüsyonu uygulaması yine ölçüde ek bir distorsiyona neden olabilmektedir (Corso ve diğerleri, 1998; Rodriguez ve Bartlett, 2011; Thongthammachat ve diğerleri, 2002). Ek olarak, Svanborg ve diğerleri (2014) 3 üyeli sabit restorasyonlarda dijital ölçü tekniğini geleneksel teknikle karşılaştırmış ve dijital tekniğin daha güvenilir sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir. Tüm bu bilgilerin ışığında ölçüden kaynaklanan komplikasyonları gidermek veya asgariye indirmek amacıyla bu çalışmada dijital tarayıcı kullanılmıştır. Ancak, dijital tarayıcıların bazı sorunları da ihmal edilebilir değildir. Tarayıcı sistemlerin, özellikle lazer tabanlı olanların, çözünürlük konusunda limitasyonları mevcuttur. Keskin kenarları bulmada güçlük çeken bu sistemler, otomatik olarak tüm kenarları yuvarlamaktadır ve böylece oral dokuların kaydını bu şekilde gerçekleştirmektedir (Örtorp ve diğerleri, 2011; Vojdani ve diğerleri, 2013). Bu durum, alçı veya kullanılan kameranın optik özelliklerinden kaynaklanmakta; marjinal ve internal uyumsuzlukla sonuçlanmaktadır (Örtorp ve diğerleri, 2011; Tamac ve diğerleri, 2015).

Co-Cr alaşımları uzun yıllar boyunca hareketli bölümlü protezlerde başarıyla kullanılmışlardır. Bu noktadaki başarılı geçmişleri söz konusu alaşımların sabit protetik yaklaşımlarda da kullanımını gündeme getirmiştir (Park ve diğerleri, 2016; Kocaağaoğlu ve diğerleri, 2016). Bu alaşımlar biyouyumluluk açısından da oldukça başarılı sonuçlar sunmuşlardır (Lucchetti ve diğerleri, 2015; Park ve diğerleri, 2016) Literatürde monofazik baz metal alaşımların polifazik olanlara oranla çok daha az sitotoksik olduğu ve insan hücre büyümesini çok daha az düzeyde inhibe ettiği açıkça bildirilmiştir (Lucchetti ve diğerleri, 2015). Yine yapılan çalışmalarda Co-Cr alaşımların Ni-Cr alaşımlara göre daha az alerjik reaksiyon gösterdikleri ispatlanmıştır. Bu durum Co-Cr alaşımların kompozisyonlarında en iyi bilinen alerjenlerden biri olan nikelin yer almaması ile açıklanmıştır (Park ve diğerleri, 2016; Wang ve diğerleri, 2016). Ayrıca Cr oranının bu alaşımlarda 25 wt% üzerinde olması da hem korozyona direnç hem de biyouyumluluk noktasında önemli bir etkendir. Yüksek korozyon ve sarkma dirençleri ile Ni-Cr alaşımlarına kıyasla daha iyi mekanik özellikler sergiledikleri de iyi bilinmektedir (Lucchetti ve diğerleri, 2015). Alaşımın yüksek sarkma direnci sergilemesi fırınlama ve lehimleme işlemleri esnasında oldukça önemlidir. Eğer alaşım akmaya karşı direnemezse, porselen fırınlaması esnasında metal alt yapının kalıcı deformasyonu meydana gelebilmekte ve restorasyonun uyumu etkilenebilmektedir (Prakash ve diğerleri, 2012). İlaveten metal alt yapının ağırlığı arttıkça daha fazla distorsiyon meydana geleceği bir gerçektir. Co-Cr alaşımların özgül ağırlığı ise oldukça düşüktür (Örtorp ve diğerleri, 2010). Yukarıda bahsi geçen tüm bu avantajlardan ötürü bu çalışmada Co-Cr alaşımlar tercih edilmiştir.

Co-Cr alaşımların önemli avantajlar sunduğu bir gerçektir. Ancak bu alaşımların dökümü yüksek erime aralığına sahip olduklarından oldukça

güçtür. Ayrıca bu alaşımların manipülasyonları da düşüktür. Bu durum hem laboratuvarda kullanılabilirliği hem de işlenebilirliği zorlaştırmaktadır. Tüm bu problemlerin üstesinden gelebilmek ve önemli avantajlara sahip olan bu alaşımları kullanabilmek amacıyla yeni CAD/CAM teknolojileri geliştirilmiştir. Böylece bu alaşımların kullanımının döküm aşamasında yarattığı zorluklar elimine edilmiştir (Park ve diğerleri, 2016; Wang ve diğerleri, 2016). Ancak söz konusu teknolojilerin konvansiyonel döküm tekniğine alternatif olabileceği konusunda halen bir fikir birliği sağlanamamıştır. Bu nedenle çalışmada güncel CAD/CAM teknolojileri kullanılarak, sistemler arasındaki farklılıklar değerlendirilmeye çalışılmıştır.

Ayrıca, restorasyonların uyumu üzerinde alaşım tipinin (Co-Cr veya Ni-Cr) etkisini değerlendirmek amacıyla çok sayıda çalışma yürütülmüştür. Selektif lazer sinterleme ve konvansiyonal döküm tekniklerinde kullanılan alaşım tipinin bu tekniklerle imal edilen restorasyonların adaptasyonu üzerine anlamlı bir etkisinin olmadığı gösterilmiştir (Quante ve diğerleri, 2008; Ucar ve diğerleri, 2009). Ancak FHAM ve PSAM teknolojileri ile imal edilen restorasyonların uyumu üzerine alaşım tipinin etkisi ile ilgili herhangi bir çalışma mevcut literatürde bulunamamıştır. Literatürde benzer sonuçlar verdiği gerekçesiyle aynı çalışma içerisinde Ni-Cr ve Co-Cr alaşımlar kullanılmış olsa da; bu çalışmada standardizasyonu sağlamak amacıyla tek bir alaşım (Co-Cr) tercih edilmiştir.

Metal alt yapılar, porselen veneerleme sırasında yüksek sıcaklıklarda tekrarlayan fırınlamalara maruz bırakılır (Campbell ve diğerleri, 1995). Bu, alt yapı üretiminde kullanılan alaşımın metalürjik yapısında bozulma olarak da bilinen bir dönüşüme neden olur ve metal destekli seramik restorasyonların uyumlarını olumsuz olarak etkiler (Gemalmaz ve Alkumru, 1995; Kim ve diğerleri, 2013; Zeng ve diğerleri, 2015;). Alaşım tipi, fırınlama

prosedürü sırasında porselenin büzülmesi ve porselenler ile metal arasındaki termal genleşme katsayısı farkı, bu yapısal deformasyona katkıda bulunur (Gemalmaz ve Alkumru, 1995; Kocaağaoğlu ve diğerleri, 2017; Kocaağaoğlu ve diğerleri, 2016; Campbell ve diğerleri, 1995; Zeng ve diğerleri, 2015). Alt yapılar üzerinde porselen fırınlama öncesindeki aşamalardan köken alan artık stres mevcudiyeti ve yüksek sıcaklıktaki alaşımların sürünmesi *(creep)* söz konusu deformasyona katkıda bulunan diğer faktörlerdir (Zeng ve diğerleri, 2015). Tekrarlanan fırınlamaların metal destekli seramik restorasyonların aralık değerleri üzerindeki etkisi önceki çalışmalarda incelenmiştir (Gemalmaz ve Alkumru, 1995; Campbell ve diğerleri, 1995; Kocaağaoğlu ve diğerleri, 2017; Quante ve diğerleri, 2008; Zeng ve diğerleri, 2015). Bunlardan Quante ve diğerleri (2008), Kocaağaoğlu ve diğerleri (2017) ve Zeng ve diğerleri (2015) tarafından yapılan çalışmalar, metal destekli seramik restorasyonların adaptasyonundaki değişikliklerden tekrarlanan fırınlamaların sorumlu olamayacağını bildirmişlerdir; bu da çalışmamızın sonuçları ile tutarlı değildir. Aksine, Kaleli ve Saraç (2016) tarafından yapılan bir araştırma, porselen fırınlamalarından sonra marjinal aralık değerlerinin arttığını ortaya koymuştur. Bu çalışmanın sonucu ise çalışmamızın sonucunu destekler niteliktedir.

Frezeleme işleminin hassasiyeti büyük oranda frezeleme cihazının aks sayısından etkilenmektedir. Günümüz CAM teknolojisinde sistemler 3-, 4- veya 5-akslı olarak kategorize edilmektedirler. Üç akslı sistemler kısa sürede üretime olanak tanıması ve basit işletim sistemine sahip olması gibi avantajlar sunsa da; söz konusu sistemlerin rotasyon şaftına sahip olmaması restorasyonun iç yüzeyinin frezelenmesinde hassasiyeti etkileyebilmektedir ve bu durum limitasyon olarak ifade edilmektedir. Dört akslı sistemlerde bir, beş akslı sistemlerde ise iki rotasyon aksı mevcut olduğundan üretim

hassasiyetinin daha yüksek olacağı düşünülmektedir. Bu hipotezi Bosch ve diğerleri (2014) yaptıkları çalışmaları ile desteklemişler ve 5 akslı frezeleme cihazlarının 4 akslı frezeleme cihazlarına kıyasla daha doğru ve hassas üretime olanak tanıdığını bildirmişlerdir. Bu çalışmada ise üretimin hassasiyetini artırmak amacıyla beş akslı CAD cihazları kullanılmıştır.

Protetik restorasyonların uyumlarının değerlendirilmesinde ışık mikroskobu, stereomikroskop veya diğer dijital mikroskop tipleri kullanılabilmektedir. Taramalı elektron miksroskopisi (TEM) ile oldukça hassas sonuçlar elde edilebilmektedir (Kaleli ve Saraç, 2016). Ancak literatürde marjinal aralık değerleri açısından TEM ile ışık mikroskopisi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı bildirilmiştir (Groten ve diğerleri, 1997). Bu çalışmada ise kullanım kolaylığından ötürü ve kendi bünyesinde görüntü alma ve ölçüm yapma yazılımına sahip olmasından ötürü stereomikroskop tercih edilmiştir.

Araştırmalar arasındaki farklılıklar, metodolojideki farklılıklar, araştırma türündeki farklılıklar (*in vivo* veya *in vitro*), tarayıcıların ve freze cihazlarının hassasiyeti, materyal tercihindeki farklılıklar ve yazılımlar arası farklılıklara bağlanabilir. Ayrıca tüm bu unsurların restorasyonların uyumlarını etkileyebileceği unutulmamalıdır. Mum modelin deformasyonu ve ölçü materyalinin distorsiyonu araştırmalar arasındaki sonuçları farklı kılabilecek diğer unsurlardır (Kaleli ve Saraç, 2016; Kocaağaoğlu ve diğerleri, 2017; Kocaağaoğlu ve diğerleri, 2016; Park ve diğerleri, 2016). Nawafleh ve diğerleri (2012) yürüttükleri çalışmalarında restorasyonların marjinal adaptasyonlarının kullanılan metod, çalışma tipi, örnekler üzerinde yapılan ölçüm sayısı, ölçüm aşaması gibi faktörlerden etkilenebileceğini bildirmişlerdir.

6 SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmanın limitasyonları dahilinde aşağıdaki sonuçlara varılmıştır:

1. Çalışmada farklı tekniklerle üretilen tüm sabit protetik restorasyonların marjinal açıklık değerleri klinik olarak kabul edilebilir (<120 μm) bulunmuştur.

2. Tekrarlanan porselen fırınlama sikluslarının döküm tekniği ile üretilmiş restorasyonların aralık değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisinin olmadığı sonucuna varılmıştır (P>0.05).

3. Tekrarlanan porselen fırınlama sikluslarının FHAM, PSAM ve SLS sistemleriyle üretilmiş restorasyonların restorasyonların aralık değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi olduğu saptanmıştır (P<0.05).

4. Tüm ölçüm periyotlarında en yüksek marjinal, aksiyal ve aksiyo-oklüzal aralık değerleri döküm grubunda gözlemlenmiştir (P<0.05).

5. Tüm ölçüm periyotlarında en yüksek oklüzal aralık değerleri FHAM grubunda gözlemlenmiştir (P<0.05).

6. Çalışmada en başarılı uyum değerlerini PSAM teknolojisi ile üretilmiş restorasyonlar sergilemiştir (P<0.05).

Çalışmada standardizasyonu sağlamak amacıyla tek tip alaşım kullanılmıştır. Fakat farklı alaşım tipleri ile farklı sonuçlar elde edilebileceği bir gerçektir. Gelecekteki çalışmalar, alaşım tipinin restorasyonların adaptasyonu üzerine etkisini değerlendirmelidir. Oldukça güvenilir sonuçlar veren 3D ölçüm tekniği bu çalışmada tercih edilmemiştir. Çünkü söz konusu teknik ileri teknolojik ekipman gerektirmektedir. Gelecekteki çalışmalar

oldukça hassas ölçüm yapmaya izin veren bu noninvaziv tekniği kullanmalıdır. Bu durumun ölçüm sonuçlarını etkileyebileceği düşünülmektedir. Çünkü literatürde farklı ölçüm tekniklerinin restorasyonların uyumlarını etkileyebileceğini bildiren çalışmalar mevcuttur. Selektif lazer ergitme üretim tekniği çalışmaya dahil edilmemiştir. Oldukça fazla parametrenin değerlendirildiği çalışmamızda her üretim teknolojisini temsil etmesi açısından birer üretim tekniği değerlendirilmiştir. Selektif lazer ergitme üretim tekniği aditif tabanlı bir üretim sistemidir. Selektif lazer sinterleme çalışmamızda aditif tabanlı sistem olarak yer aldığından; parametreleri artırıp çalışma hassasiyetini düşürmemek adına selektif lazer ergitme tekniği kullanılmamıştır. Sonraki çalışmalar tekrarlanan fırınlamaların bu teknikle üretilmiş restorasyonların uyumu üzerine etkisini değerlendirmelidir. Çalışmamızda üç üyeli sabit protetik restorasyonların uyumu incelenmiştir. Literatürde mevcut çalışmaların büyük bir çoğunluğu ise tek üye restorasyonların adaptasyonunu incelemiştir. Bu nedenle gelecekteki çalışmalar uzun *(long-span)* sabit protetik restorasyonların uyumlarını değerlendirmelidir. Sonuç olarak, metal destekli seramik sabit protetik restorasyonların uyumları ile ilgili bilimsel dökümantasyon halen yetersizdir ve özellikle ilerleyen teknoloji ile birlikte ortaya çıkan yeni üretim teknikleri üzerine çalışmalar yapılması gerekmektedir.

KAYNAKLAR