



**FARKLI YÖNTEMLER VE KALINLIKLARDA
HAZIRLANAN İMPLANT ÜSTÜ METAL
ALTYAPILARIN KENAR VE İÇ UYUMLARINA
TEKRARLANAN FIRINLAMANIN ETKİSİ**

Abdurrahman ÖĞÜNÇ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**Tez Danışmanı
Dr. Öğr. Üyesi Güler YILDIRIM AVCU**

Uzmanlık Tezi 2019

**T.C.
İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI**

**FARKLI YÖNTEMLER VE KALINLIKLARDA HAZIRLANAN
İMLANT ÜSTÜ METAL ALTYAPILARIN KENAR VE İÇ UYUMLARINA
TEKRARLANAN FIRINLAMANN ETKİSİ**

Abdurrahman ÖĞÜNÇ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Uzmanlık Tezi

**Tez Danışmanı
Dr. Öğr. Üyesi Güler YILDIRIM AVCU**

Bu Araştırma İnönü Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi
Taraından TDH-2018-894 Proje numarası ile desteklenmiştir.

**MALATYA
2019**

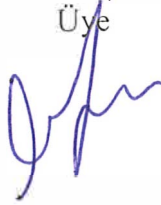
UZMANLIK TEZİ TUTANAĞI

İnönü Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Uzmanlık Programı çerçevesinde
yürütölmüş olan; Abdurrahman ÖĞÜNÇ' ün
“Farklı Yöntemler ve Kalınlıklarda Hazırlanan İmplant Üstü Metal
Altyapıların Kenar ve İç Uyumlarına Tekrarlanan Fırınlamanın Etkisi” konulu bu
çalışması.
aşağıdaki jüri tarafından Uzmanlık tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 18/06/2019


Prof. Dr. Cem KURTOĞLU
Çukurova Üniversitesi
Jüri Başkanı

Dr. Öğr. Üyesi Güler YILDIRIM AVCU
İnönü Üniversitesi (Tez Danışmanı)
Üye

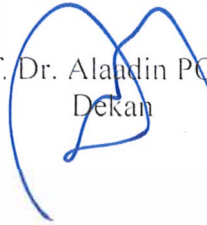


Doç. Dr. Esma Başak Gül Aygün
Çukurova Üniversitesi
Üye



ONAY

Bu çalışma yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun bulunarak uzmanlık tezi olarak
Kabul edilmiştir.


Prof. Dr. Alaaddin POLAT
Dekan

İÇİNDEKİLER

ÖZET	vi
ABSTRACT	vii
SİMGE VE KISALTMALAR DİZİNİ	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ	x
TABLolar DİZİNİ	xii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dental İmplant	3
2.1.1. İmplant Tipleri	3
2.1.2. Osseointegrasyon	6
2.1.3. İmplant Endikasyonları	6
2.1.4. İmplant Kontrendikasyonları	6
2.1.5. İmplant Destekli Protezlerin Avantajları	7
2.1.6. İmplant Uygulamasının Komplikasyonları	8
2.1.7. İmplant Üstü Protetik Tedavi Seçenekleri	8
2.1.7.1. İmplant Üstü Protetik Tedavi Seçeneklerinin Sınıflandırılması	8
2.1.7.2. İmplant Üstü Sabit Protezlerde Kullanılan Abutmentlerin Sınıflandırılması	9
2.1.7.3. İmplant Üstü Sabit Protezlerde Abutment Seçimi	10
2.2. İmplant Üstü Metal Destekli Seramik Restorasyonlar	10
2.2.1. Metal Destekli Seramik Restorasyonlarda Kullanılan Alaşımlar	11
2.2.1.1. Soy Metal Alaşımlar	11
2.2.1.2. Baz Metal Alaşımlar	14
2.2.2. Metal Alaşımların Şekillendirilme Yöntemleri	16
2.2.2.1. Döküm Yöntemi	16
2.2.2.2. Elektro Erozyon Yöntemi	17
2.2.2.3. Mekanik Deformasyon Yöntemi	17
2.2.2.4. CAD/CAM Sistemleri ile Üretim Yöntemleri	17
2.2.2.5. Eklemeli Üretim Teknolojisi (Additive Manufacturing)	20
2.3. Dental Porselenler	24
2.4. Dental Porselenlerin Sınıflandırılması	25
2.5. Metal Destekli Porselen Restorasyonlarda Kenar ve İç Uyum	25

2.6. Kenar ve İç Uyum Ölçüm Yöntemleri.....	26
2.7. Tekrarlanan Fırınlamanın Kenar ve İç Uyum Üzerine Etkisi.....	28
3. MATERYAL METOT.....	29
3.1. Ana Modellerin Elde Edilmesi.....	29
3.2. İmplant Üstü Metal Seramik Restorasyon Altyapılarının Üretimi	29
3.2.1. Çalışmada Kullanılan Metal Altyapılar	29
3.2.2. Metal Seramik Restorasyon Tasarımının CAD Programı ile Yapılması	30
3.2.3. Döküm Yöntemi ile İmplant Üstü Metal Altyapıların Üretimi	31
3.2.4. Lazer Sinterleme Yöntemi ile İmplant Üstü Metal Altyapıların Üretimi	32
3.2.5. Frezeleme Yöntemi ile İmplant Üstü Yumuşak Metal Altyapıların Üretilmesi ...	34
3.2.6. Frezeleme Yöntemi ile İmplant Üstü Sert Metal ve Titanyum Altyapıların Üretimi	35
3.3. Altyapıların Kumlanması.....	37
3.4. Altyapılar Üzerine Porselen Uygulaması ve Fırınlama Protokolü	38
3.4.1. Altyapılara Bond ve Opak Uygulaması	38
3.4.2. Altyapılara Porselen Uygulaması	38
3.5. Silikon Replikaların Elde Edilmesi.....	42
3.6. Silikon Replikaların Stereo-Mikroskopta Görüntülenmesi ve Ölçümlerin Yapılması	44
3.7. İstatiksel Analiz	45
4. BULGULAR.....	47
4.1. Kenar ve İç Bölgede Altyapıların Uyumlarının Değerlendirilmesi.....	47
4.2. Altyapıların Üretiminde Kullanılan Yönteme Göre Fırınlama Aşamalarındaki Değişimin İncelenmesi.....	48
4.2.1. Altyapıların Üretiminde Kullanılan Yönteme Göre Fırınlama Aşamalarındaki KA Değeri Değişiminin Karşılaştırılması	48
4.2.2. Altyapıların Üretiminde Kullanılan Yönteme Göre Fırınlama Aşamalarındaki İA Değeri Değişiminin Karşılaştırılması	49
4.3. Farklı Kalınlıklara Ait Ortalama Değerlerin Karşılaştırılması	49
4.4. Yöntemlerin Farklı Fırınlama Aşamasına Ait Ortalama Değerlerinin Karşılaştırılması	50
5. TARTIŞMA	54
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	64
KAYNAKLAR	65

EKLER.....	76
EK-1. Özgeçmiş.....	76
EK-2. Etik Kurul Onayına Gerek Olmadığına Dair Belge	77



TEŞEKKÜR

Bu çalışmada bana rehberlik eden ve uzmanlık eğitimim boyunca bana her zaman yol gösteren, her türlü desteğini, bilgisini ve yardımlarını esirgemeyen danışman hocam Dr. Öğr. Üyesi Güler YILDIRIM AVCU'ya,

Uzmanlık eğitimime katkıda bulunan, bilgilerini ve klinik tecrübelerini benimle paylaşan Doç. Dr. Esmā Başak GL AYGÜN'e,

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgilerini ve klinik tecrübelerini benimle paylaşan İnönü Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı ğretim yeleri Dr. Öğr. Üyesi Numan TATAR ve Dr. Öğr. Üyesi Mesut TUZLALI'ya,

Uzmanlık eğitimim boyunca bana destek olan değerli çalışma arkadaşlarım Arş. Gör. Ozan ÖZTÜRK'e, Arş. Gör. Özge ERARSLAN'a ve Arş. Gör. İrem SALGINCI'ya,

İnönü Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde görev yapan, yardımlarını esirgemeyen tüm arkadaşlarıma ve alışanlara,

Hayatımın her döneminde yanımda olup beni destekleyen, maddi ve manevi yardımlarını benden hiçbir zaman esirgemeyen çok değerli aileme;

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

Farklı Yöntemler ve Kalınlıklarda Hazırlanan İmplant Üstü Metal Altyapıların Kenar ve İç Uyumlarına Tekrarlanan Fırınlamanın Etkisi

Amaç: Bu çalışmanın amacı; döküm, LS, PYMF, PSMF ve TF ile üretilen farklı kalınlıktaki metal altyapıların kenar ve iç uyumu üzerine tekrarlanan fırınlama işlemlerinin etkisini karşılaştırmaktır.

Materyal ve Metot: Döküm, LS, PYMF, PSMF ve TF yöntemi ile her gruptan 0.5 mm ve 1.5 mm kalınlığında olmak üzere toplamda 120 adet tek üyeli implant üstü metal altyapı üretildi ve üretici firmanın talimatlarına uygun olarak porselen uygulandı (n=12). Metal altyapıların kenar ve iç uyumu; fırınlama aşamaları öncesinde, 4. ve 7. fırınlama aşamalarından sonra silikon replika yöntemi kullanılarak stereomikroskopta x80 büyütmede incelendi. Elde edilen sonuçlar tek etken üzerinde tekrarlayan 3 yönlü varyans analizi, iki yönlü varyans analizi ve bağımsız örnekler t testi ile analiz edildi ($p<0.05$).

Bulgular: Tekrarlanan fırınlama işlemleri sonucunda PYMF, PSMF ve TF gruplarında elde edilen KA ve İA değerlerindeki değişim ile döküm grubunun İA değerindeki değişim istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0.05$). KA ve İA değeri üzerine fırınlama, yöntem ve kalınlık farkı etkileşimi istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p>0.05$).

Sonuç: Fırınlama işlemlerinden sonra, her iki kalınlıkta, PYMF, LS ve TF gruplarının, döküm ve PSMF gruplarından daha iyi kenar ve iç uyum gösterdiği bulundu. Ayrıca üretilen tüm metal-seramik restorasyonların KA değerleri, klinik kabul edilebilir maksimum aralık olan 120 μ m'nin altında bulundu.

Anahtar Kelimeler: Metal altyapı kalınlığı, tekrarlanan fırınlama, uyum.

ABSTRACT

Effect of Repeated Firings on the Marginal and Internal Adaptation of Implant Supported Metal Ceramic Restorations Fabricated with Different Thicknesses and Fabrication Method.

Aim: The aim of this study was to compare the effects of repeated firing cycles on the marginal and internal adaptation of metal copings with different thicknesses fabricated using casting, LS, PYMF, PSMF, and TF methods.

Materials and Methods: A total of 120 single-unit implant-supported copings were fabricated using casting, LS, PYMF, PSMF, and TF methods with 0.5 mm and 1.5 mm thicknesses for each group and porcelain was applied in accordance with the manufacturer's instructions (n=12). The marginal and internal adaptation of the metal copings were examined before the firing cycles and after the 4th and 7th firing cycles using a silicon replica technique with a stereomicroscope at x80. The results were analyzed using 3-way analysis of variance for repeated measurements on a single factor, 2-way analysis of variance and an independent samples *t*-test ($p < 0.05$).

Results: As a result of the repeated firing cycles, the changes in the KA and IA values in the PYMF, PSMF, and TF groups and the change in the IA value in the casting group were statistically significant ($p < 0.05$). The interaction of firing, method, and thickness difference on the KA and IA values was not statistically significant ($p > 0.05$).

Conclusion: After the firing cycles, the PYMF, LS, and TF groups were found to have better marginal and internal adaptation for both thicknesses than the casting and PSMF groups. Furthermore, the KA values of all the metal-ceramic restorations were found to be below the maximum clinical acceptability discrepancy ($< 120 \mu\text{m}$).

Key Words: Metal copings thickness, repeated firing, adaptation.

SİMGE VE KISALTMALAR DİZİNİ

Au-Pd:	Altın-Palladyum
Au-Pt:	Altın-Platin
Au-Pd-Ag:	Altın-Palladyum-Gümüş
Au-Pd-Pt:	Altın-Palladyum-Platin
Au-Pt-Pd:	Altın-Platin-Palladyum
CAD/CAM:	Bilgisayar Destekli Tasarım/ Bilgisayar Destekli Üretim
CNC:	Bilgisayar Destekli Numerik Kontrol Cihazı
Co-Cr:	Kobalt-krom
Cp:	Saf Titanyum
FDM:	Eriyik Yığılma Modelleme (Fused Deposition Modelling)
Ga:	Galyum
In:	İndiyum
İA:	İç aralık
KA:	Kenar aralık
Mikro-BT:	Mikro Bilgisayarlı Tomografi
Mm:	Milimetre
Nd-YAG:	Neodymium-Doped Yttrium Aluminium Garnet
Ni-Cr:	Nikel-Krom
Pd-Ag:	Palladyum-Gümüş
Pd-Cu:	Palladyum-Bakır
PSMF:	Post-sinterize Sert Metal Frezeleme
PVC:	Polivinil klorür
PYMF:	Pre-sinterize Yumuşak Metal Frezeleme
SEM:	Taramalı Elektron Mikroskobu
SLA:	Stereolitografi
SLM:	Selektif Lazer Melting
SLS:	Selektif Lazer Sinterleme
Sn:	Kalay
TF:	Titanyum Frezeleme
Ti:	Titanyum
Ti-6Al-4V:	Titanyum-6 Alüminyum-4 Vanadyum

Zn:	Çinko
µm:	Mikrometre



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil No	Sayfa No
Şekil 2.1. Blade implantlar	4
Şekil 2.2. Subperiostal implant.....	4
Şekil 2.3. Transosseöz implantlar	5
Şekil 2.4. Endodontik stabilizatör.....	5
Şekil 2.5. SLS üretim şeması.....	23
Şekil 2.6. SLM üretim şeması.....	23
Şekil 3.1. Soğuk akriliğe gömülen analoglar ve çalışmada kullanılan abutment replikalar	29
Şekil 3.2. Altyapıların tasarımının CAD programında yapılması	31
Şekil 3.3. Mum blokların kazınmasında kullanılan frezeleme cihazı.....	31
Şekil 3.4. Döküm yöntemi ile üretilen 0.5 mm kalınlığında implant üstü Co-Cr metal altyapı.....	32
Şekil 3.5. Döküm yöntemi ile üretilen 1.5 mm kalınlığında implant üstü Co-Cr metal altyapı.....	32
Şekil 3.6. Çalışmada kullanılan lazer sinter cihazı	33
Şekil 3.7. LS yöntemi ile üretilen 0.5 mm kalınlığında implant üstü Co-Cr metal altyapı	33
Şekil 3.8. LS yöntemi ile üretilen 1.5 mm kalınlığında implant üstü Co-Cr metal altyapı	33
Şekil 3.9. PYMF grubuna ait metal altyapıların üretilmesinde kullanılan frezeleme cihazı.....	34
Şekil 3.10. PYMF yöntemi ile üretilen 0.5 mm kalınlığında implant üstü Co-Cr metal altyapı.....	35
Şekil 3.11. PYMF yöntemi ile üretilen 1.5 mm kalınlığında implant üstü Co-Cr metal altyapı.....	35
Şekil 3.12. PSMF ve TF grubuna ait örneklerin üretilmesinde kullanılan frezeleme cihazı.....	36
Şekil 3.13. PSMF yöntemi ile üretilen 0.5 mm kalınlığında implant üstü Co-Cr metal altyapı.....	36

Şekil 3.14. PSMF yöntemi ile üretilen 1.5 mm kalınlığında implant üstü Co-Cr metal altyapı.....	36
Şekil 3.15. TF yöntemi ile üretilen 0.5 mm kalınlığında implant üstü titanyum altyapı	37
Şekil 3.16. TF yöntemi ile üretilen 1.5 mm kalınlığında implant üstü titanyum altyapı	37
Şekil 3.17. Çalışmada kullanılan kumlama cihazı.....	38
Şekil 3.18. 0.5 mm kalınlığında döküm grubu (dentin aşaması).....	39
Şekil 3.19. 0.5 mm kalınlığında LS grubu (dentin aşaması)	39
Şekil 3.20. 0.5 mm kalınlığında PYMF grubu (dentin aşaması)	39
Şekil 3.21. 0.5 mm kalınlığında PSMF grubu (dentin aşaması).....	40
Şekil 3.22. 0.5 mm kalınlığında TF grubu (dentin aşaması)	40
Şekil 3.23. 1.5 mm kalınlığındaki döküm grubu (dentin aşaması).....	40
Şekil 3.24. 1.5 mm kalınlığındaki LS grubu (dentin aşaması)	41
Şekil 3.25. 1.5 mm kalınlığındaki PYMF grubu (dentin aşaması)	41
Şekil 3.26. 1.5 mm kalınlığında PSMF grubu (dentin aşaması).....	41
Şekil 3.27. 1.5 mm kalınlığında TF grubu (dentin aşaması)	42
Şekil 3.28. Glaze uygulaması sonrası tüm örnekler	42
Şekil 3.29. Restorasyonun iç yüzeyinin akıcı kıvamlı silikon ölçü maddesi ile doldurulması ve restorasyonun abutmenta yerleştirilmesi (A,B,C,D), restorasyonun iç yüzeyinde kalan akıcı kıvamlı silikon ölçü maddesinin, farklı renkte daha koyu kıvamlı silikon ölçü maddesi ile desteklenmesi (E,F), elde edilen silikon replika (G), kesit alınmış silikon replika (H)	43
Şekil 3.30. Çalışmada kullanılan stereomikroskop ve bilgisayar	44
Şekil 3.31. Soldan sağa sırayla bukkal marjin ve bukkal-oklüzal bölgenin fotoğrafı	45
Şekil 3.32. Soldan sağa sırayla bukkal 1 ve bukkal 2 numaralı bölgelerin fotoğrafı	45
Şekil 3.33. Silikon replika üzerindeki ölçüm noktaları	45
Şekil 4.1. Fırınlama öncesi yöntem ve kalınlığa ait ortalama değerlerin karşılaştırılması	51
Şekil 4.2. 4. fırınlama sonrası yöntemine göre kalınlığa ait ortalama değerlerin karşılaştırılması	51
Şekil 4.3. 7. fırınlama sonrası yöntemine göre kalınlığa ait ortalama değerlerin karşılaştırılması	52

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo No	Sayfa No
Tablo 2.1. Metal-seramik restorasyonlarda kullanılan baz metal alaşımların içeriği (ağırlıkça %).....	14
Tablo 2.2. Metal-seramik restorasyonlarda kullanılan baz metal alaşımların özellikleri	14
Tablo 2.3. Dental porselenlerin fırınlama ısılarına göre sınıflandırılması ve uygulama alanları.....	25
Tablo 3.1. Çalışmada Kullanılan Metal Alaşımların Kimyasal Bileşimi.....	30
Tablo 4.1. Altyapıların KA ve İA değerlerinin karşılaştırılması.....	47
Tablo 4.2. Kenar ve iç bölgede altyapıların üretiminde kullanılan yönteme göre fırınlama aşamalarındaki değişimin incelenmesi (µm).....	48
Tablo 4.3. Fırınlama aşaması ve yönteme göre kalınlığa ait ortalama değerlerin karşılaştırılması (µm).....	53

1. GİRİŞ

Dental implant uygulaması, bir veya daha fazla eksik dişin tedavisinde kullanılabilen popüler bir yöntemdir (1). Restorasyon ile abutment arasındaki kenar ve iç uyumun mükemmel olması, implant destekli sabit protezlerin uzun dönem klinik başarısı için önemli bir kriterdir (2). Ayrıca abutment ile implant üstü restorasyon kenarı arasında aralık olması, bakteri kolonizasyonu için retansiyon alanı oluşturarak periodontal dokularda enflamasyona neden olabilir (3, 4).

Metal seramik kronlar, diş hekimliğinde uzun yıllardır kullanılmaktadır ve klinik olarak başarılı sonuçlar göstermiştir (5-7). Metal-seramik kronlar, döküm doğruluğu, metalin yüksek mukavemet özellikleri ve porselenin kozmetik görünümü nedeniyle sabit protezlerde sık kullanılan restorasyonlardır (8). Bununla birlikte, porselen fırınlama döngülerinden sonra metal altyapının başlangıç uyumunun bozulduğu gözlemlenmiştir (8-11).

Metal altyapıların üretilmesinde geleneksel döküm yöntemi uzun yıllardır kullanılmaktadır. Fakat döküm yöntemi ile metal altyapıların üretilmesinin; mum modellerin bozulması, döküm metaldeki düzensizlikler, karmaşık prosedürler ve zaman alıcı işlemler gibi dezavantajları vardır (12). Bu sorunların üstesinden gelmek için bilgisayar destekli tasarım (CAD) ve bilgisayar destekli üretim (CAM) sistemleri geliştirilmiştir (9, 12-15). Bu sistemler; eklemeli (aditif) ve aşındırmalı (subtraktif) üretim teknolojileri olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. Eklemeli üretim teknolojilerine stereolitografi (SLA) (14, 15), selektif lazer sinterleme (SLS) (9, 12, 13), selektif lazer melting (SLM) (14) ve aşındırmalı üretim teknolojilerine ise pre-sinterize yumuşak metal frezeleme (PYMF), post-sinterize sert metal frezeleme (PSMF) ve titanyum frezeleme (TF) örnek gösterilebilir (9, 13, 16). Eklemeli teknoloji ile üretim, tasarlanan restorasyonun çok ince tabakalar halinde üst üste eklenerek birleştirilmesi ile gerçekleşir (12). Aşındırmalı teknoloji ile üretim ise tasarlanan restorasyonu üretmek için kullanılan bloklar üzerinde, tüm aşamaları bir bilgisayar programı tarafından kontrol edilen bilgisayar destekli numerik kontrol cihazında (CNC) frezeleme işlemi ile yapılır (17). Aşındırmalı ve eklemeli üretim teknolojilerinin avantajları arasında, önceden tasarlanmış restorasyonların kısa sürede üretilmesi (18) ve restorasyonların üretiminde standardizasyonun sağlanması gösterilebilir (19).

Kobalt-krom (Co-Cr) alaşımı, yüksek mekanik mukavemet, korozyon direnci ve

biyoyumluluk gibi mükemmel özelliklere sahip olduğundan dolayı metal-seramik restorasyonların üretimi için uygun bir materyaldir (20-22). Co-Cr alaşımı, altın alaşımlarının maliyetinin yüksek olması ve nikel-krom alaşımı ile ilişkili alerjik reaksiyonlara sık rastlanmasından dolayı metal altyapıların üretiminde yaygın olarak kullanılmaktadır (23-25). Titanyum ise, biyoyumluluk, düşük termal iletkenlik, yüksek korozyon direnci, düşük yoğunluk ve mükemmel mekanik özellikleri nedeniyle soy ve nikel-krom alaşımlara alternatif olarak popülerite kazanmaktadır (16, 26). Birçok avantajı olmasına rağmen titanyum, yüksek erime noktasına sahiptir ve yüksek sıcaklıklarda aşırı kimyasal reaksiyona girer. Bu nedenlerden dolayı geleneksel titanyumun dökümü zordur (27, 28). Döküm zorluklarını aşmak için, titanyum alt yapılar CAD/CAM sistemleri ile prefabrik titanyum bloklardan frezeleme makinesi ile üretilir (16).

Literatürde, farklı kalınlıklarda hazırlanan implant üstü restorasyonların kenar ve iç uyumunu değerlendiren araştırmalar nadirdir ve tekrarlanan fırınlamanın metal destekli implant üstü sabit restorasyonların kenar ve iç uyumu üzerine etkisini inceleyen çalışma oldukça azdır. Bu nedenle bu in vitro çalışmamızın amacı, farklı kalınlıklar ve yöntemlerle hazırlanan implant üstü metal seramik restorasyonların kenar ve iç uyumu üzerine tekrarlanan fırınlamanın etkisini incelemektir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplant

Dental implant; mukozal veya periost tabakanın altındaki oral dokulara implante edilerek bir sabit veya hareketli protezi kemik içinden veya üzerinden desteklemek ve retansiyonunu arttırmak için kullanılan alloplastik malzemeden yapılmış protetik bir materyaldir (29).

Modern diş hekimliğinin temel amacı; hastayı normal kontura, rahatlığa, işleve, estetiğe, konuşmaya ve sağlığa kavuşturmadır. Diş hekimi, bu restorasyonu çürük dişlerin tedavisini yaparak ya da eksik bazı dişleri yerine koyarak sağlar. İmplant diş hekimliğini benzersiz kılan, bu amacı, stomatognatik sistemin atrofisine, hastalığına veya yaralanmasına bağlı olmaksızın başarabilmesidir (30). Dental implantasyon, diğer protetik tedavi yöntemleri ile karşılaştırıldığında doğal dişlerin, kemik ve yumuşak dokuların korunmasının yanı sıra estetik, konfor ve uygulama kolaylığı gibi avantajlara sahiptir. Bu sebeple son yıllarda eksik dişlerin tedavisinde en popüler yaklaşımlardan biri haline gelmiştir (31).

2.1.1. İmplant Tipleri

Günümüzde kullanılan dental implantlar; şekil, ankraj yeri (kemiğin üstü veya içi) ve yüzey kaplamasında kullanılan materyalin içeriği gibi birçok açıdan farklılık gösterir.

Dental implantlar 4 ana gruba ayrılır (32):

- ✓ Endosteal implantlar,
- ✓ Subperiosteal implantlar,
- ✓ Transosseöz implantlar ve
- ✓ Endodontik stabilizatörler.

Endosteal İmplantlar

Bu implantlar, diş çekiminden sonra, bu çekim boşluğunun rehberliğinden yararlanılarak veya dişsiz bir alanda alveol kreti içerisine frezle açılan yuvaya yerleştirilen implantlardır (33). Endosteal implantlar blade ve silindir tip olmak üzere iki ana kategoriye ayrılır. Bunlar bir ya da çok üyeli implant restorasyonlarında kullanılabilir (32).

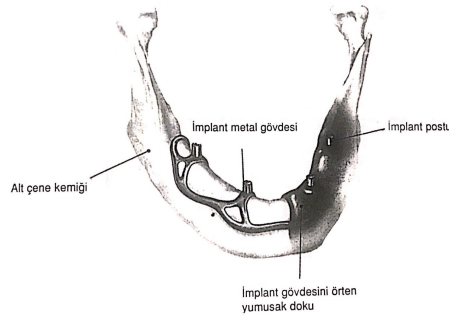
Blade implantlar (Şekil 2.1) ilk olarak Linkow tarafından 1960'ların sonlarında uygulanmıştır (34). Adını implantın çene kemiği içerisine yerleştirilen düz bıçak gibi kısmından alır. Blade implantlar uzun yıllar kullanılmasına rağmen, hakkında çok az belgelenmiş çalışma vardır. Enfeksiyon ve yumuşak doku hasarı riski sebebiyle günümüzde kullanılmamaktadır. Günümüzde osseointegre implantlar, blade implantların yerini almıştır (35).



Şekil 2.1. Blade implantlar

Subperiostal İmplantlar

Subperiostal implant (Şekil 2.2) ilk olarak Dahl (1943) tarafından tanımlandı (36). Klinik sonuçlar ve tasarım iyileştirmesi, Amerikan diş hekimleri (Goldberg & Gershkoff) tarafından 1950 yılında tanımlanmıştır (32). Subperiostal implantlar, çene kemiğinin üzerinde ve dişeti dokusunun altındadır, fakat çene kemiğine girmez. Subperiostal implantlar uzun bir süre kullanılmalarına rağmen, uygulamasının fazla travmatik olması ve başarısızlık durumunda çıkarılması gerektiğinde özellikle yumuşak dokuda fazla madde kaybına neden olmasından dolayı yerini kemik içi implantlara bırakmıştır (37).



Şekil 2.2. Subperiostal implant

2.1.2. Osseointegrasyon

Deneyisel olarak osseointegrasyon, canlı kemik dokusu ile implant yüzeyi arasında herhangi bir yumuşak doku olmaksızın direkt yapısal ve işlevsel bir bağlantı olmasıdır (31). Osseointegrasyon, klinik olarak fonksiyonel ankiloz ve primer stabilite olarak tanımlanır (39). Osseointegrasyon, geniş araştırmalara dayandırılarak Branemark tarafından tanımlandığından beri, implant dişsiz hastaların tedavisinde kullanılmaktadır (40-42).

İmplant stabilitesi, osseointegre implantların uzun dönem klinik başarısı için bir ön şarttır. Başlangıçta implant stabilitesi, implant yuvasının duvarındaki kemiğe giren makro-retansiyonlar ile mekanik olarak sağlanır ve primer stabiliteyi oluşturur. Kemik ve implant yüzeyi arasındaki bu bağlantı, iyileşme sırasında biyolojik bağlantıya dönüşür ve sekonder stabiliteyi oluşturur (43).

2.1.3. İmplant Endikasyonları

İmplant tedavisine olan ihtiyaç her geçen gün artmaktadır. İmplant tedavisine olan gereksinimdeki artış birçok etkene bağlıdır. Bunlar arasında (30, 44, 45);

- ✓ Popülasyonun yaşam süresinin uzaması,
- ✓ Yaşa bağlı olarak diş kayıpları,
- ✓ Sabit protez başarısızlıkları,
- ✓ Dişsizliğin kemik ve yumuşak dokudaki anatomik sonuçları,
- ✓ Hareketli protezlerin yetersiz performansları,
- ✓ Hareketli bölümlü protezlerin yarattıkları sonuçlar,
- ✓ Diş kaybının psikolojik yönleri ve yaşlanmakta olan popülasyonun gereksinimleri,
- ✓ İmplant destekli protezlerin öngörülebilir uzun vadeli sonuçları,
- ✓ İmplant destekli restorasyonların avantajları,
- ✓ Toplumun farkındalık ve bilincinin artması gösterilebilir.

2.1.4. İmplant Kontrendikasyonları

İmplant tedavisinin genel kontrendikasyonları (45-47);

- ✓ Psikiyatrik bozukluklar,
- ✓ Hematolojik maligniteler,
- ✓ Ciddi kardiyovasküler rahatsızlıklar (yeni geçirilmiş myokard infarktüsü, kalp kapakçığı protezi taşıyanlar),

- ✓ Kontrol edilemeyen sistemik rahatsızlıklar,
- ✓ Alkol ve ilaç bağımlılığı,
- ✓ Hastanın yaşı (büyüme çağındaki genç hastalar) ve
- ✓ Çenelerde osteonekroz gelişme riski yüksek olduğundan intravenöz bifosfonat tedavisi alan hastalar gösterilebilir.

İmplant tedavisinin lokal kontrendikasyonları arasında ise;

- ✓ Yetersiz oral hijyen,
- ✓ Kitlesel kemik kaybı ve
- ✓ Oklüzal bozukluklar (yetersiz interoklüzal mesafe gibi) gösterilebilir.

Sigara kullanımı ise tartışılan bir kontrendikasyondur. Sigara kullanan hastalarda özellikle üst çenede daha yüksek oranda implant başarısızlığı görülürken, sigara kullanımı implant yerleştirilmesine bir engel teşkil etmez. Fakat sigara kullanan hastalar peri-implantitis açısından daha fazla risk altında oldukları konusunda bilgilendirilmelidirler (46, 48, 49).

2.1.5. İmplant Destekli Protezlerin Avantajları

İmplant tedavisinin avantajları arasında (50);

- ✓ Kemiğin korunması,
- ✓ Oklüzal dikey boyutun korunması ve restore edilmesi,
- ✓ Yüz estetiğinin korunması (Kas tonusu),
- ✓ Estetiğin geliştirilmesi,
- ✓ Protez başarısının arttırılması,
- ✓ Konuşmanın iyileştirilmesi,
- ✓ Çiğneme etkinliğinin arttırılması,
- ✓ Protezin boyutlarının azaltılması (Damak kısmının ve labial kenar uzunluklarının ortadan kaldırılması),
- ✓ Hareketli protez yerine sabit protez yapılmasına olanak tanınması,
- ✓ Hareketli protezlerin tutuculuk ve stabilitesinin arttırılması,
- ✓ Protezin kullanım süresinin arttırılması,
- ✓ Komşu dişlerde herhangi bir değişiklik yapmaya gerek kalmaması,
- ✓ Daha kalıcı olarak diş eksikliğinin giderilmesi,
- ✓ Psikolojik sağlığın iyileştirilmesi gösterilebilir.

2.1.6. İmplant Uygulamasının Komplikasyonları

İmplant tedavisinin cerrahi komplikasyonları (51-53):

- ✓ Kanamaya bağlı komplikasyonlar,
- ✓ Sinir hasarı,
- ✓ Komşu dişin devitalizasyonu,
- ✓ Mandibula kırıkları,
- ✓ Mandibular kanala implant yerleştirme,
- ✓ Göz içi kanama,
- ✓ Hayatı tehdit eden kanama,
- ✓ Uygun olmayan açıda ve pozisyonda implant yerleştirme,
- ✓ Sinus perforasyonu,
- ✓ Primer stabilite eksikliği,
- ✓ Maksiller sinüse implant yada greft materyallerinin kaçırılması.

İmplant üstü protezlerde mekanik komplikasyonlar (51, 54-56):

- ✓ Vida gevşemesi,
- ✓ Vida kırığı,
- ✓ Simantasyon başarısızlıkları,
- ✓ İmplantın kırılması,
- ✓ İmplant üstü metal seramik restorasyonlarda porselen kırığı,
- ✓ İmplant üstü hareketli protezlerde retansiyon kaybı.

İmplant üstü protezlerde biyolojik komplikasyonlar (51, 54, 57)

- ✓ Bakteriyel enfeksiyon,
- ✓ Yumuşak doku reaksiyonları, peri-implantitis,
- ✓ Hızlı kemik kaybı ve osseointegrasyon kaybı.

2.1.7. İmplant Üstü Protetik Tedavi Seçenekleri

2.1.7.1. İmplant Üstü Protetik Tedavi Seçeneklerinin Sınıflandırılması

Mish'in 1989 yılında yaptığı sınıflandırmaya göre implant destekli protezler 5 gruba ayrılmıştır (58).

- ✓ SP-1: Sabit protez; sadece kron restore edilir, doğal diş gibi görünür.
- ✓ SP-2: Sabit protez; kronun ve kökün bir bölümünü restore eder, kronun konturu oklüzal yarıda normal fakat gingival kısımda aşırı konturlanmıştır.
- ✓ SP-3: Sabit protez; eksik kron, dişeti ve kökün bölümleri restore edilir. Protezde genellikle plastik diş ve akrilik dişeti kullanılır. Fakat metal destekli

porcelende alternatif olarak kullanılabilir.

- ✓ HP-4: Hareketli protez; sadece implant tarafından desteklenen implant üstü protezlerdir.
- ✓ HP-5: Hareketli protez; hem implant hem yumuşak doku tarafından desteklenen implant üstü protezlerdir.

Mish'in 1989 yılında yaptığı bu sınıflama esas teşkil etse de günümüzde implant üstü protezler dişsizliklere göre sınıflandırılmaktadır. Dişsizlik durumuna göre implant üstü protezlerin sınıflandırılması (59):

- ✓ Tek diş eksikliğinde uygulanan implant üstü protezler,
- ✓ Çok sayıda diş eksikliklerinin bulunduğu bölümlü dişsizliklerde uygulanan implant üstü protezler,
- ✓ Tam dişsizlikte uygulanan implant üstü protezler.

2.1.7.2. İmplant Üstü Sabit Protezlerde Kullanılan Abutmentlerin Sınıflandırılması

- ✓ Daimi abutmentlar
- ✓ Geçici abutmentlar

Geçici abutmentlar, implant cerrahisi sonrası iyileşme döneminde geçici restorasyonların yapımında kullanılmaktadır ve implant firması tarafından titanyum ya da plastikten üretilmektedir. Ayrıca daimi restorasyon yapılmadan önce estetik ön değerlendirme yapılabilmesini sağlar ve daimi restorasyonlar yapılınca kadar hasta konforunu artırır. Daimi dayanaklar ise final restorasyona destek amaçlı kullanılır ve 4 alt grupta toplanabilir (60).

- ✓ İmplant – abutment bağlantı tasarımına (İnternal veya eksternal bağlantı),
- ✓ Abutmentin üretildiği materyale göre (Titanyum, zirkonyum ve Ti-base),
- ✓ Final restorasyonun türüne göre (Vidalı veya simante sistemlerin kullanımı),
- ✓ Üretim şekline (Kişisel veya stok abutment).

Vida tutuculu abutment sistemler

Protetik üst yapı bir vida yardımı ile abutmenta sabitlenmektedir. Vida tutuculu protezler, interoklüzal mesafenin yeterli olmadığı durumlarda abutment boyunun daha kısa olması sebebiyle tercih edilmektedir (60).

Vida tutuculu sistemler, restorasyonun herhangi bir nedenle çıkarılması ve tekrar yerleştirilmesi gerektiğinde büyük avantaj sağlar (61, 62). Fakat bu seçenek

implantların yanlış açı ve pozisyonda yerleştirildiği durumlarda, vida deliklerinin çıkış yeri nedeniyle estetik ve oklüzal problemlere neden olabilir. Ayrıca vida tutuculu sistemlerin üretimi daha maliyetlidir (61).

Siman tutuculu abutment sistemler

Siman tutuculu restorasyonlar, vida tutuculu restorasyonlara göre çeşitli avantajlara sahiptir. Bunlar arasında; üretim kolaylığı, üst yapıya pasif uyum sağlamada daha başarılı olmaları ve estetik gösterilebilir (61). Ancak, restorasyonun çıkarılmasındaki zorluk ve implantın etrafında temizlenemeyen siman artıklarının kalması gibi bazı dezavantajları da vardır. Bu sebeple siman tutuculu restorasyonlarda daha çok biyolojik başarısızlık görülürken, vida tutuculu sistemlerde ise daha çok mekanik başarısızlık görülmektedir (62).

2.1.7.3. İmplant Üstü Sabit Protezlerde Abutment Seçimi

İmplant üstü sabit protezlerde abutment seçimini etkileyen faktörler (60, 63) :

- ✓ İmplantın pozisyonu ve açısı,
- ✓ Oklüzyon,
- ✓ Estetik,
- ✓ Periodontal dokular,
- ✓ Kullanılacak olan abutment materyali,
- ✓ Uygulanacak olan protezin üretim kolaylığı ve maliyet.

2.2. İmplant Üstü Metal Destekli Seramik Restorasyonlar

Kaybedilen dişlerin sabit protezlerle tedavisi diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan bir tedavi seçeneğidir. Sabit protezler hasta ve diş hekimi açısından bakıldığında stabilite, tutuculuk ve kullanılabilirlik yönünden çok tatmin edici sonuçlar vermektedir. Kaybedilen dişlerin sabit protezlerle tedavisinin hastanın konforunu ve çiğneme etkinliğini artırması, geriye kalan alveoler kemiğin sağlığının ve bütünlüğünün korunması ve hastanın psikolojik durumunu iyileştirmesi gibi birçok avantajı vardır (64-66).

Sabit protezlerde metal altyapı kullanılmasının sebebi, metalin yüksek dayanıklılık ve sertlik özellikleri sayesinde porselene destek olmasıdır (8). Metal seramik kronlar özellikle yüksek ısırma kuvvetlerinin olduğu posterior bölgede tercih edilirler (67).

Restorasyonun abutment ile olan uyumu kullanılan metal altyapıya bağlıdır ve bu uyum kullanılan metal altyapıya göre değişkenlik göstermektedir. Bu nedenle metal altyapı materyali seçilirken birçok faktör dikkate alınmalıdır.

2.2.1. Metal Destekli Seramik Restorasyonlarda Kullanılan Alaşımlar

Metal-seramik restorasyonlar için birçok farklı alaşım tipi kullanılmıştır. Kronolojik sırası: altın-platin-palladyum (Au-Pt-Pd) , nikel-krom (Ni-Cr), kobalt-krom (Co-Cr), altın-palladyum-gümüş (Au-Pd-Ag), palladyum-gümüş (Pd-Ag), altın-palladyum (Au-Pd), palladyum-bakır (Pd-Cu) ve titanyum (Ti) şeklindedir. Soy metal alaşımlar (Altın ve Palladyum); oksidasyona, leke ve korozyona karşı mükemmel direnç gösterirler fakat nikel, kobalt gibi baz metal alaşımlar ve titanyuma göre daha pahalıdır.

2.2.1.1. Soy Metal Alaşımlar

Altın-Platin-Palladyum

Metal-seramik restorasyonlarda ilk olarak Au-Pt-Pd alaşımları başarılı bir şekilde kullanılmıştır. Fakat daha iyi mekanik özelliklere ve sarkma direncine sahip daha ekonomik alaşımların geliştirilmesiyle kullanımları azalmıştır. Eğer alaşım platinden daha fazla palladyum içeriyorsa, Au-Pd-Pt alaşımı olarak adlandırılır. Palladyum içermeyen alaşımlara ise Au-Pt alaşımları denir (68).

Au-Pt-Pd alaşımları yeterli elastik modüle, dayanıklılığa ve sertliğe sahiptir. Fakat düşük sarkma direncinden dolayı, bu alaşımların kullanımı kronlar ve üç üyeli sabit protezlerle sınırlıdır (69).

Altın-Palladyum-Gümüş Alaşımları

Au-Pd-Ag alaşımları, Au-Pt-Pd ve Au-Pd-Pt alaşımlarına ekonomik bir alternatif olarak geliştirilmiştir. Mükemmel korozyon direncine sahiptir. Au-Pd-Ag alaşımları daha yüksek oranda palladyum içermesi nedeniyle, erime sıcaklıkları Au-Pt-Pd'den daha yüksektir. Bu nedenle Au-Pd-Ag alaşımının yüksek sıcaklıklarda Au-Pt-Pd alaşımına göre daha iyi sarkma direncine sahip olması beklenir (69).

Au-Pd-Ag alaşımları yüksek ve düşük gümüş içeriklerine göre iki alt gruba daha ayrılabilir. Bu alaşımların temel dezavantajı, gümüş içeriklerinin porselen rengini değiştirmesidir (70, 71).

Altın-Palladyum Alaşımları

Au-Pd alaşımları gümüş içeren alaşımlarla ilgili iki ana problemi çözmek için geliştirilmiştir. Bunlar, porselen renk değişimi ve yüksek termal genleşme katsayısıdır (68). Bu tipteki ilk alaşım 1977 yılında piyasaya sürülmüştür (70, 71). Bu alaşımlar “beyaz altın” renk sergiler ve ticari olarak başarılı olmuştur (70, 71). Tek önemli dezavantajı, bazı yüksek genleşmeli porselenler ile uyumsuz bir termal genleşme katsayısına sahip olmalarıdır (68, 70, 71). Bu sorunu çözmek için, daha az (<% 5) gümüş içeren birkaç tane Au-Pd alaşımı geliştirilmiştir (72). Bu alaşımlar düşük gümüş içeriği sayesinde porselen rengini değiştirmezler. Ayrıca dökülebilirlik özelliği geliştirilmiş ve termal genleşme katsayısı arttırılmıştır (71).

Palladyum-Gümüş Alaşımları

1974'te metal-seramik restorasyonlar için ilk “altın içermeyen” Pd-Ag soy metal alaşımları tanıtılmıştır. Bu alaşımlar, daha pahalı olan altın alaşımlarına ekonomik bir alternatif olarak geliştirilmiştir (68). Tipik olarak, Pd-Ag alaşımları yaklaşık olarak %60 oranında Pd ile Ag ve az miktarda indiyum (In) ve kalay (Sn) içerir (68). İki tip Pd-Ag alaşımı mevcuttur. Bir tanesi yaklaşık olarak %60 (%55-60) oranında Pd ve %28-30 oranında Ag ile birlikte In, Sn ve diğer eser elementleri içerir. Diğeri ise daha az Pd (%50-55), daha çok Ag (%35-40) ile birlikte Sn ve diğer eser elementleri içerir, fakat çok az miktarda In içerir ya da hiç içermez (68). Pd-Ag alaşımı, soy metal alaşımlar içerisinde metal seramik restorasyonlar için en uygun elastik modüle sahip alaşımdır. Yüksek elastik modüllerinin bir sonucu olarak, Pd-Ag alaşımları mükemmel sarkma direncine sahiptir. Ayrıca porselen ile bağlantı dayanıklılığı kabul edilebilir düzeydedir (70, 71). Ancak bazı Pd-Ag alaşımları, Au-Pd-Ag alaşımlarından daha fazla porselen renk değişimine neden olmaktadır (70, 71).

Yüksek Oranda Palladyum İçeren Alaşımlar

1980'lerde yüksek oranda Pd içeren çeşitli alaşımlar piyasaya sürülmüştür (70).

Bu alaşımlar:

- ✓ Ekonomik nedenler,
- ✓ Nikel bazlı döküm alaşımlarda görülen biyouyumluluk problemleri
- ✓ Pd-Ag alaşımlarında görülen porselen renk değişikliği gibi problemlerin üstesinden gelmek için geliştirilmiştir (73).

Yüksek oranda Pd içeren alaşımlar, Pd-Ag alaşımlarından daha fazla Pd'ye (>% 70) sahiptir (73). 1990'larda popüler olmasına rağmen, 2000'lerin başında Pd'nin fiyatındaki artış, diğer alaşımların kullanılmasına yol açmıştır (70). En popüler Pd alaşımları; Pd-Cu, Pd-Co ve Pd-Ga olmuştur (73).

Palladyum-Bakır Alaşımları

Altın bazlı metal seramik alaşımlarda bakırın (Cu) porselen renklenmesine ve bağlantı problemlerine neden olduğu bildirilmesine rağmen, aynı problem yüksek Pd-Cu içeren alaşımlarda görülmemektedir (71). Cu ve In ilavesinin, galyumun (Ga) ağırlık olarak daha düşük yüzdelerinde ötektik reaksiyonun meydana gelmesine neden olduğu ve Pd içerisindeki Ga'nın çözünürlüğünü azalttığı bildirilmiştir (73). Bu ötektik bileşenin daha büyük miktarlarda oluşturulması ile mükemmel sertlik ve dayanıklılık sağlandığı ileri sürülmektedir (73). Bununla birlikte birinci nesil Pd-Cu alaşımlarının yüksek akma dayanımına ve sertliğe sahip olması, bu restorasyonların bitimini ve cilasını zorlaştırır (73). Bazı Pd-Cu alaşımlarındaki bir diğer problem ise porselenin cam fazına geçişine yakın yüksek sıcaklık ve stres seviyelerindeki düşük sürünme direncinden dolayı düşük sarkma direncidir (74).

Palladyum-Kobalt Alaşımları

Pd-Co alaşımlarının kullanım alanları sınırlıdır. En önemli avantajı, bazı porselen sistemleri ile uyumlu yüksek termal genleşme katsayısına sahip olmasıdır (71). Pd-Co alaşımlarının başlıca dezavantajı, porselen estetiğini olumsuz etkileyecek koyu bir oksit tabakası oluşturma eğilimidir (73, 75). Ayrıca, Pd-Co alaşımlarının Pd-Cu alaşımlarından daha düşük porselen bağlantı kuvvetlerine sahip olduğu bildirilmiştir (76).

Palladyum-Galyum Alaşımları

Pd-Ga-Ag alaşımları % 80 ile % 85 arası Pd, % 6.3 ile % 10 arası Ga ve % 1.2 ile % 5 arası Ag ve eser miktarda Sn, çinko (Zn) ve In içerir (70). Her ne kadar kanıtlar net olmasa da (77, 78), Pd-Ga alaşımlarının Pd-Cu alaşımlarından daha az seramik bağlanma kapasitesine sahip olduğu bildirilmiştir. Pd-Ga alaşımı, Pd-Ga-Ag alaşımının özel bir tipidir. Bu alaşım, Pd-Cu alaşımlarından biraz daha açık renkli bir oksit tabakasına sahip olacak şekilde formüle edilmiştir ve bazı düşük genleşme katsayısına sahip porselenler ile termal olarak uyumludur (70).

Palladyum-Gümüş-Altın Alaşımları

Pd-Ag-Au alaşımları, Pd-Cu ve Pd-Co alaşımları ile aynı zamanda piyasaya sürülmelerine rağmen bu alaşımların olumsuz yönleri tespit edilene kadar kullanımları oldukça azdı. Pd-Ag-Au alaşımları, yüksek palladyum içeriğine sahip alaşımlara göre daha yüksek sıcaklıklara dayanabilmektedir ve daha açık bir yüzey oksit tabakası oluşturmaktadır (68).

2.2.1.2. Baz Metal Alaşımlar

Baz metal içeren metal-seramik alaşım sistemleri, nikel ve kobalt esaslı alaşımlar olmak üzere iki ana kategoriye ayrılırlar (Tablo 2.1 ve 2.2). Her iki sistemdeki alaşımlar, ikinci en büyük bileşen olarak krom içerir ve krom korozyonun önlenmesinden sorumludur (68). Baz metal alaşımlar mükemmel fiziksel özelliklere sahiptir. Nikel ve kobalt bazlı alaşımlar uzun yıllardır metal-seramik restorasyonlarda kullanılmasına rağmen titanyum gibi diğer baz metal alaşımlar ile ilgili araştırmalar devam etmektedir (79).

Tablo 2.1. Metal-seramik restorasyonlarda kullanılan baz metal alaşımların içeriği (ağırlıkça %)

Alaşım Çeşidi	Ni	Cr	Co	Ti	Mo	Al	V	Fe	Be	Ga	Mn	Nb	W	B	Ru
Ni-Cr	62-77	11-22	-	-	4-14	0-4	-	0-1	0-2	0-2	0-1	-	-	-	-
Co-Cr	-	25-34	53-68	-	0-4	0-2	-	0-1	-	0-3	-	0-3	0-5	0-1	0-6

Tablo 2.2. Metal-seramik restorasyonlarda kullanılan baz metal alaşımların özellikleri

Alaşım çeşidi	Nihai gerilme mukavemeti (MPa)	% 0.2 akma dayanımı (MPa)	Elastik modül (GPa)	Esneeme (%)	Elmas piramit sertliği (kg / mm ²)	Döküm sıcaklığı (°C)
Ni-Cr	400-1000	255-730	150-210	8-20	210-380	1300-1450
Co-Cr	520-820	460-640	145-220	6-15	330-465	1350-1450

Metal-seramik sistemlerde kullanılan baz metal alaşımların soy metal alaşımlardan daha iyi dökülebilirlik kapasitesine sahip olduğu bildirilmiştir (76), ancak bunlar estetik problemlere neden olabilecek daha kalın ve daha koyu oksit tabakaları oluşturma eğilimindedir (80). Tarihsel olarak baz metal alaşımlar; nikel-krom-berilyum, nikel-krom, nikel-yüksek-krom ve kobalt-krom olmak üzere dört gruba ayrılır (80).

Nikel-krom-berilyum alaşımları geçmişte sıkça kullanılmıştır, çünkü berilyum döküm işlemini kolaylaştırır (76) ve porselen bağlantısını artırır (81) Bununla birlikte, berilyum ile ilgili sağlık sorunları nedeniyle, bu tip nikel-krom alaşımı tavsiye edilmez.

Nikel-krom Alaşımları

Ni-Cr alaşımlarının ana bileşenleri nikel ve kromdur; fakat bununla birlikte çok sayıda diğer alaşım metallerini de içerirler (68). Bütün Ni-Cr alaşımlarının fiziksel özellikleri ve içerikleri benzerdir, fakat korozyon dirençleri farklıdır (80).

Kobalt-krom Alaşımları

Kobalt, kobalt esaslı metal-seramik alaşımların ana bileşenidir ve krom katkısı korozyon direncini sağlar (68). Co-Cr alaşımları rutenyum içerenler ve rutenyum içermeyenler olmak üzere iki alt gruba ayrılır (68). Bununla birlikte, bu iki grup arasındaki fiziksel özelliklerdeki fark açık değildir. Kobalt-krom alaşımları nikel alerjisi olduğu bilinen hastalar da en yaygın olarak kullanılan baz metal alternatifidir (80). Co-Cr alaşımları, titanyum alaşımları haricinde döküm alaşımları içerisinde en yüksek erime noktasına sahiptir. Bu durum laboratuvar işlemlerini kısmen zorlaştırmaktadır (80).

Titanyum

Titanyum dental implantlarda, tam metal kronlarda, metal-seramik restorasyonlarda ve bölümlü protezlerde iskelet materyali olarak kullanılabilir. Titanyum dental protezlerde kullanılan en biyouyumlu metaldir (82).

Saf titanyum ve alaşımlarının mükemmel biyouyumlulukları, ağırlıklarına oranla yüksek dayanıklılıkları, korozyon dirençleri ve düşük maliyetleri sebebiyle son zamanlarda kullanımı artmıştır (83, 84). Fakat titanyumun protetik uygulamalarda rutin olarak kullanımından önce aşılması gereken problemler vardır. Metal-porselen restorasyonlarda saf titanyum (Cp Ti) kullanıldığında porselen bağlantısı ile ilgili problemler ortaya çıkmaktadır (85-87). Titanyumun oksidasyon özelliği ana problemdir, titanyum-porselen sistemlerdeki bağlanma mekanizmaları karmaşıktır ve iyi anlaşılamamıştır (88). Titanyum-porselen bağlantısı için özel düşük ısıda fırınlanabilen porselenler gereklidir. Nispeten kalın ve yapışkan olmayan titanyum oksit tabakaları 800°C'nin üzerindeki sıcaklıklarda oluşmaya meyillidir ve bu nedenle porselen bu sıcaklığın altında fırınlanmalıdır. Eğer titanyum 800°C'nin üzerindeki sıcaklıklarda

fırınlanırsa, yüzeyinde oluşabilecek kalın bir oksit tabakası metal-seramik bağlanma kuvvetini en aza indirir (89, 90). Titanyum-seramik bağlantısını etkileyen diğer faktörler:

- ✓ Termal genleşme katsayılarındaki dengesizlik nedeniyle ara yüzde oluşan stres,
- ✓ Kendiliğinden oluşan oksidin titanyum substratına yapışması,
- ✓ Kendiliğinden oluşan oksidin porselene füzyonu ve
- ✓ Artan sıcaklıklarda titanyum üzerindeki oksit tabakasının büyümesidir (91).

Dental ve diğer tıbbi uygulamalar için en çok kullanılan titanyum alaşımları Titanyum-6 Alüminyum-4 Vanadyum (Ti-6Al-4V) alaşımlarıdır. Vanadyum, bir β -faz stabilizatörüdür ve β -fazının α -fazına daha düşük sıcaklıklarda dönüşmesine neden olur. Alüminyum ise bir α -faz stabilizatörüdür ve daha yüksek sıcaklıklarda α -fazının β -fazına dönüşmesine neden olur. Ti-6Al-4V alaşımları Cp Ti'den daha fazla dayanıklılığa sahip olsa da, bazı araştırmacılar dikkatli kullanılmasını önermektedir, çünkü alüminyum ve vanadyumun yavaş salınımı biyouyumluluk sorunlarına neden olabilir (82).

2.2.2. Metal Alaşımların Şekillendirilme Yöntemleri

2.2.2.1. Döküm Yöntemi

Metal-seramik restorasyonlar, dişlerin protetik restorasyonu için hala en yaygın kullanılan alternatif materyaller arasındadır (92-94). Altın, platin ve palladyumun piyasa fiyatlarındaki artışın bir sonucu olarak, baz metal alaşımlar altyapı materyali olarak daha yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır (95). Dental alaşımlarda kullanılan bazı metaller hem biyolojik hem de mekanik açıdan problemli olabilirler (96-98). Örneğin, nikel bilinen bir alerjendir ve titanyumun ise hızlı oksidasyona girme eğiliminden dolayı dökümü zordur. Co-Cr alaşımları ise düşük maliyetleri, biyouyumlulukları, kolay işlenebilirlik ve klinik performansları sayesinde metal-seramik restorasyonlar için en ideal baz metallerdir (23, 99, 100).

Kayıp mum yöntemi, günümüzde metal altyapıların üretiminde sıklıkla tercih edilen yöntemlerden birisidir. Diğer döküm yöntemlerine göre maliyeti daha düşüktür ve detayları daha iyi kaydettiğinden dolayı daha çok tercih edilmektedir. Bu yöntemin aşamaları;

- ✓ Diş preperasyonu,
- ✓ Ölçü alımı,

- ✓ Alçı model elde edilmesi,
- ✓ Mum örneklerin hazırlanması ve
- ✓ Mum örneklerin revetmana alınması ile döküm işleminin gerçekleştirilmesidir (17, 101).

Metal altyapıları üretmek için kullanılan kayıp mum yöntemi ile döküm metodu; mum paternin distorsiyonu, döküm metaldeki düzensizlikler, karmaşık prosedürler ve zaman alıcı işlemler (mum örneklerin hazırlanması, revetmana alınması ve döküm işlemleri vb.) gibi dezavantajlara sahiptir (67, 101). Bahsedilen bu dezavantajlar sebebiyle döküm yöntemine alternatif olarak yeni metal altyapı üretim metotları geliştirilmiştir.

2.2.2.2. Elektro Erozyon Yöntemi

Mumdan şekillendirilen protezin iç ve dış yüzeylerine elektro galvanoplasti ile metal kaplanması sonucu bu yüzeylerin negatif şekilleri elde edilir. Hazırlanan bir elektro-erozyon düzeneğinde, restorasyonun negatif yüzey şekilleri katotu, şekillendirilecek metal ise anodu oluşturacak şekilde yerleştirilir. Katot ve anodun birbirine yaklaştırılması ile elde edilecek yüksek ısı (3000-5000 C°) ile eriyen metalin şekillendirilmesi sağlanır (102).

2.2.2.3. Mekanik Deformasyon Yöntemi

Protez üretiminde kullanılacak olan alt yapı metalinin 0.5 ile 1 mm arasında kalınlığa sahip tabakalarının genelde fosfat bağlı dirençli revetman day üzerinde ısı ve basınç altında mekanik deformasyona uğratarak şekillendirilmesidir (102).

2.2.2.4. CAD/CAM Sistemleri ile Üretim Yöntemleri

Diş hekimliğinde dental CAD/CAM sistemleriyle ilgili ana gelişmeler 1980'lerde meydana geldi. Özellikle şu andaki dental CAD/CAM sistemlerinin geliştirilmesine katkıda bulunan üç öncü araştırmacı vardır. Dr. Duret, dental CAD/CAM' i geliştiren ilk araştırmacıdır (103) 1971 de, Dr. Duret abutmentlerden dijital ölçü aldıktan sonra tasarım ve frezeleme yöntemi ile kronları üretmeye başladı. Daha sonra geliştirdiği Sopha sistemi ile diğer CAD/CAM sistemlerinin gelişimine önemli katkı sağlamıştır (104). İkincisi, CEREC® sisteminin geliştiricisi Dr. Moermann'dır. Diş hekimliği kliniğinde hasta başında kullanılabilen yeni bir teknoloji geliştirmiştir. Geliştirilen bu teknoloji sayesinde, hazırlanan kavitenin ölçüsü ağız içi

kamera yardımıyla alındıktan sonra, bilgisayar programı ve frezeleme cihazı ile seramik bir bloktan aynı gün içerisinde restorasyonun üretimi sağlanmıştır. Seramik restorasyonların aynı gün içinde üretimine imkan veren Cerec sistemi ile birlikte diş hekimlerinin CAD/CAM'e olan ilgisi artmıştır (19). Üçüncüsü, Procera® sisteminin geliştiricisi Dr. Andersson'dır. 1980'lerin başında altın fiyatlarındaki sert artış nedeniyle nikel-krom alaşımları altın alaşımlarının yerine kullanılmıştır. Fakat nikel karşı alerjik reaksiyonların tespit edilmesiyle alerjik reaksiyona neden olmayan titanyumun kullanımı önerilmiştir. Titanyumun hassas dökümü o zamanlar zor olduğundan, Dr. Andersson titanyum altyapıları kıvılcım erozyon yöntemi ile üretmiştir. Ayrıca Dr. Andersson CAD/CAM teknolojisini kompozit veneer restorasyonların üretiminde kullanmıştır (19, 105). Daha sonra bu sistem geliştirilmiş ve tüm seramik restorasyonların alt yapısının üretimi sağlanmıştır.

CAD/CAM teknolojisi ile ilk zamanlarda inley, onley ve tek üyeli kronların üretimi yapılabilmekteydi. Son zamanlarda ise CAD/CAM teknolojisi ile çok üyeli restorasyonların ve implant abutmentlerinin üretimi yapılabilmektedir (106).

CAD/CAM Üretim Süreci

CAD/CAM ile restorasyonların üretimi; tarama, tasarım ve frezeleme aşamaları olmak üzere 3 aşamadan oluşur. Tarama cihazı, preparasyonu tamamlanan dişlerin şeklini üç boyutlu bilgi birimine (vokseller) dönüştürür. Bilgisayar bu bilgiyi 3 boyutlu bir haritaya çevirir. Bilgisayar yazılımı aracılığıyla hazırlanan bu restorasyon tasarımı, frezeleme cihazı aracılığıyla restoratif bir malzemeye şekil vermek için kullanılır (107).

CAD/CAM Sistemleri

Üretim yöntemlerine göre bu sistemler aşağıdaki gruplara ayrılabilir.

1. Hasta başında üretim: Ticari olarak yaygın bir şekilde Cerec Sisteminde kullanılır. Bu sistem ile diş hekimi, diş preparasyonunu ağız içi tarayıcılarla taradıktan sonra uygun materyalleri seçerek restorasyonları tek seansta imal edebilir ve hastaya teslim edebilir (104, 108). Cerec 3 (Sirona Dental Systems) ve E4D Dentist (D4D Technologies) bu sistemlere örnek verilebilir (109).

2. CAD/CAM – Dental laboratuvar modelleri: Dental laboratuvar modeli ile üretim yöntemi geleneksel restorasyonların üretiminde kullanılan prosedüre benzerdir. Diş hekimi tarafından preparasyonu tamamlanan dişin ve karşıt arkın ölçüsü veya alçı modeli laboratuvara gönderilir ve bu modeller tarandıktan sonra restorasyon üretilir. Bu

CAD/CAM teknolojisindeki tek fark fabrikasyonun en azından bir bölümünün makineleştirilmiş olmasıdır (104, 110). Bu sistemlere; Cerec inLab (Sirona Dental Systems), Cercon (Dentsplay) ve Everest (Kavo) örnek gösterilebilir (111, 112).

3. Diş laboratuvarı - üretim merkezi modeli: Bu sistemde ise dental laboratuvar, tarayıcı ve tasarım programına sahiptir. Laboratuvar teknisyeni, modeli taradıktan sonra restorasyonun tasarımını tamamlar. Laboratuvar, bitmiş tasarımı, CAD/CAM sisteminin CAM komponentine sahip olan bir üretim merkezine gönderir. Bu merkezde üretimi tamamlanan restorasyon diş hekimine gönderilir. Bu sistem; dental laboratuvar maliyetinin azaltılması, tüm restorasyonların tek bir merkezde endüstriyel bir ortamda üretilmesi ve optimum kalite kontrolünün sağlanması gibi avantajlara sahiptir (107, 110). Bu sistemlere Procera (Nobel Biocare) ve Lava (3M ESPE) örnek gösterilebilir (111, 112).

CAD/CAM Sistemlerinin Avantajları (113, 114)

- ✓ Sabit protezler için yeni materyaller olan yüksek dayanıma sahip seramiklerin geleneksel laboratuvar yöntemleri ile işlenmesi zordur ancak CAD/CAM sistemleri bu yeni malzemelerin kullanımını kolaylaştırır.
- ✓ Hasta başında tek seansta uygulanabilen restoratif prosedürlerdir.
- ✓ İnsan kaynaklı hataların en aza indirilmesini ve kalite standardizasyonunu sağlar.
- ✓ Hastalardan dijital ölçü alımı sayesinde, ölçü maddeleri ve kaşıklarının kullanılmasına gerek yoktur ve dolayısıyla bu maddelerin hastaya rahatsızlık vermesi de engellenmiş olur.
- ✓ CAD/CAM sistemindeki en son yenilikler ile oklüzyonun dinamik durumda görüntülenmesi ve geliştirilmesi sağlanır.

CAD/CAM Sistemlerinin Dezavantajları (113-115)

- ✓ CAD/CAM kullanımı uzun bir eğitim süreci gerektirir.
- ✓ Bu sistemlerin sermaye maliyeti oldukça yüksektir ve finansal uygulanabilirliği sağlamak için restorasyonların hızlı, kaliteli ve büyük ölçekli üretimi gereklidir.
- ✓ Derin subgingival kenara sahip restorasyonların dijital ortama aktarılması problem olabilmektedir ve bu nedenle preperasyonu taramadan önce iyi bir dişeti retraksiyonu yapmak gerekmektedir.

- ✓ CAD/CAM sürekli gelişen bir teknolojidir. Yazılım yükseltmeleri ve güncellemeler genellikle gereklidir. Bu nedenle, teknik destek ve yazılım yükseltmeleri ilave maliyete neden olabilir.
- ✓ Restorasyonları imal etmek için kullanılan materyal bloklarıyla hastanın diş renginin eşleştirilmesi, başlangıçta diş hekimi için zor olabilir.

Metal Altyapıların Üretiminde Kullanılan Aşındırmalı Üretim Yöntemleri

Bilgisayar destekli aşındırmalı üretim sistemleri, metal altyapı üretiminde kullanılan hızlı bir üretim sistemidir (116). Tasarlanan restorasyonu üretmek için kullanılan bloklar üzerinde, tüm aşamaları bir bilgisayar programı tarafından kontrol edilen bilgisayar destekli numerik kontrol cihazında (CNC) kazıma işlemi yapılmaktadır (17). Bu yöntem kullanılarak, toplam üretim süresinin önemli ölçüde azaltılacağı ve geleneksel diş hekimliği işlemleri ile yapılması kolay olmayan ve/veya imkansız olan karmaşık modellerin oldukça kolay bir şekilde üretilebileceği gösterilmiştir. Bununla birlikte, bu üretim yönteminde son üründe kullanılanla kıyasla daha fazla materyal aşındırıldığından dolayı materyal israfı fazladır (117). Bir restorasyonun üretilebilmesi için kullanılan bloğun yaklaşık %90'ından yararlanılamamaktadır (18).

2.2.2.5. Eklemeli Üretim Teknolojisi (Additive Manufacturing)

Eklemeli üretim teknolojisi, tasarlanan restorasyonun çok ince tabakalar halinde üst üste eklenmesi ile üretilmesidir. Bu yenilikçi metodun ana fikri, 3 boyutlu CAD modelinin çok ince katmanlara bölünmesi ve üretim ekipmanlarının tasarlanan restorasyonun üretimi tamamlanana kadar her bir tabaka için bu geometrik verileri sırayla kullanmasıdır. Bu nedenle, eklemeli üretim genellikle “katmanlı üretim”, “doğrudan dijital üretim”, “üç boyutlu baskı” veya “katı serbest formlu üretim” olarak adlandırılır (118).

Metal altyapıların üretilmesinde kullanılan geleneksel döküm yöntemi mum örneğin hazırlanması, revetmana alınması ve döküm işlemi gibi teknik hassasiyet isteyen işlemler gerektirir (17, 101). CAD/CAM frezeleme yöntemlerinin kullanılmaya başlaması ile metal altyapılar, tüm aşamaları bir bilgisayar programı tarafından kontrol edilen bilgisayar destekli numerik kontrol cihazında bir bloktan aşındırılarak üretilmiştir. Bununla birlikte, bu freze işlemi zaman alıcıdır ve freze ekipmanları çabuk aşınmaktadır. Dahası, kullanılan materyalin çok büyük bir kısmı israf edilir (117). Bu

yöntemlere alternatif olarak eklemeli üretim teknolojileri kullanılabilir. Ayrıca eklemeli üretim teknolojilerinde malzeme israfı olmaz ve işlenmeden kalan toz tekrar kullanılabilir (119).

Diş hekimliği uygulamalarında en sık kullanılan eklemeli üretim teknolojileri arasında tarayarak ışıkla kür yöntemi (Stereolitografi, SLA), inkjet yazdırma, selektif lazer sinterleme (SLS) ve eriyik yığma modelleme (Fused deposition modelling, FDM) gösterilebilir (118).

Stereolitografi (SLA)

SLA, ilk defa 1984 yılında fotopolimer rezinden üç boyutlu model üretmek için Hull tarafından kullanılmıştır (120). SLA sistemi; ışığa duyarlı bir sıvı rezin solüsyonu, bir model oluşturma platformu ve rezini sertleştirmek için kullanılan bir ultraviyole lazer ışınından oluşur. Katı bir nesne oluşturmak için katmanlar modelin en alt kısmından başlamak üzere sırayla sertleştirilir ve birbirine bağlanır. Bilgisayar kontrolü ile hareket eden tarama sistemi, ultraviyole ışınını rezin tabakası üzerine uygulayarak ilk tabakayı oluşturur. İlk katmanın sertleşmesi tamamlandıktan sonra parçanın bulunduğu platform katman kalınlığı kadar aşağı indirilir. Bu işlemler modelin tamamı oluşturuluncaya kadar her bir tabaka için tekrarlanır. Materyalin self-adeziv özelliği sebebiyle, tabakalar birbirine bağlanır ve sonunda 3 boyutlu modelin üretimi tamamlanır. Daha sonra solüsyondan çıkarılan model bir UV kabininde uzun süre ışınlanır (121, 122).

Günümüz diş hekimliğinde SLA sisteminin temel kullanım alanı, dental implant yerleştirilmesi sırasında kullanılan cerrahi rehber plakların üretilmesidir. SLA sistemi ile üretilen cerrahi rehber plakların yüksek doğruluğu yapılan çalışmalarla kanıtlanmıştır (123, 124). SLA'nın avantajları, yüksek doğrulukta olması, yüksek mekanik dayanıma sahip olması ve iyi bir yüzey kalitesi vermesidir. SLA sistemin dezavantajları arasında ise üretim sonrası bir UV kabininde ışınlama gerektirmesi, yüksek materyal maliyeti ve pahalı ekipmanlar gerektirmesi ve sadece polimer üretimi için kullanılabilmesi gösterilebilir (125).

Inkjet Yazıcılar

Bu hızlı üretim sisteminin çalışma prensibi temel olarak geleneksel 2 boyutlu mürekkep püskürtmeli yazıcıya benzerdir. Kağıda mürekkep püskürtmek yerine, destekleyici tablanın üzerine mum ilave ederek istenilen nesne oluşturuluncaya kadar bu

işlemi tekrarlar. Hassas, uygun maliyetli ve hızlı olduğu için 3 boyutlu yazıcı yönteminin önemi büyüktür (121).

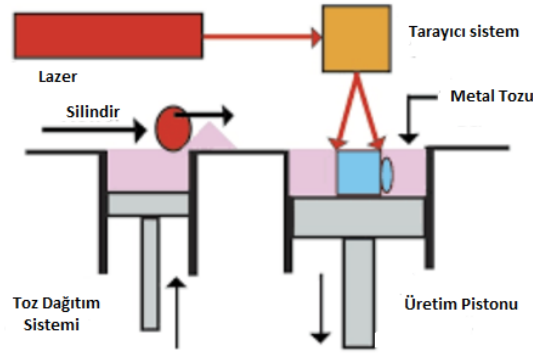
Eriyik Yığma Modelleme (Fused Deposition Modelling, FDM)

Bu proste model malzemesi ince plastik filament şeklindedir. Bu yöntemde termoplastik materyal tabaka tabaka sıcaklık kontrolünü sağlayan bir meme tarafından ekstrüze edilir. Bu memeden geçen plastik filament tel, yarı sıvı halde eriyerek akar ve meme ucundaki kesit çapı kadar bir katman oluşur. Plastik, memeden aktıktan sonra aniden katılaşı ve aşağıda bulunan tablanın yüzeyine yapışır. Bir katmanın yapımı bittikten sonra platform aşağıya iner ve ekstrüzyon sağlayan meme diğer katmanı yapar. Bu süreç, istenilen şekil elde edilene kadar tekrarlanır (121). FDM tıp, otomotiv ve inşaat gibi endüstriyel alanlarda ve uzay çalışmalarında kullanılmaktadır (125).

Selektif Lazer Sinterleme (SLS)

SLS ilk olarak 1980'lerin ortasında Dr. Carl Deckard ve Dr. Joe Beaman tarafından geliştirilmiş ve düşük hacimli ve fonksiyonel bileşenlere sahip prototip modeller üretmek için kullanılan bir eklemeli üretim teknolojisidir. SLS; plastik, metal, seramik ya da cam tozlarını yüksek güçlü bir lazer ışını (CO lazer) ile bir araya getirerek, istenilen üç boyutlu katı cismin üretilmesini sağlar (Şekil 2.5) (121). Bu işlemde toz halindeki materyal ince ve düzgün bir şekilde işlem tablası üzerine yayılır. CAD verileri doğrultusunda seçilen bölgelere bir ayna sistemi ile lazer ışını gönderilir. Diğer bölgelerdeki toz gevşek kalır ve destek görevi görür. İşlemin ardından tabandaki platform katman kalınlığı kadar aşağı inerek, yeni bir toz katmanı meydana getirir. 3 boyutlu nesnenin üretimi tamamlanıncaya kadar bu işlem tekrarlanır. Oksidasyonu önlemek için üretimin gerçekleştiği hazne kapatılarak, işlemler inert bir atmosferde (nitrojen veya argon) gerçekleştirilir (126).

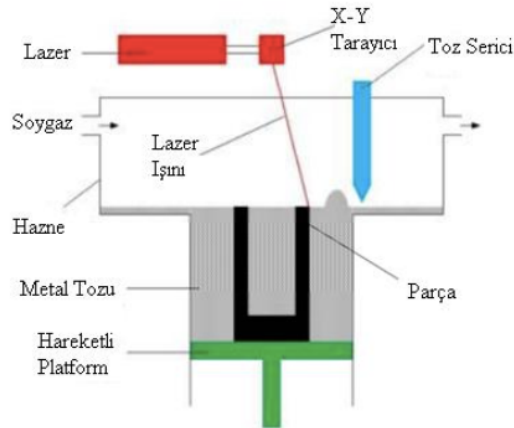
SLS yönteminde; mum, naylon, metal veya seramik tozları ile termoplastik kompozitler üretim malzemesi olarak kullanılabilir (125).



Şekil 2.5. SLS üretim şeması

Selektif Lazer Melting (SLM)

SLM sistemi ekipman olarak SLS'ye çok benzerdir, fakat SLS' den farklı olarak tozların tamamen erimesini sağlayan çok daha yüksek bir enerji kullanır ve böylece SLM ile daha yoğun materyaller üretilebilir. Başlangıçta, yaklaşık 0.1 mm kalınlığında bir toz yığını, pistona bağlı paslanmaz çelik tablanın üzerine yayılır. Bu toz yığını, bir neodmium-doped yttrium aluminium garnet (Nd-YAG) lazer ile taranır. Kullanılan bu Nd-YAG lazerin ortalama gücü 50 W, maksimum gücü ise 3 kW' dır ve bu enerji metal tozunun erimesini sağlamak için yeterlidir. Lazer ışını optik fiber ile taşınabilir ve toz yatağında odaklanmış lazer ışını çapı 0.8 mm'dir. İlk katman, lazer ışınının toz yatağı üzerindeki hareketi ile argon gazı ile doldurulmuş hazne içerisinde hızlı bir erime ve katılaşma işlemleri sonucunda oluşturulur. Sonra platform 0.1 mm aşağı indirilir ve bir sonraki tabakanın üretimi için yeni bir toz tabakası yüzeye yayılır. 3 boyutlu modelin üretimi tamamlanana kadar bu işlemler sırayla tekrarlanır (Şekil 2.6) (127-129).



Şekil 2.6. SLM üretim şeması

SLM sistemleri ile paslanmaz çelik, titanyum, alüminyum, nikel, altın ve Co-Cr gibi birçok alaşım işlenebilmektedir.

SLS ve SLM'nin Kullanım Alanları

Ortopedi alanında (130), kemik büyümesini yönlendirmek için poröz yüzeye sahip dental implantların üretiminde (131), kron ve köprü yapımında (132) ve parsiyel hareketli protez iskeleti üretiminde (133) kullanılabilir.

2.3. Dental Porselenler

Dental tedavilerde kullanılan porselen; dört oksijen atomu arasında sıkışan bir silisyum atomunun oluşturduğu (SiO_4), tetra hidra yapısında olan bir bileşimdir ve cam matris içerisinde bulunan feldspat, kuartz ve kaolin adı verilen üç ana maddeden oluşur (134).

Doğal feldspat saf formda bulunmaz, potas (K_2O) ve soda (Na_2O) ile değişik oranlarda karışım halinde bulunur. Karışımındaki potas ve soda oranı önemlidir, çünkü porselene farklı karakteristik özellik kazandırır. Potas feldspat hem erimiş camın viskozitesini artırır hem de fırınlama sırasında oluşabilecek proplastik akmayı azaltır. Başka bir deyişle; erimiş haldeki materyalin akıcılığını azaltarak, fırınlama sırasında porselen yapının şeklinin korunmasına yardım eder. Feldspatın soda formu ise porselenin erime sıcaklığını düşürerek, proplastik akıma daha duyarlı hale gelmesine neden olur (135).

Kuartz, yüksek erime sıcaklığına sahiptir ve diğer akıcı bileşenler için bir iskelet görevi görerek kitleye stabilite sağlar. Yüksek fırınlama ısılarında porselen yapının metal üzerinden akmasını engelleyerek, porselen restorasyonunun şeklinin korunmasına yardım eder. Kuartz ayrıca porselenin dayanıklılığını artırır (135).

Kaolin, bir alüminyum hidrat silikadır. Porselen hamuruna elastikiyet sağlar ve adeziv özelliğe sahip olduğundan su ile karıştırıldığında yapışkan bir hale gelerek, kuartz ve silika için bağlayıcı ajan olarak kullanılır ve bu sayede seramiğin elde işlenebilmesini kolaylaştırır. Aynı zamanda opak olduğundan karışımda çok az miktarda kullanılır. Mine tozlarında ise kaolin bulunmaz. Çünkü kaolin opaktır ve translüsensinin azalmasına neden olur (135, 136).

Dental porselenlerin yapısına magnezyum oksit, alüminyum oksit ve zirkonyum oksit gibi maddeler güçlendirici ajan olarak katılırken, porselene renk kazandırmak amacıyla ise çeşitli metal oksitler kullanılabilir (134).

2.4. Dental Porselenlerin Sınıflandırılması

Porselenlerin içerdikleri ana maddelere, şekillendirilme yöntemlerine ve fırınlama ısılarına göre sınıflandırılması (Tablo 2.3) aşağıda gösterilmiştir.

1. İçeriklerine göre (134);
 - a. Feldspatik porselen
 - b. Metal bağlı porselenler
 - c. Alüminöz porselenler
2. Şekillendirme yöntemlerine göre (134);
 - a. Fırınlanan porselenler
 - b. Preslenebilir porselenler
 - c. Dökülebilir porselenler
 - d. Freze edilebilir porselenler
3. Fırınlama ısılarına göre (137);
 - a. Yüksek ısı porselenleri
 - b. Orta ısı porselenleri
 - c. Düşük ısı porselenleri
 - d. Ultra düşük ısı porselenleri

Tablo 2.3. Dental porselenlerin fırınlama ısılarına göre sınıflandırılması ve uygulama alanları

Sınıfı	Uygulama Alanı	Fırınlama Isısı
Yüksek ısı porselenleri	Takım Porselen Diş Sinterlenmiş Alumina Zirkonyum Kor Seramik	>1300°C
Orta ısı porselenleri	Takım Porselen Diş Presinterlenmiş zirkonyum	1101°C-1300°C
Düşük ısı porselenleri	Kron ve Köprü Uygulamalarında Kullanılan Veneer Seramik	850°C-100°C
Ultra Düşük Isı Porselenleri	Kron ve Köprü Uygulamalarında Kullanılan Veneer Seramik	<850°C

2.5. Metal Destekli Porselen Restorasyonlarda Kenar ve İç Uyum

Metal seramik kronlar, diş hekimliğinde uzun yıllardır kullanılmaktadır ve klinik olarak başarılı sonuçlar göstermiştir (5, 7). Kenar ve iç uyumun doğruluğu, kronların

linik olarak başarılı kabul edilebilmesi için önemli bir kriterdir (138, 139). Kullanılan abutment ile restorasyon arasındaki kenar aralığını olabildiğince azaltmak gerekir. Çünkü restorasyonun kenar bölgesindeki aralık, yapıştırma simanının oral ortama maruz kalmasına ve zaman içerisinde kullanılan yapıştırma simanının çözünmesine neden olur (140). Ayrıca, abutment ile implant üstü restorasyon kenarı arasında aralık olması, bakteri kolonizasyonu için retansiyon alanı oluşturarak, periodontal dokularda enflamasyona neden olabilir (3). Metal seramik kronların değiştirilmesinde mekanik başarısızlıklara göre biyolojik başarısızlık, daha sık karşılaşılan bir nedendir (7, 141).

Diş hekimliğinde simante abutmentlar implant üstü restorasyonlarda yaygın olarak kullanılmasına rağmen, bu restorasyonların kenar ve iç uyumlarına ilişkin çok az bilimsel veri vardır (2, 142, 143). Restorasyon ve abutment arasında mükemmel bir kenar ve iç uyum olması, implant üstü sabit protezlerin uzun dönem klinik başarısı için kritik öneme sahiptir (2).

Levin ve ark. (144) 1989 yılında yaptıkları çalışmada, abutment ile restorasyon arasında yapıştırma simanı için 20 ila 40 μ (μ m) arasında bir iç boşluğun (siman aralığı) yeterli olduğunu belirtmişlerdir. Amerikan Diş Hekimliği Birliği (ADA) Şartnamesi No. 8'e göre, klinik olarak restorasyonların kenar aralığının 25 ila 40 μ m arasında olması önerilmektedir, ancak bu amaç nadiren sağlanır. McLean ve von Fraunhofer 1971 yılında yaptıkları çalışmada ise metal seramik kronlar için en fazla 120 μ m kenar aralığının klinik olarak kabul edilebilir olabileceğini belirtmişlerdir (145).

2.6. Kenar ve İç Uyum Ölçüm Yöntemleri

Sorensen restorasyonların kenar uyumunu ölçmek için kullanılan yöntemleri dört ana grupta toplamıştır (146):

- ✓ Direkt yöntem
- ✓ Sondla ve gözle inceleme
- ✓ Kesit alma
- ✓ Ölçü alma

Direkt yöntem, kullanılan day örnek ile restorasyon arasındaki kenar boşluğunun taramalı elektron mikroskobu (SEM), stereomikroskop veya ışık mikroskobu yardımıyla doğrudan gözlemlenmesidir (147). Direkt yöntem hızlı, kolay ve tekrarlanabilir bir yöntemdir. Kesit almaya gerek yoktur ve bundan dolayı restorasyonda herhangi bir deformasyona neden olmaz. Bu sayede direkt yöntem, restorasyon üretiminin çeşitli aşamalarında kenar uyumunu değerlendirme imkanı

sağlar. Fakat restorasyon her seferinde abutment üzerine tam olarak oturmayabilir ve bu durum standart sapmanın artmasına neden olarak, istatistiksel değerlendirmenin güvenilirliğini azaltır. Ayrıca restorasyonun kenar bölgesinde aşırı konturlu olması da direkt yöntem ile kenar uyumunun değerlendirilmesini zorlaştırabilir (146). Direkt yöntem ile sadece restorasyonun kenar uyumu değerlendirilebilir. Restorasyonun iç uyumunu değerlendirmek için silikon replika yöntemini kullanmak ya da örnekten kesit almak gerekir.

Kesit alma yöntemi ile kenar uyumun değerlendirilmesi yönteminde, restorasyon epoksi rezine gömülür ve kesit alınır. Bu ilave işlemlerden dolayı bu yöntem zaman alıcıdır. Ayrıca örneklerden kesit alındığı için restorasyon zarar görür ve bir daha kullanılamaz. Bu nedenle porselen fırınlama döngülerinin kenar uyum üzerine etkisi bu yöntemde incelenemez (146).

Restorasyonların iç uyumunu değerlendirmek için ise siman kalınlığını ölçmek (148), light-body silikon ölçü maddesinin ağırlığını ölçmek (149), mikro bilgisayarlı tomografi (Mikro-BT) (150-153), 3 boyutlu yüzey tarama yöntemi (154) ve silikon replikanın kalınlığını ölçme yöntemi (2, 9, 67, 155) kullanılabilir.

Siman kalınlığını ölçme yöntemi, kesit alma yöntemine girer ve kenar uyumu değerlendirmede kullanılan yöntemlerde bahsedildiği gibi örneklere zarar verir ve bu nedenle aynı örnek üzerinde tekrarlayan ölçümler yapılamaz.

Mikro-BT ile küçük nesnelerin 3 boyutlu görüntüleri yüksek çözünürlükte elde edilebilmektedir (156). Bu sayede, Mikro-BT yöntemi ile restorasyonun hem kenar hem de iç uyumu değerlendirilebilir (150-153). Mikro-BT, kron ile day arasındaki uyumun restorasyona zarar verilmeden 2 ve 3 boyutlu olarak görüntülenmesini sağlayan yeni bir yöntemdir (157). 3 boyutlu yüzey tarama yöntemi ile kenar ve iç uyumun değerlendirilmesinde ise, abutment yüzeyi ve restorasyonun iç yüzeyi tarayıcılar ile üç boyutlu olarak taranmaktadır (158). Elde edilen dijital kayıtlar bilgisayar programları ile değerlendirilebilmektedir. Hem Mikro-BT hem de 3 boyutlu yüzey tarama ileri teknolojiler gerektiren yöntemlerdir (155).

Silikon replika yöntemi ile hem kenar hem de iç uyum değerlendirilebilir. Bu yöntemde, restorasyonun içi önce akıcı kıvamlı bir silikon ölçü maddesi (light body) ile doldurulur ve restorasyon abutment üzerine yerleştirilir. Akıcı kıvamlı silikon ölçü maddesi sertleşmesini tamamladıktan sonra restorasyon abutment üzerinden ayrılır. Daha sonra restorasyonun iç yüzeyinde kalan akıcı kıvamlı silikon ölçü maddesi, daha koyu kıvamlı bir silikon ölçü maddesi (heavy body) ile desteklenir. Koyu kıvamlı

silikon ölçü maddesinin sertleşmesi tamamlandıktan sonra elde edilen silikon replika restorasyon içerisinden çıkarılır. Silikon replikadan kesitler alınarak, mikroskop altında ölçümler yapılır. Silikon replika yöntemi, örneğe herhangi bir zarar vermez ve bu sayede aynı örnek üzerinde restorasyonun üretim aşamaları arasında tekrarlayan ölçümler yapılmasına olanak tanır.

2.7. Tekrarlanan Fırınlamanın Kenar ve İç Uyum Üzerine Etkisi

Klinik uygulamalarda metal seramik restorasyonların uygun morfolojisini ve oklüzal ilişkisini sağlamak için tekrarlayan fırınlamalara ihtiyaç duyulabilmektedir. Fakat fırınlama sırasında oluşan yüksek sıcaklık metal altyapıya zarar verebilir ve metal alaşım ile porselen arasındaki termal genleşme katsayısı farkı, restorasyonun uyumunu olumsuz etkileyebilir (22, 155).

Stannard ve ark.(159), Hammand ve Stein (160) tekrarlanan fırınlamanın metal seramik restorasyonların makaslama dayanımı üzerine etkisini inceledikleri çalışmalarında, porselen fırınlama sayısını 9 ile sınırlandırmışlardır. 9 döngüye kadar uygulanan tekrarlanan fırınlama işlemlerinin metal porselen bağlantısını istatistiksel olarak etkilemediğini belirtmişlerdir (159, 160). Ancak porselen fırınlama döngülerinin metal seramik restorasyonların kenar ve iç uyumunu etkilediği literatürde belirtilmiştir (8-11, 161-164).

Bu çalışmada test edilen hipotezler aşağıda belirtilmiştir:

- ✓ H0A: Farklı yöntemler [Döküm, Lazer Sinterleme (LS), PYMF, PSMF ve TF] kullanılarak üretilen implant üstü metal-seramik restorasyonların tekrarlanan fırınlama işlemleri sonrasında kenar ve iç aralık değerleri arasında fark yoktur.
- ✓ H0B: Farklı kalınlıklarda (0.5 mm ve 1.5 mm) üretilen implant üstü metal-seramik restorasyonların tekrarlanan fırınlama işlemleri sonrasında kenar ve iç aralık değerleri arasında fark yoktur.

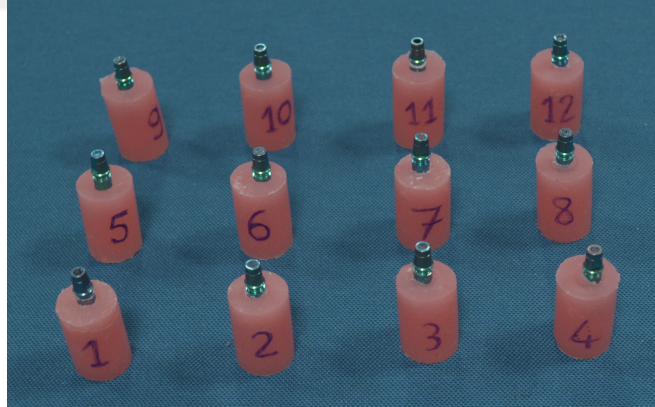
3. MATERYAL METOT

Bu tez çalışmasında, farklı yöntemler ve kalınlıklarda hazırlanan (0.5 ve 1.5 mm) implant üstü metal seramik restorasyonların kenar ve iç uyumu üzerine tekrarlanan fırınlamanın etkisi incelenmiştir.

3.1. Ana Modellerin Elde Edilmesi

Yapılan power analizinde örneklerin büyüklüğü belirlenirken; $\alpha=0.05$, $1-\beta=0.80$ ile döküm grubu marjinal aralık değeri $102.1 \mu\text{m}$, LS grubu marjinal aralık değeri $72.7 \mu\text{m}$, aradaki fark $29.4 \mu\text{m}$ olduğu varsayıldığında (13) her bir grup için en az 9 numunenin hazırlanması gerektiği bulundu.

Bu çalışmada 12 adet analog ve abutment replika (MIS Implant Technologies Ltd, Shlomi, İsrail) kullanılmıştır. Kullanılan analoglar, soğuk akrilik (Integra, Birleşik Grup Dental, Türkiye) ile 11 mm çapında 24 mm uzunluğunda polivinil klorür (PVC) borulara gömülmüştür ve bu sayede abutment replikaların yer düzlemine dik konumlanması sağlanmıştır (Şekil 3.1).



Şekil 3.1. Soğuk akriliğe gömülen analoglar ve çalışmada kullanılan abutment replikalar

3.2. İmplant Üstü Metal Seramik Restorasyon Altyapılarının Üretimi

3.2.1. Çalışmada Kullanılan Metal Altyapılar

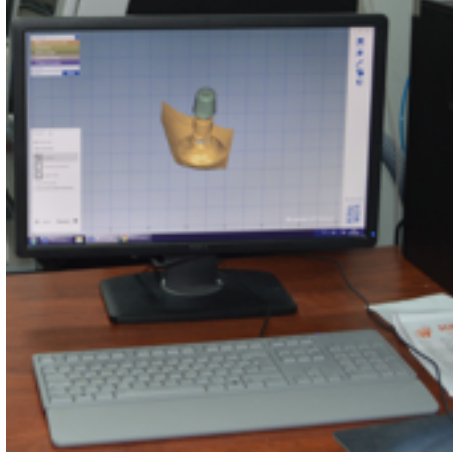
Döküm, LS, PYMF, PSMF, TF olmak üzere 5 farklı yöntem kullanılarak altyapılar üretilmiştir ve 5 farklı ana grup oluşturulmuştur (Tablo 3.1). Metal altyapılar 0.5 mm ve 1.5 mm kalınlığında olmak üzere üretilmiştir ve böylece her ana grup için 2 alt grup oluşturulmuştur ($n=12$).

Tablo 3.1. Çalışmada Kullanılan Metal Alaşımların Kimyasal Bileşimi

Üretim Yöntemi	Marka, Üretici Firma	Bileşimi (Ağırlıkça%)
Döküm	Kera Gen, Eisenbacher Dentalwaren GmbH, Almanya	Co: 61.65; Cr: 27.75; W: 8.45; Si: 1.61; Fe: 0.2; C:<1.0; Mn: 0.25
LS	Remanium star CL, Dentaurum, Almanya	Co: 60.5; Cr: 28; W: 9; Si: 1.5; Mn, N, Nb: < 1
PYMF	Ceramill Sintron, Amanngirrbach, Avusturya	Co: 66; Cr: 28; Mo: 5; Si: < 1, Fe: < 1; Mn: <1; C: < 0.1
PSMF	Kera Disc, Eisenbacher Dentalwaren GmbH, Almanya	Co: 61.65; Cr: 27.75; W: 8.45; Si: 1.61; Fe: 0.2; C:<1.0; Mn: 0.25
TF	Kera Ti 5-Disc, Eisenbacher Dentalwaren GmbH, Almanya	Ti: 89; Al: 6.4; V: 4.1

3.2.2. Metal Seramik Restorasyon Tasarımının CAD Programı ile Yapılması

Çalışmada kullanılan abutment, model tarayıcı (Ceramill map 400+, Amann Girrbach, Avusturya) kullanılarak taranmıştır. Restorasyonun tasarımı CAD programı (Ceramill match 2, Amann Girrbach, Avusturya) ile yapılmıştır (Şekil 3.2). Restorasyonun siman aralığı 30 µm ayarlanmıştır ve marjinden 0.8 mm yukarıdan başlatılmıştır. Diğer tüm özellikleri aynı olmak üzere 0.5 mm ve 1.5 mm kalınlığında iki adet altyapı tasarımı yapılmıştır. 1.5 mm kalınlığındaki altyapılar, abutmentin basamak bölgesinde restorasyonun taşkınlık yapmaması için sadece basamak bölgesinde 0.5 mm kalınlığında üretilmiştir.



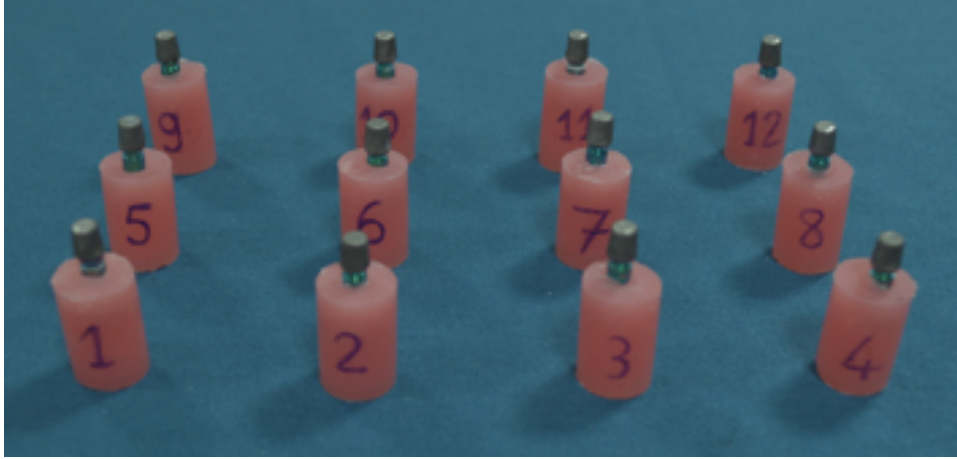
Şekil 3.2. Altyapıların tasarımının CAD programında yapılması

3.2.3. Döküm Yöntemi ile İmplant Üstü Metal Altyapıların Üretimi

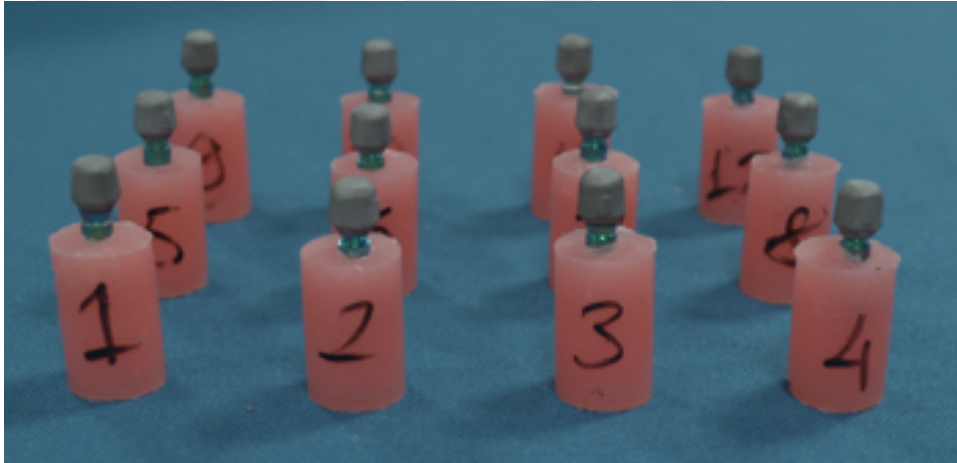
Tasarımı tamamlanan metal altyapılar, mum bloklardan frezeleme cihazı (D15 Milling Machine, Yenadent, İstanbul, Türkiye) yardımıyla üretilmiştir (Şekil 3.3). Elde edilen mum örneklerin dökümü, geleneksel yöntemler kullanılarak aynı teknisyen tarafından yapılmıştır. Döküm yöntemiyle 12 adet 0.5 mm kalınlığında (Şekil 3.4), 12 adet ise 1.5 mm kalınlığında (Şekil 3.5) olmak üzere toplam 24 adet Co-Cr implant üstü metal altyapı üretilmiştir.



Şekil 3.3. Mum blokların kazınmasında kullanılan frezeleme cihazı



Şekil 3.4. Döküm yöntemi ile üretilen 0.5 mm kalınlığında implant üstü Co-Cr metal altyapı



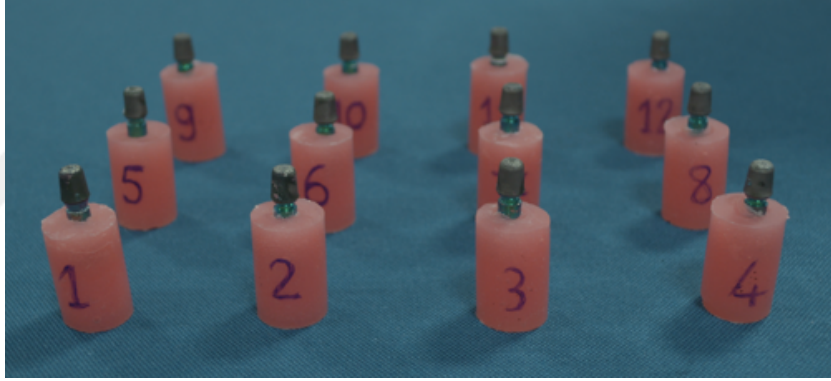
Şekil 3.5. Döküm yöntemi ile üretilen 1.5 mm kalınlığında implant üstü Co-Cr metal altyapı

3.2.4. Lazer Sinterleme Yöntemi ile İmplant Üstü Metal Altyapıların Üretimi

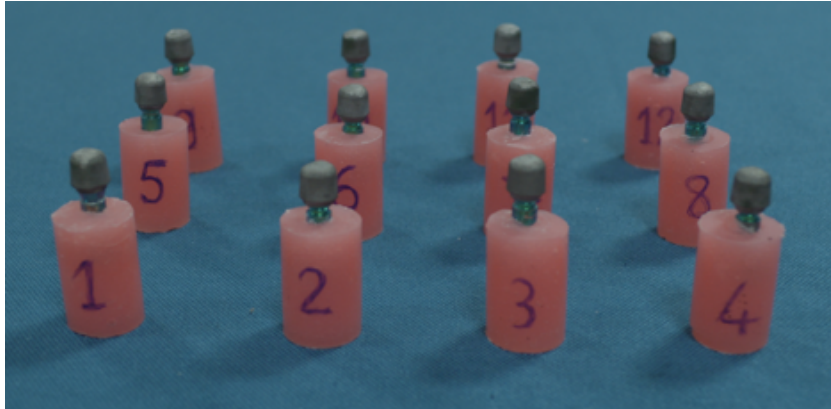
CAD programında yapılan tasarıma göre, Lazer Sinter (MLab-Cusing, Concept Laser, Almanya) cihazında (Şekil 3.6) 12 adet 0.5 mm kalınlığında (Şekil 3.7), 12 adet ise 1.5 mm kalınlığında (Şekil 3.8) olmak üzere toplam 24 adet implant üstü Co-Cr metal altyapı üretilmiştir.



Şekil 3.6. Çalışmada kullanılan lazer sinter cihazı



Şekil 3.7. LS yöntemi ile üretilen 0.5 mm kalınlığında implant üstü Co-Cr metal altyapı



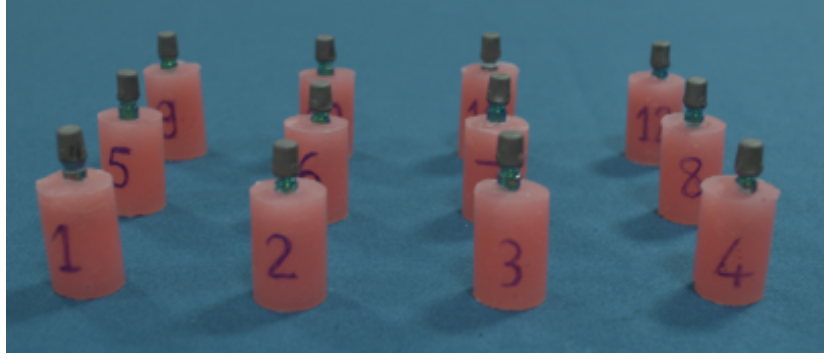
Şekil 3.8. LS yöntemi ile üretilen 1.5 mm kalınlığında implant üstü Co-Cr metal altyapı

3.2.5. Frezeleme Yöntemi ile İmplant Üstü Yumuşak Metal Altyapıların Üretilmesi

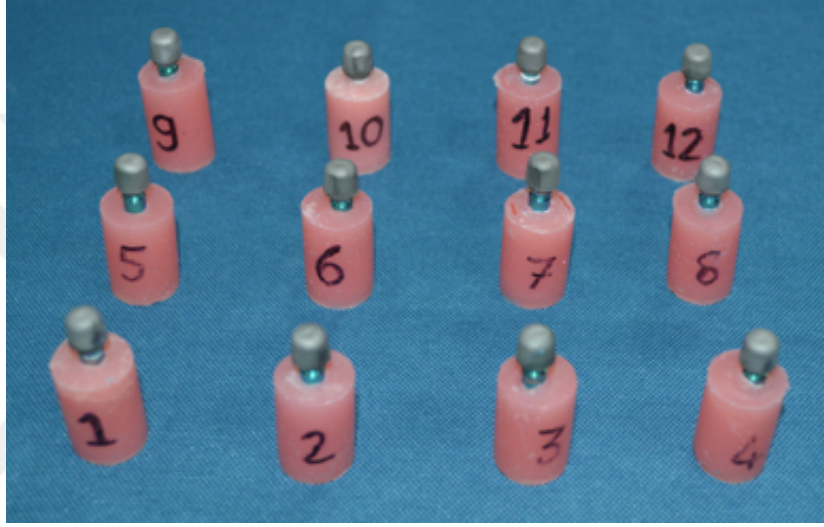
CAD programında (Ceramill match 2, Amann Girrbach, Avusturya) yapılan tasarıma göre 5 eksenli frezeleme ünitesinde (Ceramill Motion2, Amann Girrbach, Avusturya) (Şekil 3.9) yumuşak metal bloklardan (Ceramill Sintron, Amann Girrbach, Avusturya) 12 adet 0.5 mm kalınlığında (Şekil 3.10) ve 12 adet 1.5 mm kalınlığında implant üstü yumuşak metal altyapı (Co-Cr) (Şekil 3.11) üretildi. Daha sonra üretilen metal altyapıların sinterizasyonu 1300 °C’ de argon basınçlı fırında (Ceramill Agotherm, Amann Girrbach, Avusturya) üretici firma talimatlarına uygun olarak gerçekleştirildi.



Şekil 3.9. PYMF grubuna ait metal altyapıların üretilmesinde kullanılan frezeleme cihazı



Şekil 3.10. PYMF yöntemi ile üretilen 0.5 mm kalınlığında implant üstü Co-Cr metal altyapı



Şekil 3.11. PYMF yöntemi ile üretilen 1.5 mm kalınlığında implant üstü Co-Cr metal altyapı

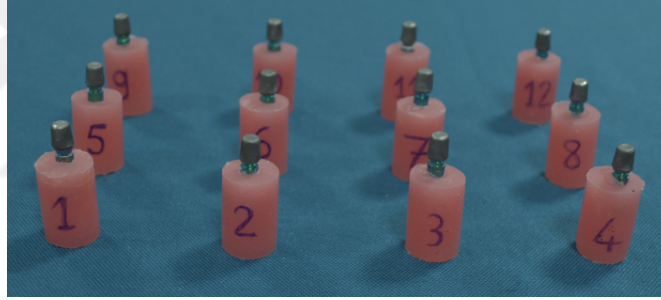
3.2.6. Frezeleme Yöntemi ile İmplant Üstü Sert Metal ve Titanyum Altyapıların Üretimi

CAD programında yapılan tasarıma göre 5 eksenli kazıma ünitesinde (Şekil 3.12);

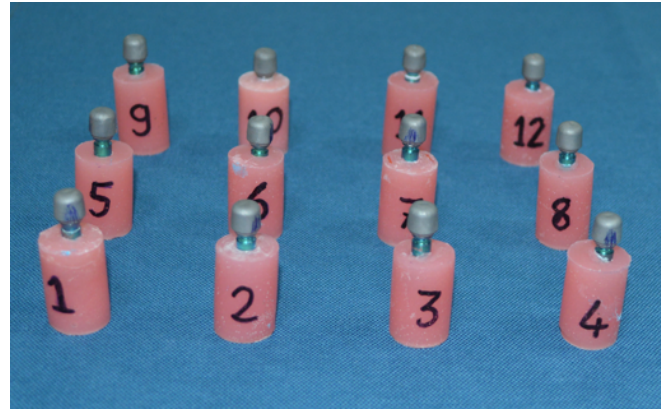
- ✓ 12 adet 0.5 mm kalınlığında implant üstü sert metal altyapı (Co-Cr) (Şekil 3.13)
- ✓ 12 adet 1.5 mm kalınlığında implant üstü sert metal altyapı (Co-Cr) (Şekil 3.14)
- ✓ 12 adet 0.5 mm kalınlığında implant üstü Titanyum metal altyapı (Şekil 3.15)
- ✓ 12 adet 1.5 mm kalınlığında implant üstü Titanyum metal altyapı üretili (Şekil 3.16).



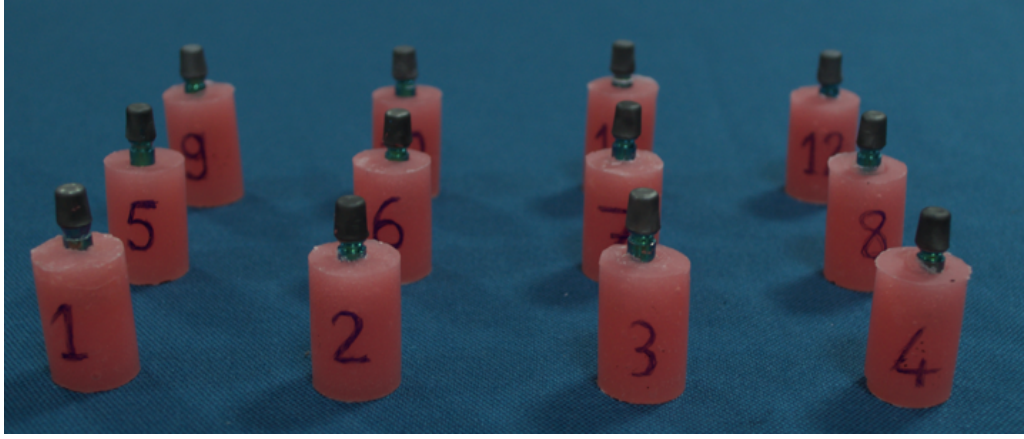
Şekil 3.12. PSMF ve TF grubuna ait örneklerin üretilmesinde kullanılan frezeleme cihazı



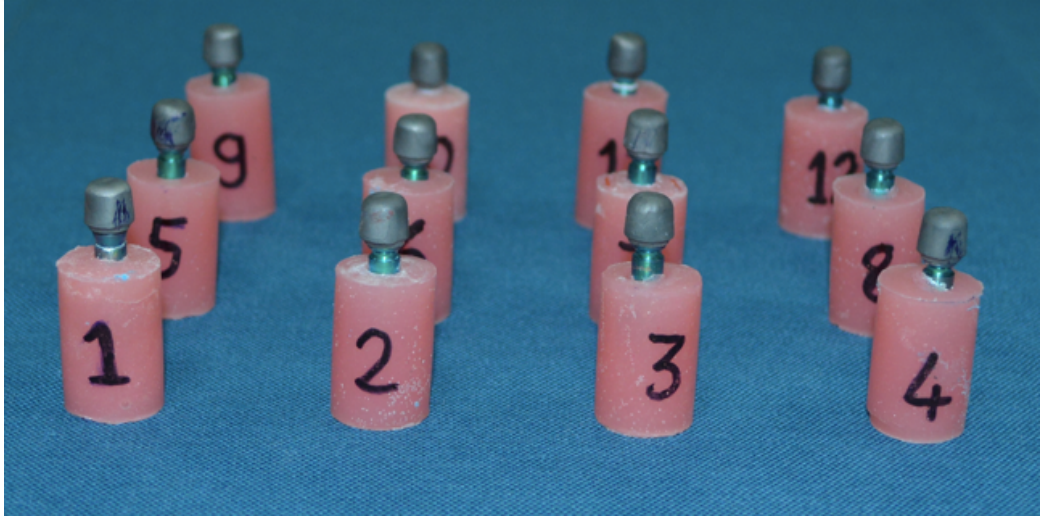
Şekil 3.13. PSMF yöntemi ile üretilen 0.5 mm kalınlığında implant üstü Co-Cr metal altyapı



Şekil 3.14. PSMF yöntemi ile üretilen 1.5 mm kalınlığında implant üstü Co-Cr metal altyapı



Şekil 3.15. TF yöntemi ile üretilen 0.5 mm kalınlığında implant üstü titanyum altyapı



Şekil 3.16. TF yöntemi ile üretilen 1.5 mm kalınlığında implant üstü titanyum altyapı

3.3. Altyapıların Kumlanması

Tüm örnekler 2 atm basınç altında 50 mikrometre Al_2O_3 (President Dental, Almanya) ile kumlama cihazında (Base 3, Dentalfarm, İtalya) kumlanmıştır (Şekil 3.17).



Şekil 3.17. Çalışmada kullanılan kumlama cihazı

3.4. Altyapılar Üzerine Porselen Uygulaması ve Fırınlama Protokolü

Metal altyapılar, oksidasyon basamağı (1), opak/bond uygulaması (2), dentin uygulaması (3), laboratuvar düzeltme aşaması (4), klinik düzeltmeler (5 ve 6) ve glaze uygulaması (7) olmak üzere fırınlama işlemlerine tabi tutuldu.

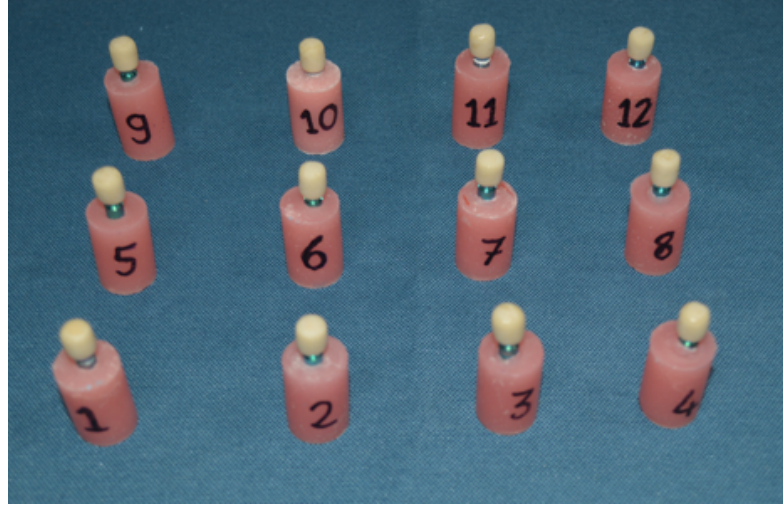
3.4.1. Altyapılara Bond ve Opak Uygulaması

Döküm ve PSMF grubuna önce wash opak (wash opaque, Vita Zahnfabrik, Almanya) sonra renk opak (Vita VMK Master Opaque, Vita Zahnfabrik, Almanya) uygulandı. LS ve PYMF grubuna ise önce bond (Vita NP Bond Paste, Vita Zahnfabrik, Almanya) sonra opak (Vita VMK Master Opaque, Vita Zahnfabrik, Almanya) uygulandı.

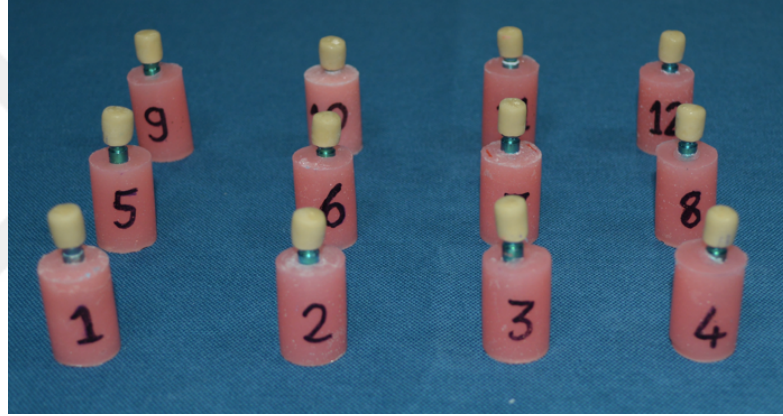
TF grubuna önce bond (Titankeramik Paste Bonder, Vita Zahnfabrik, Almanya) sonra opak (Vita Titankeramik Opaque, Vita Zahnfabrik, Almanya) uygulandı.

3.4.2. Altyapılara Porselen Uygulaması

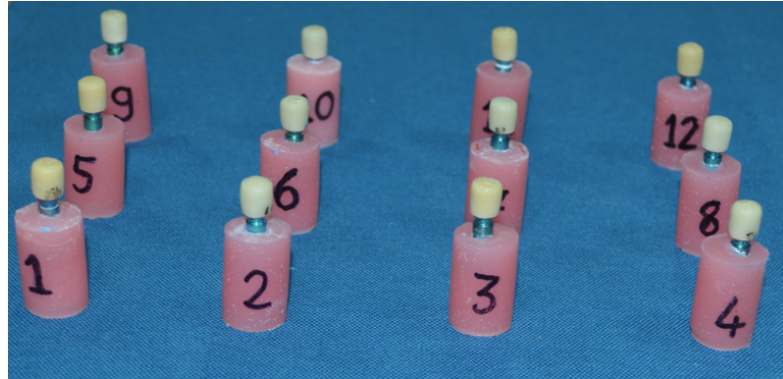
Döküm, Laser sinter, PSMF, PYMF gruplarına üreticinin talimatlarına uygun olarak porselen (Super Porcelain EX-3, Kuraray Noritake Dental Inc, Japonya) uygulanmıştır. TF grubuna ise düşük ısı porseleni (Vita Titan Keramik, Vita, Almanya) uygulanmıştır (Şekil 3.18-28).



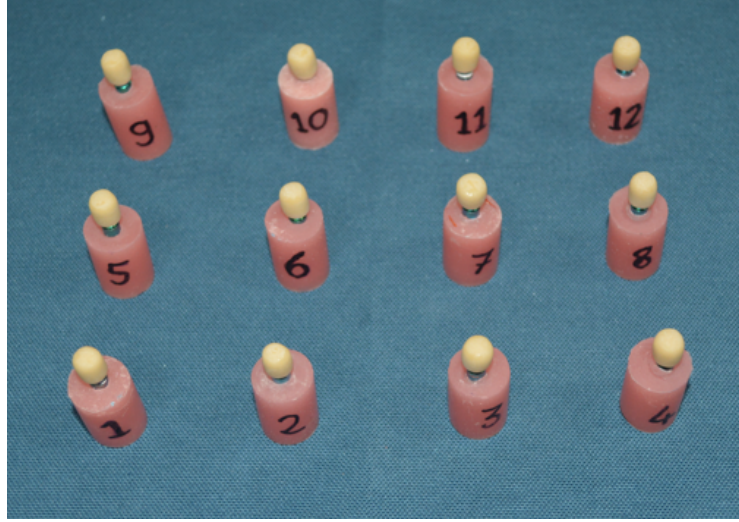
Şekil 3.18. 0.5 mm kalınlığında döküm grubu (dentin aşaması)



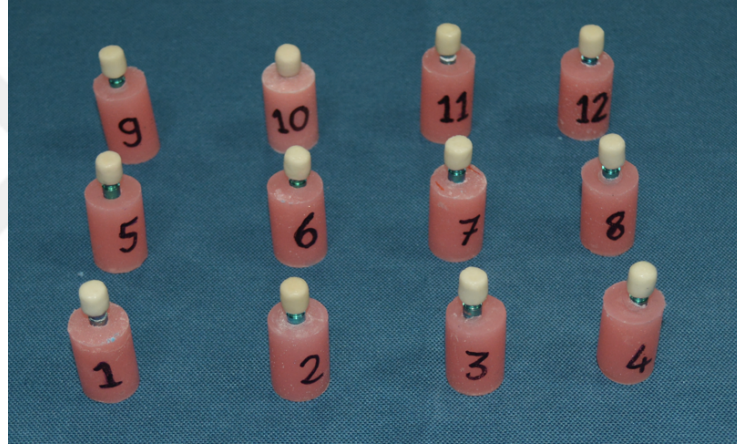
Şekil 3.19. 0.5 mm kalınlığında LS grubu (dentin aşaması)



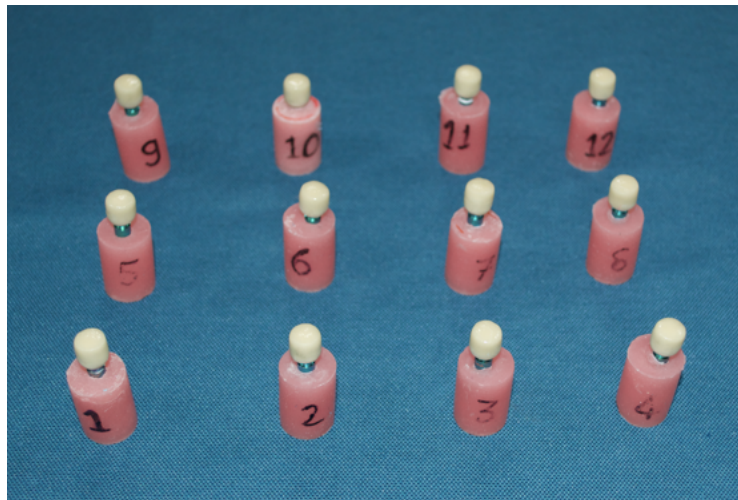
Şekil 3.20. 0.5 mm kalınlığında PYMF grubu (dentin aşaması)



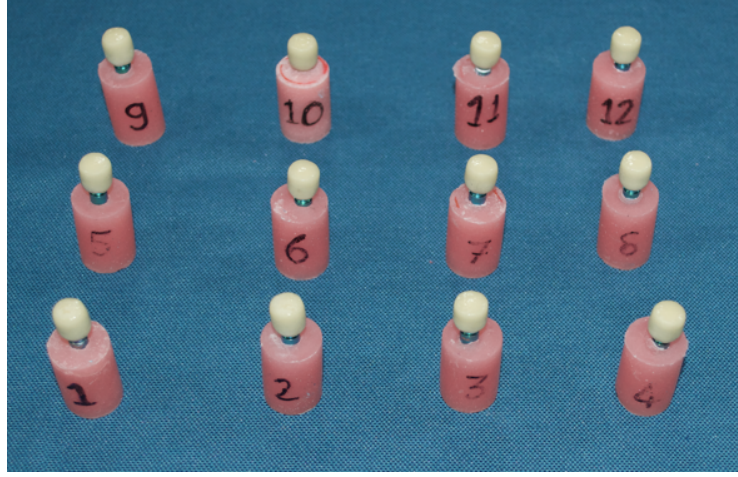
Şekil 3.21. 0.5 mm kalınlığında PSMF grubu (dentin aşaması)



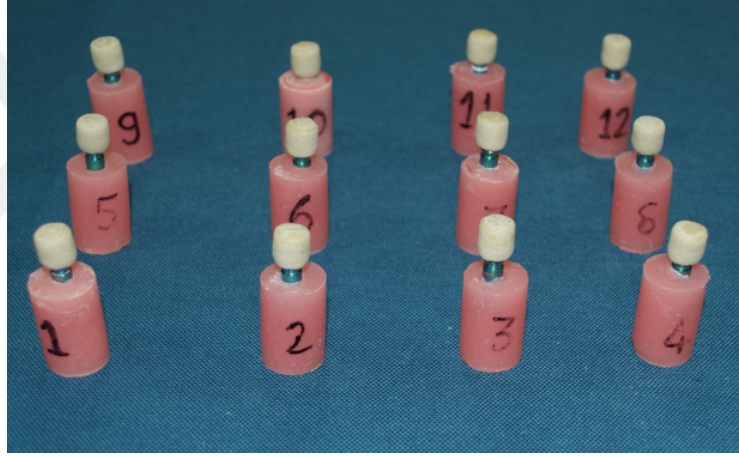
Şekil 3.22. 0.5 mm kalınlığında TF grubu (dentin aşaması)



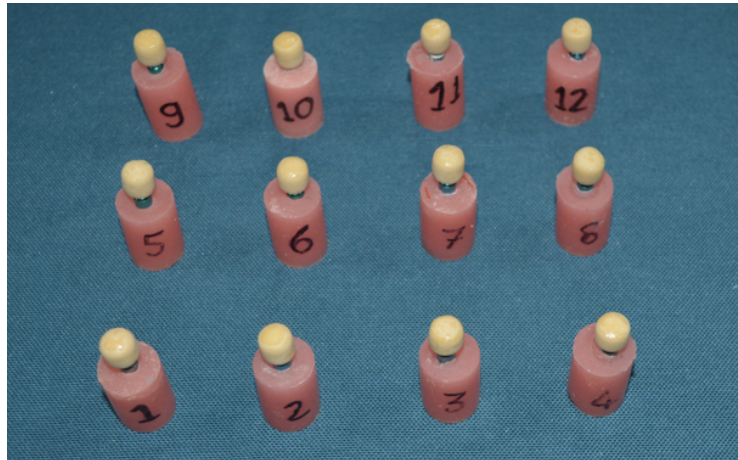
Şekil 3.23. 1.5 mm kalınlığındaki döküm grubu (dentin aşaması)



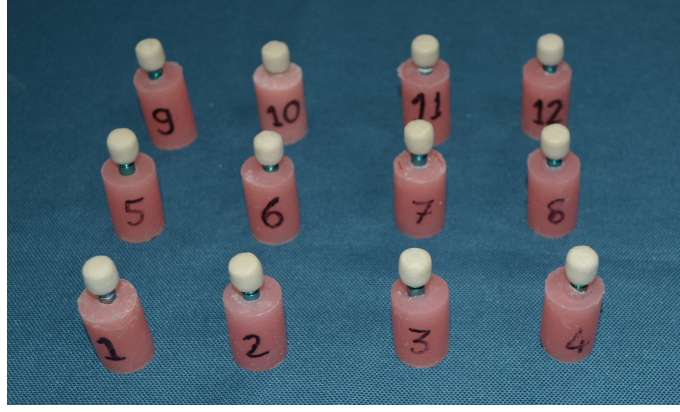
Şekil 3.24. 1.5 mm kalınlığındaki LS grubu (dentin aşaması)



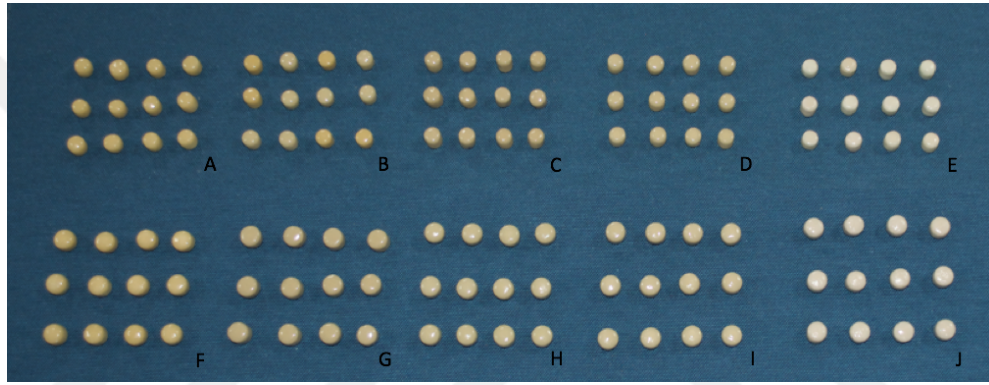
Şekil 3.25. 1.5 mm kalınlığındaki PYMF grubu (dentin aşaması)



Şekil 3.26. 1.5 mm kalınlığında PSMF grubu (dentin aşaması)



Şekil 3.27. 1.5 mm kalınlığında TF grubu (dentin aşaması)

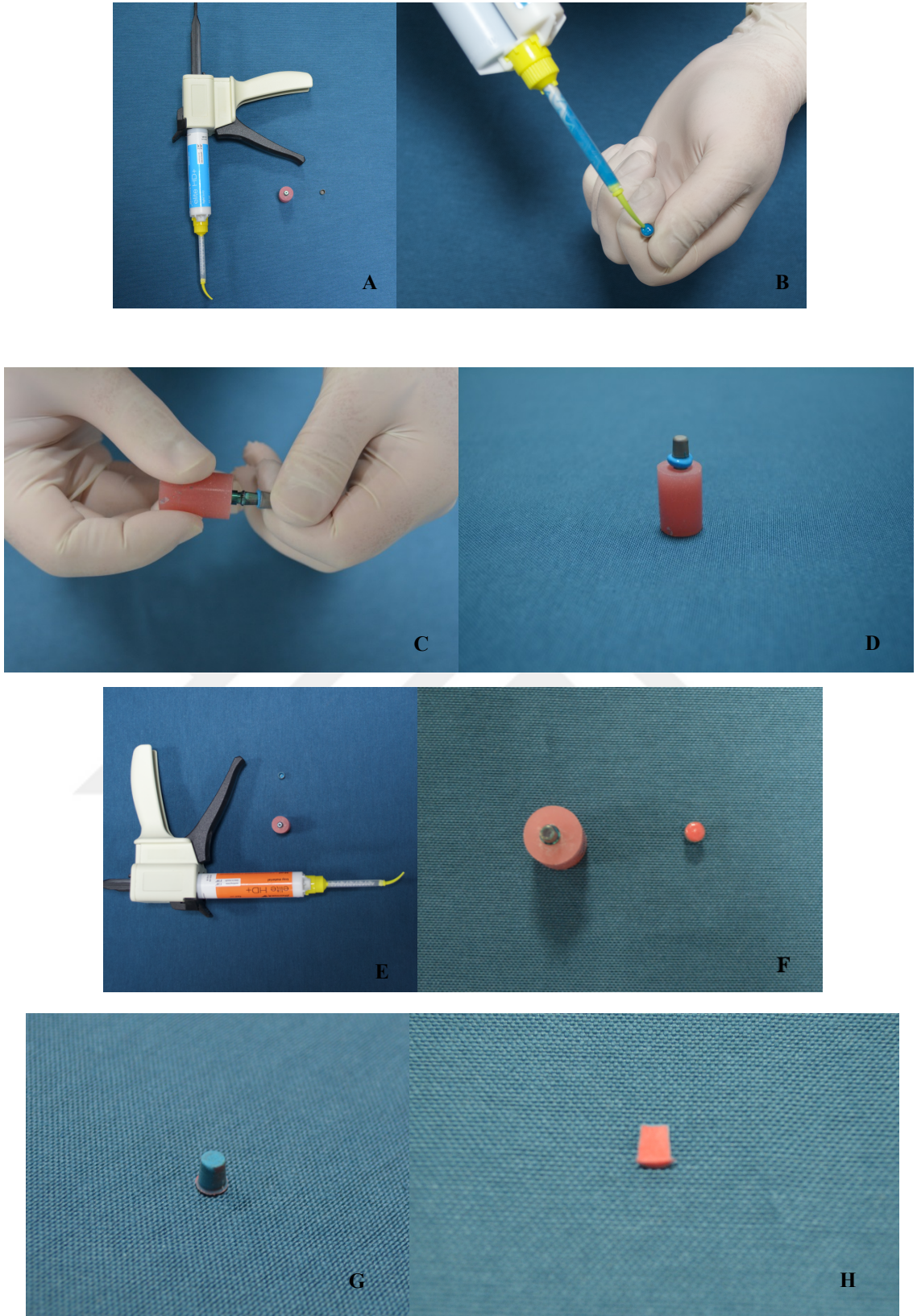


Şekil 3.28. Glaze uygulaması sonrası tüm örnekler

A: PSMF grubu (0.5 mm), B: PYMF grubu (0.5 mm) C: LS grubu (0.5 mm), D: Döküm grubu (0.5 mm), E: TF grubu (0.5 mm), F: PSMF grubu (1.5 mm), G: PYMF grubu (1.5 mm), H: LS grubu (1.5 mm), I: Döküm grubu (1.5 mm), J: TF grubu (1.5 mm)

3.5. Silikon Replikaların Elde Edilmesi

Metal seramik restorasyonun iç yüzeyi akıcı kıvamlı silikon ölçü maddesi (Elite HD light body; Zhermack, İtalya) ile doldurulduktan sonra restorasyon abutment replika üzerine yerleştirildi (Şekil 3.29 A,B,C,D). Daha sonra restorasyona 2 dk parmak basıncı uygulandı. Akıcı kıvamlı silikon ölçü maddesinin polimerizasyonu tamamlandıktan sonra restorasyon abutmentdan ayrıldı. Restorasyonun iç yüzeyinde kalan akıcı kıvamlı ölçü maddesi, farklı renkte daha koyu kıvamlı silikon ölçü maddesi (Elite HD heavy body; Zhermack , İtalya) ile desteklendi (Şekil 3.29 E,F). Koyu kıvamlı silikon ölçü maddesinin polimerizasyonu tamamlandıktan sonra elde edilen silikon replika metal seramik restorasyonun içerisinde çıkarıldı (Şekil 3.29 G). Sonuçta kullanılan akıcı kıvamlı silikon ölçü maddesi siman aralığını gösterirken, daha koyu kıvamlı olan silikon ölçü maddesi de kullanılan abutmentı temsil etmektedir.

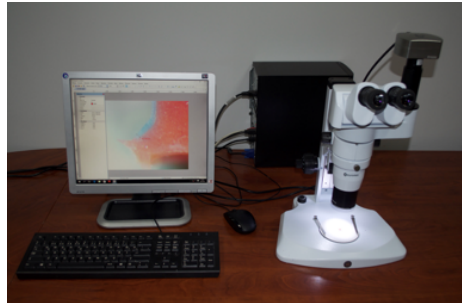


Şekil 3.29. Restorasyonun iç yüzeyinin akıcı kıvamlı silikon ölçü maddesi ile doldurulması ve restorasyonun abutmenta yerleştirilmesi (A,B,C,D), restorasyonun iç yüzeyinde kalan akıcı kıvamlı silikon ölçü maddesinin, farklı renkte daha koyu kıvamlı silikon ölçü maddesi ile desteklenmesi (E,F), elde edilen silikon replika (G), kesit alınmış silikon replika (H)

3.6. Silikon Replikaların Stereo-Mikroskopta Görüntülenmesi ve Ölçümlerin Yapılması

Elde edilen silikon replikalardan önce mesiodistal yönde kesit alındı (Şekil 3.29 H). Mesio-distal kesit üzerinde yapılan ölçümler bittikten sonra silikon replika japon yapıştırıcı ile yapıştırıldı. Daha sonra silikon replikadan bukkolingual yönde kesit alındı. Silikon replikanın mesio-distal ve bukkolingual yönde doğrudan 4 parçaya bölünmemesi, stereomikroskop altında örnek üzerinde ölçüm yaparken derinlik oluşmasını engellemiştir ve ölçümlerin düz bir yüzey üzerinde yapılmasını sağlamıştır. Ayrıca elde edilen silikon replika kesiti, ölçüm yüzeyi yukarıda kalacak şekilde katalizörsüz koyu kıvamlı bir silikon ölçü maddesi (Elite HD Putty Soft; Zhermack, İtalya) ile sabitlendikten sonra stereomikroskopta ölçümler yapıldı.

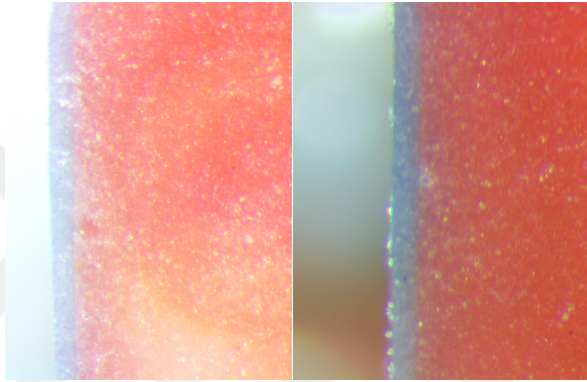
Her iki kesitten de marjin, aksiyogingival, aksiyooklüzal ve oklüzal bölgelerden dijital kamera (CMEX 10 PRO, Euromex, Hollanda) ile desteklenen stereomikroskopta (DZ 1100, Euromex, Hollanda) x80 büyütmede fotoğraflar alındı (Şekil 3.30). Elde edilen fotoğraflar üzerinden profesyonel bir yazılım (Image Focus Alpha, Euromex, Hollanda) programı kullanılarak marjin, intermarjin, aksiyel 1, aksiyel 2, aksiyooklüzal ve oklüzal bölgelerden ölçümler yapıldı (Şekil 3.31, Şekil 3.32). Mesio-distal kesitten 12, bukko-lingul kesitten 12 olmak üzere toplamda her bir metal-seramik restorasyondan 24 adet ölçüm yapıldı (Şekil 3.33). Her bir noktadan yapılan ölçüm 3 kez tekrarlandı ve elde edilen sonuçların ortalaması alındı. Ölçümler, her bir restorasyon için fırınlamadan önce, 4. fırınlamadan sonra ve 7. fırınlamadan sonra aynı araştırmacı tarafından tekrarlandı. Her bir ölçümden önce stereomikroskopun kalibrasyonu kontrol edildi.



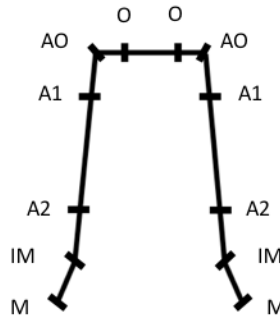
Şekil 3.30. Çalışmada kullanılan stereomikroskop ve bilgisayar



Şekil 3.31. Soldan sağa sırayla bukkal marjin ve bukko-oklüzal bölgenin fotoğrafı



Şekil 3.32. Soldan sağa sırayla bukkal 1 ve bukkal 2 numaralı bölgelerin fotoğrafı



Şekil 3.33. Silikon replika üzerindeki ölçüm noktaları

3.7. İstatiksel Analiz

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için IBM SPSS Statistics 23 (Version 23.0, IBM Corp., Amerika) yazılımı kullanıldı. Çalışma verileri değerlendirilirken parametrelerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro-Wilks testi ile değerlendirildi. Kalınlık, yöntem ve fırınlama aşaması karşılaştırmaları

tek etken üzerinde tekrarlayan 3 yönlü varyans analizi ile gerçekleştirildi. Fırınlama aşaması ve altyapıların üretiminde kullanılan yöntem karşılaştırmaları tek etken üzerinde tekrarlayan 3 yönlü varyans analizi ile karşılaştırıldı. Her bir zaman dilimi içerisinde kalınlığa göre karşılaştırmalar ise bağımsız örnekler t testi ile gerçekleştirildi. Her bir zaman dilimi içerisinde yönteme göre karşılaştırmalar Bonferroni post hoc testi ile yapıldı. Analiz sonuçları ortalama $\pm$ s.sapma olarak sunuldu. Önem düzeyi $p<0.05$ olarak alındı.



4. BULGULAR

4.1. Kenar ve İç Bölgede Altyapıların Uyumlularının Değerlendirilmesi

Kenar aralık (KA) ve iç aralık (İA) değeri üzerine altyapıların üretiminde kullanılan fırınlama ve yöntem etkileşimi istatistiksel olarak anlamlıdır (p değeri sırasıyla 0.025 ve 0.026).

KA ve IA değeri üzerine fırınlama, yöntem ve kalınlık farkı etkileşimi istatistiksel olarak anlamlı değildir (p değerleri sırasıyla 0.569 ve 0.082).

Altyapıların ortalama KA ve IA değerleri üzerine fırınlama, yöntem ve kalınlık farkının istatistiksel olarak karşılaştırılması aşağıda belirtilmiştir (Tablo 4.1).

Tablo 4.1. Altyapıların KA ve IA değerlerinin karşılaştırılması

	Kareler Toplamı	Sd	Kareler Ortalaması	F	¹ p
Kenar					
Fırınlama	5888.292	2	2944.146	16.519	<0.001
Fırınlama * Yöntem	3203.503	8	400.438	2.247	0.025
Fırınlama * Kalınlık	2998.103	2	1499.052	8.411	<0.001
Fırınlama *Yöntem *Kalınlık	1195.890	8	149.486	0.839	0.569
Hata	39210.832	220	178.231		
İç					
Fırınlama	9140.199	2	4570.099	28.157	<0.001
Fırınlama * Yöntem	2897.028	8	362.128	2.231	0.026
Fırınlama * Kalınlık	3313.832	2	1656.916	10.208	<0.001
Fırınlama *Yöntem *Kalınlık	2312.681	8	289.085	1.781	0.082
Hata	36032.305	222	162.308		

1: Tek etken üzerinde tekrarlayan 3 yönlü varyans analizi

4.2. Altyapıların Üretiminde Kullanılan Yönteme Göre Fırlama Aşamalarındaki Değişimin İncelenmesi

Kenar ve iç bölgede altyapıların üretiminde kullanılan yönteme göre fırlama aşamalarındaki değişimin incelenmesi (μm) Tablo 4.2’de gösterilmiştir.

Tablo 4.2. Kenar ve iç bölgede altyapıların üretiminde kullanılan yönteme göre fırlama aşamalarındaki değişimin incelenmesi (μm)

Bölge	Yöntem	Fırlama öncesi	4. fırlama sonrası	7. fırlama sonrası	*p
		(0.5 ve 1.5 mm) (Ort $\pm$ Ss)	(0.5 ve 1.5 mm) (Ort $\pm$ Ss)	(0.5 ve 1.5 mm) (Ort $\pm$ Ss)	
Kenar	Döküm	90.27 $\pm$ 20.73	96.40 $\pm$ 17.54	101.79 $\pm$ 20.21	0.058
	LS	63.96 $\pm$ 14.21	74.07 $\pm$ 14.13	64.70 $\pm$ 21.03	0.061
	PYMF	62.01 ^a $\pm$ 10.59	76.53 ^b $\pm$ 13.23	70.51 ^b $\pm$ 10.75	<0.001
	PSMF	99.54 ^a $\pm$ 18.98	102.02 ^{ab} $\pm$ 19.52	110.80 ^b $\pm$ 18.08	0.019
	TF	59.30 ^a $\pm$ 9.54	68.53 ^b $\pm$ 11.52	70.60 ^b $\pm$ 16.04	0.003
İç	Döküm	159.19 ^a $\pm$ 25.84	175.03 ^b $\pm$ 30.94	175.15 ^b $\pm$ 27.10	0.001
	LS	132.76 $\pm$ 14.26	140.99 $\pm$ 28.70	132.69 $\pm$ 21.60	0.13
	PYMF	117.36 ^a $\pm$ 13.66	131.97 ^b $\pm$ 20.48	131.78 ^b $\pm$ 19.68	<0.001
	PSMF	152.96 ^a $\pm$ 24.32	157.65 ^{ab} $\pm$ 32.87	163.05 ^b $\pm$ 24.40	0.021
	TF	117.12 ^a $\pm$ 16.07	126.37 ^b $\pm$ 20.83	130.50 ^b $\pm$ 16.06	0.001

*Tek etken üzerinde tekrarlayan 3 yönlü varyans analizi,

Aynı üst indis istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığını ifade eder. LS: Lazer sinter, PYMF: Pre-sinterize yumuşak metal frezeleme, PSMF: Post-sinterize sert metal frezeleme, TF: Titanyum frezeleme

4.2.1. Altyapıların Üretiminde Kullanılan Yönteme Göre Fırlama Aşamalarındaki KA Değeri Değişiminin Karşılaştırılması

Döküm ve LS grubunda fırlama öncesi, 4. fırlama ve 7. fırlama sonrası elde edilen KA değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı (p değerleri sırasıyla 0.058 ve 0.061).

PYMF grubunda fırlama aşamalarına göre ortalama KA değeri farklılık göstermektedir ($p < 0.001$). Fırlama öncesi ortalama değer 62.01 μm bulunurken, 4.fırlama sonrası 76.53 μm ve 7.fırlama sonrası da 70.51 μm olarak elde edildi.

PSMF grubunda porselen fırınlama işlemlerine göre KA değeri değişimi istatistiksel olarak anlamlıdır ($p=0.019$). Fırınlama öncesi elde edilen ortalama değer ile 7.fırınlama sonrası elde edilen ortalama değer arasında fark bulundu.

TF grubunda fırınlama aşamalarına göre ortalama KA değeri farklılık göstermektedir (0.003). Fırınlama öncesi ortalama değer 59.30 μm bulunurken, 4.fırınlama sonrası 68.53 μm ve 7.fırınlama sonrası da 70.60 μm olarak elde edildi. (Tablo 4.2).

4.2.2. Altyapıların Üretiminde Kullanılan Yönteme Göre Fırınlama Aşamalarındaki İA Değeri Değişiminin Karşılaştırılması

Döküm, PYMF ve TF gruplarında fırınlama aşamalarına göre ortalama İA değeri farklılık göstermektedir (p değerleri sırasıyla 0.001, <0.001 ve 0.001) ve fırınlama öncesi ortalama İA değerleri, diğer fırınlama aşamalarından sonra elde edilen İA değerlerinden daha düşüktür.

LS grubunda fırınlama öncesi, 4. fırınlama ve 7. fırınlama sonrası elde edilen İA değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı (p değeri 0.13).

PSMF grubunda ortalama değerler incelendiğinde, fırınlama öncesi ortalama değer ile 7.fırınlama sonrası elde edilen ortalama değer arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ve fırınlama öncesi elde edilen ortalama değer daha düşüktür ($p=0.021$) (Tablo 4.2).

4.3. Farklı Kalınlıklara Ait Ortalama Değerlerin Karşılaştırılması

0.5 mm ve 1.5 mm için fırınlama öncesinde elde edilen ortalama KA değerleri arasında sadece döküm grubunda fark bulundu ve 0.5 mm’de ortalama değer daha yüksek elde edildi ($p=0.026$). Döküm grubunda 0.5 ve 1.5 mm için 4. fırınlama sonrası ortalama KA değeri arasında fark bulunmazken, 7. fırınlama sonrası ortalama değerler farklılık göstermektedir ve 0.5 mm’de ortalama değer daha yüksektir (p değerleri sırasıyla 0.342 ve 0.049). LS, PYMF ve PSMF yöntemleri içerisinde her bir zaman diliminde kalınlıklar arasında fark bulunmadı ($p>0.05$). TF grubunda ise 0.5 mm ve 1.5 mm için KA değeri karşılaştırıldığında sadece 7. fırınlama sonrasında 0.5mm’de elde edilen ortalama değer daha yüksek bulundu ($p<0.001$).

Tüm gruplarda; 0.5 mm ve 1.5 mm için her bir fırınlama aşamasında elde edilen İA değerleri karşılaştırıldığında, 7. fırınlama sonrası PYMF grubu hariç ortalama

değerler arasında fark bulundu ve 1.5 mm kalınlığındaki altyapılarda ortalama İA değeri daha yüksek elde edildi.

4.4. Yöntemlerin Farklı Fırınlama Aşamasına Ait Ortalama Değerlerinin Karşılaştırılması

Fırınlama öncesi 0.5 mm içerisinde altyapıların üretiminde kullanılan yöntemle göre KA değerleri farklılık göstermektedir ve döküm ile PSMF arasında fark bulunmazken bu iki grubun ortalama değeri diğerlerinden daha yüksek elde edildi ($p<0.001$). 1.5 mm içerisinde ortalama KA değerleri altyapıların üretiminde kullanılan yöntemle göre farklılık göstermektedir ($p<0.001$). PSMF en yüksek ortalama değere sahip iken TF ve LS en düşük değerlere sahiptir.

Fırınlama öncesi 0.5 mm içerisinde İA değerleri incelendiğinde en düşük ortalama değerler PYMF ve TF grubunda elde edildi. 1.5 mm içerisinde ise PSMF ve döküm grubunun ortalama değerleri arasında fark bulunmadı ve bu grupların ortalama değerleri diğerlerinden anlamlı derecede yüksek elde edildi ($p<0.001$).

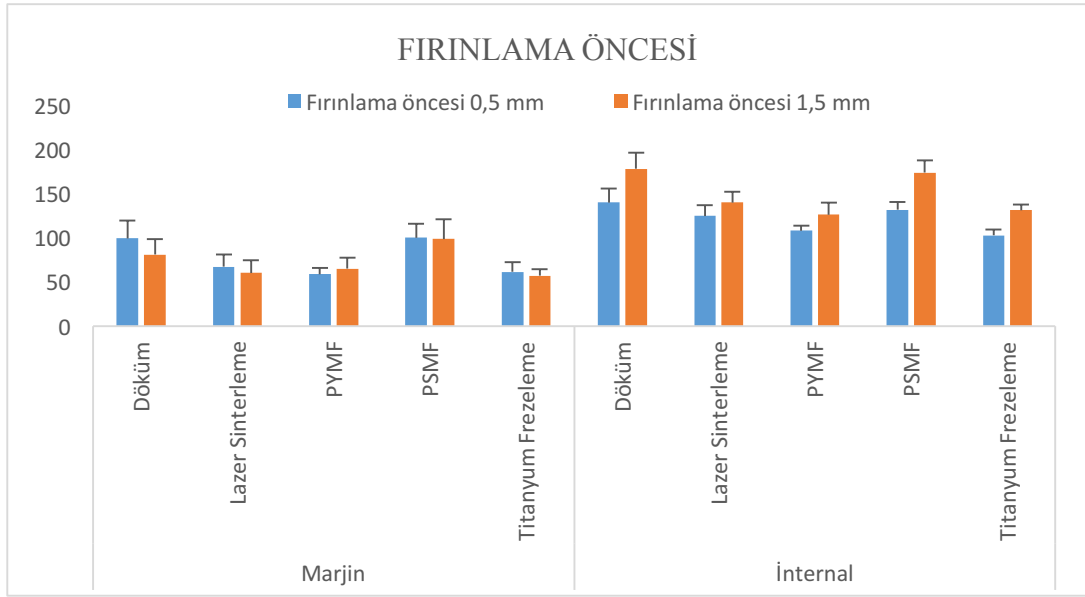
4. fırınlama sonrası 0.5 mm ve 1.5 mm içerisinde KA değerleri incelendiğinde altyapıların üretiminde kullanılan yöntemle göre ortalama değerler arasında fark bulundu ve her iki kalınlıkta da döküm ile PSMF grubunda ortalama değerler diğerlerinden daha yüksek elde edildi ($p<0.001$).

4. fırınlama sonrası 0.5 mm içerisinde İA değerleri incelendiğinde en yüksek ortalama değer döküm grubunda elde edildi ve TF ile PSMF arasında da fark bulundu ($p<0.001$). 1.5 mm içerisinde PSMF ve döküm ortalama değerleri diğerlerinden daha yüksek elde edildi ($p<0.001$).

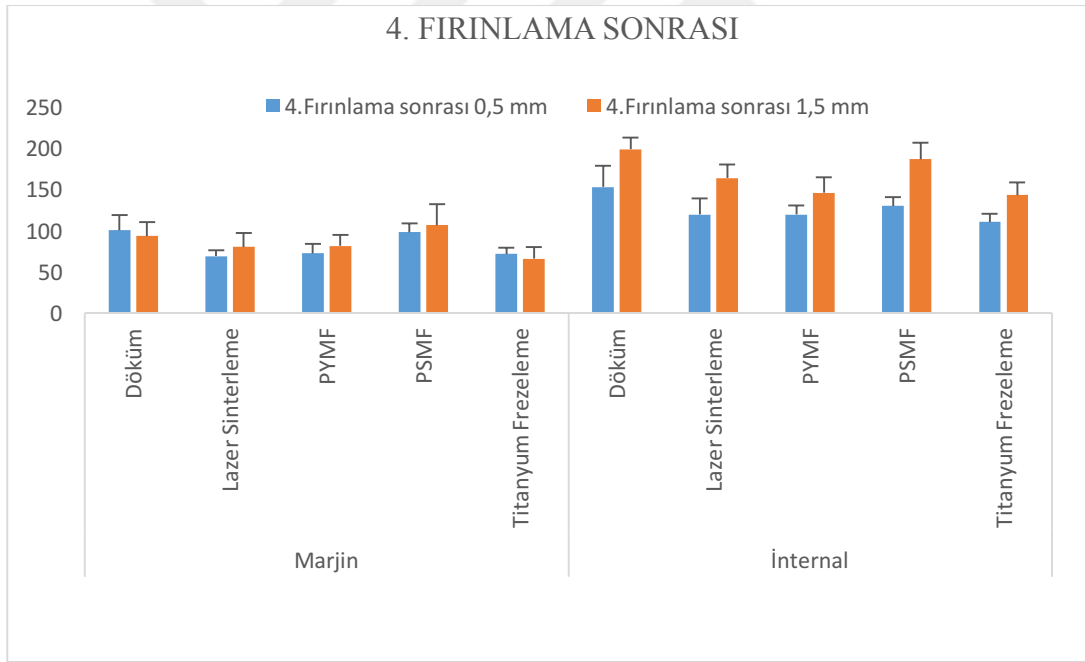
7. fırınlama sonrası 0.5 mm ve 1.5 mm içerisinde KA değerleri incelendiğinde altyapıların üretiminde kullanılan yöntemler arasında fark bulundu ve her iki kalınlıkta da döküm ile PSMF ortalama değerleri diğerlerinden daha yüksek elde edildi ($p<0.001$).

7. fırınlama sonrası ortalama İA değerleri incelendiğinde ise hem 0.5 mm hem de 1.5 mm içerisinde PSMF ve döküm yöntemlerine ait ortalama değerler diğerlerinden daha yüksek elde edildi ($p<0.001$).

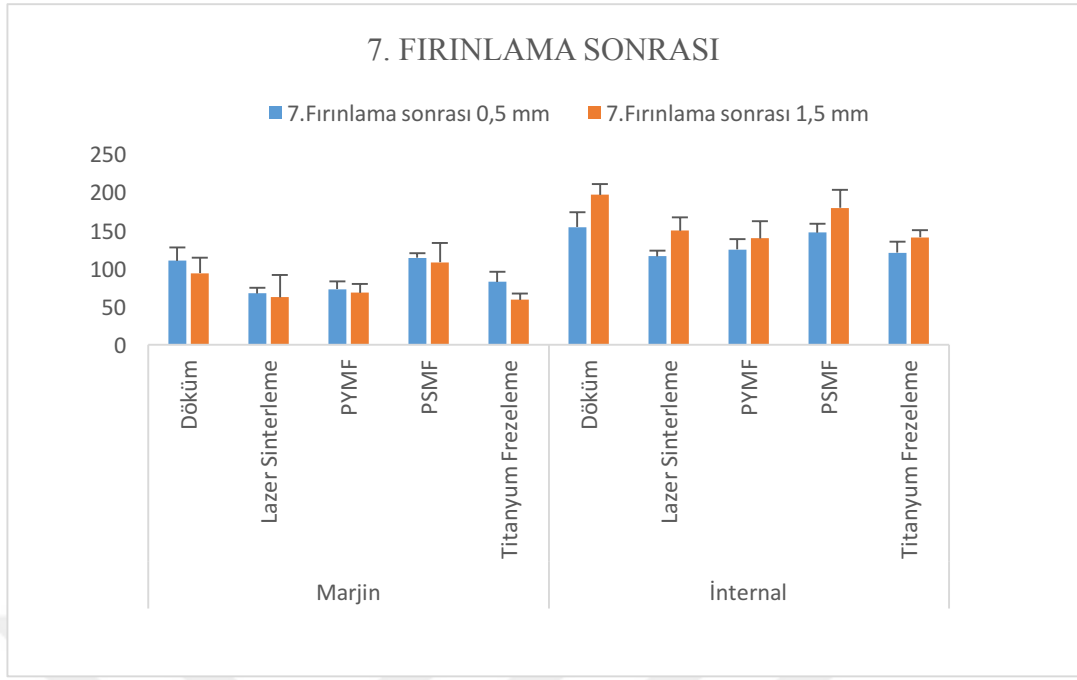
Fırınlama aşaması ve yöntemle göre kalınlığa ait ortalama değerlerin karşılaştırılması Şekil 4.1, 4.2, 4.3 ve Tablo 4.3’de gösterildi.



Şekil 4.1. Fırınlama öncesi yöntem ve kalınlığa ait ortalama değerlerin karşılaştırılması



Şekil 4.2. 4. fırınlama sonrası yönetime göre kalınlığa ait ortalama değerlerin karşılaştırılması



Şekil 4.3. 7. fırınlama sonrası yöntemle göre kalınlığa ait ortalama değerlerin karşılaştırılması

Tablo 4.3. Fırınlama aşaması ve yöntemle göre kalınlığa ait ortalama değerlerin karşılaştırılması (μm)

	Fırınlama öncesi				4.Fırınlama sonrası				7.Fırınlama sonrası			
	0.5 mm	1.5 mm	**p	0.5 mm	1.5 mm	**p	0.5 mm	1.5 mm	0.5 mm	1.5 mm	**p	**p
Kenar	Döküm	99.49 ± 20.35 ^a	81.06 ± 17.32 ^{bc}	0.026	99.88 ± 18.12 ^a	92.92 ± 17b ^c	0.342	109.81 ± 17.33 ^c	93.77 ± 20.33 ^a	0.049		
	LS	67.37 ± 13.68 ^b	60.55 ± 14.49 ^a	0.248	68.46 ± 7.52 ^b	79.69 ± 17.1 ^{ab}	0.055	67.11 ± 7.46 ^a	62.3 ± 29.26 ^b	0.591		
	PYMF	58.96 ± 7.27 ^b	65.07 ± 12.71 ^{ab}	0.163	72.09 ± 11.79 ^b	80.98 ± 13.57 ^{ab}	0.101	72.71 ± 10.38 ^{ab}	68.3 ± 11.11 ^b	0.327		
	PSMF	100.27 ± 16.03 ^a	98.82 ± 22.26 ^c	0.856	97.79 ± 10.37 ^a	106.24 ± 25.51 ^c	0.305	113.72 ± 6.34 ^c	107.89 ± 25 ^a	0.448		
	TF	61.54 ± 10.9 ^b	57.05 ± 7.8 ^a	0.258	71.42 ± 7.23 ^b	65.64 ± 14.39 ^a	0.232	82.33 ± 13.2 ^b	58.87 ± 7.99 ^b	<0.001		
	***p	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001		
İç	Döküm	140.11 ± 16.07 ^c	178.26 ± 18.54 ^a	<0.001	152.08 ± 25.79 ^c	197.98 ± 13.69 ^c	<0.001	154.13 ± 19.28 ^a	196.17 ± 14.15 ^a	<0.001		
	LS	125.13 ± 12.02 ^b	140.38 ± 12.42 ^b	0.006	118.77 ± 19.69 ^{ab}	163.2 ± 16.07 ^b	<0.001	115.84 ± 7.54 ^b	149.54 ± 17.32 ^b	<0.001		
	PYMF	108.37 ± 5.27 ^a	126.35 ± 13.65 ^b	<0.001	118.74 ± 11.45 ^{ab}	145.2 ± 19.08 ^{ab}	<0.001	124.45 ± 14.04 ^b	139.1 ± 22.27 ^b	0.067		
	PSMF	131.97 ± 9.02 ^{bc}	173.95 ± 13.94 ^a	<0.001	129.28 ± 10.38 ^b	186.03 ± 19.88 ^c	<0.001	146.94 ± 11.39 ^a	179.16 ± 23.44 ^a	<0.001		
	TF	102.72 ± 6.73 ^a	131.51 ± 6.56 ^b	<0.001	110.09 ± 9.6 ^a	142.64 ± 15.41 ^a	<0.001	120.28 ± 14.81 ^b	140.72 ± 9.6 ^b	0.001		
	***p	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001		

*2 yönlü varyans analizi, ** : Bağımsız t testi, *** : Bonferroni post hoc testi

Aynı üst indis istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığını ifade eder. LS: Lazer sinter, PYMF: Pre-sinterize yumuşak metal frezeleme, PSMF: Post-sinterize sert metal frezeleme, TF: Titanyum frezeleme

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada, döküm, LS, PYMF, PSMF ve TF olmak üzere 5 farklı yöntemle ve iki farklı kalınlıkta (0.5 mm ve 1.5 mm) altyapılar üretildi. Daha sonra bu altyapılar üzerine porselen uygulandı ve tekrarlanan fırınlama işlemlerinin kenar ve iç uyum üzerine etkisi araştırıldı. Bu çalışmanın sonuçlarına göre, PYMF, PSMF ve TF gruplarında tekrarlanan fırınlama işlemleri sonrasında KA değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu. İA değerlerinde ise, LS grubu hariç diğer gruplarda tekrarlanan fırınlama işlemleri sonrasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu. Bu nedenlerden dolayı H0A hipotezi reddedildi. KA ve İA değerleri üzerine fırınlama, yöntem ve kalınlık farkı etkileşimi istatistiksel olarak anlamlı olmadığından (p değerleri sırasıyla 0.569 ve 0.082) H0B hipotezi kabul edildi.

Restorasyon ile abutment arasında mükemmel bir kenar ve iç uyum olması, implant destekli sabit protezlerin uzun dönem klinik başarısı için kritik öneme sahiptir (2). Restorasyon ile abutment arasındaki KA değerinin fazla olması, bu bölgede daha fazla plak birikmesine, periodontal hastalıklara ve kemik kaybına neden olarak restorasyonun ömrünü kısaltır (165). İç uyum klinik olarak önemli bir konudur ve restorasyonun simantasyonunu etkileyebilir. İç aralık, restorasyon ve abutment arasında yeterli ve homojen bir siman kalınlığı sağlamalıdır. Aksi takdirde restorasyonun tutuculuğu ve direnci olumsuz etkilenir (166). Ayrıca iç uyum implant üstü restorasyonların pasif uyumu için önemli bir faktördür. Eğer implant üstü restorasyon ile abutment arasında pasif uyum sağlanamazsa, abutment vidasının kırılması, protetik altyapının kırılması, implant kırıkları ve implant ile kemik ara yüzeyinde osseointegrasyonun gecikmesi gibi komplikasyonlar olabilir (167-169). Bu nedenlerden dolayı mevcut çalışmada implant üstü metal seramik restorasyonların kenar ve iç uyumunu etkileyen faktörler araştırıldı.

Ni-Cr'un alerjik reaksiyonlara neden olması (23, 25) ve altın alaşımlarının da pahalı olması nedeniyle artık kullanılmamasından dolayı (80) mevcut çalışmada metal altyapıların üretiminde Co-Cr ve Ti alaşımları tercih edildi.

Co-Cr metal alaşımları döküm (12, 13, 154), LS (9, 12-14, 154), PYMF (9, 13, 14, 154) ve PSMF (9, 13) yöntemleri ile üretilir. Geleneksel döküm yöntemi; mum örneklerin elde edilmesi, revetmana alınması ve döküm işlemleri gibi zaman alıcı ve teknik hassasiyet gerektiren işlemler içerir (12). Son zamanlarda bu dezavantajların

üstesinden gelmek için restorasyonların üretiminde CAD/CAM sistemlerinin kullanımı popüler hale gelmiştir (12, 154). Metal seramik restorasyonların farklı yöntemlerle üretilmesi, restorasyonun kenar ve iç uyumunu etkileyebilir. Bu nedenle mevcut çalışmada farklı yöntemler kullanılarak üretilen metal seramik restorasyonların kenar ve iç uyumları karşılaştırıldı.

Souza ve ark. (170); Ti-6Al-4V'nin Cp Ti'ye göre porselen ile bağlantı sırasında daha az kimyasal etkileşime girdiğini ve daha iyi mekanik özelliklere sahip olduğunu belirtmişlerdir. Yine aynı çalışmada; porselen ile Cp Ti arasındaki elastik modül uyumsuzluğunun, Ti-6Al-4V ile porselen arasındaki elastik modül uyumsuzluğundan daha fazla olduğu belirtilmiştir. Ayrıca titanyum alaşımı yüksek erime sıcaklığına sahiptir (1672) ve sıcaklığın artmasıyla birlikte yüksek kimyasal reaktivite gösterdiğinden dökümü zordur (171, 172). Bu nedenlerden dolayı mevcut çalışmada kullanılan titanyum altyapılar, CAD/CAM frezeleme yöntemi ile Ti-6Al-4V (Grade 5 titanyum blok) alaşımından üretildi.

Metal seramik restorasyonların uzun dönem başarısını arttırmak için iki önemli faktöre dikkat etmek gerekir. Bunlar, gerekli estetik şartları sağlamak kaydıyla porselen kalınlığının minimum tutulması ve gerilme ve makaslama kuvvetlerinin etkisini en aza indirmek için porselenin altyapı ile desteklenmesidir (173). Bazı klinik durumlarda prepare edilen dişin veya abutmentin oklüzo-gingival uzunluğu yeterli olmayabilir ve bu gibi durumlarda metal seramik restorasyonun kalınlığını arttırmak gerekebilir. Restorasyonun üretiminde daha kalın bir altyapı kullanılması ile porselene yeterli destek sağlanabilir ve oluşabilecek mekanik başarısızlıklar önlenebilir (174). Ayrıca tam dişsiz hastalarda uygulanan implant üstü protezlerde özellikle kantilever bölgelerinde protez aşırı streslere maruz kalır ve bu durum biyolojik ve mekanik başarısızlıklara neden olabilir (175-177). Bu durumlarda protetik başarı altyapının kalınlığına, sertliğine, konumuna ve kantilever uzunluğuna bağlıdır (175, 176, 178). Bu nedenlerden dolayı mevcut çalışmada iki farklı kalınlıkta metal altyapı üretildi ve bu altyapılar üzerine porselen uygulandı. Bu sayede tekrarlanan fırınlama işlemleri sonucunda, altyapı kalınlık farkının kenar ve iç uyum üzerine etkisi araştırıldı.

ADA (American Dental Association) Sınıflaması No:8 e göre tip 1 simanlar için siman kalınlığı 25 μm 'yi, Tip 2 simanlar için ise 40 μm 'yi geçmemelidir (179). Levine (144), 1989 yılında farklı rezin simanlar kullanarak yaptığı çalışmasında siman kalınlığının teorik olarak 40 μm 'den az olması gerektiğini belirtmiştir. Ebert ve ark. (180) 2007 yılında zirkonya altyapıların titanyum abutmenta simantasyonunu etkileyen

faktörleri araştırdıkları çalışmalarında, siman aralığının 30 µm'den 60 µm'ye çıkmasının rezin simanların dayanıklılığını olumsuz etkilediğini belirtmişlerdir. Soriani ve ark. (181) ise 2007 yılında yayınladıkları çalışmalarında, konvansiyonel döküm yöntemi ile üretilen altyapılarda en az KA değerinin iki kat die spacer (yaklaşık 30µm) uyguladıkları örneklerde olduğunu belirtmişlerdir. Bu bilgiler doğrultusunda, mevcut çalışmada kullanılan implant üstü metal seramik restorasyonların tasarımı CAD programında yapılırken siman aralığı 30 µm olarak seçildi.

Metal seramik restorasyonlarının kenar ve iç uyumu in-vivo veya in-vitro çalışmalar ile değerlendirilebilmektedir. Diş preparasyonunda oluşabilecek farklılıklar, alınan ölçünün kalitesi, anatomik varyasyonlar ve çeşitli çevresel faktörler nedeniyle in-vivo çalışmaların standardize edilmesi mümkün değildir (67). Bu nedenlerden dolayı mevcut çalışma in-vitro olarak planlandı ve metal seramik restorasyonların üretiminde standardizasyonun sağlanması için implant abutment replika kullanıldı.

Metal seramik restorasyonların kenar ve iç uyumunu değerlendirmek için literatürde birçok farklı yöntem kullanılmıştır. Bu yöntemlere; direkt mikroskopik görüntüleme yöntemi (182), light bodynin ağırlığını ölçme yöntemi (149), silikon replikanın kalınlığını ölçme yöntemi (9, 22, 67, 155, 183), siman kalınlığını ölçme yöntemi (148), 3 boyutlu yüzey tarama yöntemi (154) ve mikro-BT (150-153) örnek gösterilebilir. Siman kalınlığını ölçme yönteminde, kullanılan altyapı ve abutment zarar görür ve aynı örnek üzerinden tekrarlanan ölçümler yapılamaz. Direkt mikroskopik görüntüleme yönteminde restorasyonun sadece kenar uyumu değerlendirilebilir, iç uyum değerlendirilemez. Light bodynin ağırlığını ölçme yönteminde restorasyonun sadece iç uyumu değerlendirilebilir. 3 boyutlu yüzey tarama ve Mikro-BT yöntemleri pahalıdır ve ileri teknolojiler gerektirirler. Silikon replikanın kalınlığını ölçme yöntemi ise restorasyonun hem kenar hem de iç uyumunun değerlendirilebilmesine olanak tanıyan, non-invasiv bir yöntemdir. Bu yöntemde örnekler zarar görmediği için aynı örnek üzerinden tekrarlayan ölçümler yapılabilir. Bu nedenlerden dolayı mevcut çalışmada metal seramik restorasyonların kenar ve iç uyumunu değerlendirirken, silikon replikanın kalınlığını ölçme yöntemi kullanıldı.

Silikon replika elde etmek amacıyla iç yüzeyi light body ile doldurulan metal seramik restorasyonların sabit bir kuvvet altında abutment üzerine yerleştirilmesinin, çalışmanın standardizasyonu açısından önemli olduğunu belirten çalışmalar vardır.(9, 161, 183) Weaver ve arkadaşları (184) ise restorasyonu yerine yerleştirirken uygulanan basıncın kenar uyumu etkilemediğini belirtmişlerdir. Mevcut çalışmada, silikon

replikaların elde edilmesi sırasında restorasyonlar abutment üzerine parmak basıncı uygulanarak yerleştirildi. Bu yöntem klinik olarak sabit protezlerin simantasyonunu taklit etmesine ve literatürde kullanılmasına rağmen (2, 13, 67, 149), parmak basıncı değişkendir ve bu çalışmanın limitasyonudur.

Kenar ve iç uyumun değerlendirilmesinde ışık mikroskobu (2, 185, 186), SEM (187, 188) ve stereomikroskop (9, 12, 13, 67, 155, 183) kullanılabilir. Groten ve ark. (189), tam seramik kronların kenar uyumlarını değerlendirdikleri çalışmalarında SEM ve ışık mikroskobu ile elde edilen veriler arasında anlamlı fark olmadığını bulmuşlardır. Alınan kesitlerde ek işlem gerektirmemesi, kullanım kolaylığı, mikroskoba bağlı kamera sistemi ve ölçümlerin yapılacağı yazılım programına sahip olması nedeniyle çalışmamızda stereomikroskop tercih edildi. Stereomikroskop ve mikroskoba bağlı bir dijital kamera yardımıyla kesitlerin x80 büyütmede fotoğrafı çekildi. Daha sonra profesyonel bir yazılım programında kenar ve iç aralık değerleri ölçüldü.

Restorasyonların kenar ve iç uyumlarını karşılaştıran çalışmalar incelendiğinde, örneklerden elde edilen kesitler üzerinde yapılan ölçüm noktaları ve sayısı arasında belli bir standardizasyon yoktur. Groten ve ark.(190) kenar uyumun değerlendirilebilmesi için gerekli olan minimum ölçüm sayısını araştırdıkları in-vitro çalışmalarında, kullanılan örnek sayısına bağlı olmakla beraber restorasyonun kenar bölgesinden en az 20-25 adet ölçüm yapılması gerektiğini belirtmişlerdir. Ayrıca Groten ve ark. (190) daha az noktadan ölçüm yapıldığında, çalışmada kullanılan örnek sayısının artırılması ile bu durumun telafi edilmesi gerektiğini belirtmişlerdir. Ancak literatüre bakıldığında, restorasyonun kenar uyumunu silikon replika yöntemi ile değerlendiren hiçbir çalışmada bu kadar çok sayıda ölçüm yapılmamıştır. Mevcut çalışmada elde edilen silikon replikalar üzerinde hangi noktalardan ölçüm yapılacağına ve ölçüm sayısına son yıllarda yapılan çalışmalar taranarak karar verildi. Kocağaoğlu ve ark. (13) 2016 yılında farklı yöntemler kullanılarak üretilen altyapıların kenar ve iç uyumunu karşılaştırdıkları çalışmalarında; her bir örnek için 8 marjin, 8 aksiyel ve 4 oklüzal noktadan olmak üzere toplamda 20 adet ölçüm yapmışlardır. Kocağaoğlu ve ark. (155) 2017 yılında farklı yöntemler kullanılarak üretilen altyapıların kenar ve iç uyumu üzerine tekrarlayan fırınlamanın etkisini araştırdıkları çalışmalarında, her bir örnek için 8 kenar, 16 iç noktadan olmak üzere toplamda 24 adet ölçüm yapmışlardır. Önöral ve ark. (9) 2018 yılında farklı yöntemler kullanılarak üretilen altyapıların kenar ve iç uyumu üzerine tekrarlayan fırınlamanın etkisini araştırdıkları çalışmalarında; her bir

örnek için 4 kenar, 18 iç noktadan olmak üzere toplamda 22 adet ölçüm yapmışlardır. Mevcut çalışmada ise her bir örnek için; 4 marjin, 4 intermarjin, 8 aksiyel, 4 aksiy-oklüzal, 4 oklüzal noktadan olmak üzere toplamda 24 adet ölçüm yapıldı.

Metal seramik restorasyonlarda altyapı materyali olarak Cp Ti kullanıldığında, porselen bağlantısı ile ilgili problemlerle karşılaşilmektedir (84, 86). Titanyum-porselen bağlantısının zayıf olmasının ana sebebi ara yüzeyde oluşan kalın oksit tabakasıdır (88). Nispeten kalın ve adezyonu engelleyen oksit tabakaları, 800 derecenin üzerindeki fırınlama sıcaklıklarında oluşur ve metal seramik bağlantı kuvvetini olumsuz etkiler (89, 90). Bu nedenle mevcut çalışmada titanyum altyapılar üzerine düşük ısıda fırınlanabilen porselen uygulanmıştır.

Fransson ve ark. (191) restorasyonların KA değerinin teorik olarak 25 ile 50 μm arasında olması gerektiğini ancak bunu klinik olarak sağlamanın zor olduğunu belirtmişlerdir. McLean ve von Fraunhofer (145) ise, restorasyonların uzun dönem başarısı için klinik olarak kabul edilebilir KA değerinin en fazla 120 μm olması gerektiğini belirtmişlerdir. Mevcut çalışmada, tüm gruplarda restorasyonların KA değerleri klinik kabul edilebilir maksimum aralık olan 120 μm 'nin altındadır.

Kim ve ark. (154) döküm, LS ve PYMF yöntemleri ile üretilen restorasyonların uyumunu 3 boyutlu görüntüleme yöntemi ile incelemişlerdir. Bu çalışmanın sonucunda ortalama aralık değerleri; PYMF grubunda 32.6 μm , LS grubunda 47.3 μm , döküm grubunda 64.1 μm olarak bulunmuştur ve gruplar arasında anlamlı fark olduğunu belirtmişlerdir. Bu çalışma ile kıyaslama yapabilmek adına TF ve PSMF grupları dışarıda bırakıldığında, iç bölgede elde edilen sonuçlar mevcut çalışma ile benzerlik göstermektedir. Mevcut çalışmada 0.5 mm kalınlığındaki altyapılarda fırınlama öncesinde iç bölgelerde en fazla aralık sırasıyla döküm, LS ve PYMF grubunda olduğu bulundu. Kim ve ark.'nın (154) yaptığı çalışmada İA değerlerinin daha küçük olması, mevcut çalışma ile aralarındaki yöntemsel farklılıklardan kaynaklandığı düşünülmektedir. Çalışmalarında iç uyumu değerlendirirken 3 boyutlu görüntüleme yöntemini kullanmışlardır ve elde edilen görüntüden 40000 farklı noktadan ölçüm yaparak ortalamasını almışlardır. Ayrıca altyapıların kalınlığını 0.5 mm, siman aralığını ise 30 μm 'ye ayarlamışlardır ve siman aralığını restorasyon kenarından 0.5 mm uzakta olacak şekilde başlatmışlardır. Mevcut çalışmada ise altyapı kalınlığı 0.5 mm ve siman aralığı 30 μm olarak belirlenmiştir, fakat siman aralığı restorasyon kenarından 0.8 mm uzakta olacak şekilde başlatılmıştır. Bu durum altyapıların daha sıkı oturmasına neden olarak, iç uyumu etkileyebilir.

Tamac ve ark. (67) 42 hastanın toplam 60 adet üst ve alt çene 1. büyük azı dişlerini prepare ettikleri çalışmalarında; döküm, LS ve PSMF yöntemleri ile ürettikleri metal seramik restorasyonların kenar ve iç uyumlarını silikon replika yöntemini kullanarak stereomikroskopta incelemişlerdir. Bu çalışmanın sonucunda KA değerleri; PSMF grubunda 86.64 μ m, LS grubunda 96.23 μ m, döküm grubunda 75.92 μ m olarak bulunmuştur ve gruplar arasında anlamlı fark olmadığı belirtilmiştir. Bu sonuçlar mevcut çalışma ile çelişmektedir. Bu durumun Tamac ve ark.'nın (67) yaptığı çalışmanın in-vivo olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. İn-vivo çalışmalar klinik sonuçları yansıtma açısından önemli olsalar da, restorasyonların farklı geometrisi, çevresel faktörler ve bireylerin çiğneme faktörleri gibi farklılıklardan dolayı bu çalışmaları standardize etmek zordur ve bu durum yapılan ölçümleri etkileyebilir (192).

Kocaagaoglu ve ark. (155) döküm, LS ve PYMF olmak üzere 3 farklı yöntemle ürettikleri 0.5 mm kalınlığındaki altyapıların kenar ve iç uyumları üzerine tekrarlanan fırınlamanın etkisini silikon replika yöntemini kullanarak stereomikroskopta incelemişlerdir. Bu çalışmada döküm grubunun diğer gruplara göre daha yüksek KA değeri gösterdiğini belirtmişlerdir. Ayrıca tekrarlayan fırınlama işlemlerinin kenar ve iç uyum değerleri üzerine etkisi olmadığını belirtmişlerdir. Mevcut çalışmada benzer şekilde en yüksek KA değeri döküm grubunda gözlemlenmiştir. Ayrıca döküm ve LS grubunda tekrarlanan fırınlama işlemleri öncesinde ve sonrasında elde edilen KA değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı.

Kocaagaoglu ve ark.'nın (155) yaptığı çalışmadan farklı olarak PYMF grubunda tekrarlanan fırınlama işlemleri sonrasında KA ve İA değerlerinde anlamlı derecede artış, döküm grubunda ise İA değerlerinde anlamlı derecede artış görüldü. Bu farklılığın ölçüm zamanlarındaki farklardan kaynaklandığı düşünülmektedir. Çalışmalarında altyapıların uyumunu ilk klinik düzeltme, ikinci klinik düzeltme ve glaze aşamalarından sonra ölçmüşlerdir. Bu elde edilen verileri porselen uygulamasından önceki uyum ile karşılaştırmamışlardır. Mevcut çalışmada ise PYMF ve döküm grubunda, porselen uygulaması öncesi ile 4. ve 7. Fırınlamalar sonrası arasında ortalama değerler arasında fark çıkmıştır, fakat 4. ve 7. fırınlama işlemleri arasında ise istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur. Bu durum Kocaagaoglu ve ark.'nın (155) yaptıkları çalışma ile benzerlik göstermektedir.

Zeng ve ark. (22) SLM ve döküm yöntemi ile ürettikleri metal altyapıların kenar uyumları üzerine tekrarlanan fırınlamanın etkisini silikon replika yöntemini kullanarak

stereomikroskopta incelemişlerdir. Döküm grubunda KA değerlerini, SLM grubuna göre anlamlı derecede yüksek bulmuşlardır ve her iki grupta da fırınlama işlemleri sonrasında metal altyapıdaki KA değerlerinin arttığını ancak bu etkinin anlamlı olmadığını belirtmişlerdir. Zeng ve ark.'nın (22) çalışması mevcut çalışmamızla benzerlik göstermektedir. Kıyaslama yapabilmek için TF, PSMF, PYMF gruplarını çıkardığımızda tüm fırınlama aşamalarında 0.5 mm ve 1.5 mm kalınlığındaki örneklerde en yüksek KA değeri döküm grubunda bulundu. Ayrıca döküm yöntemi ve lazer sinterleme yöntemi ile üretilen altyapıların fırınlama işlemlerinden sonra KA değerlerinin arttığı görüldü, fakat bu artış istatistiksel olarak anlamlı değildir. Bu çalışmada mevcut çalışmamızdan daha düşük KA değerlerinin bulunması eklemeli üretim yöntemi olarak SLS yerine SLM yöntemi kullanmaları ve metal altyapılara porselen uygulamadan sadece fırınlama ısıları uygulamış olmaları ile açıklanabilir. Literatürde, porselen uygulamasının metal altyapılarda distorsiyona neden olduğu ve altyapıların kenar ve iç uyumunu etkilediği bildirilmiştir (10, 161-164). Buchanan ve ark. (10) restorasyonun kenar bölgesindeki distorsiyonun metal altyapı ile porselen arasındaki termal ekspansiyon katsayısı farkından kaynaklanabileceğini belirtmişlerdir.

Kocaagaoglu ve ark. (13), döküm, LS, PYMF ve PSMF olmak üzere 4 farklı yöntemle ve 0.5 mm kalınlığında ürettikleri Co-Cr altyapıların kenar ve iç uyumlarını porselen uygulaması öncesi ve sonrasında silikon replika yöntemini kullanarak stereomikroskopta incelemişlerdir. Bu çalışmanın sonucunda porselen fırınlaması öncesi en yüksek KA değerinin döküm yönteminde olduğunu ve diğer yöntemlerin kenar uyum değerleri arasında anlamlı fark olmadığını belirtmişlerdir. Ayrıca çalışmalarında porselen uygulaması sonrasında tüm grupların KA değerinin arttığını, en yüksek artışın lazer sinterleme yönteminde olduğunu belirtmişlerdir. Bu sonuçlar mevcut çalışmamız ile kısmen benzerlik göstermektedir. Ayrıca mevcut çalışmada kıyaslama yapabilmek için TF grubunu dışarda bıraktığımızda, 0.5 mm kalınlığındaki altyapılar arasında iç bölgede fırınlama öncesinde en uyumlu PYMF grubu bulunmuştur. Mevcut çalışmada iç bölgede en uyumlu PYMF grubunun bulunması, bu yöntemde frezelemenin daha kolay olması ve kullanılan frezlerin aşırı ısınmaya ve strese maruz kalmamasından dolayı frezlerde hızlı bir aşınma olmamasına bağlanabilir (9, 154, 193).

Önoral ve ark. (9) döküm, LS, PYMF ve PSMF olmak üzere 4 farklı yöntemle üretilen 0.5 mm kalınlığındaki metal altyapıların kenar ve iç uyumu üzerine tekrarlanan porselen fırınlama işlemlerinin etkisini silikon replika yöntemini kullanarak

stereomikroskopta incelemişlerdir. Bu çalışmanın sonucunda marjin, aksiyel ve aksiyoklüzal bölgelerde en fazla açıklığın döküm grubunda, oklüzal bölgede ise PSMF grubunda olduğunu bulmuşlardır. Ayrıca tüm ölçüm noktalarında 2. Porselen fırınlama sonrası marjinal ve aksiyel bölge haricinde en az açıklığın PYMF grubunda olduğunu bulmuşlardır ve tekrarlanan fırınlama işlemlerinin döküm grubu haricinde restorasyonların uyumunu istatistiksel olarak etkilediğini belirtmişlerdir. Bu sonuçlar mevcut çalışmamız ile kısmen benzerlik göstermektedir. Kıyaslama yapabilmek adına TF grubunu dışarıda bıraktığımızda, PYMF ve LS grubunda fırınlama öncesinde ve 4. ve 7. fırınlamadan sonra aralarında fark olmadığı, fakat PYMF ve LS grubunda kenar bölgede diğer gruplara göre daha az aralık olduğu bulundu ve bu istatistiksel olarak anlamlıdır. Ayrıca mevcut çalışmada tekrarlanan fırınlama işlemleri sonrasında döküm grubunun KA değerlerindeki değişimin istatistiksel olarak anlamlı olmadığı bulundu ve bu durum Önöral ve ark.'nın (9) yaptığı çalışma ile desteklenmektedir. İç bölgede ise 0.5 m kalınlığa sahip altyapılarda porselen fırınlama öncesinde en az aralık Önöral ve ark. (9) yaptığı çalışmaya benzer şekilde PYMF grubunda bulundu.

Park ve ark. (193) döküm, PYMF ve PSMF yöntemleri ile 0.5 mm kalınlığında üretilen altyapıların kenar ve iç uyumlarını silikon replika yöntemini kullanarak dijital mikroskopta incelemişlerdir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre PYMF ile döküm grubu arasında fark olmadığı ve PSMF'den ise anlamlı derecede düşük KA ve İA değerlerine sahip oldukları belirtilmiştir. Bu sonuçlar mevcut çalışmamızla kısmen benzemektedir. Mevcut çalışmada LS ve TF gruplarını kıyaslama yapabilmek adına dışarda bıraktığımızda, 0.5 mm kalınlığa sahip altyapılar arasında PYMF grubunun en az KA ve İA değerine sahip olduğu bulundu. Fakat PSMF ve döküm grubu arasında kenar ve iç bölgede fark olmadığı bulundu. Bu durum çalışmalarında kanin diş kullanmaları ve 7 adet mesiodistal, 7 adet bukkolingual olmak üzere diş başına toplam 14 noktadan ölçüm yapmaları ile açıklanabilir. Mevcut çalışmada restorasyonların üretiminde implant üstü abutment kullanılmış ve her bir restorasyondan 12 adet mesiodistal, 12 adet bukkolingual olmak üzere toplam 24 noktadan ölçüm yapılmıştır. Literatürde yapılan ölçüm sayısının sonuçları etkileyebileceği belirtilmiştir (189, 192).

Fonseca ve ark. (162) saf titanyum ve Ti-6AL-4V alaşımı kullanılarak üretilen metal seramik restorasyonlarda tekrarlanan fırınlama işlemlerinin KA değerini önemli derecede arttırdığını ve maksimum KA değerinin 100 μ m civarında olduğunu belirtmişlerdir. Bu sonuçlar mevcut çalışmamızla benzerlik göstermektedir. Mevcut çalışmada titanyum alaşımının tüm fırınlama aşamalarından sonra KA değerinin 100

μm nin altında olduğu ve tekrarlanan fırınlama işlemlerinin başlangıçtaki KA değerini arttırdığı bulundu. TF grubunda fırınlama öncesi ortalama KA değeri, diğer fırınlama aşamalarındaki ortalama KA değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük elde edildi.

Wazzan ve ark. (194) ise döküm yöntemi ile saf titanyum ve Ti-6Al-4V alaşımından üretilen altyapıların kenar ve iç uyumlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında, Ti-6Al-4V alaşımından üretilen altyapıların daha uyumlu olduklarını bulmuşlardır ve her iki alaşımdan da üretilen altyapıların KA değerlerinin $100\ \mu\text{m}$ 'nin altında olduğunu belirtmişlerdir. Ayrıca en yüksek aralık değerlerinin altyapıların oklüzal bölgelerinde olduğunu belirtmişlerdir. Bu sonuçlar mevcut çalışmamızla benzerlik göstermektedir. Çalışmamızda CAD/CAM frezeleme yöntemi ile Ti-6Al-4V alaşımından üretilen TF grubunun KA değerleri $100\ \mu\text{m}$ 'nin altındadır. Ayrıca TF grubunda elde edilen KA değerleri, İA değerlerinden daha düşüktür.

Shokry ve ark. (195) titanyum altyapılı metal seramik restorasyonlarda, metal altyapı seçiminin ve porselen fırınlama işlemlerinin kenar uyumu üzerine etkisini inceledikleri çalışmalarında, en fazla KA değerinin döküm yöntemiyle elde edilen Ni-Cr altyapılarda olduğunu sonra sırasıyla; döküm yöntemiyle saf titanyum alaşımından elde edilen altyapılar, döküm yöntemiyle Ti-6Al-7Nb alaşımından elde edilen altyapılar ve frezeleme yöntemi ile saf titanyum alaşımından üretilen titanyum altyapılarda olduğunu ve fırınlama işlemlerinden sonra altyapıların KA değerlerinin arttığını belirtmişlerdir. Ayrıca frezeleme yöntemi ile saf titanyum alaşımından üretilen ve döküm yöntemiyle Ti-6Al-7Nb alaşımından üretilen altyapıların KA değerinde opak porseleni fırınlama işleminden sonra istatistiksel olarak anlamlı derecede bir artış olduğunu belirtmişlerdir. Bu sonuçlar bizim çalışmamızla benzerlik göstermektedir. Mevcut çalışmamızda, frezeleme yöntemi ile titanyum alaşımından üretilen 0.5 mm ve 1.5 mm kalınlığındaki altyapıların, döküm yöntemi ile elde edilen Co-Cr alaşımından kenar bölgede daha uyumlu olduğu ve titanyum altyapıların fırınlama işlemleri sonrasında KA değerinin arttığı bulundu.

Restorasyonların kenar ve iç uyumunu etkileyen çalışmalarda farklı sonuçlar bulunması; kullanılan yöntemdeki farklılıklar (in-vivo veya in-vitro), farklı materyallerin kullanılması, mum paterndeki bozulmalar, CAD/CAM sistemlerinin hassasiyeti ve kullanılan yazılım programları arasındaki farklılıklar, belirlenen siman boşluğu, uyumu değerlendirmede kullanılan yöntemler, örnek sayısı, ölçüm noktaları

sayısındaki farklılıklar, altyapılar üzerine porselen uygulaması ve ölçüm aşamasındaki farklılıklardan kaynaklanabilir (9, 10, 155, 181, 190, 192, 193, 196, 197).

Mevcut çalışmanın limitasyonlarından biri; KA ve İA değerlerinin ölçülmesinde 3 boyutlu görüntüleme yönteminin kullanılmamasıdır. Çünkü ileri teknoloji gerektiren pahalı bir yöntemdir. Ayrıca çalışmamızda implant üstü metal seramik restorasyonların üretiminde tek bir siman aralığı tercih edilmiştir. Mevcut çalışmanın diğer bir limitasyonu ise silikon replikaların elde edilmesi sırasında restorasyonların abutment üzerine parmak basıncı uygulanarak yerleştirilmesidir. Bu teknik literatürde kullanılmasına rağmen farklı kalınlıkta silikon replikaların elde edilmesine neden olarak ölçümleri etkileyebilir.



6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu in vitro çalışmanın deneysel koşulları dahilinde elde edilen sonuçlar şunlardır:

- ✓ Fırınlama öncesinde 0.5 mm kalınlığındaki altyapılarda en düşük İA değerleri PYMF ve TF grubunda gözlemlendi. 1.5 mm kalınlığındaki altyapılarda ise en düşük İA değerleri LS, PYMF ve TF grubunda gözlemlendi.
- ✓ Altyapıların üzerine fırınlama işlemleri uygulandıktan sonra, her iki kalınlıkta da, döküm ve PSMF yöntemleri ile üretilen metal seramik restorasyonların diğer gruplara göre daha yüksek KA ve İA değerlerine sahip olduğu gözlemlendi.
- ✓ Tekrarlanan fırınlama işlemleri sonrasında, KA değerlerinde en az artış döküm ve LS grubunda gözlemlendi.
- ✓ Tekrarlanan fırınlama işlemleri sonrasında, İA değerleri arasında en az değişim LS grubunda gözlemlendi.
- ✓ 1.5 mm kalınlığındaki altyapılarda, 0.5 mm kalınlığındaki altyapılara göre tüm gruplarda daha yüksek İA değeri gözlemlendi.
- ✓ Tüm üretilen metal-seramik restorasyonların KA değerleri, klinik kabul edilebilir maksimum aralık olan 120 μ m'nin altındadır.

Literatürde implant üstü metal seramik restorasyonların uyumları ile ilgili çalışmalar halen yetersizdir. Mevcut çalışmada tek üyeli implant üstü metal seramik restorasyonların uyumu silikon replika yöntemi ile stereomikroskopta incelendi. Gelecekteki çalışmalarda daha çok üye sayısına sahip implant üstü metal seramik restorasyonların uyumu değerlendirilebilir ve altyapıların uyumlarının değerlendirilmesinde 3 boyutlu görüntüleme yöntemi tercih edilebilir. Çünkü 3 boyutlu görüntüleme yöntemi ile örneklerle zarar verilmeden oldukça hassas ölçümler yapılabilir. Ayrıca farklı siman aralıkları ve in-vivo çalışmalar ile farklı sonuçlar elde edilebileceği düşünülmektedir.

KAYNAKLAR

1. Hoshino K, Miura H, Morikawa O, Kato H, Okada D, Shinki T. Influence of occlusal height for an implant prosthesis on the periodontal tissues of the antagonist. *J Med Dent Sci*. 2004;51:187-96.
2. Akçin ET, Güncü MB, Aktaş G, Aslan Y. Effect of manufacturing techniques on the marginal and internal fit of cobalt-chromium implant-supported multiunit frameworks. *J Prosthet Dent*. 2018;120:715-20.
3. Cosyn J, Van Aelst L, Collaert B, Persson GR, De Bruyn H. The peri-implant sulcus compared with internal implant and suprastructure components: a microbiological analysis. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2011;13:286-95.
4. Glossary of prosthodontic terms. *J Prosthet Dent*. 1977;38:66-109.
5. Reitemeier B, Hänsel K, Kastner C, Weber A, Walter MH. A prospective 10-year study of metal ceramic single crowns and fixed dental prosthesis retainers in private practice settings. *J Prosthet Dent*. 2013;109:149-55.
6. Piwowarczyk A, Schick K, Lauer H-C. Metal–ceramic crowns cemented with two luting agents: short-term results of a prospective clinical study. *Clin Oral Investig*. 2012;16:917-22.
7. Walton TR. The up to 25-year survival and clinical performance of 2,340 high gold-based metal-ceramic single crowns. *Int J Prosthodont*. 2013;26:151-60.
8. Lang BR, Gemalmaz D, Alkumru HN. Marginal fit changes during porcelain firing cycles. *J Prosthet Dent*. 1995;73:49-54.
9. Önöral Ö, Ulusoy M, Seker E, Etikan İ. Influence of repeated firings on marginal, axial, axio-occlusal, and occlusal fit of metal-ceramic restorations fabricated with different techniques. *J Prosthet Dent*. 2018.
10. Buchanan WT, Svare CW, Turner KA. The effect of repeated firings and strength on marginal distortion in two ceramometal systems. *J Prosthet Dent*. 1981;45:502-6.
11. Pettenò D, Schierano G, Bassi F, Bresciano ME, Carossa S. Comparison of marginal fit of 3 different metal-ceramic systems: an in vitro study. *Int J Prosthodont*. 2000;13:405-8.
12. Sundar MK, Chikmagalur SB, Pasha F. Marginal fit and microleakage of cast and metal laser sintered copings—An in vitro study. *J Prosthodont Res*. 2014;58:252-8.
13. Kocaağaoğlu H, Kılınç Hİ, Albayrak H, Kara M. In vitro evaluation of marginal, axial, and occlusal discrepancies in metal ceramic restorations produced with new technologies. *J Prosthet Dent*. 2016;116:368-74.
14. Kim D-Y, Kim J-H, Kim H-Y, Kim W-C. Comparison and evaluation of marginal and internal gaps in cobalt–chromium alloy copings fabricated using subtractive and additive manufacturing. *J Prosthodont Res*. 2018;62:56-64.
15. Kim S-B, Kim N-H, Kim J-H, Moon H-S. Evaluation of the fit of metal copings fabricated using stereolithography. *J Prosthet Dent*. 2018;120:693-8.
16. Witkowski S, Komine F, Gerds T. Marginal accuracy of titanium copings fabricated by casting and CAD/CAM techniques. *J Prosthet Dent*. 2006;96:47-52.

17. Azeez GM, Çekiç Nagaş I. Protetik diş hekimliğinde kullanılan metal üretim tekniklerinde güncel gelişmeler. *EÜ Dişhek Fak Derg.* 2017,38:128-39.
18. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc.* 2006,137:1289-96.
19. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J.* 2009,28:44-56.
20. Xin X-z, Chen J, Xiang N, Wei B. Surface properties and corrosion behavior of Co–Cr alloy fabricated with selective laser melting technique. *Cell Biochem Biophys.* 2013,67:983-90.
21. Xiang N, Xin X-Z, Chen J, Wei B. Metal–ceramic bond strength of Co–Cr alloy fabricated by selective laser melting. *J Dent.* 2012,40:453-7.
22. Zeng L, Zhang Y, Liu Z, Wei B. Effects of repeated firing on the marginal accuracy of Co-Cr copings fabricated by selective laser melting. *J Prosthet Dent.* 2015,113:135-9.
23. McGinley E, Moran G, Fleming G. Base-metal dental casting alloy biocompatibility assessment using a human-derived three-dimensional oral mucosal model. *Acta Biomater.* 2012,8:432-8.
24. Levi L, Barak S, Katz J. Allergic reactions associated with metal alloys in porcelain-fused-to-metal fixed prosthodontic devices-A systematic review. *Quintessence Int.* 2012,43:871-7.
25. Hildebrand HF, Veron C, Martin P. Nickel, chromium, cobalt dental alloys and allergic reactions: an overview. *Biomaterials.* 1989,10:545-8.
26. Bergman B, Bessing C, Ericson G, Lundquist P, Nilson H, Andersson M. A 2-year follow-up study of titanium crowns. *Acta Odontol Scand.* 1990,48:113-7.
27. Wang RR, Fenton A. Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature. *Quintessence Int.* 1996,27:401-8.
28. Kobayashi E, Wang T, Doi H, Yoneyama T, Hamanaka H. Mechanical properties and corrosion resistance of Ti–6Al–7Nb alloy dental castings. *J Mater Sci Mater Med.* 1998,9:567-74.
29. The Glossary of Prosthodontic Terms: Ninth Edition. *J Prosthet Dent.* 2017,117:e1-e105.
30. Misch CE. *Contemporary Implant Dentistry.* 3 ed. St. Louis, Mosby Elsevier, 2008: 3.
31. Shibata Y, Tanimoto Y, Maruyama N, Nagakura M. A review of improved fixation methods for dental implants. Part II: biomechanical integrity at bone-implant interface. *J Prosthodont Res.* 2015,59:84-95.
32. Haanaes HR. Implants and infections with special reference to oral bacteria. *J Clin Periodontol.* 1990,17:516-24.
33. Tunalı B. *Multi-Disipliner Bir Yaklaşımla Oral İmplantoloji.* 3 ed. İstanbul, Nobel Tıp Kitabevleri, 2004: 2.
34. Tunalı B. *Multi-Disipliner Bir Yaklaşımla Oral İmplantoloji.* 3 ed. İstanbul, Nobel Tıp Kitabevleri, 2004: 16.

35. Miller M, Darber UR, Morkus S. *Implant Dental Nursing*. Oxford, UK, Blackwell Munksgaard, 2008: 5.
36. Tunalı B. *Multi-Disipliner Bir Yaklaşımla Oral İmplantoloji*. 3 ed. İstanbul, Nobel Tıp Kitabevleri, 2004: 5.
37. Tunalı B. *Multi-Disipliner Bir Yaklaşımla Oral İmplantoloji*. 3 ed. İstanbul, Nobel Tıp Kitabevleri, 2004: 20.
38. Miller M, Darber UR, Morkus S. *Implant Dental Nursing*. Oxford, UK, Blackwell Munksgaard, 2008: 2-4.
39. Albrektsson T, Zarb GA. Current interpretations of the osseointegrated response: clinical significance. *Int J Prosthodont*. 1993;6:95-105.
40. Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent*. 1983;50:399-410.
41. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl*. 1977;16:1-132.
42. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg*. 1981;10:387-416.
43. Sim CP, Lang NP. Factors influencing resonance frequency analysis assessed by Osstell mentor during implant tissue integration: I. Instrument positioning, bone structure, implant length. *Clin Oral Implants Res*. 2010;21:598-604.
44. Neves JBd. *Esthetics in Implantology*. 1 ed, Quintessence Editora Ltda, 2010: 89.
45. Çetiner S, Zor F. Dental implantolojide başarıyı etkileyen faktörler. *GÜ Diş Hek Fak Derg*. 2007;24:51-6.
46. Guillaume B. Dental implants: A review. *Morphologie*. 2016;100:189-98.
47. Tunalı B. *Multi-Disipliner Bir Yaklaşımla Oral İmplantoloji*. 3 ed. İstanbul, Nobel Tıp Kitabevleri, 2004: 23.
48. Moy PK, Medina D, Shetty V, Aghaloo TL. Dental implant failure rates and associated risk factors. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005;20:569-77.
49. Karoussis I, Salvi G, Heitz-Mayfield L, Brägger U, Hämmerle C, Lang N. History of treated periodontitis and smoking as risks for implant therapy. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24:39-68.
50. Misch CE. *Contemporary Implant Dentistry*. 3 ed. St. Louis, Mosby Elsevier, 2008: 18.
51. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent*. 2003;90:121-32.
52. Misch K, Wang H-L. Implant surgery complications: etiology and treatment. *Implant Dent*. 2008;17:159-68.
53. Kim S-G. Clinical complications of dental implants. In: Turkyılmaz I, editor. *Implant Dentistry-A Rapidly Evolving Practice*. Rijeka: Intech; 2011. p. 467-90.
54. Hanif A, Qureshi S, Sheikh Z, Rashid H. Complications in implant dentistry. *Eur J Dent*. 2017;11:135-40.
55. Sadid-Zadeh R, Kutkut A, Kim H. Prosthetic failure in implant dentistry. *Dent Clin North Am*. 2015;59:195-214.

56. Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Implants Res.* 2000,11:156-8.
57. Berglundh T, Persson L, Klinge B. A systematic review of the incidence of biological and technical complications in implant dentistry reported in prospective longitudinal studies of at least 5 years. *J Clin Periodontol.* 2002,29:197-212.
58. Misch CE. *Contemporary Implant Dentistry.* 3 ed. St. Louis, Mosby Elsevier, 2008: 94.
59. Tunçdemir AR, Özcan E. İmplant Destekli Sabit ve Hareketli Protetik Restorasyonlar. *Mustafa Kemal Üniv Tıp Derg.* 2011,2:11-20.
60. Şen N, Ölçer US Y. İmplant Destekli Sabit Protetik Restorasyonlar için Dayanak Seçimi. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci.* 2019,25:104-12.
61. Shadid R, Sadaqa N. A comparison between screw-and cement-retained implant prostheses. A literature review. *J Oral Implantol.* 2012,38:298-307.
62. Nissan J, Narobai D, Gross O, Ghelfan O, Chaushu G. Long-term outcome of cemented versus screw-retained implant-supported partial restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011,26:1102-7.
63. Michalakakis KX, Hirayama H, Garefis PD. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003,18:719-28.
64. Hochman N, Mitelman L, Hadani P, Zalkind M. A clinical and radiographic evaluation of fixed partial dentures (FPDs) prepared by dental school students: a retrospective study. *J Oral Rehabil.* 2003,30:165-70.
65. Manappallil JJ. Classification system for conventional crown and fixed partial denture failures. *J Prosthet Dent.* 2008,99:293-8.
66. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications in fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent.* 2003,90:31-41.
67. Tamac E, Toksavul S, Toman M. Clinical marginal and internal adaptation of CAD/CAM milling, laser sintering, and cast metal ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 2014,112:909-13.
68. Naylor W. *Introduction to Metal Ceramic Technology.* Singapore, Quintessence Publishing Co, 1992: 31-41.
69. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillip' Science of Dental Materials.* 12 ed. St. Louis, Elsevier, 2013: 380-1.
70. Anusavice K. *Phillips' Science of Dental Materials.* 11 ed. St. Louis, Elsevier, 2003: 582-9.
71. O'Brien W. *Dental Materials and Their Selection.* 3 ed. Chicago, Quintessence, 2002: 204-7.
72. Mackert Jr J, Ringle R, Fairhurst C. High-temperature behavior of a Pd-Ag alloy for porcelain. *J Dent Res.* 1983,62:1229-35.
73. Carr AB, Brantley WA. New High-Palladium Casting Alloys: Part 1. Overview and Initial Studies. *Int J Prosthodont.* 1991,4:265-75.
74. Anusavice K, Shen C, Hashinger D, Twiggs S. Interactive effect of stress and temperature on creep of PFM alloys. *J Dent Res.* 1985,64:1094-9.

75. Fischer J, Baltzer N, Fleetwood P. Thermal creep analysis of noble metal alloys for the ceramic-fused-to-metal technique. *J Biomed Mater Res.* 1999,48:258-64.
76. O'Connor RP, Mackert JR, Myers ML, Parry EE. Castability, opaque masking, and porcelain bonding of 17 porcelain-fused-to-metal alloys. *J Prosthet Dent.* 1996,75:367-74.
77. Papazoglou E, Brantley WA, Carr AB, Johnston WM. Porcelain adherence to high-palladium alloys. *J Prosthet Dent.* 1993,70:386-94.
78. Papazoglou E, Brantley WA. Porcelain adherence vs force to failure for palladium–gallium alloys: a critique of metal–ceramic bond testing. *Dent Mater.* 1998,14:112-9.
79. Powers JM SR. *Craig's Restorative Dental Materials.* 12 ed. St. Louis, Mosby/Elsevier, 2006: 466.
80. Wataha JC, Messer RL. Casting alloys. *Dent Clin North Am.* 2004,48:499-512.
81. Wu Y-l, Moser J, Jameson L, Malone W. The effect of oxidation heat treatment on porcelain bond strength in selected base metal alloys. *J Prosthet Dent.* 1991,66:439-44.
82. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillip's Science of Dental Materials.* 12 ed. St. Louis, Elsevier, 2013: 376.
83. Zavanelli RA, Henriques GEP, Ferreira I, de Almeida Rollo JM. Corrosion-fatigue life of commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloys in different storage environments. *J Prosthet Dent.* 2000,84:274-9.
84. Troia Jr MG, Henriques GE, Mesquita MF, Fragoso WS. The effect of surface modifications on titanium to enable titanium–porcelain bonding. *Dent Mater.* 2008,24:28-33.
85. Hautaniemi J, Herø H, Juhanoja J. On the bonding of porcelain on titanium. *J Mater Sci Mater Med.* 1992,3:186-91.
86. TOGAYA T, SUZUKI M, TSUTSUMI S, IDA K. An application of pure titanium to the metal porcelain system. *Dent Mater J.* 1983,2:210-9.
87. Yilmaz H, Dincer C. Comparison of the bond compatibility of titanium and an NiCr alloy to dental porcelain. *J Dent.* 1999,27:215-22.
88. Könönen M, Kivilahti J. Concise review biomaterials & bioengineering: fusing of dental ceramics to titanium. *J Dent Res.* 2001,80:848-54.
89. Pang I-C, Gilbert JL, Chai J, Lautenschlager EP. Bonding characteristics of low-fusing porcelain bonded to pure titanium and palladium-copper alloy. *J Prosthet Dent.* 1995,73:17-25.
90. Pröbster L, Maiwald U, Weber H. Three-point bending strength of ceramics fused to cast titanium. *Eur J Oral Sci.* 1996,104:313-9.
91. Adachi M, Mackert Jr J, Parry E, Fairhurst C. Oxide adherence and porcelain bonding to titanium and Ti-6Al-4V alloy. *J Dent Res.* 1990,69:1230-5.
92. Burke F, Lucarotti P. Ten-year outcome of crowns placed within the General Dental Services in England and Wales. *J Dent.* 2009,37:12-24.
93. Haider Y, Dimashkieh M, Rayyan M. Survey of Dental Materials Used by Dentists for Indirect Restorations in Saudi Arabia. *Int J Prosthodont.* 2017,30.

94. Makhija SK, Lawson NC, Gilbert GH, Litaker MS, McClelland JA, Louis DR, et al. Dentist material selection for single-unit crowns: Findings from the National Dental Practice-Based Research Network. *J Dent*. 2016,55:40-7.
95. Roberts HW, Berzins DW, Moore BK, Charlton DG. Metal-ceramic alloys in dentistry: a review. *J Prosthodont*. 2009,18:188-94.
96. Wassell R, Walls A, Steele J. Crowns and extra-coronal restorations: materials selection. *Br Dent J*. 2002,192:199-211.
97. Lygre H. Prosthodontic biomaterials and adverse reactions: a critical review of the clinical and research literature. *Acta Odontol Scand*. 2002,60:1-9.
98. Wataha JC. Biocompatibility of dental casting alloys: a review. *J Prosthet Dent*. 2000,83:223-34.
99. Eliasson A, Arnelund C-F, Johansson A. A clinical evaluation of cobalt-chromium metal-ceramic fixed partial dentures and crowns: A three-to seven-year retrospective study. *J Prosthet Dent*. 2007,98:6-16.
100. Xin X, Xiang N, Chen J, Wei B. In vitro biocompatibility of Co–Cr alloy fabricated by selective laser melting or traditional casting techniques. *Mater Lett*. 2012,88:101-3.
101. Miyazaki T, Hotta Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Aust Dent J*. 2011,56:97-106.
102. Yavuzylmaz H. *Metal Destekli Estetik (Veneer-Kaplama) Kronlar*. 3 ed. Ankara, Gazi Kitabevi, 2013: 347.
103. Duret F, Preston J. CAD/CAM imaging in dentistry. *Curr Opin Dent*. 1991,1:150-4.
104. Mantri SS, Bhasin AS. CAD/CAM in dental restorations: an overview. *Ann essences dent*. 2010,2:123-8.
105. Andersson M, Carlsson L, Persson M, Bergman B. Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system. *J Prosthet Dent*. 1996,76:187-93.
106. Davidowitz G, Kotick PG. The use of CAD/CAM in dentistry. *Dent Clin North Am*. 2011,55:559-70.
107. Freedman M, Quinn F, O'Sullivan M. Single unit CAD/CAM restorations: a literature review. *J Ir Dent Assoc*. 2007,53:38-45.
108. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J*. 2008,204:505-11.
109. Birnbaum NS, Aaronson HB. Dental impressions using 3D digital scanners: virtual becomes reality. *Compend contin educ dent*. 2008,29:494.
110. Uzun G. An overview of dental CAD/CAM systems. *Biotechnol Biotech Eq*. 2008,22:530-5.
111. Liu P-R. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent*. 2005,26:507-13.
112. Çetindağ MT, Ayşef M. Diş Hekimliğinde Kullanılan CAD/CAM (Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim) Sistemleri ve Materyaller. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*. 26:524-33.
113. Goswami R, Arora G, Priya A. CAD/CAM in restorative dentistry: a review. *J Br Biomed Bull*. 2014,4:591-7.

114. Prajapati A, Prajapati A, Mody DR, Choudhary AB. Dentistry goes digital: a CAD-CAM way-a review article. *J Dent Med Sci*. 2014,13:53-9.
115. Christensen GJ. Computerized restorative dentistry: state of the art. *J Am Dent Assoc*. 2001,132:1301-3.
116. Açıklım A, Budak EN, Uçar Y. Geleneksel döküm ve kopya milleme yöntemleri ile hazırlanan metal altyapıların iç uyumlarının karşılaştırılması. *GÜ Diş Hek Fak Derg*. 2011,28:169-76.
117. Van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dent Mater*. 2012,28:3-12.
118. Torabi K, Farjood E, Hamedani S. Rapid prototyping technologies and their applications in prosthodontics, a review of literature. *J Dent*. 2015,16:1.
119. Sun J, Zhang FQ. The application of rapid prototyping in prosthodontics. *J Prosthodont*. 2012,21:641-4.
120. Hull CW. Apparatus for production of three-dimensional objects by stereolithography. 1986. *Google Patents*. 2016.
121. Raja'a Albuha M, Farid F, Alkhafagy MT, Shafiei F. Prosthodontic using Rapid Prototyping. *Asrjets*. 2016,26:271-85.
122. Daule VMR. Rapid prototyping and its application in dentistry. *J Dent Allied Sci*. 2013,2:57-61.
123. Van Steenberghe D, Naert I, Andersson M, Brajnovic I, Van Cleynenbreugel J, Suetens P. A custom template and definitive prosthesis allowing immediate implant loading in the maxilla: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002,17:663-70.
124. Sarment DP, Sukovic P, Clinthorne N. Accuracy of implant placement with a stereolithographic surgical guide. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003,18:571-7.
125. Azari A, Nikzad S. The evolution of rapid prototyping in dentistry: a review. *Rapid Prototyping J*. 2009,15:216-25.
126. Santos EC, Shiomi M, Osakada K, Laoui T. Rapid manufacturing of metal components by laser forming. *Int J Machine Tools & Manuf*. 2006,46:1459-68.
127. Abe F, Costa Santos E, Kitamura Y, Osakada K, Shiomi M. Influence of forming conditions on the titanium model in rapid prototyping with the selective laser melting process. *P I Mech Eng C-J Mec*. 2003,217:119-26.
128. Santos E, Osakada K, Shiomi M, Morita M, Abe F. Fabrication of titanium dental implants by selective laser melting. *Proc SPIE – Int Soc Opt Eng*. 2004,5662:268-73.
129. Abe F, Osakada K, Shiomi M, Uematsu K, Matsumoto M. The manufacturing of hard tools from metallic powders by selective laser melting. *J Mater Process Tech*. 2001,111:210-3.
130. Mullen L, Stamp RC, Brooks WK, Jones E, Sutcliffe CJ. Selective Laser Melting: A regular unit cell approach for the manufacture of porous, titanium, bone in-growth constructs, suitable for orthopedic applications. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2009,89:325-34.
131. Traini T, Mangano C, Sammons R, Mangano F, Macchi A, Piattelli A. Direct laser metal sintering as a new approach to fabrication of an isoelastic functionally

- graded material for manufacture of porous titanium dental implants. *Dent Mater.* 2008,24:1525-33.
132. Tara MA, Eschbach S, Bohlsen F, Kern M. Clinical outcome of metal-ceramic crowns fabricated with laser-sintering technology. *Int J Prosthodont.* 2011,24:46-8.
 133. Bibb R, Eggbeer D, Williams R. Rapid manufacture of removable partial denture frameworks. *Rapid Prototyping J.* 2006,12:95-9.
 134. Yavuzylmaz H. *Metal Destekli Estetik (Veneer-Kaplama) Kronlar.* 3 ed. Ankara, Gazi Kitabevi, 2013: 399-400.
 135. Naylor W. *Introduction to Metal Ceramic Technology.* Singapore, Quintessence Publishing Co, 1992: 18-9.
 136. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy AE, Aksu L. *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi.* Ankara, Ankara Üniversitesi Basımevi, 1993: 355-6.
 137. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Philips' Science of Dental Materials.* 12 ed. USA, Elsevier Saunders, 2013: 426.
 138. Hung SH, Hung K-S, Eick JD, Chappell RP. Marginal fit of porcelain-fused-to-metal and two types of ceramic crown. *J Prosthet Dent.* 1990,63:26-31.
 139. Kane LM, Chronaios D, Sierraalta M, George FM. Marginal and internal adaptation of milled cobalt-chromium copings. *J Prosthet Dent.* 2015,114:680-5.
 140. Jacobs MS, Windeler AS. An investigation of dental luting cement solubility as a function of the marginal gap. *J Prosthet Dent.* 1991,65:436-42.
 141. Dikbas I, Tanalp J, Tomruk CO, Koksall T. Evaluation of reasons for extraction of crowned teeth: a prospective study at a university clinic. *Acta Odontol Scand.* 2013,71:848-56.
 142. Att W, Hoischen T, Gerds T, Strub JR. Marginal adaptation of all-ceramic crowns on implant abutments. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2008,10:218-25.
 143. Martinez-Rus F, Ferreira A, Özcan M, Pradies G. Marginal discrepancy of monolithic and veneered all-ceramic crowns on titanium and zirconia implant abutments before and after adhesive cementation: a scanning electron microscopy analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013,28:480-7.
 144. Levine WA. An evaluation of the film thickness of resin luting agents. *J Prosthet Dent.* 1989,62:175-8.
 145. McLean J. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br dent j.* 1971,131:107-11.
 146. Sorensen JA. A standardized method for determination of crown margin fidelity. *J Prosthet Dent.* 1990,64:18-24.
 147. Nawafleh NA, Mack F, Evans J, Mackay J, Hatamleh MM. Accuracy and reliability of methods to measure marginal adaptation of crowns and FDPs: a literature review. *J Prosthodont.* 2013,22:419-28.
 148. Örtorp A, Jönsson D, Mouhsen A, von Steyern PV. The fit of cobalt–chromium three-unit fixed dental prostheses fabricated with four different techniques: a comparative in vitro study. *Dent Mater.* 2011,27:356-63.
 149. Ucar Y, Akova T, Akyil MS, Brantley WA. Internal fit evaluation of crowns prepared using a new dental crown fabrication technique: laser-sintered Co-Cr crowns. *J Prosthet Dent.* 2009,102:253-9.

150. Seo D, Yi Y, Roh B. The effect of preparation designs on the marginal and internal gaps in Cerec3 partial ceramic crowns. *J Dent*. 2009;37:374-82.
151. ArRejaie A, Alalawi H, Al-Harbi FA, Abualsaud R, Al-Thobity AM. Internal Fit and Marginal Gap Evaluation of Zirconia Copings Using Microcomputed Tomography: An In Vitro Analysis. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2018;38:857-63.
152. Riccitiello F, Amato M, Leone R, Spagnuolo G, Sorrentino R. In vitro evaluation of the marginal fit and internal adaptation of zirconia and lithium disilicate single crowns: Micro-CT comparison between different manufacturing procedures. *Open Dent J*. 2018;12:160-72.
153. Yildirim G, Uzun IH, Keles A. Evaluation of marginal and internal adaptation of hybrid and nanoceramic systems with microcomputed tomography: An in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2017;118:200-7.
154. Kim K-B, Kim J-H, Kim W-C, Kim J-H. Three-dimensional evaluation of gaps associated with fixed dental prostheses fabricated with new technologies. *J Prosthet Dent*. 2014;112:1432-6.
155. Kocağaoglu H, Albayrak H, Kilinc HI, Gümüş HÖ. Effect of repeated ceramic firings on the marginal and internal adaptation of metal-ceramic restorations fabricated with different CAD-CAM technologies. *J Prosthet Dent*. 2017;118:672-7.
156. Sun J, Lin-Gibson S. X-ray microcomputed tomography for measuring polymerization shrinkage of polymeric dental composites. *Dent Mater*. 2008;24:228-34.
157. Kim J-H, Jeong J-H, Lee J-H, Cho H-W. Fit of lithium disilicate crowns fabricated from conventional and digital impressions assessed with micro-CT. *J Prosthet Dent*. 2016;116:551-7.
158. Luthardt RG, Bornemann G, Lemelson S, Walter MH, Hüls A. An innovative method for evaluation of the 3-D internal fit of CAD/CAM crowns fabricated after direct optical versus indirect laser scan digitizing. *Int J Prosthodont*. 2004;17:680-5.
159. Stannard J, Marks L, Kanchanatawewat K. Effect of multiple firing on the bond strength of selected matched porcelain-fused-to-metal combinations. *J Prosthet Dent*. 1990;63:627-9.
160. Hammad IA, Stein RS. A qualitative study for the bond and color of ceramometals. Part I. *J Prosthet Dent*. 1990;63:643-53.
161. Kim K-B, Kim J-H, Kim W-C, Kim H-Y, Kim J-H. Evaluation of the marginal and internal gap of metal-ceramic crown fabricated with a selective laser sintering technology: two-and three-dimensional replica techniques. *J Adv Prosthodont*. 2013;5:179-86.
162. Fonseca JC, Henriques GEP, Sobrinho LC, de Góes MF. Stress-relieving and porcelain firing cycle influence on marginal fit of commercially pure titanium and titanium–aluminum–vanadium copings. *Dent Mater*. 2003;19:686-91.
163. Campbell SD, Pelletier LB. Thermal cycling distortion of metal ceramics: part I—metal collar width. *J Prosthet Dent*. 1992;67:603-8.
164. Lakhani SA, Ercoli C, Moss ME, Graser GN, Tallents RH. Influence of cold working and thermal treatment on the fit of implant-supported metal-ceramic fixed partial dentures. *J Prosthet Dent*. 2002;88:159-69.

165. Sakrana AA. In vitro evaluation of the marginal and internal discrepancies of different esthetic restorations. *J Appl Oral Sci.* 2013,21:575-80.
166. Martins LM, Lorenzoni FC, Melo AOd, Silva LMd, Oliveira JLGd, Oliveira PCGd, et al. Internal fit of two all-ceramic systems and metal-ceramic crowns. *J Appl Oral Sci.* 2012,20:235-40.
167. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark P-I. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* 1981,10:387-416.
168. Sones AD. Complications with osseointegrated implants. *J Prosthet Dent.* 1989,62:581-5.
169. Tan KB, Rubenstein JE, Nicholls JJ, Yuodelis RA. Three-dimensional analysis of the casting accuracy of one-piece, osseointegrated implant-retained prostheses. *Int J Prosthodont.* 1993,6:346-63.
170. Souza JC, Henriques B, Ariza E, Martinelli AE, Nascimento RM, Silva FS, et al. Mechanical and chemical analyses across dental porcelain fused to CP titanium or Ti6Al4V. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2014,37:76-83.
171. Antanasova M, Jevnikar P. Bonding of dental ceramics to titanium: processing and conditioning aspects. *Curr Oral Health Rep.* 2016,3:234-43.
172. İnan Ö, Acar A, Halkacı S. Effects of sandblasting and electrical discharge machining on porcelain adherence to cast and machined commercially pure titanium. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2006,78:393-400.
173. Hobo S, Shillingburg HT. Porcelain fused to metal: tooth preparation and coping design. *J Prosthet Dent.* 1973,30:28-36.
174. Shirakura A, Lee H, Geminiani A, Ercoli C, Feng C. The influence of veneering porcelain thickness of all-ceramic and metal ceramic crowns on failure resistance after cyclic loading. *J Prosthet Dent.* 2009,101:119-27.
175. Alshahrani FA, Yilmaz B, Seidt JD, McGlumphy EA, Brantley WA. A load-to-fracture and strain analysis of monolithic zirconia cantilevered frameworks. *J Prosthet Dent.* 2017,118:752-8.
176. Abduo J, Curtis M, Budhwar V, Palamara J. Influence of novel implant selective laser melting framework design on mechanical durability of acrylic veneer. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2018,20:969-75.
177. Drago C, Howell K. Concepts for designing and fabricating metal implant frameworks for hybrid implant prostheses. *J Prosthodont.* 2012,21:413-24.
178. Ruffino AR. Effect of steel strengtheners on fracture resistance of the acrylic resin complete denture base. *J Prosthet Dent.* 1985,54:75-8.
179. Contrepolis M, Soenen A, Bartala M, Laviolle O. Marginal adaptation of ceramic crowns: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2013,110:447-54. e10.
180. Ebert A, Hedderich J, Kern M. Retention of zirconia ceramic copings bonded to titanium abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007,22:921-7.
181. Soriani NC, Leal MB, Paulino SM, Pagnano VO, Bezzon OL. Effect of the use of die spacer on the marginal fit of copings cast in NiCr, NiCrBe and commercially pure titanium. *Braz Dent J.* 2007,18:225-30.

182. Martínez-Rus F, Suárez MJ, Rivera B, Pradíes G. Evaluation of the absolute marginal discrepancy of zirconia-based ceramic copings. *J Prosthet Dent*. 2011;105:108-14.
183. Xu D, Xiang N, Wei B. The marginal fit of selective laser melting-fabricated metal crowns: An in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2014;112:1437-40.
184. Weaver JD, Johnson GH, Bales DJ. Marginal adaptation of castable ceramic crowns. *J Prosthet Dent*. 1991;66:747-53.
185. Yıldız C, Vanlıoğlu BA, Evren B, Uludamar A, Özkan YK. Marginal-internal adaptation and fracture resistance of CAD/CAM crown restorations. *Dent Mater J*. 2013;32:42-7.
186. Cho S-H, Nagy WW, Goodman JT, Solomon E, Koike M. The effect of multiple firings on the marginal integrity of pressable ceramic single crowns. *J Prosthet Dent*. 2012;107:17-23.
187. Hamaguchi H, Cacciatore A, Tueller VM. Marginal distortion of the porcelain-bonded-to-metal complete crown: an SEM study. *J Prosthet Dent*. 1982;47:146-53.
188. Shamseddine L, Mortada R, Rifai K, Chidiac JJ. Fit of pressed crowns fabricated from two CAD-CAM wax pattern process plans: A comparative in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2017;118:49-54.
189. Groten M, Girthofer S, Pröbster L. Marginal fit consistency of copy-milled all-ceramic crowns during fabrication by light and scanning electron microscopic analysis in vitro. *J Oral Rehabil*. 1997;24:871-81.
190. Groten M, Axmann D, Pröbster L, Weber H. Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in vitro testing. *J Prosthet Dent*. 2000;83:40-9.
191. Fransson B, Øilo G, Gjeitanger R. The fit of metal-ceramic crowns, a clinical study. *Dent Mater*. 1985;1:197-9.
192. Kaleli N, Saraç D. Influence of porcelain firing and cementation on the marginal adaptation of metal-ceramic restorations prepared by different methods. *J Prosthet Dent*. 2017;117:656-61.
193. Park J-K, Kim H-Y, Kim W-C, Kim J-H. Evaluation of the fit of metal ceramic restorations fabricated with a pre-sintered soft alloy. *J Prosthet Dent*. 2016;116:909-15.
194. Al Wazzan KA, Al-Nazzawi AA. Marginal and internal adaptation of commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium alloy cast restorations. *J Contemp Dent Pract*. 2007;8:19-26.
195. Shokry TE, Attia M, Mosleh I, Elhosary M, Hamza T, Shen C. Effect of metal selection and porcelain firing on the marginal accuracy of titanium-based metal ceramic restorations. *J Prosthet Dent*. 2010;103:45-52.
196. Colpani JT, Borba M, Della Bona Á. Evaluation of marginal and internal fit of ceramic crown copings. *Dent Mater*. 2013;29:174-80.
197. Nesse H, Ulstein DMÅ, Vaage MM, Øilo M. Internal and marginal fit of cobalt-chromium fixed dental prostheses fabricated with 3 different techniques. *J Prosthet Dent*. 2015;114:686-92.

EKLER

EK-1. Özgeçmiş

1989 yılında Burdur’da doğdum. İlköğretim öğrenimimi Antalya Leyla Kahraman Sevim Ertenü İlköğretim okulunda ve lise öğrenimimi Antalya Adem Tolunay Anadolu Lisesi’nde tamamladıktan sonra 2008 yılında Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’ni kazandım. 2013 yılında Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’nden mezun oldum. 2016 yılında İnönü Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı’nda diş hekimliğinde uzmanlık eğitime başladım ve halen aynı bölümde araştırma görevlisi olarak görev yapmaktayım.



EK-2. Etik Kurul Onayına Gerek Olmadığına Dair Belge

9 Mart 2019 tarih ve 30709 sayılı T.C. Resmi Gazete’de yayımlanan ‘Geleneksel ve Tamamlayıcı Tıp Uygulamalarının Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik’in 1. Bölüm, 2. Madde, 1. Fıkrası (Bu yönetmelik insanlar üzerinde yapılacak olan 27/10/2014 tarihli ve 29158 sayılı Resmi Gazete’de yayımlanan Geleneksel ve Tamamlayıcı Tıp Uygulamaları Yönetmeliğinde yer alan geleneksel ve tamamlayıcı tıp uygulamalarının klinik araştırmalarını, klinik araştırma yerlerini ve bu araştırmaları gerçekleştirecek gerçek ve tüzel kişileri kapsar.) gereğince, bu çalışmanın bir klinik araştırma değil, sadece laboratuvar çalışması olması nedeniyle etik kurul kararı alınmamıştır.

