



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
MARMARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**DEĞİŞİK TEKNİKLERLE ELDE EDİLEN METAL SERAMİK
ALTYAPILARDA PORSELEN FIRINLAMA AŞAMALARI
SONRASINDA MARJİNAL UYUMLARINDA MEYDANA
GELEN DEĞİŞİKLİKLERİN İN VİTRO OLARAK
İNCELENMESİ**

MUHAMMED ABDULLAH KELEŞ

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ

ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Doç. Dr. ŞEBNEM BEGÜM TÜRKER

İSTANBUL- 2015

TEZ ONAYI

Kurum : Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Programın seviyesi : Doktora
Anabilim Dalı : Protetik Diş Tedavisi
Tez Sahibi : Muhammed Abdullah KELEŞ
Tez Başlığı : Değişik Tekniklerle Elde Edilen Metal Seramik Altyapılarda Porselen Fırınlama Aşamaları Sonrasında Marjinal Uyumlarında Meydana Gelen Değişikliklerin İn Vitro Olarak İncelenmesi
Sınav Yeri : Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Başbüyük Yerleşkesi
Sınav Tarihi : 16.12.2015

Tez tarafımızdan okunmuş, kapsam ve kalite yönünden Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Danışman (Unvan, Adı, Soyadı)

Doç. Dr. Ş. Begüm TÜRKER

Kurumu

Marmara Üniversitesi

İmza

Sınav Jüri Üyeleri (Unvan, Adı, Soyadı)

Prof. Dr. Yasemin Kulak ÖZKAN

Marmara Üniversitesi

Prof. Dr. Deniz ŞEN

İstanbul Üniversitesi

Doç. Dr. Buket EVREN

Marmara Üniversitesi

Doç. Dr. Rıfat GÖZNELİ

Marmara Üniversitesi

Yukarıdaki jüri kararı Enstitü Yönetim Kurulu'nun 17/12/2015 tarih ve 11. sayılı kararı ile onaylanmıştır.

Prof. Dr. Gökseki ŞENER
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

-Sınav evrakları 3 iş günü içinde ıslak imzalı tek kopya halinde Enstitüye teslim edilmelidir.


-Bu form bilgisayar ortamında doldurulacaktır.

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmayla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.

MUHAMMED ABDULLAH KELEŞ

İmza



I. TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince ve tezimin hazırlanmasında tecrübe ve bilgisi ile bana her zaman destek olan, hoşgörüsü ve sabrı ile bana yol gösteren, yardımlarını esirgemeyen, varlığını her an yanımda hissettiğim değerli danışman hocam Doç. Dr. Begüm Türker'e,

Doktora hayatım boyunca deneyimlerini ve bilgilerini bizlerle cömertçe paylaşan, yol gösterici olan, yanında çalışmaktan onur duyduğum Dekanımız ve Anabilim Dalı Başkanımız sayın Prof. Dr. Yasemin Kulak Özkan'a,

Eğitimim sırasında klinik tecrübelerini, değerli bilgilerini ve yardımlarını esirgemeyen sayın Doç Dr. Rifat Gözneliye, Doç Dr. Buket Evren'e, Doç Dr. Burçin Vanlıoğlu'na, Yrd. Doç. Dr. Coşkun Yıldız'a,

Doktora eğitimimdeki katkılarından dolayı tüm Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine, tüm asistan arkadaşlarıma ve Anabilim Dalı çalışanlarıma,

Tez çalışmamdaki yardım ve destekleri için Hasan Alkaç ve tüm Optimal Diş Protez Laboratuvarı çalışanlarına,

Ölçüm işlemlerindeki yardımlarından dolayı Nurhan Yaşlıoğlu'na,

Hayatım boyunca bana maddi ve manevi destek olan, bugünlere gelmemi sağlayan sevgili anneme, babama ve kardeşime,

Doktora eğitimimin son döneminde tanıştığım, üzüntü ve sevinci birlikte yaşadığımız sevgili eşim Dr. Neriman Keleş'e sonsuz teşekkür ederim.

Bu tez, Marmara Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu Başkanlığı tarafından SAG-C-DRP-131113-0427 numaralı proje ile desteklenmiştir.

II. İÇİNDEKİLER

I. TEŞEKKÜR

iii

II. İÇİNDEKİLER

iv

III. KISALTMA VE SİMGELER

ix

IV. ŞEKİL, RESİM VE TABLOLAR

xi

i. Şekillerin Listesi

xi

ii. Resimlerin Listesi

xi

iii. Tabloların Listesi

xiii

Sayfa No

1.ÖZET

1

2. SUMMARY

2

3. GİRİŞ VE AMAÇ

3

4. GENEL BİLGİLER

5

4.1. Metal Seramik Restorasyonlar

5

4.1.1. Metal Seramik Sistemlerin Bileşenleri

6

4.1.1.1. Metal altyapı

7

4.1.1.2. Oksit tabakası

7

4.1.1.3. Opak seramik tabakası

8

4.1.1.4. Dentin seramik tabakası

8

4.1.1.5. Mine seramiği tabakası

8

4.1.1.6. Glazür tabakası

9

4.2. Metal ve Metal Alaşımları

9

4.2.1. Metal Alaşımlarının Fiziksel Özellikleri

10

4.2.1.1. Akma dayanıklılığı

10

4.2.1.2. Döküm hassasiyeti (döküm uyumu)	11
4.2.1.3. Elastisite modülü	11
4.2.1.4. Isı altında zamana bağlı deformasyon direnci (creep resistance)	11
4.2.1.5. Isısal genleşme katsayısı	11
4.2.1.6. Lekelenme ve korozyona direnç	12
4.2.1.7. Oksit formasyonu	12
4.2.1.8. Reziliens	12
4.2.1.9. Sertlik	12
4.2.1.10. Yatırılabilirlik	13
4.3. Metal Alaşımlar ile İlgili Kullanılan Terimler	13
4.4. Seramiklerle Kullanılan Metal Alaşımlarının Sınıflandırılması	14
4.4.1. Soy metal alaşımları	15
4.4.2. Soy olmayan metal alaşımları	17
4.5. Metal Destekli Seramik Kırın ve Köprü Restorasyonlarının Üretim Yöntemleri	18
4.5.1. Konvansiyonel Mum Uçurma Tekniği	19
4.5.1.1. Döküm kanalı materyali	19
4.5.1.2. Döküm konisi	20
4.5.1.3. Manşet ve astar	20
4.5.1.4. Manşetsiz revetman tekniği	21
4.5.1.5. Revetmanlar	21
4.5.1.5.1. Alçı bağlı revetmanlar	21
4.5.1.5.2. Fosfat bağlı revetmanlar	21
4.5.1.5.3. Silika bağlı revetmanlar	22
4.5.1.5.4. İdeal revetmanın özellikleri	22
4.5.1.5.5. Revetmana alma	23

4.5.1.5.5.1. Fırça tekniği	23
4.5.1.6. Mum uçurma	23
4.5.1.7. Döküm	24
4.5.1.7.1. Döküm tekniği	24
4.5.1.8. Dökümün revetmandan çıkarılması	25
4.5.2. CAD–CAM Sistemi (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing)	26
4.5.2.1. CAD/CAM Sistemlerinin Avantaj ve Dezavantajları	27
4.5.2.2. CAD/CAM Sistemlerinin Sınıflandırılması	28
4.5.2.2.1. Hasta başında üretim (Chairside concept)	28
4.5.2.2.2. Laboratuvar üretimi (Labside concept)	28
4.5.2.2.3. Merkezileştirilmiş üretim (Centralised concept)	28
4.5.2.3. CAD/CAM sistemlerinde kullanılan materyaller	29
4.5.2.3.1. Metaller	29
4.5.2.3.2. Rezin materyaller	29
4.5.2.3.3. Silika bazlı seramikler	29
4.5.2.3.4. İnfiltrasyon seramikleri	29
4.5.2.3.5. Okside yüksek performans seramikleri	29
4.5.2.4. CAD/CAM sistemlerini oluşturan parçalar	30
4.5.2.4.1. Tarayıcı	30
4.5.2.4.2. Yazılım	30
4.5.2.4.3. Donanım	30
4.5.3. Lazer Sinterleme	31
4.5.3.1. Lazer sinterlemede işlem sırası	33
4.5.3.2. Eosint Teknolojisi	34

4.6. Marjinal Uyum	35
4.6.1. Marjinal uyumu etkileyen faktörler	38
4.6.1.1. Preparasyonun şekli	39
4.6.1.2. Ölçü materyalleri ve ölçü yöntemleri	40
4.6.1.3. Laboratuvar işlemleri	40
4.6.1.4. Kullanılan siman tipleri ve simantasyon	40
4.6.2. Marjinal uyumu inceleme yöntemleri	41
4.6.2.1. Morfolojik kriterleri esas alan yöntemler	41
4.6.2.1.1. Direkt yöntem	41
4.6.2.1.2. İndirekt yöntemler	42
4.6.2.2. Fonksiyonel kriterleri esas alan yöntemler	47
5. GEREÇ VE YÖNTEM	50
5.1. Gereç	52
5.1.1. Ana model hazırlanmasında kullanılan gereç	52
5.1.2. Laboratuvar işlemleri	52
5.1.2.1. Konvansiyonel mum uçurma tekniği ile elde edilen metal destekli köprülerin hazırlanmasında kullanılan gereçler	52
5.1.2.2. CAD/CAM metal frezeleme tekniği ile elde edilen metal destekli köprülerin hazırlanmasında kullanılan gereçler	52
5.1.2.3. Lazer sinterleme tekniği ile elde edilen metal destekli köprülerin hazırlanmasında kullanılan gereçler	53
5.1.2.4. Üstyapı porseleninin işlenmesinde kullanılan materyaller	53
5.1.3. Marjinal uyumun kontrolünde kullanılan gereçler	53
5.1.4. İstatistiksel analiz	53
5.2. Yöntem	54
5.2.1. Örnek modellerin fabrikasyonu	55

5.2.2. Altyapıların hazırlanması	56
5.2.2.1. Konvansiyonel mum uçurma tekniği ile altyapıların hazırlanması	56
5.2.2.2. CAD/CAM metal frezeleme tekniğiyle altyapıların hazırlanması	58
5.2.2.3. Lazer sinterleme tekniğiyle altyapıların hazırlanması	60
5.2.3. Üstyapıların hazırlığı	62
5.2.3.1. Seramik üstyapılarının hazırlanması	62
5.2.4. Silikon replika elde edilmesi	63
5.2.5. Silikon replikaların değerlendirilmesi	64
5.2.6. İstatistiksel analiz	66
6. BULGULAR	67
6.1. İstatistiksel Analiz	67
6.2. Konvansiyonel Mum Uçurma Tekniği ile Elde Edilen Marjinal Aralık Verilerinin İstatistiksel Değerlendirilmesi	67
6.3. CAD/CAM Metal Frezeleme Tekniği ile Elde Edilen Marjinal Aralık Verilerinin İstatistiksel Değerlendirilmesi	68
6.4. Lazer Sinterleme Tekniği ile Elde Edilen Marjinal Aralık Verilerinin İstatistiksel Değerlendirilmesi	70
6.5. Üç Üyeli Köprü Verilerinin Gruplararası Karşılaştırılması	72
6.6. Dört Üyeli Köprü Verilerinin Gruplararası Karşılaştırılması	74
6.7. Porselen Fırınlama İşlemi Öncesi ve Sonrası Ortalama Marjinal Aralık Değerlerinin Karşılaştırılması	76
7. TARTIŞMA	78
8. SONUÇLAR	97
9. KAYNAKLAR	99
10. ÖZGEÇMİŞ	116

III. KISALTMA VE SİMGELER

Ag: Gümüş

Au: Altın

Be: Berilyum

BT: Bilgisayarlı Tomografi

CAD: Computer Aided Design (Bilgisayar Destekli Dizayn)

CAM: Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Destekli Üretim)

cm²: Santimetrekare

CNC: Computer Numerical Control (Bilgisayar Sayımlı Yönetim)

Co: Kobalt

Cu: Bakır

Cr: Krom

DMLS: Doğrudan Metal Lazer Sinterleme

Gr: Gram

In: İndiyum

Ir: İridyum

mm: Milimetre

Ni: Nikel

Ort: Ortalama

Os: Osmiyum

Pd: Paladyum

pH: Power of Hydrogen (Hidrojenin Gücü)

Pt: Platin

Rh: Rodyum

Ru: Rutenyum

SEM: Scanning Electron Microscope (Tarayıcı Elektron Mikroskobu)

SLS: Seçici Lazer Sinterleme

SLE: Seçici Lazer Ergitme

Sn: Kalay

SPSS: Statistical Package for Social Sciences

Ss: Standart Sapma

STL: Stereolithography

Ti: Titanyum

USPHS: United States Public Health Service

μm : Mikrometre

%: Yüzde

3D: Three Dimension (3B: Üç Boyutlu)

$^{\circ}\text{C}$: Santigrat derece

IV. ŞEKİL, RESİM VE TABLOLAR

i. Şekillerin Listesi

Şekil 4.1 Diş dokusu ile restoratif materyal arasındaki marjinal geçiş Őekilleri	37
Şekil 4.2 Marjinal uyumsuzluk terminolojisi	38
Şekil 5.1 Çalışma sırasında izlenen deneysel gereç ve yöntem	51
Şekil 6.1. Konvansiyonel mum uçuurma tekniği ile elde edilen restorasyonların porselen fırınlama işlemi öncesi ortalama marjinal uyum değerlerinin istatistiksel sonuçlarını gösteren grafik	68
Şekil 6.2. CAD/CAM metal frezeleme tekniği ile elde edilen restorasyonların porselen fırınlama işlemi öncesi ortalama marjinal uyum değerlerinin istatistiksel sonuçlarını gösteren grafik	70
Şekil 6.3. Lazer sinterleme tekniği ile elde edilen restorasyonların porselen fırınlama işlemi öncesi marjinal uyum ortalama değerlerinin istatistiksel sonuçlarını gösteren grafik	71
Şekil 6.4. Lazer sinterleme tekniği ile üretilen restorasyonların porselen fırınlama işlemi sonrası ortalama marjinal aralık değerlerinin istatistiksel sonuçlarını gösteren grafik	72
Şekil 6.5. Üç üyeli köprülerin porselen fırınlama işlemi öncesi ortalama marjinal aralık değerlerinin istatistiksel sonuçlarını gösteren grafik	74
Şekil 6.6. Üç üyeli köprülerin porselen fırınlama işlemi öncesi ortalama marjinal aralık değerlerinin istatistiksel sonuçlarını gösteren grafik	76

ii. Resimlerin Listesi

Resim 5.1. Paslanmaz çelik ana model	56
Resim 5.2. Altyapı mum modelajı	57

Resim 5.3. Döküm kanal mumlarının bağlanması	57
Resim 5.4. Hazırlanan modellerin revetmana alınması	57
Resim 5.5. Ön ısıtma fırını	57
Resim 5.6. Döküm fırını	58
Resim 5.7. Metal alaşım tabletleri	58
Resim 5.8. Metal altyapının görünümü	58
Resim 5.9. Tarayıcı	59
Resim 5.10. Ekranda modelin görüntüsü	59
Resim 5.11. CAM cihazı	59
Resim 5.12. Metal blok	59
Resim 5.13. Metal frezeleme frezleri	60
Resim 5.14. CAD/CAM metal frezeleme yöntemiyle üretilmiş metal altyapılar	60
Resim 5.15. Tarayıcı	61
Resim 5.16. Ekranda modelin görüntüsü	61
Resim 5.17. Eosint M 270 cihazı	61
Resim 5.18. Lazer sinterleme yöntemiyle üretilmiş metal altyapılar	61
Resim 5.19. Metal altyapı üzerine opak uygulaması	62
Resim 5.20. Dentin porseleni uygulanması	62
Resim 5.21. Porselen fırını	62
Resim 5.22. Bitmiş metal destekli porselen köprü protezi örnekleri	63
Resim 5.23. İnce kıvamlı ölçü maddesi	64
Resim 5.24. Orta kıvamlı ölçü maddesi	64
Resim 5.25. Sert kıvamlı ölçü maddesi	64
Resim 5.26. Silikon replika	64
Resim 5.27. Leica Optik Mikroskop	65

Resim 5.28. Silikon replika kesitinin ışık mikroskopundaki görüntüsü 65

iii. Tabloların Listesi

Tablo 4.1. Modifiye USPHS-Ryge kriterleri 46

Tablo 5.1. Çalışmada kullanılan materyallerin üretici firma isimleri, içerikleri ve seri numaraları 55

Tablo 6.1. Konvansiyonel mum uçurma tekniği ile üretilen restorasyonların porselen fırınlama işlemi öncesi ve sonrasında elde edilen marjinal aralık değerlerinin istatistiksel analizi 67

Tablo 6.2. CAD/CAM metal frezeleme tekniği ile üretilen restorasyonların porselen fırınlama işlemi öncesi ve sonrasında elde edilen marjinal aralık değerlerinin istatistiksel analizi 69

Tablo 6.3. Lazer sinterleme tekniği ile üretilen restorasyonların porselen fırınlama işlemi öncesi ve sonrasında elde edilen marjinal aralık değerlerinin istatistiksel analizi 71

Tablo 6.4. Üç üyeli köprülerde porselen fırınlama işlemi öncesi ve sonrası elde edilen marjinal aralık değerlerinin istatistiksel analizi 73

Tablo 6.5. Dört üyeli köprülerde porselen fırınlama işlemi öncesi ve sonrası elde edilen marjinal aralık değerlerinin istatistiksel analizi 75

Tablo 6.6. Porselen fırınlama işlemi öncesi ve sonrası karşılaştırılmasına ilişkin istatistiksel analiz 76

Değişik tekniklerle elde edilen metal seramik altyapılarda porselen fırınlama aşamaları sonrasında marjinal uyumlarında meydana gelen değişikliklerinin in vitro olarak incelenmesi

Dt. M. Abdullah Keleş, Doç. Dr. Ş. Begüm Türker, Protetik Diş Tedavisi ABD.

1.ÖZET

Amaç: Değişik metal altyapı teknikleriyle elde edilen metal seramik üç ve dört üyeli sabit köprü restorasyonlarının, porselen fırınlama öncesi ve sonrası marjinal uyumlarında meydana gelen değişikliklerin karşılaştırılmasıdır. **Gereç ve Yöntem:** Kesilmiş küçük azı ve büyük azı dişlerini taklit edecek şekilde paslanmaz çelik alaşımdan 30'ar adet üç ve dört üyeli toplam 60 adet köprü modeli hazırlandı. Örnekler; her grupta 10'ar adet üç ve dört üyeli köprü olacak şekilde rastgele üç gruba ayrıldı ve lazer sinterleme (LS) (Eosint M 270, EOS, Almanya), CAD/CAM metal frezeleme (MF) (Yenamak D 40, Yenadent, Türkiye) ve konvansiyonel mum uçurma tekniği (KM) ile metal altyapılar üretildi. Metal altyapılar paslanmaz çelik modellere yerleştirildi. Porselen fırınlama öncesinde ve sonrasında elde edilen silikon replikalardan kesitler elde edilerek restorasyonların marjinal uyum değerleri ışık mikroskobu (Leica Cambridge, Cambridge, İngiltere) ile ölçüldü. İstatistiksel analiz için Mann-Whitney U testi, Kruskal Wallis testi ve normal dağılım göstermeyen parametrelerin gruplar içi karşılaştırılmasında Wilcoxon işaret testleri kullanıldı. Sonuçlar % 95 güven aralığında, $p < 0,05$ düzeyinde değerlendirildi.

Bulgular: Ortalama marjinal aralık değerleri, porselen fırınlama öncesinde; üç üyeli köprülerde KM: 98,68 μm , MF: 82,74 μm ve LS: 63,97 μm , dört üyeli köprülerde; KM: 68,72 μm , MF: 71,70 μm ve LS: 70,42 μm , porselen fırınlama sonrasında; üç üyeli köprülerde KM: 64,58 μm , MF: 63,69 μm ve LS: 64,27 μm , dört üyeli köprülerde KM: 65,70 μm , MF: 61,95 μm ve LS: 71,64 μm bulunmuştur. **Sonuçlar:** Test edilen üç ve dört üyeli metal altyapılarda porselen fırınlama sonrasında genel olarak marjinal aralık değerlerinde azalma saptanmıştır.

Anahtar Sözcükler: Marjinal uyum, lazer sinterleme, porselen fırınlama, metal alaşım, CAD/CAM

In vitro evaluation of marginal adaptation of metal ceramic copings fabricated by different techniques after porcelain firing stages

Dt. M. Abdullah Keleş, Assoc. Prof. Ş. Begüm Türker, Department of Prosthodontics

2.SUMMARY

Purpose: Comparison of marginal fit changes between three- and four-units metal ceramic fixed partial dentures fabricated by three different metal framework techniques before and after veneering. **Material and method:** A total of 60 three- and four- unit fixed partial dentures model representing prepared premolar and molar teeth were fabricated from stainless steel. Samples were randomly divided into three groups to fabricate metal ceramic fixed partial denture frameworks with laser sintering (LS) (Eosint M 270, EOS, Munich, Germany), CAD/CAM milling (CM) (Yenamak D 40, Yenadent, Istanbul, Turkey) and conventional lost wax (LW) techniques. Metal frameworks were put on stainless steel models. Before and after porcelain firing, cross-sections from silicone replicas were examined and measured with a light microscope (Leica Cambridge, Cambridge, England). For statistical analysis, Mann-Whitney U test, Kruskal Wallis test were used, Wilcoxon Signed Ranks test was used for comparison of parameters which were not normally distributed in the groups. Results were evaluated at 95 % confidence interval and $p < 0,05$ level. **Results:** Mean marginal gap values were obtained as follows: before porcelain firing cycles; in three-unit bridges LW: 98,68 μm , CM: 82,74 μm and LS: 63,97 μm , in four-unit bridges LW: 68,72 μm , CM: 71,70 μm and LS: 70,42 μm , after porcelain firing cycles; in three-unit bridges LW: 64,58 μm , CM: 63,69 μm and LS: 64,27 μm , in four-unit bridges LW: 65,70 μm , CM: 61,95 μm and LS: 71,64 μm . **Conclusion:** In general, three- and four-unit metal frameworks showed decrease in marginal gap values after porcelain firing cycles.

Key Words: Marginal adaptation, laser sintering, porcelain firing, metal alloy, CAD/CAM

3. GİRİŞ VE AMAÇ

Kuron ve köprü protezleri, diş hekimliğinde protetik diş tedavilerinin önemli bir kısmını teşkil etmektedir. Sabit protetik restorasyonlarda metal alaşımları uzun yıllardır kullanılmaktadır. Sabit protetik tedavilerde amaç; hastaya estetik, fonksiyon ve fonasyonu tekrar kazandırmaktır. Araştırmacılar için, kuron ve köprü protezlerinin diş ve çevre dokular ile olan ilişkisini geliştirmek büyük önem taşımaktadır.

Sabit protetik restorasyonların klinik olarak başarılı ve uzun ömürlü olabilmesi için marjinal bölgelerinin çevre dokularla tam bir uyum içinde olması gerekmektedir. Marjinal uyum yeterli olmadığında bakteri plağı birikimi meydana gelir. Bakteriyal plak, periodontal sorunlara ve çürük oluşmasına neden olur, dental simanın ağız boşluğuna açılmasıyla mikrosızıntı başlar (Toman ve ark., 2009; Torabi ve ark., 2012). Restorasyon kenarları biyolojik genişlik içinde sonlandığında, restorasyonun marjinal bölgesinde biriken bakteri plağına karşı harabiyete sebep olan iltihabi cevap meydana gelerek klinik ataşman ve kemik kaybına neden olmaktadır (Padbury ve ark., 2003). Prepare edilmiş diş yüzeyi ile restorasyonun bitim sınırının uyumu, dental restorasyonun başarısında çok önemlidir. Sabit protetik restorasyonlarda marjinal uyumu etkileyen çok sayıda faktör bulunmaktadır. Bunlar; preparasyon, ölçü işlemi, alaşım çeşidi, döküm işlemleri, uygulanan yöntem, kullanılan materyalin biyolojik uyumu, uygulamayı gerçekleştiren teknisyen, porselen fırınlama işlemleri ve simantasyon işlemleri olarak sıralanabilir (Ushiwata ve Moraes, 2003; Soriani ve ark., 2007).

Bilgisayar teknolojisinin gelişimi ile diş hekimliğinde CAD/CAM sistemlerin kullanımı artmıştır. Bilgisayarda yapılan tasarımın sonrasında frezeleme ve lazer sinterleme üniteleri ile dental restorasyonlar elde edilmektedir.

Bilgisayar destekli üretim teknolojileri ile üretim maliyetlerinin düşürülmesi, üretim süresinin azaltılması ve daha iyi sonuçlar verecek şekilde üretimin uygun şartlarda yapılabilmesi amaçlanmaktadır (Delikanlı ve ark., 2005).

In vitro çalışmamızın amacı; üç değişik sistem ile hazırlanan üç ve dört üyeli sabit köprü protezlerinin porselen fırınlama işlemi öncesinde ve porselen fırınlama işlemi sonrasında marjinal uyumlarında meydana gelen değişikliklerin ölçülmesi ve elde edilen sonuçların birbirleri ile karşılaştırılmasıdır. Elde edilen veriler ile bilgisayar teknolojisi ile üretilen altyapıların diş hekimliği pratiğinde kullanıma uygun olup olmadığı, sistemin yararlılığı ve işlevselliği değerlendirilecektir.

Çalışmamızın hipotezi; direkt metal lazer sinterleme ile elde edilen metal altyapı ile daha iyi marjinal uyum değerlerinin elde edileceğidir.

4. GENEL BİLGİLER

4.1. Metal Seramik Restorasyonlar

Bir veya birden fazla metalin, metal olmayan bir elementle, çoğunlukla da oksijenle yaptığı bir bileşim olarak tanımlanan seramikler genellikle silikat yapısındadır (Craig ve ark., 2002). Doğal diş yapısını taklit edebilmeleri, ışık geçişine izin vermeleri, ağız içindeki sıvılarından etkilenmemeleri, yumuşak dokularla uyumlu olmaları, doğal dişe benzer ısıl genleşme katsayısına sahip olmaları, aşınmaya karşı dirençleri ve renk değiştirmemeleri gibi avantajlar seramik materyallerin günümüz diş hekimliğinde en yaygın olarak kullanılan restoratif malzemelerden olmasını sağlamıştır (Hondrum, 1992; Craig ve ark., 2002).

Seramik materyali makaslama ve çekme kuvvetlerine karşı dirençsiz iken, baskı kuvvetlerine karşı dirençlidir. Porselenin gelen kuvvetlere karşı daha dayanıklı olması için porselen materyalinin altyapısı, metal veya yüksek dayanıklılığa sahip seramik ile desteklenmektedir (Craig ve ark., 2002).

Griffith çatlakları; seramik materyalinin dış yüzeyinde boyutları 3-6 μm aralığında değişen ve cm^2 'de ortalama 1000 adet bulunan mikro çatlaklardır; bu mikro çatlaklar camın içindeki iç stresleri arttırmaktadır. Çıplak gözle görünmeyen bu mikro çatlakların boyu ve yönüne bağlı olarak, çatlakların uç kısımlarında stresler birikebilir, kuvvetler tekrarlandığında mikro çatlaklar büyüyüp ilerler (Özgüneş, 2008).

Griffith çatlaklarının genişleyip ilerlemesini engellemek için seramiklerin metal altyapı ile desteklenmesi, seramik materyalinin mekanik özelliklerinin ve gerilme streslerine karşı dirençlerinin artmasına yardımcı olur. Metal seramik restorasyonlarda; seramiğin metale bağlanan alt yüzeyindeki mikro çatlakların ilerlemesi metal yüzeyindeki oksit tabakası ile seramik arasında fırınlama esnasında oluşan kimyasal bağlantı sayesinde önlenmektedir (Özgüneş, 2008).

Feldspatik seramikler 70 MPa gibi düşük gerilme direncine sahiptir. Diş hekimliğinde kullanılan en eski seramikler olan feldspatik seramikler metal altyapı

ile desteklendiklerinde bükülme dayanıklılıkları 550 MPa'a kadar çıkmaktadır (Koçak, 2006). Feldspatik seramikler fırınlanma esnasında doğrusal olarak % 11,5-14 ve hacimsel olarak % 32-37'lere varan büzülme göstermektedir. Feldspatik seramiklerin metal altyapı ile desteklenmesi ile restorasyonun bitim sınırında seramiğin boyutsal değişikliği kontrol edilebilir (Craig ve ark., 2002).

Metal destekli porselen restorasyonlarda; porselenin bağlandığı metal alaşımın lokal doku reaksiyonu potansiyeli ve korozyon toksisitesi riski vardır. Metal ile porselen arasındaki ısısal genişleme katsayısı arasındaki büyük farklılık nedeniyle bağlanma dayanıklılığı düşüş göstermektedir. Porselen fırınlama işlemi sonrasında metal yüzeyinde ortaya çıkan oksit tabakasının kalın olması metal porselen bağlantısını olumsuz etkilemektedir. Metaller ışık geçirmezler ve renk derinliğinde yetersiz kalırlar. Sonuç olarak restorasyonun doğal görünümünün elde edilmesi güçleşmektedir. Gümüş içeren metal alaşımları ile porselen kullanıldığında renk değişimine neden olma ihtimali vardır. Metal destekli porselen restorasyonlarda hem metal hem de porselene yer sağlamak için yapılacak diş kesimi miktarının fazla olması pulpa dokusunda irritasyona sebep olabileceği için dezavantaj olarak görülmektedir (Nayır, 1999).

Diş hekimleri uyguladıkları sabit restorasyonların % 80'inde metal destekli restorasyonları tercih etmektedirler (Luthy ve ark., 2005). Yapılan uzun süreli çalışmalar ile metal-seramik köprülerin % 80.2'sinin, kuronların ise % 88.7'sinin 10 yıllık takip sonrasında sorunsuz şekilde fonksiyonda oldukları bildirilmiştir (Özcan, 2003).

4.1.1. Metal seramik sistemlerin bileşenleri

Metal seramik restorasyonların metal altyapı ve seramik üstyapı olmak üzere iki ana bileşeni vardır. Seramik üstyapı ile metal altyapı arasındaki oksit tabakası ayrı bir bileşen de olsa metal altyapıya dahil olarak kabul edilmektedir. Seramik üstyapı ayrı ayrı tabakalara sahiptir fakat tek bir yapı gibi fonksiyon görür. Metal seramik yapılar; metal bir altyapı, opak, dentin ve mine seramiği ve son katman olarak glazür tabakasından oluşan yapılardır (Yamamoto, 1985).

4.1.1.1. Metal altyapı

Konvansiyonel düşük ısı seramiği tek başına kullanıldığında mekanik özellikleri yeterli olmayacağından metal bir altyapı ile desteklenmesi gerekir. En yaygın olarak kullanılan tipi ise Ni-Cr alaşımlarıdır. Altyapı için kullanılacak metalin kalınlığı alaşımının tipine göre değişkenlik göstermekle birlikte ideal kalınlık miktarı 0,5 mm olarak bildirilmiştir (Yamamoto, 1985; Craig ve ark., 2002).

Silver ve arkadaşları (1960), metalin 0,5 mm'nin altında bir kalınlığa sahip olması durumunda; seramiğin büzülmesine bağlı olarak, özellikle marjinal kısımda, metalin deforme olabileceği ve altyapı uyumunun olumsuz yönde etkileneceğini bildirmişlerdir. Straussberg ve arkadaşları (1966), metalin 0,5mm'den daha az kalınlığa sahip olması durumunda çigneme basınçları altında deforme olacağını bildirmişlerdir. Isaacson ve Isaacson (1981), altyapı kalınlığının 0,3 mm'den az olmaması gerektiğini bildirmişlerdir.

4.1.1.2. Oksit tabakası

Fabrikasyon aşamasında metal altyapı, ön ısı uygulamasına tabi tutulur ve yüzeyi oksitlendirilir. Isıl işlem sırasında metal üzerinde oluşan metal oksit tabakası seramiğin metale bağlanmasında anahtar rol oynar. Okside olmayan soy metaller için alaşıma minör metaller eklenerek oksit tabakası oluşturulur. Oksidasyon işlemi alaşım tiplerine göre farklıdır. Alaşımın tipinden bağımsız olarak oksit tabakası, metal altyapı üzerinde tek moleküllü bir film tabakası şeklinde olmalıdır. Alaşımın tipine göre film tabakasının kimyasal yapısı değişebilir. Oksit kalınlığı açısından soy ve soy olmayan alaşımlar arasında bir karşılaştırma yapıldığında soy olmayan metal alaşımlarındaki oksit tabakanın daha kalın olduğu bulunmuştur. Bu olayın nedeni olarak da soy metal alaşımlarda oksit yapımının, genellikle alaşımın içeriğine optimal miktarda eser oranda elementlerin eklenmesiyle kontrol edilebilirken, soy olmayan metal alaşımlarında ise içerdikleri bütün elementlerin okside olabilecek yapıda olmaları sonucunda bunun sağlanamamasına bağlanmaktadır (Bowers ve ark., 1985; Hammad ve ark., 1987; Nayır, 1999; Craig ve ark., 2002).

4.1.1.3. Opak seramik tabakası

Metal altyapının koyu rengini maskeleyebilmek amacıyla üretilen opak seramikleri ile opak tabakası oluşturulur. Fırınlama işlemi vakum altında tamamlanan opak tabakasının kalınlığı metal altyapının rengine ve uygulanan seramiğin markasına göre değişmektedir. Bu tabaka için kabul edilen ideal kalınlık 0,2-0,3 mm'dir (Barghi ve ark., 1982; Naylor, 1992).

4.1.1.4. Dentin seramik tabakası

Rengin belirlenmesinde temel bileşen, pigmentasyona uğramış metal oksitleri barındıran dentin tabakasıdır. Doğru bir seramik renginin oluşturulması ve asgari dayanıklılık için asgari 0,5-1,0 mm azami 1,5-2,0 mm dentin ve mine seramiği kalınlığına ihtiyaç vardır. Bazı araştırmacılar; restorasyonun 1/3 orta bölgesinde minimum 1,2-1,3 mm; 1/3 kesici kenar/oklüzal yüzey bölgesinde minimum 1,5-1,6 mm seramik kalınlığını ideal olarak kabul etmektedir. Metal altyapı 2 mm'den daha kalın işlenip pişirilen seramik tabakasını yeteri kadar destekleyemeyeceği için, seramik tabakası oklüzal kuvvetler karşısında kırılma riskiyle karşı karşıya kalacaktır. Bunun yanında, normalden daha kalın üretilen seramik yapı içinde stresler oluşarak çatlak ortaya çıkabilecektir (Yamamoto, 1985).

4.1.1.5. Mine seramiği tabakası

Doğal diş minesini taklit etmek için geliştirilmiştir. Dentin seramiğine oranla daha fazla ışık geçirgenliğine sahip olan mine seramiği ışık geçirgenliğini sağlaması için dentin seramiği işlenen tüm yüzeylere uygulanabilir. Dentin ve mine seramiği arasındaki renk geçişlerinin doğala daha yakın elde edilebilmesi için mine seramiği ve dentin seramiğinin tek seferde fırınlaması tercih edilmektedir (Yamamoto, 1985).

4.1.1.6. Glazür tabakası

Bu tabaka yüzeydeki olası çatlakları doldurarak yapının mekanik özelliklerini artırır. Şekillendirilmesi tamamlanmış yapı üretici firma talimatlarına göre belirlenmiş ısıya kadar ısıtıldığında yüzeyde kısmen erimiş ve parlak bir hal almış bir seramik tabakası oluşmaktadır. Bu işleme doğal glazür adı verilir (Yamamoto, 1985).

4.2. Metal ve Metal Alaşımları

Diş hekimliğinde metal ve metal alaşımlarının kullanımı oldukça yaygındır. 1950'li yılların başlarından itibaren metal alaşımlar ile birlikte porselenin kullanılmaya başlanmış ve günümüze kadar metal-seramik sistemlerle ilgili çok sayıda araştırma yapılmıştır. Kristal bir yapıya sahip olan metal alaşımları, ısı ve elektriği iyi iletirler ve opaklardır. Atomlar, kristal yapı içinde birbirleri ile sıkı ilişkiindedir. Tüm metaller oda ısısında parlak ve serttir, bunun tek istisnası civa metalidir (Craig ve ark., 2002).

Alaşım: İki veya daha fazla metalin karışımıdır. Farklı metaller eriyik halde iken birbirleri içinde karşılıklı eriyebilirler. İki farklı metalin birleşmesi binary alaşım olarak tanımlanırken, üç metalin birleşmesi tersiyer alaşım olarak adlandırılmaktadır. Herhangi bir alaşımın mümkün olan tüm birleşme olasılıklarına alaşım sistemi adı verilir (Craig ve ark., 2002).

Alaşımlar ve metaller için aynı prensipler geçerlidir. Metal alaşımlar; erime derecesinden daha düşük derecelere soğutulduklarında 4 farklı olay meydana gelir:

1. Solid solüsyon: Alaşımı oluşturan metallerin erimiş halde birbirleri içinde kaldığı durumdur. Düzenli, düzensiz ve intertisyel olmak üzere üç farklı solid solüsyon vardır.

2. Bileşimi meydana getiren metaller birbirleri içinde erimezler.

3. Alaşımı oluşturan iki metal birbiri içinde kısmen erirler.

4. Birbirlerine karşı afinite gösteren iki metal, belirli kimyasal formülü olan intermetalik bileşikler meydana getirirler (Naylor, 1992).

4.2.1. Metal alaşımlarının fiziksel özellikleri

Bir döküm restorasyonun başarılı olabilmesi için uygun özelliklere sahip metal alaşım kullanılmalıdır (Roberts ve ark., 2009).

Metal alaşımların klinik başarısını etkileyen özellikler;

1. Akma dayanıklılığı
2. Döküm hassasiyeti (Döküm uyumu)
3. Elastisite modülü
4. Isı altında zamana bağlı deformasyon direnci (Creep resistance)
5. Isısal genleşme katsayısı
6. Lekelenme ve korozyona direnç
7. Oksit formasyonu
8. Reziliens
9. Sertlik
10. Yatırılabilirlik

4.2.1.1. Akma dayanıklılığı

Herhangi bir materyalde elastik deformasyonun bittiği ve plastik deformasyonun başladığı strese akma dayanıklılığı denir. Akma dayanıklılığı, materyalin kalıcı deformasyona uğramaksızın dayanabildiği mekanik stres miktarını belirler (O'Brien, 2008).

4.2.1.2. Döküm hassasiyeti (döküm uyumu)

Döküm hassasiyetini etkileyen en büyük faktörlerden biri, sıvı halden katı hale geçen metalin büzülmesidir. Metaller soğurken ergime derecesine göre farklı özellikler gösterirler. Eğer bir metal düşük ergime derecesine sahipse, yüksek ergime derecesine sahip bir metale göre daha az ısısız büzülme sergiler (Shillingburg ve ark., 1997).

4.2.1.3. Elastisite modülü

Herhangi bir materyalin elastik deformasyona olan direncini gösterir. Elastisite modülü; birim alana uygulanan kuvvete materyalin gösterdiği elastik deformasyondur. Uzun gövdeli köprülerde elastisite modülünün yüksek olması istenmektedir (Phillips, 1991).

4.2.1.4. Isı altında zamana bağlı deformasyon direnci (creep resistance)

Ergime derecesine yakın ısıda tutulan metale sabit kuvvet altında uygulanan kuvvet sonucu metalde meydana gelen deformasyon, zamanla artış gösterir. Zamana bağlı meydana gelen bu plastik deformasyona creep denir (Phillips, 1991).

4.2.1.5. Isısal genleşme katsayısı

Doğrusal ısısal genleşme katsayısı; bir maddenin 1 °C'lık ısı değişimi sonucu birim uzunluğunda meydana gelen boyutsal değişiktir. Metal destekli porselen restorasyonlarda materyallerin ısısal genleşme katsayılarındaki farklılıklarından yararlanılarak metal ile porselenin bağlantısını güçlendirmek mümkündür. Porselen materyalinin ısısal genleşme katsayısının metal alaşıma göre küçük bir miktar daha fazla olması, restorasyon oda ısısına soğurken porselenin daha az büzülmesi ve metalin daha fazla büzülmesini sağlar ve porselende metal üzerine sıkışma kuvvetleri oluşturur. Böylece farklı özellikleri olan metal alaşımı ve porselen materyali ısı işlem uygulanarak birbirine bağlanmış olur (Yamamoto, 1985).

4.2.1.6. Lekelenme ve korozyona direnç

Restorasyonda kullanılan altyapı metal alaşımının biyouyumlu olabilmesi için korozyona ve lekelenmeye karşı dirençli olması gerekir. Soy metaller, korozyona ve lekelenmeye oldukça dirençlidirler. Ağızda yer alacak metal alaşımları alerjik reaksiyonlara sebep olmamalı ve ağız sıvılarında çözülmemelidir (Phillips, 1991).

4.2.1.7. Oksit formasyonu

Bir metal alaşımın porselene kimyasal olarak bağlanması, porselen ile metal alaşım arasındaki metal oksitlerin kimyasal etkileşimi neticesinde gerçekleşir (Yamamoto, 1985). Meydana gelen oksit tabakasının özellikleri; kullanılan metal alaşımının içeriğine, döküm tekniğine ve oksitleme işlemine göre farklılık gösterir. İyi bir metal-porselen bağlantısı için metal yüzeyinde oluşan oksit film tabakasının; porselende çözünür olması, porselenin ısıl genleşme katsayısına etki etmemesi ve çevre dokulara toksik etkide bulunmaması gerekmektedir (Craig ve ark., 2002).

Soy olmayan metal alaşımlarda oksit tabakası kendiliğinden oluşmaktadır. Metal yüzeyinde oluşan oksit tabakası kalın olursa metal - seramik bağlantısı zayıflar (Akın, 1999). Soy metal alaşımlarında, indiyum, çinko, demir ve kalay gibi metaller alaşıma eklenerek kabul edilebilir oksit tabakası oluşturularak metal ile porselen arasında güçlü bir bağlantı sağlanır. (Butel ve ark., 1991).

4.2.1.8. Reziliens

Bir materyalin plastik deformasyona uğrayıncaya kadar absorbe edebildiği mekanik enerjidir. Metal destekli porselen restorasyonların ağız içinde okluzal kuvvetlere dayanması için reziliens modülü yüksek olmalıdır (Phillips, 1991).

4.2.1.9. Sertlik

Metal alaşımının sert olması, metal destekli porselen restorasyonların laboratuvar işlemlerinin uygulanması açısından dezavantajdır. Ancak özellikle uzun gövdeli köprü restorasyonlarında metalin sert olması restorasyonun klinik başarısını arttırmaktadır (Craig ve ark., 2002).

4.2.1.10. Yatırılabilirlik

Kuron ya da köprü restorasyonlarının marjinal bölgelerindeki metalin klinikte metal bir alet yardımıyla kurona doğru adapte edilmesine “yatırılabilirlik” denir. Akma dayanıklılığı düşük metaller bu işlem için idealdir. Restorasyonların doku ile iyi bir uyumu olabilmesi için yapılan bu işlem restorasyonun başarısını etkileyen faktörlerden biridir (Craig ve ark., 2002).

4.3. Metal Alaşımlar ile İlgili Kullanılan Terimler

Soy (Asil) metal: Korozyon ve paslanmaya karşı dirençleri, oksidasyona karşı iyi kimyasal stabiliteleri olan metaller soy metaller olarak adlandırılır (Givan, 2007). Altın (Au), platin (Pt), paladyum (Pd), rutenyum (Ru), iridyum (Ir), osmiyum (Os), rodyum (Rh) ve rutenyum (Ru) dış hekimliğinde kullanılan soy metallerdir (Phillips, 1991).

Soy olmayan metal: Soy olmayan metal terimi genellikle ‘baz’ veya ‘kıymetsiz’ metal terimleriyle aynı anlamda kullanılmaktadır. Okside olabilen metallerdir.

Yarı kıymetli metal: Belirli miktarda gümüş içeren soy metal alaşımlar için kullanılan terimdir. Kavram kargaşasına sebep olan hatalı bir terimdir ve dış hekimliği terimi olarak kullanılması tercih edilmez (Naylor, 1992).

Kıymetli metal: Ekonomik olarak değerli olan ve doğada az bulunan bazı metaller için kullanılan bir terimdir. Tüm soy metaller kıymetli metaldir fakat tüm kıymetli metaller soy metal değildir.

Kıymetsiz metal: Bu terim, ekonomik olarak değerli olmayan ve ulaşılması kolay olan metaller için kullanılan bir terimdir. Teknik olarak doğru bir terim değildir.

Baz metal: Nikel (Ni), krom (Cr), kobalt (Co) gibi soy olmayan metaller için kullanılan bir terimdir (Naylor, 1992).

4.4. Seramiklerle Kullanılan Metal Alaşımlarının Sınıflandırılması

Metal-seramik restorasyonlarda kullanılan metal sınıflandırmaları metallerin maliyetine, yapısına ve kullanım şekline göre yapılabilmektedir. Metal alaşımlar için yapılmış çok sayıda sınıflandırma vardır.

Mc Lean, metal-seramik restorasyonlarında kullanılan metal alaşımlarını aşağıdaki şekilde sınıflandırmıştır (McLean, 1979):

A- Soy Metal Alaşımları

I. Yüksek oranda altın içerenler:

Altın – Platin- Paladyum alaşımları

Altın- Platin- Tantalyum alaşımları

(%84 Au- %7-9 Pt- %4-6 Ta, %1-3 Ag)

II-Düşük oranda altın içeren alaşımlar

Altın - Paladyum- Gümüş alaşımları

(%50 Au- %30 Pa- %12 Ag- %8 In+Sn)

III-Altın içermeyen alaşımlar

Paladyum – Gümüş alaşımları

(%60 Pa - %38 Ag – %2 In+Sn)

B- Soy Olmayan Metal Alaşımları

I- Nikel- Krom alaşımları (Ni - Cr)

II- Kobalt- Krom alaşımları (Co - Cr)

O'Brien ise farklı bir sınıflandırma yapmıştır ve yine metal-seramik restorasyonlarında kullanılan metal alaşımlarını soy metal alaşımları ve soy olmayan metal alaşımları olmak üzere iki ana grupta toplamıştır (O'Brien, 2008):

A- Soy Metal Alaşımları

I. Paladyum Alaşımları

Paladyum- Gümüş alaşımları (Pd - Ag)

Paladyum- Bakır alaşımları (Pd - Cu)

Paladyum- Kobalt alaşımları (Pd - Co)

II-Altın Alaşımları

Altın- Platin- Paladyum alaşımları (Au - Pt - Pd)

Altın- Paladyum alaşımları (Au - Pd)

Altın - Paladyum- Gümüş alaşımları (Au - Pd- Ag)

B- Soy Olmayan Metal Alaşımları

I- Nikel- Krom- Berilyum alaşımları (Ni - Cr - Be)

II- Nikel- Krom alaşımları (Ni - Cr)

III- Kobalt- Krom alaşımları (Co - Cr)

IV- Titanyum- Titanyum alaşımları (Ti- Ti)

4.4.1. Soy metal alaşımları

Soy metal alaşımların temel elementleri paladyum ve altındır.

Paladyum – Gümüş Alaşımları: Bu alaşımlar; uygun elastiklik katsayısı sayesinde uzun gövdeli köprülerde kullanılabilir, Direnci yüksek olan bu alaşımlar aynı zamanda ekonomiktir. Kusursuz bir döküm elde etmek zordur ve içeriğindeki gümüş

nedeniyle seramikte yeşil renklenmelere sebep olur. Alaşımın yapısında % 60 Pd, % 38 Ag ve % 2 oranında In-Sn bulunmaktadır. Alaşımdaki paladyum oranının artması gaz problemini arttırır. Alaşıma indiyum ve kalay ilave edilerek alaşımın sertliği arttırılarak oksit tabakasının oluşması sağlanmıştır. Alaşımda paladyumun kullanılması ısıl genleşme katsayısını düşürür ve erime derecesini 1045-1080 °C' ye getirir. Alaşımdaki gümüş oranı arttıkça alaşımın ısıl genleşme katsayısı artar, erime derecesi ise düşer (McLean, 1979; Roberts ve ark., 2009).

Paladyum – Bakır Alaşımları: Alaşımın yapısında % 70-80 paladyum, % 15 bakır ve % 9 oranında galyum bulunmaktadır. Paladyum – gümüş alaşımları kadar yüksek akma direncine sahip değildir. Erimeyi zor olduğundan döküm işlemleri de zordur fakat döküm açısından kabul edilebilir özelliklere sahiptirler. Bazı paladyum – bakır alaşımları diğer alaşımlara göre daha yoğun oksit tabakası oluştururlar. Oluşan bu yoğun oksit tabakasını metalin üstüne sürülen opak ile kapatmak zordur. Bu alaşımlar yüksek sertlik derecelerine sahip olmalarına rağmen çalışma özellikleri oldukça iyidir (Roberts ve ark., 2009).

Paladyum – Kobalt Alaşımları: Paladyum - bakır alaşımlarına göre daha düşük porselen bağlantı kuvvetine sahiptir. Çoğu soy metal alaşımında olduğu gibi paladyum - kobalt alaşımlarının gren boyutu incedir. Kullanım alanı oldukça sınırlı olan bu alaşımın en büyük dezavantajı maskelenmesi çok zor olan koyu bir oksit tabakası oluşturmasıdır. Termal genleşme katsayısının yüksek olması ise bu alaşımların en önemli avantajıdır. Alaşım; % 88 oranında paladyum ve % 4-5 oranında kobalt içerir (Roberts ve ark., 2009).

Altın - Platin - Paladyum Alaşımları: Dökümü kolay olan altın - platin - paladyum alaşımlarının marjinal uyumu çok iyidir. Döküm işlemi sonrası tesviyesi kolay olan düzgün yüzeyler oluşturur. Seramik ile güçlü bir bağ oluşturur. Korozyona dirençli olan alaşım toksik özellik göstermemektedir. Yoğunluğu yüksek, sertliği düşük olan alaşımların bükülme direnci düşük olduğundan uzun gövdeli köprü restorasyonlarında kullanıldığında marjinal bölgelerde deformasyonlar ortaya çıkabilmektedir. İçeriğinde % 84 Au, % 7-9 Pt, % 4-6 Pa, ve % 1-3 oranında Ag vardır.

Yüksek orandaki altın içeriği nedeniyle maliyeti yüksektir ve bu yüzden kullanımını çok azdır. Yaklaşık 1325°C erime derecesine sahiptir (McLean, 1979; Roberts ve ark., 2009).

Altın – Paladyum Alaşımaları: Altın - paladyum alaşımaları, % 50 oranında altın ve % 40 oranında da paladyum içerirler. Termal genişleme katsayısının bazı porselenlerle uyumsuz olması önemli bir dezavantajdır. Alaşıma düşük oranlarda gümüş eklenerek termal genişleme katsayısı artırılır ve metal ile porselenin uyumunun daha iyi olması sağlanır. Metalin porselene bağlantı kuvveti kabul edilebilir seviyededir. Ekonomik olarak pahalı olan alaşımın korozyona karşı direnci yüksektir (McLean, 1979; Roberts ve ark., 2009).

Altın – Paladyum – Gümüş Alaşımaları: Dökümü kolay ve marjinal uyumu iyi olan altın - paladyum - gümüş alaşımlarının korozyona karşı direnci yüksek ve seramikle bağlantısı iyidir. İçerdiği paladyum miktarının fazla olması nedeniyle döküm ısısı yüksektir ve deformasyona karşı direnci fazladır. Fakat bunun yanında paladyum; döküm esnasında gaz çıkışına ve buna bağlı olarak da seramik yapıda bozulmaya neden olabilmektedir. Bu alaşımlarda karşılaşılan en büyük sorun içeriğindeki gümüşün porseleni renklendirmesidir. Dış hekimliği pazarında gümüş renklenmesine dirençli seramik markaları bulunmaktadır. Alaşımın erime derecesi değeri 920°C – 1260°C arasındadır. Oranlar değişmekle birlikte içeriğinde yaklaşık % 50 Au, % 30 Ag, % 12 Ag ve % 8 oranında In-Sn vardır (McLean, 1979; Naylor, 1992; Lehner ve Scharer, 1992, Roberts ve ark., 2009).

4.4.2 Soy olmayan metal alaşımları

Nikel – Krom - Berilyum Alaşımaları: Oldukça yaygın olarak kullanılan metal-seramik alaşımıdır. Bu alaşımlar, metal seramik restorasyonlarda kullanılan soy olmayan metal alaşımlarının çok büyük bir kısmını teşkil eder. İçeriğindeki krom oranı arttıkça artış gösteren erime derecesi yaklaşık 1400°C'dir. Birleşiminde çoğunlukla % 70-80 Ni, % 15 Cr bulunur. Soy alaşımlara göre daha ince hazırlanabilen nikel - krom - berilyum alaşımlarının seramikle oluşturduğu bağlantı oldukça güçlüdür. Soy metal alaşımlara göre oldukça ekonomiktir. Uzun gövdeli köprülerde eğilme ve bükülmeye sebep olmadan kullanılabilmesini sağlayan yüksek

elastiklik katsayısı ve akma direnci vardır. Soy olmayan metal alaşımı olması nedeniyle kalın bir oksit tabakası oluşur. Oluşan kalın oksit tabakası seramik bağlantısını zayıflatabilir ve seramikte renklenmeye sebep olabilir. Hassas döküm elde etmesi ve tesviyesi zor olan metal alaşımlarıdır, üretilen kuron marjlerinde pürüzlü yüzey oluşabilmektedir. Berilyum, sitotoksik; nikel, nikel alerjisi olan hastalarda toksik özellik gösterebilir (Roberts ve ark., 2009).

Nikel – Krom Alaşımları: Berilyumun sitotoksik özelliğinden dolayı berilyum içeren alaşımlar sakıncalıdır. Bu sebeple nikel - krom - berilyum alaşımlarından berilyum metali çıkarılmıştır. Alaşımın özellikleri büyük oranda nikel - krom - berilyum alaşımları ile benzerlik gösterir. Berilyumun dokulara olan zararlı etkisi dışında benzer avantaj ve dezavantajlara sahiptir (O'Brien, 2008).

Kobalt-Krom Alaşımları: Yapısal özellikleri nikel - krom alaşımlarına oldukça benzemektedir. İçeriğinde nikel bulunmadığından nikel alerjisi riski ortadan kaldırılmıştır. Alaşımın içeriği % 65 Co, % 26 Cr, % 9 Ni'dir. Berilyum, karbon, molibden, silikon ve boron gibi elementler de eser miktarlarda bulunmaktadır. Krom metali; yüzeyde ince bir oksit tabakası meydana getirir ve alaşımı korozyona karşı daha dirençli kılar. Alaşım; 1300°C' de erir (Roberts ve ark., 2009).

Titanyum- Titanyum Alaşımları: Titanyum oldukça yüksek biyouyumluluğa sahip bir metaldir. Metal destekli porselen restorasyonlarda titanyum kullanımında karşılaşılan temel sorun; titanyumun laboratuvar işlemlerinde karşılaşılan zorluklardır. Titanyum metali 2000°C gibi yüksek derecelerde eridiği için dökümü zordur. Titanyum özel tasarlanmış argon atmosferli fırınlarda eritilir (O'Brien, 2008).

4.5. Metal Destekli Seramik Kuron ve Köprü Restorasyonlarının Altyapılarının Üretim Yöntemleri

Metal destekli seramik kuron ve köprü restorasyonların metal altyapısının elde edilmesinde konvansiyonel mum uçurma tekniği, CAD/CAM metal frezeleme tekniği ve lazer sinterleme olmak üzere 3 ayrı teknik kullanılmaktadır.

4.5.1. Konvansiyonel mum uçurma tekniği

Konvansiyonel mum uçurma tekniği çok eski çağlardan beri mum modelleri metale donuşturmek için kullanılmaktadır. Diş hekimliğinde kullanımı 19. yüzyılın sonlarına rastlar. Teknikte mum modelajı çevreleyen ısıya dirençli bir revetman materyali kullanılır, mum ısıtılarak uzaklaştırılır ve sonra eritilmiş metal döküm kanalından ilerleyerek mumdan geriye kalan boşluğu doldurur. Diş hekimliğinde, revetmana alma ve döküm işleminde meydana gelebilecek kuuk farklılıklar uretilen döküm restorasyonun kalitesini etkiler. Başarılı bir döküm işlemi için son derece dikkatli olunmalıdır. Teknikte kullanılan her bir değişkenin etkisinin bilinmesi teknikte yapılacak olası modifikasyonlar açısından önemlidir (Rosenstiel ve ark., 2006).

4.5.1.1. Döküm kanalı materyali

Döküm kanalı materyalinin dizaynı döküm restorasyonunun tipine, metal alaşımın çeşidine ve döküm makinasına göre farklılık gösterir. Döküm kanalı materyali mumdan, plastikten veya metalden olabilir. Döküm işleminde döküm kanalı materyali olarak en çok mum tercih edilmektedir unku mum modelaj ile aynı oranda erirler ve boylice erimiş mumun kolayca çıkmasını sağlarlar. Çoğunlukla, erimiş metalin revetman içine kolayca akmasını sağlayan ve metalin sertleşmesi esnasında rezervuar görevi görebilen nispeten geniş çaplı döküm kanal materyali tercih edilir. Molar dişler ve metal seramik restorasyonlar için 2,5 mm çapında tij materyali, premolar ve çoğu parsiyel kuron restorasyon için 2 mm çapında döküm kanalı materyali tercih edilir. Döküm kanalı materyalinin mum modelaj ile bağlantı noktası, eriyik halindeki metalin revetman içindeki tüm boşluklara rahatça akabilmesini sağlayacak şekilde olmalıdır. Döküm kanalı materyalinin bağlantı yeri için çoğunlukla dişlerin non-fonksiyonel tuberkulleri tercih edilir. Döküm esnasında türbülansı en aza indirebilmek için tij materyalinin bağlantı yeri dikkatlice yuvarlatılmış olmalıdır. Santrifüj döküm tekniğinde, mum modelaj ile döküm kanal mumunun bağlantı bölge si dar olmamalıdır aksi halde dökümde porozite riski oluşur. Mum modelaj ile döküm kanal mumunun bağlantı bölge si fazla kalın olduğunda ise bu bölgede metalin soğuması daha geç olur ve dökümün i yüzeyinde porozite

meydana gelir. Küçük modelajlara döküm kanal mumunun uygulanması esnasında yardımcı döküm kanal mumlarının kullanımı tavsiye edilmektedir. Bu yardımcı döküm kanal mumları, döküm esnasında oluşan gazların çıkışına imkan tanır (Rosenstiel ve ark., 2006).

4.5.1.2. Döküm konisi

Revetmana alma işleminde döküm manşetine taban görevi görür. Döküm kanal mumu döküm konisine bağlanır. Döküm konisi genellikle lastikten üretilir. Döküm konisinin şekli kullanılan döküm makinasına ve manşet tipine göre değişir. Modern döküm makinalarında, döküm konisi kısa döküm kanalı kullanabilmek için genellikle uzundur.

4.5.1.3. Manşet ve astar

Manşetler, revetman sertleşirken çevreleyici bir işlev görürler ve sertleşme genişmesini sınırlarlar. Daha fazla genişme sağlamak amacıyla manşet içerisine sıkıştırılabilir olması nedeniyle astar materyali yerleştirilir. İki tabaka astar materyali kullanımı revetmanın sertleşmesi esnasında ekstra bastırılabilirlik sağlayarak genişmeyi artırır. Astar materyali olarak önceleri asbest kullanılırken, asbestin sebep olduğu sağlık problemleri nedeniyle artık başka materyaller kullanılmaktadır. Astar materyalinin ıslatılması higroskopik genişmeyi artırır. Revetmanın su banyosunda tutulması higroskopik genişmeye neden olarak genişmeyi artırır. Mum modelajın döküm manşet içindeki pozisyonu genişmeyi etkiler. Tutarlı sonuçlar elde etmek için, tek üyeli bir restorasyon modelajı manşetin tam ortasında konumlandırılmalı, manşet duvarlarından eşit mesafede uzaklıkta olmalıdır. Sabit protezlerde mum modelaj ne kadar manşetin merkezinde yer alırsa başarı oranı o kadar artar (Rosenstiel ve ark., 2006).

4.5.1.4. Manşetsiz revetman tekniği

Yüksek dirençli, fosfat bağlı revetmanların kullanımı ile birlikte manşetsiz döküm tekniği oldukça popüler olmuştur. Bu teknik kağıt ya da plastik manşet kullanımını mümkün kılmaktadır. Mum uçurma işleminden önce döküm konisi ve plastic manşet revetmandan uzaklaştırılır. Bu teknik genleşmeyi kısıtlamaz ve bu durum yüksek oranda büzülme gösteren yüksek ısılarda eriyen alaşımlarda kullanışlıdır.

4.5.1.5. Revetmanlar

Revetmanlar, bağlayıcı çeşidine göre alçı bağlı revetmanlar, fosfat bağlı revetmanlar ve silika bağlı revetmanlar olarak 3'e ayrılır. Revetmanların kendilerine uygun kullanım alanları vardır. Alçı bağlı revetmanlar altın alaşımlarının döküm işlemlerinde kullanılır. Fosfat bağlı revetmanlar metal seramik restorasyonların altyapılarında tercih edilirler. Silika bağlı revetmanlar ise hareketli bölümlü protezlerin üretiminde kullanılan yüksek ısılarda eriyen baz metal alaşımlarının döküm işlemlerinde tercih edilir. Silika bazlı revetmanların kullanım alanı kısıtlıdır (Rosenstiel ve ark., 2006).

4.5.1.5.1. Alçı bağlı revetmanlar

Alçı, kristobalit ve quartz ile birlikte revetmanda bağlayıcı olarak bulunur. Kristobalit ve quartz mum uçurma işlemi esnasındaki revetmanın termal genleşmesinden sorumludur. Alçı bazlı revetmanlar ideal revetmanın özelliklerinin çoğunu sağlamaktadırlar fakat 650 °C'den yüksek ısı derecelerinde stabil olmadıklarından ve alaşımda sülfid kontaminasyonu riski yaratacağından metal seramik alaşımların dökümünde uygun değildir.

4.5.1.5.2. Fosfat bağlı revetmanlar

Fosfat bağlı revetmanlar, alçı bağlı revetmanlara göre bazı avantajlara sahiptir. Yüksek ısı derecelerinde daha stabildirler ve bu özellikleri ile metal seramik döküm

işleminde tercih edilmektedirler. Genleşmeleri uygun ve rahat bir şekilde kontrol edilebilir. Alaşımların dökümündeki ısı derecelerinde hızlıca genişirler. Fosfat bağlı revetmanlar ile üretilen dökümler alçı bağlı revetmanlar ile üretilen dökümlere göre daha pürüzlüdürler ve revetmandan çıkarması daha zordur. Fosfat bağlı revetmanlar daha düşük poroziteye sahiptirler ve döküm yüzeyinde döküm incilerine sıklıkla rastlanır (Rosenstiel ve ark., 2006).

4.5.1.5.3. Silika bağlı revetmanlar

Bağlayıcı olarak ısıtılınca silikaya dönüşebilen silika jeli kullanılır. Silika veya silisik asit jel bağlayıcısı üretmek için çeşitli metotlar mevcuttur. Sodyum silikatın pH'ı asit veya monoamonyum fosfat gibi asit tuzu eklemek suretiyle düşürülürse silisik asit jeli meydana gelir. Magnezyum oksit ilavesi ile jel kuvvetlendirilir. Amonyum klorür gibi hızlandırıcı ilave etmek yoluyla koloidal silikanın sulu bir süspansiyonu elde edilebilir. Bağlayıcı oluşturmakta kullanılan başka sistem ise etil silikattır. Etil silikat hidroklorik asit, etil alkol ve su eşliğinde hidrolize edilerek ilk önce koloidal silisik asit meydana gelir. Diğer revetmanlarda olduğu gibi termal genişleme miktarı kullanılan silika doldurucusunun miktarına, partikül büyüklüğü ve partikül tipi ile kontrol edilmeye bağlıdır. Silika bağlı revetmanlar, ısıya fosfat bağlı revetmanlardan daha dayanıklıdır, yüksek ısı ve döküm sıcaklıklarına dayanabilir. Yüksek erime derecesine sahip olan Cr alaşımlarının dökümünde 1090 °C- 1180 °C'lık sıcaklıkların kullanılması tavsiye edilmektedir (Zaimoğlu ve ark., 1993).

4.5.1.5.4. İdeal revetmanın özellikleri

- 1- Kontrol edilebilir genişmeye sahip olmalı
- 2- Düzgün yüzey özelliklerine sahip dökümler üretebilmeli
- 3- Yüksek ısı dereceli dökümlerde kimyasal olarak stabil olmalı
- 4- Döküm kuvvetlerine karşı yeterli derecede dirençli olmalı
- 5- Gaz çıkışını sağlamaya yetecek kadar poroz yapıda olmalı
- 6- Dökümün revetmandan ayrılmasına izin vermeli

4.5.1.5.5. Revetmana alma

Revetmanın vakumla karıştırılması, özellikle fosfat bağlı revetmanlarda daha kaliteli döküm yüzeyi elde edebilmek için tavsiye edilmektedir.

4.5.1.5.5.1. Fırça tekniği

Bu teknikte önce, mum modelaja yüzey gerilim düşürücü uygulanır, modelaj yüzeyi tamamen ıslak olmalıdır. Revetmanın karıştırılmasında kullanılacak bol silinerek kurutulmalıdır. Revetman tozu bol içerisindeki likit üzerine eklenir ve manuel olarak hızlıca karıştırılır. Daha sonra bol ile vakum hortumu bağlanarak bol boşaltılır ve mekanik karıştırma devam eder. Karıştırma süresi ve karıştırmada kullanılan bol üretici firma talimatlarına uygun olmalıdır. Fırça yardımıyla mum modelaj tamamen revetman ile kaplanır. Revetman uygulanması işleminde nazikçe vibrasyon yapılır. Mum modelaj tamamen revetmanla kaplandığında manşet döküm konisinin üzerine yerleştirilir ve manşet vibrasyonla birlikte aşağıdan yukarıya doğru yavaşça revetman ile doldurulur. Revetman modelaj seviyesine ulaştığında manşet hava boşluğu kalmaması için eğilendirilir. Manşet tamame revetman ile doldurulduğunda, revetman sertleşmeye bırakılır. Higroskopik teknikte, manşet 37 °C'de 1 saat su banyosunda bekletilir. Revetmana alma işlemi, revetmanın çalışma süresi içinde zaman kaybetmeden gerçekleştirilmelidir (Rosenstiel ve ark., 2006).

4.5.1.6. Mum uçurma

Mum uçurma işlemi, termostatik olarak kontrol edilen bir fırında revetmanın içindeki tüm mum parçaları buharlaşmaya kadar ısıtılması işlemidir. Revetmanın ulaştığı sıcaklık termal genişlemeyi belirler. Mum uçurma işleminde revetman içindeki bütün su uzaklaştırılmalıdır. Ulaşılan sıcaklık tüm mumu eritecek kadar yüksek olmalıdır. Manşetin revetmandan çıkarılması aşamasında sıcaklığın aniden düşmemesi için sıcaklık yeteri kadar süre belirli bir seviyede tutulmalıdır. Sıcaklığın aniden düşmesi döküm işleminin istenildiği şekilde tamamlanamamasına sebep olur. Revetman mum uçurma işleminde ısıtıldıktan sonra sıcaklığını korumalı ve döküm

tamamlanmalıdır. Revetmanın soğuması ve tekrar ısınması dökümün başarısız olmasına sebep olabilir çünkü revetman ve bağlayıcısı orjinal formlarına geri dönmez. Böyle bir durumda, yetersiz genleşme ve revetmanda çatlaklar ortaya çıkabilir. Üretici firma talimatları doğrultusunda revetmanın yeteri kadar süre (genellikle 1 saat) sertleşmesi beklenir ve sonra döküm konisi revetmandan uzaklaştırılır. Daha sonra revetman, döküm kanal boşluğu aşağıya gelecek şekilde ön ısıtma fırınının tablası üzerine yerleştirilir. Fırındaki tabla eriyen mumun dışarıya rahatça akabileceği şekildedir. Fırın 200 °C'ye getirilir ve bu sıcaklıkta 30 dakika beklenir. Bu aşamada mumun büyük bir kısmı erimiş olur. Daha sonra son mum uçurma kısmına geçilir ve fırın sıcaklığı (üretici firma talimatlarına göre 480 °C - 650 °C) artırılır ve 45 dakika beklenir.

4.5.1.7. Döküm

Bir döküm makinesinin, alaşımı eritmek için ısı kaynağına ihtiyacı vardır. Döküm işlemini tamamlamak için, döküm kuvveti, erimiş alaşımın yüzey geriliminin yüksekliğini aşmak için yeterince yüksek olmalıdır aynı şekilde revetman içindeki gazın direnci de yüksek olmalıdır. Konvansiyonel alaşımlar bir hava-gaz ısı kaynağı ile eritilebilir ancak metal- seramik alaşımlar için yüksek bir gaz-oksijen ısı kaynağı gereklidir. Bazı metal alaşımlar için çok delikli gaz-oksijen ısı kaynağı ya da oksiasetilen ısı kaynağı gereklidir. Elektirikli ısıtma, sıcak bir kalıbın ısı yaymasıyla ya da alaşımlardan indüksiyon akımı oluşumuyla meydana gelebilir. Genel olarak, elektrikli makineler büyük dental laboratuvarlar için daha pahalı ve daha gereklidir. Küçük laboratuvarlar ve dental muayenahaneler için ise bir ateşli ısı kaynağı daha uygun bir seçimdir. Günümüzde halen hava basıncıyla ya da santrifüj gücüyle çalışan döküm makineleri kullanılmaktadır (Rosenstiel ve ark., 2006).

4.5.1.7.1. Döküm tekniği

Alaşımlar eritilip döküm için hazır oluncaya kadar, manşet fırından çıkarılmaz. Daha önceden dökümü gerçekleştirilmiş metal alaşıma ait artıklar temizlenmelidir.

Farklı üreticilerin alaşımları benzer olsalar bile birbirleri ile karıştırılmamalıdır. Her bir alaşım için özel bir pota kullanılmalıdır.

Döküm makineleri saat yönünde üç kez dönerler (metal seramik alaşımlarda 4 kez döner) ve pimin olduğu pozisyonda kilitlenir. Alaşımın döküme dönüşmesi için pota döküm makinasına yerleştirilir. Isı kaynağı (metal seramik alaşımlar için gaz-oksijen, normal alaşımlar için gaz-hava) yakılır ve ayarlanır. Metal seramik alaşımlar için klinisyen gözlerini korumak için renkli gözlük takmalıdır. Alaşımın temas halinde olacak olan potalar önceden ısıtılmalı ve daha sonra alaşım eklenmelidir. Metal seramik alaşımlar dökümünde, pota çok soğuk ise döküm işlemi başarısızlıkla sonuçlanabilir. Gerekli döküm basıncının sürdürülebilmesi için yeterli miktarda alaşım olmalıdır. Yüksek yoğunluktaki metal alaşımlar için 6 gr anterior ve premolar dökümler için genellikle yeterlidir. Molar dişlerin dökümü için 9 gr gövde dökümü için ise 12 gr yeterlidir. Alaşım, döküme hazır hale gelene kadar ısıtılır. Nikel-krom ve kobalt alaşımlar, metal alaşım tablet üzerindeki keskin kenarlar yuvarlaklaşmaya başladığında döküm için hazır hale gelmiş demektir. Revetman döküm makinesinin kızağına yerleştirilir. Döküm makinesinin kolu döküm işlemi için serbest bırakılır. Makinenin, elle durdurulabilir seviyede yavaşlayana kadar dönmesine izin verilir, ve manşet makineden uzaklaştırılır (Rosenstiel ve ark., 2006).

4.5.1.8. Dökümün revetmandan çıkarılması

Alçı bağlı revetmanlar çabuk dağılırlar, artık maddelerin temizliği bir diş fırçası yardımı ile kolayca yapılabilir. Son revetman izleri ultrasonla uzaklaştırılabilir. Oksitler, % 50'lik hidroklorik asit ile temizlenebilir. Fosfat bağlı revetmanlar, alçı bağlı revetmanlar gibi kolayca uzaklaştırılmazlar ve bazıları döküm manşetinden zorla uzaklaştırılır. Akan suyun altında uygulanan soğutma işleminden sonra revetman elle tutulabilecek kadar soğuktur. Revetman manşetin döküm kanalının olduğu tarafta bir bıçak yardımıyla trimlenir. Revetmanın diğer tarafı döküm kenarlarına zarar verme riski taşıdığından trimlenmez. Döküm manşetinin astarı ortaya çıktığında, revetman döküm manşetinden itilerek çıkartılır. Revetman hala sıcak olduğundan akan su altında kırılır. Revetmanın artıkları ucu künt bir el aleti

yardımı ile dökümden kazınır. Revetmana ait son izler hidroklorik asitle uzaklaştırılır. Dökümün iç yüzeylerinin kazınmasını ve kenarların hasarını önlemek içindikkatli olunmalıdır.

Dökümün iç yüzeyi dikkatlice kontrol edilmeden güdük üzerine oturtulmamalıdır. Dökümün yüzeyinin pürüzsüz olması beklenir fakat yine de bitim ve polisaj işlemleri yapmak gerekir. Mum modelaj ve revetman arasında sıkışan gaz baloncukları nedeniyle döküm yüzeyünde döküm incileri ortaya çıkabilir. Bunlar çok büyük veya marjinal bölgede olduklarında dökümün tekrarlanması gerekir. Küçük boyutta olduklarında $\frac{1}{4}$ veya $\frac{1}{2}$ round frez ile uzaklaştırılırlar. Döküm restorasyonun marjinal uyumunun kötü olmasının sebebi mum modelajın güdükten uzaklaştırılırken distorsiyona uğraması olabilir. Ayrıca sertleşme genleşmesinin çok yüksek olması da marjinal bölgedeki uyumsuzlukların sebebi olabilir (Rosenstiel ve ark., 2006).

4.5.2. CAD/CAM sistemi (computer aided design/computer aided manufacturing)

Diğer endüstri alanlarında olduğu gibi diş hekimliği teknolojisinde de üretim aşamaları gittikçe otomatikleşmektedir. Diş hekimliğindeki laboratuvar masrafları tedavi ve planlamada oldukça önemli bir faktördür. Dijital diş hekimliği piyasadaki rekabetçi üretim için uygun imkanlar sunmaktadır. Bilgisayar teknolojisindeki gelişmeler ile daha seri ve daha ekonomik üretim gündeme gelmiştir ve günümüzde bilgisayar yardımı ile üretilmiş restorasyonların kullanımı yaygınlaşmıştır (Beuer ve ark., 2008).

CAD/CAM sistemlerinin geliştirilmesi ilk olarak 1970'li yıllarda Dr. Duret tarafından Sopha sisteminin geliştirilmesi ile başlamıştır. Daha sonra Dr. Moermann ve Dr. Andersson sırasıyla CEREC ve Procera sistemini geliştirmişlerdir (Miyazaki ve ark., 2009).

CAD, bilgisayar destekli tasarımın (computer aided design) kısaltmasıdır, CAM ise bilgisayar destekli üretimin (computer aided manufacturing) kısaltmasıdır. CAD/CAM terimi üretim metodu ile ilgili bilgi vermemektedir. CAD/CAM teknolojisinin: yeni, sorunsuz ve kontrollü materyal üretimi; teknik hassasiyet, kalite

ve verimliliğin artırılması ve standart zincir üretim için veri saklanması; planlamanın geliştirilmesi gibi oldukça önemli avantajları vardır. Bu teknoloji ile; ölçü alma, alçı dökme ve mum modelaj üretimi gibi aşamalara gerek kalmaz. Ayrıca hızlı bir şekilde yapılabilen tasarımın gerektiğinde değiştirilebilmesi ve çoğaltılabilmesi gibi avantajları da vardır. CAD/CAM teknolojisinde veriler bilgisayar yardımı ile toplanarak tasarım ve üretimde kullanılır. Bilgisayar teknolojilerindeki gelişmelerle yeni üretim metotları sağlanabilir, yeni tedavi yöntemleri geliştirilebilir (Beuer ve ark., 2008).

Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim; konvansiyonel yöntemleri ortadan kaldırır, restorasyonu klinikte/hasta başında üretebilmeyi sağlar, çok iyi bir estetik sağlar ve restorasyonun kalitesini artırır (Christensen, 2001).

4.5.2.1. CAD/CAM sistemlerinin avantaj ve dezavantajları

Teknolojinin her geçen gün gelişmesi ve bu gelişmelerin diş hekimliğine de yansmasıyla CAD/CAM sistemlerinin mevcut avantajları artmakta, dezavantajları ise gün geçtikçe azalmaktadır.

Avantajları:

Üretim için gereken zamanın daha az olması, laboratuvar işlemlerinin ortadan kalkması, kullanılan materyallerin yüksek kalitede olması, restorasyonları yüksek kalite ve hassasiyetle üretilebilmesi ve bu kalitenin sürekliliği, tabaka kalınlığı/çapı, prepare edilen dişin şekli gibi değişkenlerin kontrolündeki kolaylık CAD/CAM sistemlerinin avantajlarıdır (Mehl ve Hickel, 1999).

Dezavantajları:

Kullanılan bazı sistemlerin uzman bir operator gerektirmesi, monokromatik prefabrike blok kullanımında tam seramik sistemlerde yaşanan renk sorunu, kullanılan cihazların maliyetinin yüksek olması CAD/CAM sistemlerinin dezavantajları olarak sıralanabilir (Mehl ve Hickel, 1999).

4.5.2.2. CAD/CAM sistemlerinin sınıflandırılması

Diş hekimliğinde, CAD/CAM sisteminin bileşenlerinin bulunduğu yere göre üç farklı şekilde sınıflandırılır (Beuer ve ark., 2008);

4.5.2.2.1. Hasta başında üretim (chairside concept): Laboratuvar işlemlerine gerek olmaksızın, klinikte, preparasyonun yapıldığı seansta restorasyon üretilir. Ağız içi kamera kullanılarak konvansiyonel ölçü alma işlemleri elimine edilir. Zaman kazancı sağlanır ve hastaya tek seansta restorasyon teslim edilir.

4.5.2.2.2. Laboratuvar üretimi (labside concept): Bu yöntemde laboratuvar işlemi gerekmektedir. Diş hekimi aldığı ölçüyü ana modelin üretilmesi için laboratuvara gönderir. Sonra tarayıcı yardımıyla ana model üzerinde üç boyutlu görüntü kaydedilir. Tasarım işleminden sonra veriler aşındırma cihazına gönderilir. Daha sonra altyapının uyumu ana model üzerinde kontrol edilir ve gerekli ise düzeltmeler yapılır. En son aşamada diş teknisyeni tarafından seramik uygulaması gerçekleştirilir (Luthy ve ark., 2005).

4.5.2.2.3. Merkezileştirilmiş üretim (centralised concept): Bu üretim şeklinde bilgisayar yardımı ile dental restorasyonun üretimi aşındırma merkezinde gerçekleşmektedir. Laboratuvarda üretilen veriler, CAD/CAM cihazı ile üretimin yapılması amacıyla internet vasıtası ile bağlantı kurulabilen bir üretim merkezine gönderilir. Restorasyon üretildikten sonra sorumlu laboratuvara ulaştırılır. Ana model üzerindeki son kontroller yine laboratuvarda gerçekleştirilir. Özet olarak bu yöntemde üretimin 1. ve 2. basamakları laboratuvarda, 3. basamak ise üretim merkezinde gerçekleştirilmektedir (Reich ve ark., 2005).

CAD/CAM sistemlerini açık ve kapalı sistemler olarak da sınıflandırmak mümkündür;

I- Açık sistemler: Bu sistemde tasarımın üç boyutlu bilgisi yazılım kısmından donanım kısmına gönderilir. Açık sistemler, farklı donanımlar arasında ve farklı üretim merkezleri arasında seçme şansı sunar.

II- Kapalı sistemler: Kapalı sistemlerde; tarayıcı, yazılım ve donanım üniteleri bir arada, aynı yerde bulunmaktadır. CAM sistemleri arasında seçim yapılmasına imkan sağlamaz (Witkowski, 2005).

4.5.2.3. CAD/CAM sistemlerinde kullanılan materyaller

CAD/CAM sistemlerinde farklı materyaller kullanılabilir.

4.5.2.3.1. Metaller: Diş hekimliğinde kullanılan aşındırma cihazlarında; titanyum-titanyum alaşımları, kobalt-krom alaşımları kullanılabilir. Yüksek maliyetinden dolayı değerli metal alaşımlarının kullanılması tercih edilmemektedir. Örneğin; Everest Bio T-Blank (KaVo, saf titanyum).

4.5.2.3.2. Rezin materyaller: Rezin materyaller kullanılarak geçici kuron ve köprü protezlerinin altyapıları veya tam anatomikleri üretilebilir. Piyasada bulunan rezin materyallere örnek olarak Cercon base cast (DeguDent) ve Everest C-Cast (Kavo) verilebilir.

4.5.2.3.3. Silika bazlı seramikler: İnce, onley, viner, parsiyel kuron ve tam kuronların üretiminde kullanılabilir. Piyasada monokromatik ve çok renkli bloklar olarak bulunmaktadır, örneğin; IPS Empress CAD Multi (IvoclarVivadent) çok renkli, IPS e.max CAD Multi (IvoclarVivadent) monokromatik bloklardır.

4.5.2.3.4. İnfiltrasyon seramikleri: Aşındırılabilen infiltrasyon seramik blokları poroz yapıda hazırlanır daha sonra cam infiltre edilir. Piyasada Vita In-Ceram Alumina (Al_2O_3), Vita In-Ceram Zirconia (70% Al_2O_3 , 30% ZrO_2) ve VITA In-Ceram Spinell ($MgAl_2O_4$) olarak bulunmaktadır.

4.5.2.3.5. Okside yüksek performans seramikleri: Günümüzde CAD/CAM sistemleri için hazırlanmış alüminyum oksit ve zirkonyum oksit bloklar bulunmaktadır Piyasada bulunan alüminyum oksit bloklarına örnek olarak In-Ceram AL Block (Vita) ve inCoris Al (Sirona) verilebilir. Zirkonyum oksit bloklarına ise örnek olarak; Lava Frame (3M ESPE), Cercon Smart Ceramics (DeguDent), Everest ZS und ZH (KaVo), inCoris Zr (Sirona), In-Ceram YZ (Vita) ve zerion (etkon)'u verilebilir (Beuer ve ark., 2008).

4.5.2.4. CAD/CAM sistemlerini oluşturan parçalar

4.5.2.4.1. Tarayıcı

Üç boyutlu diş ve çene yapılarını tarayarak dijital veri olarak kayıt eden kısımdır (Beuer ve ark., 2008). Ağız içi, optik ve mekanik olmak üzere üç farklı tarayıcı vardır (Witkowski, 2005);

Ağız içi tarayıcı: Ağız boşluğundaki prepare edilen diş ve çevresindeki yapıların görüntülerini dijital olarak kaydeden tarayıcıdır (Witkowski, 2005).

Optik tarayıcı: Işık kaynağı olarak beyaz ışık veya lazer ışığı kullanılarak görüntüleme yapan tarayıcıdır (Mehl ve ark., 1997).

Mekanik tarayıcı: Ana model üzerinden yakut bir küre yardımıyla mekanik tarama yapan tarayıcıdır. Yüksek doğrulukta tarama yapmaya izin verir, hata payı oldukça düşüktür (Webber ve ark., 2003).

4.5.2.4.2. Yazılım

Farklı çeşitlerde restorasyon tasarımının ve planlamasının üç boyutlu olarak yapılabileceği kısımdır. Yazılımda, kuron ve köprü restorasyonların altyapı tasarımı gerçekleştirilebileceği gibi, tam anatomik kuron, parsiyel kuron, inley ve inley ayaklı köprü tasarımları da yapılabilmektedir (Reiss, 2007).

4.5.2.4.3. Donanım

CAD/CAM sistemlerinde metal altyapı üretimi, Co-Cr metal bloğun aşındırılması ve metal tozlarının lazer sinterleme vasıtasıyla birbirine tabaka tabaka kaynaştırılması şeklinde 2 farklı yolla yapılabilir (Quante ve ark., 2008).

Aşındırma cihazlarının yazılım kısmında üretilen verilerin aktarıldığı donanım kısmı freze ve aşındırma ünitelerinden meydana gelir. Burada işlem, materyal bloklarının frezelenmesi yoluyla olur (Tinschert ve ark., 2004). Donanım cihazları aşındırma eksenlerinin sayısına göre 3 eksenli, 4 eksenli ve 5 eksenli aşındırma cihazları olmak üzere 3'e ayrılır. Aşındırma, kuru ve ıslak aşındırma olarak iki farklı

şekilde gerçekleştirilebilir. Metaller ve cam seramikler ıslak aşındırma işlemi ile aşındırılır. Islak aşındırma esnasında kullanılan elmas ya da karbid kesici uçlara materyalin aşırı ısınmasını engellemek amacıyla soğuk bir spreyc uygulanır (Beuer ve ark., 2008).

Lazer sinterleme cihazlarının donanım kısmında toz malzeme yatağı bulunur. Toz malzemeye uygulanan lazer ışığı ile tabaka tabaka ergitme gerçekleştirilir ve üretim gerçekleştirilir.

4.5.3. Lazer sinterleme

Lazer sinterleme tekniği hızlı direkt imalat sistemlerinin gelişmesi ile ortaya çıkmıştır. Hızlı direkt imalat sistemlerinde üretilen son ürün bir prototip ise işleme “Hızlı Prototip Üretim” adı verilir. Hızlı prototip cihazları; Toz Bağlama, Işıklı Kür, Tabaka Yığılma ve Harç Yığılma olmak üzere dört gruba ayrılır. Hızlı prototipleme teknolojisi ile üç boyutlu parçalar konvansiyonel aletlere gerek duymaksızın direkt olarak bilgisayar tasarımından üretilebilmektedir. Konvansiyonel yöntemlerle üretilemeyen parçalar çok kısa süre içerisinde hızlı prototipleme ile üretilebilmektedir. Hızlı prototipleme yöntemleriyle daha önce plastik materyaller kullanılırken teknolojide gelişmeler kaydedilmesi ile birlikte günümüzde metaller kullanılabilir (Santos ve ark., 2006).

1971 yılında Pierre Ciraud, lazer ışını kullanılarak metal tozları eriterek birbirine kaynaştırma ve katı metal parçalar oluşturma fikrini ortaya atmıştır. Fakat o dönemdeki bilgisayar teknolojileri bu fikrin hayata geçirilmesine izin vermemiştir. 1984 yılında Chuck Hull, hızlı prototiplemenin ticarileşmesi adına 3D Systems firmasını kurmuştur. Chuck Hull, detaylı olarak üç boyutlu tabaka tabaka üretim yapacak bir cihazın çalışma metodunu açıklamış ve bu alanda alınan ilk patentin sahibi olmuştur. Chuck Hull açıkladığı sistemde yapı malzemesi olarak sıvı reçine tercih etmiş fakat daha sonra sıvılardan başka materyaller de kullanılabilirliğinin farkına vararak sistemi stereolitografi olarak adlandırmıştır. Günümüzde tabakalı üretimde kullanılmakta olan, katı materyallerin yüzeylerini tanımlayan dosya formatı STL'nin patent başvurusunu yine Chuck Hull yapmıştır.

Materyallere bilgisayar yardımı ile foton veya ısı uygulanarak şekil vermek hızlı prototip teknolojilerinin temelini teşkil eder. Bu sistemleri kullanarak bilgisayarda hazırlanmış üç boyutlu tasarımdan hedef parçayı üretebilmek mümkündür. Ürünün kısa zamanda ve yüksek verimle üretilmesi, gelişen ve gün geçtikçe daha rekabetçi bir hal alan dental sektörde büyük avantaj sağlamaktadır. Metal tozlarından direkt olarak esas parçanın üretimine imkan sağlayan Seçici Lazer Sinterleme (SLS) ve Seçici Lazer Ergitme (SLE) sistemlerinin gelişimi prototip anlayışını kırması yönüyle üretim sektörü açısından büyük önem taşımaktadır (Delikanlı ve ark., 2005).

Paslanmaz çelik, titanyum alaşımı, nikel bazlı alaşımlar, kobalt bazlı alaşımlar ve alüminyum materyalleri kullanılarak; seçici lazer sinterleme, seçici lazer ergitme, lazer mikrosinterleme ve üç boyutlu lazer kaplama yöntemleriyle lazer uygulanır ve metal parçalar üretilir. Üretilen metal parçalar otomotiv sektöründe, uzay sanayisinde ve biyomedikal alanda kullanılabilir (Azari ve Nikzad, 2009).

Herhangi bir toz malzeme yatağının yüzeyine lazer veya farklı bir ışık uygulanması yöntemiyle katman katman ergitilerek katı parça üretilmesine “lazer sinterleme“ adı verilir. Bu yöntemde uygun metal tozları kullanımı ile metal parça üretimine verilen ad ise “Doğrudan Metal Lazer Sinterleme (DMLS)”’dir. 1986’da Carl Deckard, toz malzeme kullanarak bir çalışma gerçekleştirmiştir ve yöntemine Seçici Lazer Sinterleme (SLS) adını vermiştir. 1987 yılında Michael Feygin, lazer kullanarak 0.002 – 0.02 inç kalınlığındaki metal toz tabakasını ısıtıcı bir silindir yardımı ile kontrollü basınç altında sıkıştırma ve daha sonra tabakayı lazer ile katman kesimine uygun olarak tarama prensibine dayalı yeni bir fikir geliştirmiş, 1989 yılında Nyrhila, 100 µm kalınlığındaki bronz-nikel bazlı toz metali bir DMLS cihazı olan EOSINT M 250 cihazında kullanmıştır ve daha önce üretilmeyen dayanıklı parçaların yüksek kalitede üretimine önayak olmuştur. DMLS yöntemi, EOS firması tarafından Almanya’da geliştirilmiştir ve 1995 yılından itibaren EOSINT M 250 lazer sinterleme makinası ile birlikte ticari olarak piyasada yer almaktadır.

Seçici Lazer Sinterleme (SLS)/ Seçici Lazer Ergitme (SLE) (Isıtarak Toz Bağlama) yönteminde ısı altında birbirine kaynaşan bir inşa materyali tozu kullanılır. İnce bir tabaka şeklinde yayılan toz yüzeyinde saptanan bölgeler lazer ile taranarak bu bölgelerdeki tozun sinterlenerek komşu toz taneleri ile kaynaşması sağlanır. Toz

tanelerinin birbirine kısmen ve/veya tamamen kaynaşması sağlandıktan sonra, üretim ünitesinin tabanında bulunan düzlem, bir katman kalınlığı aşağı yönde hareket eder. Bu işlem ana parça üretilinceye kadar defalarca tekrarlanır. Üretim işlemi sonrasında serbest tozlar vakum veya fırça yardımı ile üretim platformundan uzaklaştırılır. Oksidasyonun ortadan kaldırılması için genelde nitrojen veya argon gaz ortamında sinterleme ve ergitme gerçekleştirilir. İşlemin hızını ve verimliliğini arttırmak için üretim yüzeyi ısıtıcılarla ısıtılır (Özuğur, 2006).

SLS işleminde, toz partikülleri arasında bölgesel ergitme meydana gelirken, SLE işleminde ise toz malzemede tam ergitme meydana gelir. Yöntemde, düşük ergime derecesine sahip tozlar, tek bileşenli ve alaşımli tozlar kullanılmaktadır. Sinterlemede düşük ergime noktasına sahip metaller kullanıldığında tam erime mümkün olmaktadır. Ergitmede ise üretilen parçaların yoğunluğu yüksektir. SLS yönteminde; metal ve seramik tozlarının yanında, plastik, mum, naylon ve polikarbonatlar da kullanılabilir. SLS yöntemi; oldukça verimli bir yöntemdir, zaman kazancı sağlamaktadır, üretim kolay ve hassas bir şekilde yapılabilir ve üretilen model için çok az bitirme işlemine ihtiyaç duyulur (Özuğur, 2006).

4.5.3.1. Lazer sinterlemede işlem sırası

Data hazırlanması: Önce CAD programında üç boyutlu model tasarımı ve planlaması yapılır. Daha sonra ilgili CAD dosyasının formatı STL formatına çevirilerek kaydı gerçekleştirilir. 3D Systems adlı firma tarafından geliştirilen STL formatı hızlı imalat yapan cihazlarda standarttır ve imalatın daha basit ve kolay uygulanabilir olmasını sağlar. STL dosyası, üçgenler yardımıyla taranan parçanın dış yüzeyini meydana getirir. ASCII ve ikili format olmak üzere iki farklı STL formatı bulunmaktadır. Bunlardan ikili format daha az yer kaplar fakat okunulurluğu ASCII formatına göre daha kötüdür. Avantajlarının yanında STL formatının bazı dezavantajları vardır. STL formatında bazı geometrik kusurlarla karşılaşmaktadır. Bir STL dosyası orjinal CAD dosyasından daha fazla yer kaplayabilmektedir ve büyük STL dosyalarının dilimlenmesi çok uzun zaman alabilmektedir. Üretim işleminin yavaşlamasına neden olan hatalar için onarım yazılımına gerek duyulmaktadır. Bazı CAD sistemlerinde STL formatıyla uyumsuzluk sorunu ile karşılaşmaktadır. STL formatıyla kayıt edilen dosya, üretim cihazının yazılımına

gönderilir. SLS ve SLE cihazları tarafından üretimi yapılacak model yatay olarak dilimlenerek üretim işlemine hazır hale getirilir (Uysal, 2000; Özüğür, 2006).

Üretim Aşaması: Üretilecek parça için hangi materyalin kullanılacağı saptanır. Üretim cihazına uygun tane boyutuna sahip metal tozu seçilmelidir. Piyasada üretim cihazları için özel olarak üretilmiş metal tozları bulunmaktadır. Seçilen metal tozu üretim cihazının haznesine yerleştirilir ve üretim sürecine başlanır. Modelin üretilmesinde parça üzerindeki ana unsurlar üretim sırasında desteklenmeli ve çevresindeki boşluğa çökmesini önlenmelidir. Bu amaçla, modeldeki ana unsur olmayan boşluk bölgeler destek yapılar ile hazırlanır. Üretim tamamlandıktan sonra bu destek yapılar parça yüzeyinden uzaklaştırılarak temizlenir. Sütunlu destek ve çevreleyici destek olmak üzere iki farklı destek yapı kullanılır. Sütunlu destek; sütunlar şeklinde hazırlanır. farklı bir materyal kullanılabileceği gibi ana üretim materyali de kullanılabilir. Üretim aşamasından sonra kimyasal olarak, el yardımıyla kırılarak veya ısı ile uzaklaştırılabilir. Çevreleyici destek; üretilecek ana parça haricindeki boşluğa kimyasal madde doldurulur. Üretim işlemi sonrasında bu destek yapı kimyasal sıvılar yardımıyla uzaklaştırılır (Delikanlı ve ark., 2005; Özüğür, 2006).

Yüzey İşlemleri: Üretilen prototip/son ürün yüzeyinin son kontrolü yapılır. Porözlu yüzey gibi yapısal bir hata olup olmadığı saptanır. Uygun tesviye işlemleri yapılarak ürünün son işlemleri tamamlanır.

4.5.3.2. Eosint teknolojisi

EOS firması tarafından SLS (Seçici Lazer Sinterleme) olarak bilinen üretim teknolojisinin patentlenmiş adıdır. Uygulamaya bağlı olarak çelik, alüminyum ve titanyum alaşımlar, nikel bazlı alaşımlar, kobalt-krom alaşımları kullanılmaktadır. EOSINT[®], metal tozunun 200W gücündeki fiber lazer teknolojisi ile bölgesel olarak eritilmek suretiyle gerçekleşen bir işlemdir. Lazer ışını ile taranarak parçanın yüzeyleri meydana getirilir. Soğutmanın ardından malzeme sertleşir. Üretim alanının (250mm x 250mm x 215mm) aşağı doğru ilerlemesiyle yeni katmanlar için yeniden toz serpererek ve eritme yapılarak, tabaka tabaka kalıp üretimi yapılır, katman aralığı 20-100 µm'dir. Üretim hızı 2-20 mm³/s' dir.

4.6. Marjinal Uyum

Sabit dental restorasyonlar temel olarak hastanın ağız içi ve genel sağlığına zarar vermeden kayıp ağız içi dokuların estetiğini ve fonksiyonunu restore etmeyi amaçlar (Rosenstiel ve ark., 2006).

Restorasyon marjinleri ile preparasyon kenarları arasındaki morfolojik uyum marjinal adaptasyon olarak tanımlanır. Kuron restorasyonlarında prepare edilen dişin ve restorasyonun uzun dönemdeki prognozu açısından yüksek kırılma direncine sahip materyallerin kullanılması ve iyi marjinal adaptasyonun elde edilmesi en önemli iki kriterdir (Goldin ve ark., 2005).

İyi bir adaptasyona sahip olmayan bir restorasyon destek diş ve çevre dokular için potansiyel zararlı etkiye sahiptir. Ağızdaki bakterilere geçiş yolu sağlar ve bu bakterilerin konağa adezyonuna zemin hazırlar, bu durum da sekonder çürük oluşumuna ve diş eti reaksiyonlarına sebep olabilmektedir. Dentin tübüllerinden pulpaya doğru olan sızıntı sonrası endodontik inflamasyon meydana gelebilir. Buna ek olarak restorasyonun kendisi de kötü marjinal uyumdan etkilenebilir, yanlış oturması sonucu stres konsantrasyonlarının oluşması restorasyonun dayanıklılığını ve uzun dönem başarısını azaltır (Nawafleh ve ark., 2013).

Restorasyonların kalitesi ve klinik başarısı değerlendirilirken marjinal adaptasyon temel belirleyici özelliştir. Tam seramik restorasyonların marjinal adaptasyonunun iyi olması, marjinlerde sıkı kapanmanın sağlanması, restorasyonun uzun süreli klinik başarısı, dental ve periodontal dokuların bütünlüğü, yapıştırma simanının çözünmesi ve restorasyonun kırılma direncinin artması açısından vazgeçilmez unsurdur (Conrad ve ark., 2007).

Restoratif materyal ile diş dokusu arasında sıvılar, bakteriler, moleküller ve iyonların geçişi mikrosızıntı olarak tanımlanabilir. Kuron marjinde var olan mikrosızıntı restorasyonun başarısızlığına sebep olabilir. Marjinal uyumsuzluğun artması siman kalınlığının artmasına, bu da mikrosızıntı miktarının artmasına sebep

olur. Mikrosızıntının olması pulpa dokusunda hassasiyet oluşmasına ve zaman içerisinde dişin vitalitesinin kaybına neden olur (Bindl ve ark., 1999).

Restorasyonların marjinal uyumu yeterli kalitede değil ise zaman içerisinde yapıştırıcı simanın çözünmesi artacağından, diş ile restorasyon arasında oluşacak olan aralık bölgeyi bakteri ve yiyecek artıkları doldurur ve plak akümüasyonu oluşur. Bu aralık alanda toplanan plakta zaman içerisinde çürüklere, periodontal dokularda hasara ve sonuç olarak protezin başarısızlığına neden olmaktadır (Conrad ve ark., 2007).

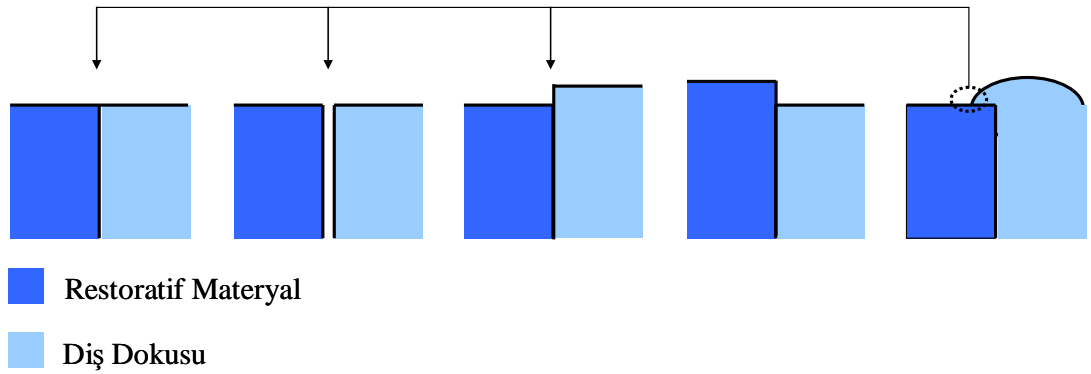
Kuron veya köprü restorasyonu uygulanan bireylerde periodontal doku cevabını inceleyen bir çalışmada, pürüzlü yüzeye sahip, subgingival bitirilen ve marjinal adaptasyonu kötü olan restorasyonların çok daha yüksek oranda marjinal inflamasyona neden olduğunu fakat iyi cilalı yüzeylere sahip, marjinal adaptasyonu iyi restorasyonların çevresinde de diş eti enflamasyonunun gelişebildiği belirtilmiştir (Knoernschild ve Campbell, 2000).

McLean ve Von Fraunhofer (1971), 5 yıllık periyotta 1000 sabit restorasyonun marjinal uyumunu incelemişler ve 80 µm'den az olan marjinal boşluğun klinik şartlar altında tespitinin zor olduğunu belirtmişlerdir.

Nawafleh ve arkadaşları (2013), literatürde seramik sistemler için kanıt niteliği taşıyan optimum marjinal uyum değerinin bulunmadığını, marjinal uyum değerlerinin geniş bir yelpazede (7.5 µm ile 206.3 µm arası) değişmekte olduğunu rapor etmişlerdir. Bu çeşitliliğin nedenini de “marjinal uyum” tanımının farklı olmasına, uyumun değerlendirilmesinde kullanılan metot farklılıklarına, takip edilen test parametrelerine ve araştırılan seramik sistemine bağlı olabileceğini bildirmişlerdir.

Restorasyon materyali ile diş dokusu arasındaki geçiş morfolojik olarak farklı şekillerde belirlenebilir. Bunlar 5 tip olabilir;

- 1) **Düzdün geçis:** İki materyal arasında aralık olmadığı,
- 2) **Marjinal açıklık:** İki materyal arasında aralık olduğu, temasın olmadığı,
- 3) **Pozitif basamak:** Restorasyon materyalinin seviyesinin diş dokusu seviyesinden dışarda olduğu,
- 4) **Negatif basamak:** Restorasyon materyalinin seviyesinin diş dokusu seviyesinden içerde olduğu,
- 5) **Overfilled ilişki:** Restorasyon materyalinin kavite marjini üzerine yayıldığı durumdur (Anusavice, 1989).



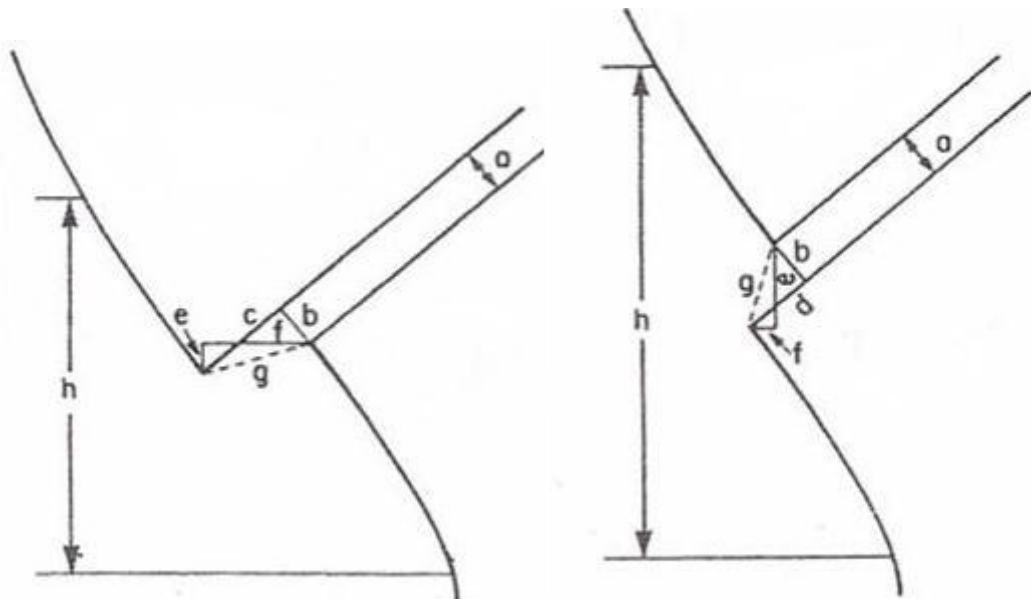
şekil 4.1. Diş dokusu ile restoratif materyal arasındaki marjinal geçiş şekilleri

Marjinal uyumu inceleyen çalışmalarda ölçüm için kullanılan referans noktaları ve kullanılan terimler araştırmacılar arasında farklılık göstermektedir. Bu farklılıkları önlemek için Holmes ve arkadaşları (1989), çalışmalarında restorasyon ve diş dokusu arasındaki çok sayıda noktayı incelemiş ve kullanılan terimleri açıklamışlardır.

Restorasyon ile diş arasındaki uyumsuzluklar i yüzeyde, kenarlarda veya restorasyonun diş yüzeyinde yapılan ölçümlerle belirlenebilir. Restorasyonun iç yüzeyi ile preparasyonun aksiyal duvarı arasındaki dik ölçüm “internal aralık” olarak belirlenmektedir. Aynı ölçüm restorasyon kenarında yapıldığı zaman “ marjinal aralık” olarak belirtilir. Restorasyonun ıkış yönüne paralel yönde “vertikal marjinal uyumsuzluk”, dikey yönde ise “horizontal marjinal uyumsuzluk” ölçülür. Horizontal

ve vertikal marjinal uyumsuzluğun açısal kombinasyonu ise “mutlak marjinal uyumsuzluk” olarak tanımlanmıştır (Holmes ve ark., 1989; Conrad ve ark., 2007)

Taşkın kenarlar “overextended”, marjinal aralıktan restorasyonun dış yüzüne kadar olan mesafe ile, eksik kenarlar “underextended” ise marjinal aralıktan dişin kenar açısına kadar olan mesafe ile ölçülür (Holmes ve ark., 1989; Conrad ve ark., 2007).



- | | |
|---------------------------|--------------------------------|
| a. İnternal Aralık | e. Vertikal Marjinal Açıklık |
| b. Marjinal Aralık | f. Horizontal Marjinal Açıklık |
| c. Taşkın Konturlu Marjin | g. Mutlak Marjinal Uyumsuzluk |
| d. Eksik Konturlu Marjin | h. Oturmada Farklılık |

Şekil 4.2. Marjinal uyumsuzluk terminolojisi

4.6.1. Marjinal uyumu etkileyen faktörler

Restorasyonların marjinal uyumunu etkileyen çeşitli faktörler vardır. Kullanılan materyaller, preparasyon şekli ve tipi, kullanılan ölçü materyalleri ve yöntemleri, laboratuvar işlemleri, kullanılan simanın viskozitesi, siman ile diş dokusu

ile koping arasındaki fiziko-kimyasal bağlantı, nem, ısı, kuron ve siman tipi ile simantasyon sırasında uygulanan yük gibi çok sayıda etkileyen faktör bulunmaktadır. Marjinal uyum değerini; çalışmanın in vivo veya in vitro olması, simantasyon öncesi veya sonrası ölçüm yapılması, chamfer veya shoulder preparasyon dizaynı ve örnek sayısı ile örnek başına yapılan ölçüm sayısı etkilemektedir. Aynı kuron sistemi bir çalışmada mükemmel marjinal uyuma sahip olarak düşünülürken başka bir çalışmada klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisinde olmayabilmektedir (Nawafleh ve ark., 2013).

4.6.1.1. Preparasyonun şekli:

Preparasyon şeklinin olası etkisi simantasyon esnasında meydana gelmektedir. Prepare edilen dişin aksiyal duvarı ile kuronun iç yüzeyinin aksiyal duvarı birbirine temas ettiğinde siman materyali için gerekli kaçış yolu azalmaktadır. Kuron restorasyonu içindeki hidrostatik basınç artmaya başlar. Hastanın ısırma kuvveti ile dengeleninceye kadar ve kuronun net oturmasını engelleyecek bir güç oluşturur. Siman tamamen sertleşmediyse uzaklaşmaya devam edecektir ancak sertleşmeye başladıysa aksiyal duvardaki siman partikülleri kuronun tam oturmasına engel olacaktır. Net bitim sınırlarının (shoulder gibi) fazla simanın simantasyon safhasının başlangıcında uzaklaşmasını kolaylaştırdığı ve böylece kuron restorasyonun tam oturmasına katkıda bulunduğu bildirilmiştir (Nawafleh ve ark., 2013).

Preparasyonun bitiş çizgisi restorasyon marjinde materyalin şeklini ve kalınlığını belirlediği gibi restorasyonun kenar uyumunu ve oturma açısını da etkiler. İyi uyumlu restorasyonlarda bile restorasyon ve preparasyon arasında bir aralık vardır. Bu aralığı azaltmak amacı ile bevel hazırlanması söz konusu olmuştur. Marjin açısının küçülmesi dar açı haline gelmesi ile restorasyon ile preparasyon arası mesafe azalır. Shillingburg ve arkadaşları (1997), shoulder dizaynındaki metal kütlelerinin daha fazla ve rijit olduğunu, chamfer preparasyon şeklinden daha az distorsiyon gösterdiğini bildirmişlerdir. Bu iki preparasyon şeklindeki metal hacmi farkı marjinaldeki distorsiyon miktarında farklılık göstermeyecek kadar azdır (Dittmer ve ark., 2009).

4.6.1.2. Ölçü materyalleri ve ölçü yöntemleri:

Ölçü alımı esnasında gösterilen hassasiyet ve kullanılan ölçü materyali restorasyonun marjinal adaptasyonunu etkileyen faktörlerdir. Hassas tekniklerle alınmayan veya düşük boyutsal stabiliteli ölçü materyalleri kullanılarak alınan ölçülerden elde edilen model ile ağız içerisindeki preparasyon arasında farklılıklar oluşur. Oluşan bu farklılıklar elde edilecek restorasyonda marjinal uyumsuzluklara neden olur (McCabe ve Walls, 1998). Bundan dolayı model elde etmek amacıyla yüksek boyutsal stabiliteye sahip ilave tipi silikon ölçü materyali kullanılması tavsiye edilir (Dietschi ve Spreafico, 1997).

4.6.1.3. Laboratuvar işlemleri:

Modelleme, döküm, modelaj ve seramiğin işlenmesi gibi laboratuvar işlemleri marjinal adaptasyonu etkileyen bir diğer önemli faktördür. Bu işlemlerde gösterilen hassasiyet restorasyonun başarısı ile doğru orantılıdır. Veneerleme işlemindeki sıcaklığın metal veya seramik kor materyallerinin marjinal uyumunu etkilediği bilinmektedir. İlk fırınlama aşamasında marjinal uyum değeri büyük miktarda değişmektedir, veneerleme işleminin özellikle horizontal düzlemdeki adaptasyona büyük etkisi vardır. Bu distorsiyon protezin okluzalde yer değiştirmesine neden olabilir ve tam seramik restorasyonların yük taşıma kapasitesinde düşüşe neden olabilir. Metal-seramik restorasyonlarda marjinaldeki preparasyon şekli fırınlama esnasındaki marjinal distorsiyonu etkilemektedir (Nawafleh ve ark., 2013).

4.6.1.4. Kullanılan siman tipleri ve simantasyon:

Simante edilmiş ve simante edilmemiş kuronların marjinal aralık değerlerinin ölçümü sonuçları etkilemektedir. Marjinal uyumsuzluk simantasyon sonrası genelde artmaktadır, simantasyon işlemi sonucunda kuronun marjinal adaptasyonunda kesintiler meydana gelebilir ve simantasyon yetersiz marjinal kapama ile sonlanabilir (Gavelis ve ark., 2004).

Çoğu araştırmacı simantasyon sonrası simantasyon öncesine göre oldukça yüksek marjinal uyumsuzluklarla karşılaştıklarını belirtmişlerdir (Nawafleh ve ark., 2013).

Kontrolsüz parmak basıncı ve kuron restorasyonun iç kısmını simanla aşırı doldurma gibi sebepler simanın dengesiz akışına neden olup bir aksiyal duvarda siman film kalınlığının kalın olmasına karşı taraftaki aksiyal duvarda ise ince olmasına neden olabilir ve marjinal adaptasyonun olumsuz yönde etkileyebilir. Kullanılan siman tipi de kuronların marjinal uyumunu etkileyebilmektedir. Marjinal adaptasyonda yapıştırma simanının viskozitesi, doldurucu partiküllerin boyutu ve oranı, polimerizasyon büzülmesi, çözünürlük katsayısı ve bağlantı kuvveti belirleyici etkenlerdendir. Simanın mekanik özellikleri ve aşınma direnci doldurucu içeriğine bağlıdır. Kompozit rezin simanların viskozitesi, doldurucu oranı düşürülerek, monomerin yapısını veya doldurucu tipini değiştirerek azaltılabilir (Heffernan ve ark., 2002).

4.6.2. Marjinal uyumu inceleme yöntemleri

Materyaller arasındaki iç yüzeyleri tanımlayabilmek için iki yöntem vardır;

- **Morfolojik Kriterleri Esas Alan Yöntemler**
- **Fonksiyonel Kriterleri Esas Alan Yöntemler**

4.6.2.1. Morfolojik kriterleri esas alan yöntemler

Morfolojik kriterleri esas alan yöntemler direkt ve indirekt yöntemler olmak üzere iki başlık altında incelenir.

4.6.2.1.1. Direkt yöntem

Restorasyonun uygulandığı dişin direkt olarak kendisinin incelendiği bu yöntemde morfolojik özellikleri değerlendirmek amaçlanır. Bu yöntemle yapılan çalışmalarda restorasyonun başarısı değerlendirilirken yaygın olarak USPHS

kriterleri veya modifikasyonları kullanılır (Roulet, 1991). Direkt yöntemin dezavantajı değerlendirme sırasında hastaya ihtiyaç duyulmasıdır. Direkt olarak hastada inceleme yapıldığından restorasyonun herhangi bir kaydı bulunmaz dolayısıyla da tekrar değerlendirme yapmak imkansızdır (Anusavice, 1989).

Bu yöntem ile kompozit rezin restorasyonlarını değerlendirirken diş ile restorasyon yeterince kontrast yaratmadığından, göz marjinal uyumu yeterince iyi ayırt edemeyebilir. İndirekt metodlar direkt metodlardan daha sıklıkla kullanılmaktadır (Anusavice, 1989).

4.6.2.1.2. İndirekt yöntemler

İndirekt metodlar değerlendirme yapılabilmesi amacıyla mevcut klinik durumun tekrar yapılandırılması için verilerin depolanması temeline dayanır. Bu değerlendirmeler, optik (standardize edilmiş fotoğraflar, halogramlar ve fotogrametri esasına dayanan dijital enformasyonlar) veya mekanik (replikalar kullanılarak veya okluzal yüzeyin taranması ile elde edilen verilerle) yöntemlerle yapılabilir. İndirekt metodlar, her iki yöntemin kombinasyonu (replikalar ve fotoğraflar vb.) ile de kullanılabilirler (Anusavice, 1989).

Simante edilen restorasyonların uyumunu değerlendirmek amacıyla kullanılan indirekt metodlar invaziv veya noninvaziv olabilir. Noninvaziv yöntemler diş dokularının bütünlüğünü koruyan metodlardır ve mevcut durumun tekrar yaratılması için verilerin saklanması prensibine dayanır. Bu incelemeler fotogrametri esasına dayanan dijital enformasyonlar ile optik olarak ya da replikalar kullanılarak mekanik olarak yapılabilir (Anusavice, 1989).

Fotoğraflama metodunun avantajları; marjinal adaptasyondaki küçük farklılıkların ayırt edilebilmesi, marjinal özelliklerin kompleks olduğu durumlarda mantıklı bir ortalama alınabilmesinin sağlanması, uzun dönem içindeki değişikliklerin bir kerede gözlenebilmesi, ileride gerekli olabilecek incelemelere izin vermesi ve verilerin birçok araştırmacı tarafından değerlendirilmesine olanak

vermesidir. Ancak bu yöntemin diş dokusu ile kontrast oluşturamayan materyallerde kullanılmaması dezavantajdır (Anusavice, 1989).

Bu tür restorasyonlar için replika teknikleri ile marjinal adaptasyonların model üzerinde değerlendirilmesi seçeneği uygundur. Bu amaçla klinik uygulama yapılmış olan diştten silikon bazlı ölçü maddeleri ile alınan ölçülere alçı ya da epoksi rezin dökülerek hazırlanan replika modellerden faydalanılır. Bu replikalar, SEM altında modifiye USPHS - Ryge kriterleri kullanılarak değerlendirilir.

Marjinal uyumun değerlendirilmesinde kullanılan diğer replika metodu ise simantasyon öncesi farklı viskozitede silikon bazlı ölçü materyalleri kullanılarak iç uyum replikalarının elde edilmesi ve bu replikaların kesitlendirilerek ışık mikroskobu altında değerlendirilmesi esasına dayanır (Anusavice, 1989).

Bu teknikte kuron düşük vizkoziteli light-body silikon materyali ile doldurulur ve simantasyon işleminde olduğu gibi die üzerine oturtulur. Silikon sertleştikten sonra, kuron hassas bir şekilde die üzerinden çıkarılır, kuron içerisindeki silikon çıkartılmadan heavy-body silikon enjekte edilir ve stabilize olması sağlanır. Bu aşamadan sonra light body silikon kesitlendirilerek farklı bölgelerden ölçüm yapılabilir (Nawafleh ve ark., 2013). Bazı araştırmacılar ölçü replika tekniğinde modifikasyona gitmişler ve kuronu die üzerine yerleştirdikten sonra marjinal aralığın eksternal ölçüsünü almışlardır. Daha sonra bu ölçü epoksi rezin materyali ile dökülmüştür. Ancak ölçü replika tekniğinin bazı sınırlamaları ve olası hataları olabilmektedir, kuron marjinlerini ve bitim çizgilerini saptamada zorluk yaşamak ve elastomerik film tabakasının kurondan çıkarma esnasında yırtılması ve deforme olması gibi olasılıklar mevcuttur (Wolfart ve ark., 2003).

Kesitlendirme düzleminde yapılacak hatalar ise sonuçların tahminlerin çok üzerinde çıkmasına neden olabilmektedir (Coli ve Karlsson, 2004). Laurent ve arkadaşları (2008), eğer doğru silikon kullanılırsa siman aralığının doğru bir şekilde replikasının alınabileceğini ve siman kalınlığının ölçümünün doğru yapılabileceğini belirtmişlerdir. Rahme ve arkadaşları (2008), Procera kuronların marjinal aralık

ölçümünde silikon replika tekniği ve kesitlendirme tekniği arasında önemli fark bulamamışlardır ve replika tekniğinde düşük viskoziteli silikon kullanmanın cam iyonomer siman ile simante edilmiş kurondaki siman kalınlığı kadar film kalınlığı elde edileceğini savunmuşlardır.

Profilometri non-invaziv bir metottur. Hem örneğin hem de day'ın monitörde aynı odak düzlemi içerisinde görüntüsünü sunan bir yöntemdir (Balkaya ve ark., 2005). Ancak, profilometri ile marjinal bölgedeki siman tabakasının kalınlığı indirekt olarak saptanabilir ve takip eden analizlerde örnekleri konumlandırırken olağanüstü dikkatli olunmalıdır aksi halde ölçümlerde tutarsızlıklar ortaya çıkar (Good ve ark., 2009). Dijimatik mikrometre ve mikro BT tarama teknik zorluklarından dolayı çok tercih edilen yöntemler değillerdir (Nawafleh ve ark., 2013). Borba ve arkadaşları (2011), mikro-BT tekniğini kullanarak, üretim için iki farklı seramik sistemi kullandıkları üç üyeli sabit köprü restorasyonlarının marjinal ve internal uyumunu ölçmüşlerdir. Elde edilen köprüleri modellere yerleştirmiş ve mikro-BT ile taramışlardır. NRecon ve CTAn bilgisayar yazılımları ile bilgiler işlenmiş ve kesitleri incelemek için Adobe Photoshop ve Image J programları kullanılmıştır. Marjinal bölge, chamfer bölgesi, aksiyal duvar, aksiyo-okluzal geçiş alanı ve okluzal alan olmak üzere 5 noktadan ölçüm yapmışlardır. Horizontal marjinal uyumsuzluk ise başka fotoğraflar ile değerlendirilmiştir. 5 noktadaki ölçümlerde birbirinden farklı değerler çıkmıştır. Aksiyal duvar ve aksiyo-okluzal geçiş bölgesinde yapılan ölçümler hariç Vita In-Ceram Zirkonya değerleri Vita In-Ceram YZ değerlerinden daha büyük çıkmıştır. Okluzal ölçümlerde bulunan değerler ise her 2 sistem için de yüksek çıkmıştır. Marjinaldeki ve aksiyal duvardaki ölçümler ise en düşük çıkan ölçümler olmuştur.

İnvaziv metodlar ise kesitlendirme yöntemine dayanır. Marjinal adaptasyonun in vitro olarak değerlendirilmesi için çekilmiş dişler üzerine standart koşullarda uygulanan restorasyonlar kullanılır. Bu dişlerden elde edilen kesitler ışık mikroskobu altında incelenerek marjinal adaptasyon değerlendirilir (Nawafleh ve ark., 2013). Kesitlendirme metodu, siman kalınlığının ve marjinal aralığın vertikal ve horizontal düzlemlerde direkt ölçümüne izin vermektedir, bilgisayara ve tekrar

pozisyonlandırmaya bağılı hataları da minimale indirmektedir (Good ve ark., 2009). Köprü restorasyonu örneklerinde konnektöre komşu bölgedeki marjinal aralığın kesintisiz görüntülenmesini sağlar (Kunii ve ark., 2007). Ancak bu metot, uzun dönem analizlere ve aynı örnekleri kullanarak üretimin farklı aşamalarından önce ve sonraki sonuçlar arasında karşılaştırma yapmaya izin vermez. Yapılan ölçümlerin sayısı kesitlendirilmiş düzlem sayısı ile sınırlıdır bu da tüm kuronun uyumunu sonuçlara yansıtmayabilir (Mitchell ve ark., 2001).

Bu metotlarla yapılan marjinal ölçümler aynı seramik sistem içinde dahi büyük farklılıklar göstermektedir. Örneğin In-Ceram Alumina kuronların marjinal aralık değerleri literatürde 7.5 ila 161 μ m arasında değişmektedir. Bu çalışmalarda kullanılan tekniklerin ve değişkenlerin çok farklı olması bu geniş sonuç aralığına neden olmuştur. Bu yüzden, restorasyonların gerçek uyumlarını yansıtmıyor olabilirler (Pera ve ark., 1994; Sulaiman ve ark., 1997). Benzer çalışmaların sonuçları karşılaştırıldığında, aynı teknik ve değişkenleri kullanan bu çalışmaların sonuçları sırasıyla 57 μ m ve 49.8 μ m'dir. Her 2 çalışmada da profil projektörü kullanılmıştır. Örneklerin ölçüm sayısı hariç diğer değişkenler aynıdır bu da sonuçları kıyaslanabilir kılmaktadır (Quintas ve ark., 2004; Balkaya ve ark., 2005).

Bazı çalışmalarda silikon replika ve kesitlendirme metotları kombine edilerek kullanılmıştır. Tsitrou ve arkadaşları (2007), Cerec kuronların marjinal aralık değerleri ölçtükleri çalışmalarında; silikon replika tekniğı ve kesitlendirme tekniğı kullanılmış ve sırasıyla; chamfer preparasyonu için 94 μ m ve 91 μ m, shoulder preparasyonu için ise 91 μ m ve 79 μ m marjinal aralık değerleri bulunmuştur. Shearer ve arkadaşları (1996), In-Ceram sisteminin marjinal aralık değerlerini kesitlendirme yöntemi ve silikon replika yöntemini kullanarak ölçmüşler ve sırasıyla 8.3 μ m ve 28.6 μ m değerlerini bulmuşlardır. Kesitlendirme tekniğinin silikon replika tekniğinden daha doğru sonuçlar verdiğini savunmaktadırlar. Rahme ve arkadaşları (2008), ise yine aynı 2 tekniğı Procera kopingler için kullanmışlar ve kesitlendirme ve silikon replika tekniğı ile sırasıyla 31.9 μ m ve 33.6 μ m değerlerini bulmuşlar ve her iki teknik arasında önemli bir fark rapor etmemişlerdir.

Tablo 4.1. Modifiye USPHS-Ryge kriterleri

Kategori	(+)	(-)	Direkt Klinik Değerlendirme Kriterleri
Anatomik Form	0		Restorasyon diş anatomisi ile uyumlu
	1		Konturları hafif eksik ya da hafif taşkın; marjinleri hafif eksik, kontak hafif açık, okluzal yükseklik lokal olarak azalmış
		2	Eksik konturlu, kontak hatalı, kendi kendine düzelemez, okluzal yükseklik azalmış, okluzal etkilenmiş.
		3	Restorasyon eksik ya da travmatik okluzyon, restorasyon dişte ya da komşu dokularda ağrıya sebep oluyor.
Marjinal Adaptasyon	0		Restorasyon mevcut anatomik forma uygun, sond takılmıyor
	1		Sond takılıyor ancak sondun gidebileceği kadar açıklık yok.
	2		Marjinde mine seviyesinde açık var.
		3	Marjinde biraz açıklık var.
		4	Restorasyon mobil, kırık ya da eksik.
Renk Uyumu	0		Çok iyi hemen hemen ayırt edilemiyor.
	1		İyi.
	2		Hafif değişiklik var, gölge ya da translusensi var.
		3	Bariz bir değişiklik var.
		4	Renk çok fazla değişmiş.
Sekonder Çürük	0		Restorasyonda çürük belirtisi yok.
		1	Restorasyonda çürük var.
Yüzey Pürüzlülüğü	0		Düzgün yüzey.
	1		Hafif düzensiz ve pürüzlü yüzey.
	2		Pürüzlü yüzey, tekrar düzeltilemez.
		3	Yüzeyde derin çentikler ve düzensiz oluklar mevcut.

4.6.2.2. Fonksiyonel kriterleri esas alan yöntemler

Fonksiyonel kriterleri esas alarak marjinal sızıntıyı ölçen ve marjin kalitesinin değerlendirilmesini sağlayan testler; penetrasyon testleri, bakteriyolojik testler, alternatif dağılım metodu, elektriksel metod ve suni çürük oluşumu testidir (Anusavice, 1989).

Penetrasyon Testleri:

Boya penetrasyon testi yöntemi marjin uyumunu değerlendirmek amacı ile kullanılan en eski ve yaygın metoddur. Penetrasyon testlerinde diş yüzeyinde restorasyon haricindeki alanlar mum veya cila ile kaplanır, dişler boya içeren solüsyona batırılır ve sonrasında akrile gömülerek kesitlendirilir. Bu metotta sıklıkla kullanılan boya materyalleri metilen mavisi, anilin mavisi, bazik fuksin, elektrosin ve floresan boyalardır. Penetrasyon metodunda marjinal sızıntı, boya ile restorasyon materyali arasındaki yüzey etkileşimine, boyanın moleküler hacmine, moleküler kutuplaşmaya, zamana ve geçirgenliğe bağlıdır (Anusavice, 1989). Heintze, boya penetrasyonu ile yapılan mikrosızıntı testlerinin post-operatif hassasiyet, tutuculuk, marjinal renklenme gibi klinik parametrelerle ilişkilendirilemeyeceğini bildirmiştir (Heintze, 2013).

Bazı araştırmacılar, marjin penetrasyonu testleri için boyalar yerine ¹³¹I, ³⁵S, ³²P gibi radyoaktif iyonları tercih etmektedirler. Ancak radyoaktif iyonların kullanımının, özel ekipman ve radyoaktif madde kullanımı için özel izin gerektirme dezavantajının yanısıra yıkıcı materyaller olduklarından yorumlanabilmesi zordur, uzun dönem çalışmaları imkansızdır (Anusavice, 1989). Bir çalışmada aynı siman ile yapıştırılan Lava ve Zirkon Zahn kopinglerin marjinal adaptasyon ve mikrosızıntısını karşılaştırılmıştır. 20 adet çekilmiş üst çene küçük azı diş kullanılmış ve 2 gruba ayrılmıştır. 1. Gruptaki dişler Lava kopingler için prepare edilmiş, 2. gruptaki dişler ise Zirkon Zahn kopingler için prepare edilmiştir. Dişler bu 2 sistemin standart prosedürüne göre prepare edilmiştir. Marjinal uyum 8 ayrı noktadan RelyX U100 ile simanı ile simante edilmeden önce ve sonra ölçülmüştür. Önce ısı çözümlenme işlemine

tabi tutulmuş sonra % 2'lik fuksin solusyonuna tabi tutulmuş ve bukkolingual olarak kesilerek hem vestibüler hem de palatinal bölgede mikrosızıntısı ölçülmüştür. 2 sistem arasında marjinal uyum değerleri istatistiksel olarak önemli ölçüde farklılık göstermiştir. En iyi adaptasyon sonuçlarını Lava sergilemiştir, simantasyon öncesi 19.7 µm ve sonrasında 15 µm değerleri ölçülmüştür. Zirkon Zahn'da ölçülen değerler ise simantasyon öncesi 28.1 µm simantasyon sonrası 22.8 µm'dir. Marjinal adaptasyonun aksine mikrosızıntı değerlerinde önemli farklılık yoktur. Lava 314.2 µm ve Zirkon Zahn 319.8 µm ortalama değerler elde edilmiştir. Sonuç olarak Lava sistemi ile daha iyi marjinal adaptasyon değerleri kaydedilmiştir, mikrosızıntı açısından ise önemli bir fark olmadığı bildirilmiştir (Garcia ve ark., 2011).

Bakteriyolojik Testler:

Marjinal sızıntı ölçümünde bakteriyolojik testler kliniği en iyi taklit eden testlerdir. Bu yöntemde restorasyonlar, steril çekilmiş dişlere uygulanır ve pigment boyayan mikroorganizmaların bulunduğu bir süspansiyona batırılır. Restorasyon çıkartıldıktan sonra alınan örnekler kültüre yapılır mikroorganizmalar belirlenir (Anusavice, 1989).

Alternatif Dağılım Metodu:

Alternatif dağılım metodu restorasyonun altına polietilenglikol "radiotracer" yerleştirilerek restorasyonların suni tükürük içinde bekletilmesi ve daha sonra oluşan sızıntı miktarının ekranda incelenmesi yöntemidir (Anusavice, 1989).

Elektriksel Metot:

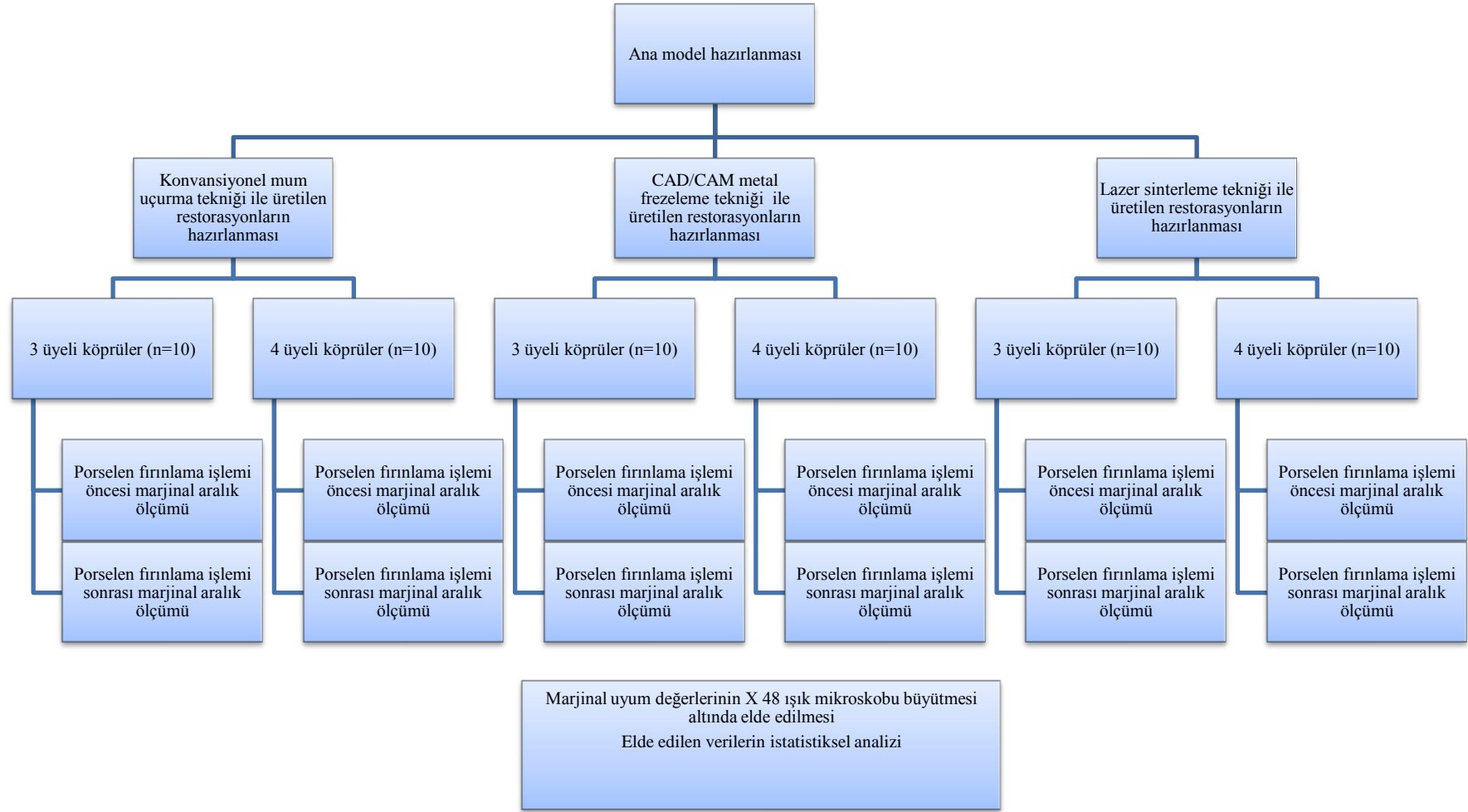
Elektriği iletmeyen restoratif materyallerin marjin kalitesinin incelenmesi ile sınırlı olan elektriksel metod yöntemi dişe zarar vermeden sızıntı bölgelerini seri olarak görüntülemeye olanak sağlayan bir yöntemdir (Anusavice, 1989).

Suni ürük Oluşumu Testi:

Suni ürük oluşum testi 5-55 °C de ısıl çevrim işlemleri uygulanan restorasyonların laktat jelle batırılarak, başlangıç çürük lezyonlarına benzer yüzeysel demineralize mine alanlarının oluşturulması ve tespit edilmesi yöntemidir. Kimyasal model olmasının haricinde mikrobiyolojik aktiviteyi etkileyen parametreler (floridin mikrobiyolojik inhibisyonu veya amalgamın korozyon ürünleri vb.) bu yöntemde göz ardı edilmektedir (Anusavice, 1989).

5. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma süresince izlenen deneysel gereç ve yöntem Şekil 5.1.'de özetlenmiştir. Gereçler ve uygulanan yöntemler aşağıda açıklanmıştır.



Şekil 5.1. Çalışma sürecinde izlenen deneysel gereç ve yöntem

5.1. Gereç

5.1.1. Ana model hazırlanmasında kullanılan gereç

- CNC torna tezgahı (Chevalier FBL-1233, Chang Hua, Tayvan)

5.1.2. Laboratuvar işlemleri

5.1.2.1. Konvansiyonel mum uçurma tekniği ile elde edilen metal destekli köprülerin hazırlanmasında kullanılan gereçler

- Modelaj mumu (Bego, Bremen, Almanya)
- Die - spacer (Isowachs, Labor- Scheftner, Mainz, Almanya)
- Döküm kanal mumu (Waxwire, Bego, Bremen, Almanya)
- Döküm fırını (SEIT Elettronica, Treviso, İtalya)
- Metal alaşımı (Mesa Magnum Ceramic S, Brescia, İtalya)
- Kumlama makinası (Bego, Bremen, Almanya)
- Tesviye frezleri (Meisinger, Neus, Almanya)

5.1.2.2. CAD/CAM metal frezeleme tekniği ile elde edilen metal destekli köprülerin hazırlanmasında kullanılan gereçler

- Frezeleme makinası (Yenamak D40, Yenadent, İstanbul, Türkiye)
- O-Spray (Labor-Scheftner, Mainz, Almanya)
- Tarayıcı (3shape scanner D250, Kopenhag, Danimarka)
- Yazılım (3Shape CAD Design Software, 3Shape A/S, Kopenhag, Danimarka)
- Metal alaşımı (Yena CoCr 10 mm, Yenadent, İstanbul, Türkiye)
- Metal frezeleme frezleri (2mm, Yenadent, İstanbul, Türkiye)
- Tesviye frezleri (040-060, Meisinger, Neus, Almanya)

5.1.2.3. Lazer sinterleme tekniği ile elde edilen metal destekli kp rlerin hazırlanmasında kullanılan gereçler

- Lazer sinterleme cihazı (Eosint M 270, EOS, Münih, Almanya)
- Tarayıcı (Dental Wings 7Series 3D Scanner, Montreal, Kanada)
- Yazılım (DWOS - CNB CAD Design Software, Dental Wings, Montreal, Kanada ve EOS RP Tools; Magics RP, Münih, Almanya)
- Metal alaşımı (EOS CobaltChrome SP2, Münih, Almanya)
- Tesviye frezleri (Meisinger, Neus, Almanya)

5.1.2.4. Üstyapı porseleninin işlenmesinde kullanılan materyaller

- Opaker (Vita VMK Master, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya)
- Porselen tozu ve likiti (Vita VMK 95 Metall Keramik Dentine, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya)
- Porselen fırını (Ivoclar Programat, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein)

5.1.3. Marjinal uyumun kontrolünde kullanılan gereçler

- l materyalleri (Panasil A-Silicone Impression Material Putty, Panasil Light Body, Panasil X-Light Body, Kettenbach, Kaliforniya, ABD)
- Silikon tabancası (Otomiks tabanca, Zhermack, Badia, Polesine, İtalya)
- Işık mikroskobu (Leica Cambridge Ltd., Cambridge, İngiltere)

5.1.4. İstatistiksel analiz

- SPSS 15.0 programı (IBM, New York, ABD)

Tablo 5.1. Çalışmada kullanılan materyallerin üretici firma isimleri, içerikleri ve seri numaraları

Ürün	Ürün İsmi (Üretici Firma)	İçerik	Seri No
Ölçü malzemesi	Panasil Putty Soft (Kettenbach, Kaliforniya, ABD)	Polivinilsiloksan, ilave silikon elastomer	11121
Ölçü malzemesi	Panasil Initial Contact Light (Kettenbach, Kaliforniya, ABD)	Polivinilsiloksan, ilave silikon elastomer	13411
Ölçü malzemesi	Panasil Initial Contact X-Light (Kettenbach, Kaliforniya, ABD)	Polivinilsiloksan, ilave silikon elastomer	13401
Metal	Magnum Ceramic S (Mesa, Brescia, İtalya)	Ni, Cr ve Mo içeren metal alaşım tablet	0546
Metal	Yena CoCr 10 mm (Yenadent, İstanbul, Türkiye)	Co, Cr ve Mo içeren metal alaşım blok	
Metal	EOS CobaltChrome SP2 (EOS, Münih, Almanya)	Co, Cr ve Mo içerikli metal alaşım toz	9011-0018
Döküm kanal mumu	Waxwire (Bego, Bremen, Almanya)	Orta sert - sert kıvamında tij mumu	40085
Modelaj mumu	Bego Kronenwachs (Bego, Bremen, Almanya)	Orta sert - sert kıvamında modelaj mumu	40115
Revetman	Hera Moldavest (Heraeus, Almanya)	Fosfat bağlı revetman tozu ve likiti	66009780

5.2. Yöntem

Değişik teknikler kullanılarak elde edilen metal seramik altyapılarda porselen fırınlama işlemi sonrasında marjinal uyumlarında meydana gelen değişikliklerin incelenmesini konu alan çalışmamızda, sırasıyla; paslanmaz çelik modelin üretimi, konvansiyonel mum uçurma, CAD/CAM metal frezeleme ve lazer sinterleme

teknikleri ile üç ve dört üyeli metal destekli sabit restorasyonların hazırlanması, marjinal uyum değerlerinin elde edilmesi ve elde edilen verilerin istatistiksel analizi aşamaları gerçekleştirildi.

Çalışmamızda kullanılan paslanmaz çelik modellerin üretimi Doğuş Makina Model Laboratuvarında (Eyüp, İstanbul, Türkiye) gerçekleştirilmiştir. Konvansiyonel mum uçurma tekniğiyle üretilen altyapılar Optimal Diş Protez Laboratuvarında (Şişli, İstanbul, Türkiye), CAD/CAM metal frezeleme yöntemiyle üretilen altyapılar Kavrayış Dental Labor Diş Laboratuvarında (Şişli, İstanbul, Türkiye) ve Lazer sinterleme ile üretilen altyapılar Dental Labor Diş Laboratuvarında (Konak, İzmir, Türkiye) hazırlanmıştır. Tüm örnek gruplarındaki porselen üstyapıların üretimi Optimal Diş Protez Laboratuvarında (Şişli, İstanbul, Türkiye), marjinal uyum testleri Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi AR-GE laboratuvarında gerçekleştirilmiştir. Çalışmamızda kullanılan materyallerin üretici firma isimleri, içerikleri Tablo 5.1.'de gösterilmektedir.

5.2.1. Örnek modellerin fabrikasyonu

Üç ve dört üyeli köprü protezlerini taklit etmek için 60 adet paslanmaz çelik tabla üzerinde birer adet kesilmiş küçük azı ve büyük azı dişlerini temsil eden örnek olacak şekilde 30 adet üç üyeli ve 30 adet dört üyeli köprü modeli paslanmaz çelik alaşımdan CNC torna tezgâhında (Chevalier FBL-1233, Chang Hua, Tayvan) hazırlandı. Standardizasyonu sağlamak için örnekler; küçük azılar için 6 mm, büyük azılar için 10 mm kuron genişliği; 5 mm kuron boyu; 1 mm basamak genişliği ve 10°'lik aksiyal açıyla oklüzal yüzeyi düz olacak şekilde ve basamak, iç açısı yuvarlatılmış 90° “shoulder” olacak şekilde üretildi (Resim 5.1) (Kunii ve ark., 2007).



Resim 5.1. Paslanmaz çelik ana model

Elde edilen örnekler üç ayrı sistem arasındaki marjinal uyum farklılıklarını değerlendirebilmek için her grupta 10'ar adet üç ve dört üyeli köprü protezi olacak şekilde rastgele 3 gruba ayrıldı ve numaralandırıldı (n:10).

5.2.2. Altyapıların hazırlanması

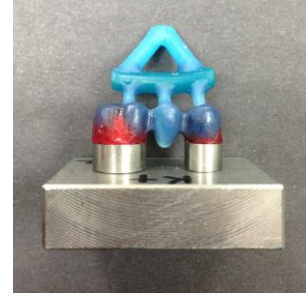
5.2.2.1. Konvansiyonel mum uçurma tekniği ile altyapıların hazırlanması

Konvansiyonel mum uçurma tekniği ile elde edilen metal porselen altyapılar Optimal Diş Protez Laboratuvarında (Optimal Diş Protez San. ve Tic. Ltd. Şti, İstanbul, Türkiye) firma talimatlarına uygun olarak üretildi.

Paslanmaz çelik model üzerine kenar bitim sınırından 0.5 mm uzakta kalacak şekilde 2 tabaka 30 µm kalınlığında “die-spacer” (Isowachs, Labor- Scheftner, Mainz, Almanya) uygulandı ve 60 sn süreyle kurumaya bırakıldı (Sundar ve ark., 2014). Modelaj mumu ile (Bego Kronenwachs, Bego, Bremen, Almanya) altyapı modelajı yapıldı (Resim 5.2). Elde edilen modelaj revetmana (Hera Moldavest, Heraeus, Almanya) alınmadan önce 2.5 mm çapındaki döküm kanal mumları (Waxwire, Bego, Bremen, Almanya) ile modelaj üzerine bağlandı (Resim 5.3).



Resim 5.2. Altyapı mum modelajı



Resim 5.3. Döküm kanal mumlarının bağlanması

Mum modelaj manşet kalıbına sabitlendi ve fosfat bağlı revetman tozu ve likiti (Hera Moldavest, Heraeus, Almanya) üretici firma talimatlarına göre karıştırıldı. Elde edilen akıcı kıvamdaki revetman, manşet (Bego, Bremen, Almanya) içine dolduruldu ve vibratör cihazının üzerinde hava kabarcığı kalmaması için 1 dk bekletildi (Resim 5.4).

Hazırlanan revetman kalıplar, mum uçurma işlemi için ön ısıtma fırınına yerleştirildi (Renfert Magma, Hilzingen, Almanya) ve 900 °C'de 1 saat süreyle bekletilerek mum uçurma işlemleri gerçekleştirildi (Resim 5.5).



Resim 5.4. Hazırlanan modellerin revetmana alınması



Resim 5.5. Ön ısıtma fırını

Manşet ve döküm potası fırından çıkarıldıktan sonra hemen döküm fırınına (Seit Elettronica, Treviso, İtalya) yerleştirildi (Resim 5.6).



Resim 5.6. Döküm fırını

Döküm için, Ni-Cr metal alaşım tabletleri (Mesa Magnum Ceramic S, Brescia, İtalya) kullanıldı (Resim 5.7). Fırın üretici firma talimatlarına uygun şekilde 1300°C' ye kadar ısıtıldı ve döküm işlemi gerçekleştirildi. Revetman manşet soğuma işleminden sonra kırılarak temizlendi ve tesviye işlemleri uygulandı (Resim 5.8).



Resim 5.7. Metal alaşım tabletleri



Resim 5.8. Metal altyapının görünümü

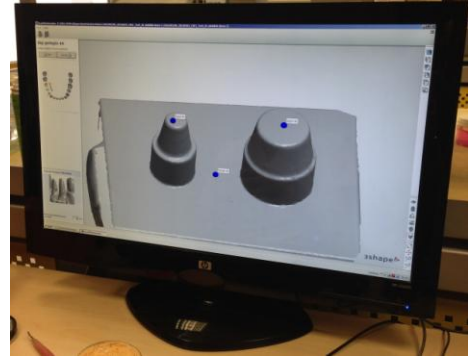
5.2.2.2. CAD/CAM metal frezeleme tekniğiyle altyapıların hazırlanması

CAD/CAM metal frezeleme tekniği ile üretilecek metal altyapılara ait ana modeller Kavrayış Dental Labor Diş Laboratuvarı'nda (Kavrayış Diş Lab. San. ve Tic. Ltd. Şti, İstanbul, Türkiye), 3Shape 3B tarayıcı cihazında (D 250 3D Scanner, 3Shape Dental System, Kopenhag, Danimarka) tarandı (Resim 5.9) ve entegre

olduğu bilgisayar ortamındaki yazılımda (3Shape CAD Design Software, 3Shape A/S, Kopenhag, Danimarka) siman aralığı 30 μm olacak Őekilde altyapı tasarımları gerćekleŐtirildi ve üretim ićin CAD verileri hazırlandı (Sundar ve ark., 2014) (Resim 5.10).



Resim 5.9. Tarayıcı



Resim 5.10. Ekranda modelin görüntüsü

Elde edilen CAD verileri Yenamak D40 (Yenadent, İstanbul, Türkiye) frezeleme makinası unitesine metal altyapıların üretimi yapılmak üzere aktarıldı (Resim 5.11). Altyapıların üretiminde Yena Co-Cr metal blok 10 mm (Yenadent, İstanbul, Türkiye) kullanıldı (Resim 5.12). Metal frezeleme frezleri (2 mm, Yenadent, İstanbul, Türkiye) ile frezeleme iŐlemi gerćekleŐtirildi (Resim 5.13).



Resim 5.11. CAM cihazı



Resim 5.12. Metal blok



Resim 5.13. Metal frezeleme frezleri

Frezeleme yapılmış bloklar makinadan uzaklaştırıldı. Bitim öncesinde altyapıların tesviye işlemleri tesviye frezleri ile (040-060, Meisinger, Neus, Germany) gerçekleştirildi (Resim 5.14).



Resim 5.14. CAD/CAM metal frezeleme yöntemiyle üretilmiş metal altyapılar

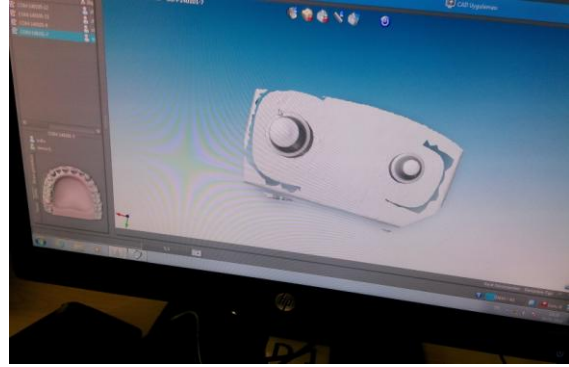
5.2.2.3. Lazer sinterleme tekniğiyle altyapıların hazırlanması

Eosint tekniği ile üretilecek metal altyapılara ait ana modeller Dental Labor Diş Laboratuvarı'nda (DL Freze Teknik Diş Protez Lab. San. ve Tic. Ltd. Şti, İzmir, Türkiye), 7Series 3B tarama cihazında (Dental Wings 7Series 3D Scanner, Montreal,

Kanada) tarandı (Resim 5.15) ve entegre olduğu bilgisayar ortamındaki dahili yazılımda (DWOS - CNB CAD Design Software, Dental Wings, Montreal, Kanada) elde edilecek köprü protezlerinin altyapı dizaynları siman aralığı 30 µm olacak şekilde gerçekleştirildi ve CAD verileri elde edildi (Sundar ve ark., 2014) (Resim 5.16).



Resim 5.15. Tarayıcı



Resim 5.16. Ekranda modelin görüntüsü

Elde edilen veriler Eosint M 270 (EOS, Münih, Almanya) doğrudan metal lazer sinterleme makinasının bilgisayar donanımına gönderildi ve ilgili makinada dahili olarak bulunan yazılım (EOS RP Tools; Magics RP, Münih, Almanya) ile verilere köprü dizaynına ait son format verildi (Resim 5.17). Kullanılan metal tozuna (EOS CobaltChrome SP2, Münih, Almanya) SLS tekniği uygulanarak altyapılar üretildi. Üretilen altyapıların tesviye işlemleri metal tesviye frezleri (Meisinger, Neus, Almanya) yardımı ile gerçekleştirildi ve altyapı üretimleri tamamlandı (Resim 5.18).



Resim 5.17. Eosint M 270 cihazı



Resim 5.18. Lazer sinterleme yöntemiyle üretilmiş metal altyapılar

5.2.3. Üstyapıların hazırlığı

5.2.3.1. Seramik üstyapılarının hazırlanması

Metal porselen köprü yapımı için farklı tekniklerle üretilen metal altyapıların üzerine önce opak (Vita VMK Master, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) uygulandı ve 900 °C 'de 25 dk. süreyle fırınlama işlemi gerçekleştirildi (Resim 5.19).

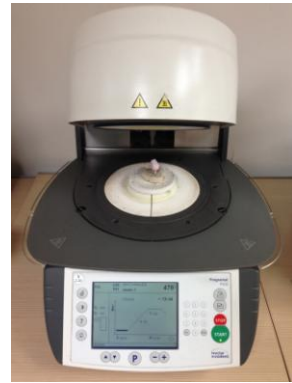


Resim 5.19. Metal altyapı üzerine opak uygulaması

Toz ve likit (Vita VMK 95 Metall Keramik Dentine, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) üretici firma talimatlarına uygun olarak cam plaka üzerinde hamur kıvamında karıştırıldı ve elde edilen dentin seramiği altyapı üzerine kıl fırça ile ilave edilerek geleneksel tabakalama yöntemi ile üstyapı şekillendirme işlemi tamamlandı (Resim 5.20). Sonra porselen fırınında, (Ivoclar Programat, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein) 500°C 'de 25 dk pişirildi (Resim 5.21). Pişirme işlemi sonrasında örnekler oda ısısında soğumaya bırakıldı.



Resim 5.20. Dentin porseleni uygulanması



Resim 5.21. Porselen fırını



Resim 5.22. Bitmiş metal destekli porselen köprü protezi örnekleri

5.2.4. Silikon replika elde edilmesi

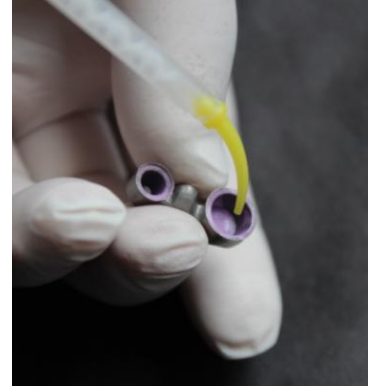
Farklı tekniklerle hazırlanmış köprülerin marjinal uyumlarını kontrol etmek ve ısıya bağlı olarak marjinal uyumlarında meydana gelebilecek olası değişiklikleri araştırmak için restorasyonlara altyapı üretimi sonrasında, porselen fırınlama işlemi öncesinde ve porselen fırınlama işlemi sonrasında silikon replika yöntemi uygulandı.

Silikon replikanın elde edilmesi için restorasyondaki destek dişlerin içine akışkan kıvamlı silikon ölçü maddesi (Panasil Initial Contact X- Light Kettenbach, Kaliforniya, ABD) uygulandı ve ana model üzerine yerleştirildi (Resim 5.23). Silikon materyalinin sertleşme süresince köprüye gövde bölgesinden parmak basıncı uygulandı (Ucar ve ark., 2009; Kahramanoğlu ve Kulak-Ozkan, 2013). Sertleşme tamamlandıktan sonra örnek, ana model üzerinden çıkarıldı ve ince kıvamlı ölçü maddesinin desteklenmesi amacı ile restorasyon içinde kalan silikon ölçü maddesi üzerine farklı renkte orta kıvamlı bir silikon ölçü maddesi (Panasil Initial Contact Light Kettenbach, Kaliforniya, ABD) tekrar uygulandı (Resim 5.24). Elde edilen örnek, kalıp ile desteklenmiş kalın kıvamlı ilave tip silikon ölçü maddesi (Panasil Putty Soft Kettenbach, Kaliforniya, ABD) içine yerleştirildi (Resim 5.25).

Silikon maddesinin sertleşmesi tamamlandıktan sonra silikon ve metal köprü restorasyon birbirinden ayrıldı ve silikon replika elde edilmiş oldu (Resim 5.26).



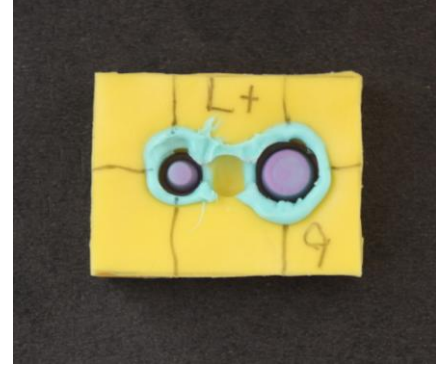
Resim 5.23. İnce kıvamlı ölçü maddesi



Resim 5.24. Orta kıvamlı ölçü maddesi



Resim 5.25. Sert kıvamlı ölçü maddesi



Resim 5.26. Silikon replika

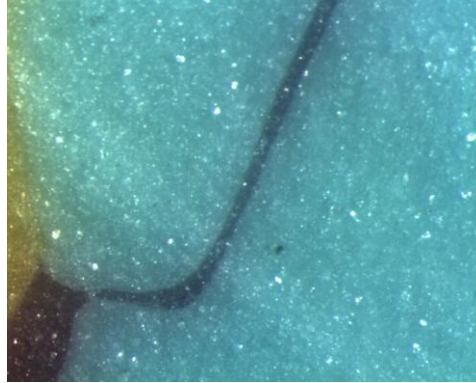
5.2.5. Silikon replikaların değerlendirilmesi

Silikon marjinal uyum replikaları bukkolingualden 2, meziodistalden 2 kesit alınacak şekilde kesildi. Işık mikroskopunda (Stereomikroskop, Leica Optik mikroskop, Leica Cambridge Ltd., Cambridge, İngiltere) marjinal aralık ölçümü yapıldı (Resim 5.26).



Resim 5.27. Leica Optik Mikroskop (Leica Cambridge, Cambridge, İngiltere)

Marjinal aralık ölçümü için basamaktan 6, intermarjinal yüzeylerden 3 olmak üzere; bir kesitten 9, bir diştten 36 farklı ölçüm, optik okuyucusu X 3.2, mikroskop büyütmesi X 48, ekran büyütmesi X 102.81 olan ışık mikroskobu ile (Stereomikroskop, Leica Optik mikroskop, Leica Cambridge Ltd, Cambridge, İngiltere) elde edildi (Resim 5.27). Altyapı safhasında 4320, porselen safhasında 4320 olmak üzere toplam 8640 ölçüm yapıldı.



Resim 5.28. Silikon replika kesitinin ışık mikroskopundaki görüntüsü

5.2.6. İstatistiksel analiz

Restorasyonların porselen fırınlanması işlemi öncesi (başlangıç) ve porselen fırınlanması işlemi sonrası (son) alınan silikon uyum replikaları kesitlendirilerek, marjinal ve intermarjinal bölgelerde yapılan ölçümlerin ortalama değerleri hesaplandı, bir dişe ait ortalama uyum değeri elde edildi. Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken istatistiksel analizler için SPSS (Statistical Package for Social Sciences) 15.0 programı kullanıldı. Normal dağılım göstermeyen verilerin karşılaştırılmasında 2 grup için Mann-Whitney U testi; 2'den fazla grup için ise Kruskal Wallis testi kullanıldı. Normal dağılım göstermeyen verilerin gruplar içi karşılaştırılmasında ise Wilcoxon işaret testi kullanıldı. Sonuçlar % 95 güven aralığında, anlamlılık $p < 0,05$ düzeyinde değerlendirildi.

6. BULGULAR

6.1. İstatistiksel Analiz

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için SPSS (Statistical Package for Social Sciences) 15.0 programı kullanıldı. Normal dağılım göstermeyen niceliksel verilerin karşılaştırılmasında; iki grup için Mann Whitney U testi, ikiden fazla grup için ise Kruskal Wallis testi kullanıldı. Normal dağılım göstermeyen parametrelerin gruplar içi karşılaştırmalarında ise Wilcoxon işaret testi kullanıldı. Sonuçlar % 95 güven aralığında, anlamlılık $p < 0,05$ düzeyinde değerlendirildi.

6.2. Konvansiyonel Mum Uçurma Tekniği ile Elde Edilen Marjinal Aralık Verilerinin İstatistiksel Değerlendirilmesi

Konvansiyonel mum uçurma tekniği ile elde edilen üç dört üyeli köprü restorasyonlarının porselen fırınlama işlemi öncesi ve sonrası elde edilen marjinal aralık ölçümlerinin ortalama ve standart sapma değerleri tablo 6.1’de gösterilmiştir.

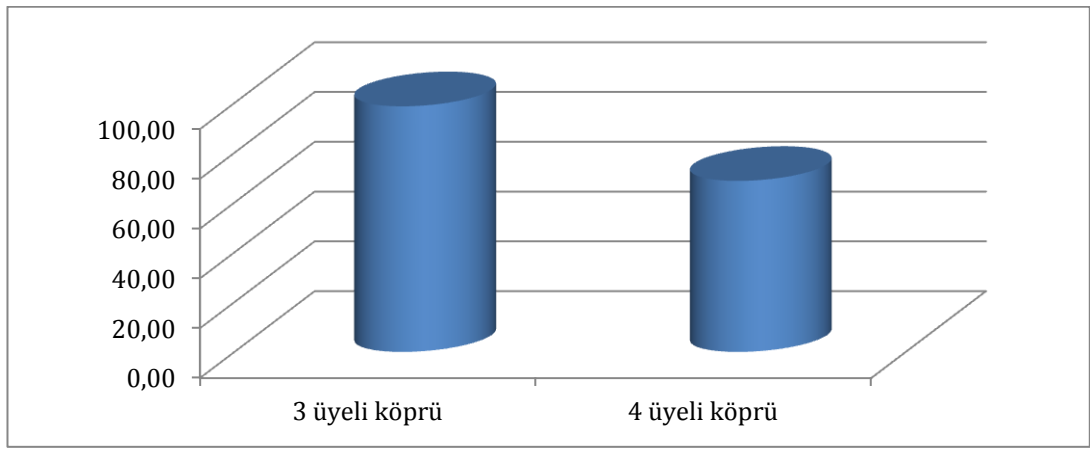
Tablo 6.1. Konvansiyonel Mum Uçurma Tekniği ile Üretilen Restorasyonların Porselen Fırınlama İşlemi Öncesi ve Sonrası Marjinal Aralık Değerlerinin İstatistiksel Analizi

Konvansiyonel Mum Uçurma Grubu		N	Min.	Maks.	Ort.	Ss.	P
Porselen Fırınlama İşlemi Öncesi Ölçüm	3 üyeli Köprü	20	21,96	306,72	98,68	28,94	0,000*
	4 üyeli Köprü	20	13,49	136,14	68,72	10,27	
Porselen Fırınlama İşlemi Sonrası Ölçüm	3 üyeli Köprü	20	17,49	115,56	64,58	8,34	0,589
	4 üyeli Köprü	20	13,13	105,12	65,70	5,86	

* $p < 0,05$

Mann-Whitney U

Konvansiyonel mum uçurma tekniği ile elde edilen üç ve dört üyeli köprü restorasyonlarının **porcelen fırınlama işlemi öncesi ortalama marjinal aralık değerleri** arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olup olmadığına Mann Whitney U testi ile değerlendirilmiş ve gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p<0,05$). Üç üyeli köprü restorasyonlarının porcelen fırınlama işlemi öncesinde elde edilen marjinal aralık değerleri ($ort=98,68$), dört üyeli köprü restorasyonlarının porcelen fırınlama işlemi öncesi ortalamasına ($ort=68,72$) göre yüksek bulunmuştur.



Şekil 6.1. Konvansiyonel mum uçurma tekniği ile elde edilen restorasyonların porcelen fırınlama işlemi öncesi ortalama marjinal uyum değerlerinin istatistiksel sonuçlarını gösteren grafik

Konvansiyonel mum uçurma tekniği ile üretilen üç ve dört üyeli köprü restorasyonlarının **porcelen fırınlama işlemi sonrası elde edilen ortalama marjinal aralık değerleri** arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olup olmadığına Mann Whitney U testi ile değerlendirilmiş ve istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p>0,05$).

6.3. CAD/CAM Metal Frezeleme Tekniği ile Elde Edilen Marjinal Aralık Verilerinin İstatistiksel Değerlendirilmesi

CAD/CAM metal frezeleme tekniği kullanılarak üretilen üç ve dört üyeli köprü restorasyonlarının porcelen fırınlama işlemi öncesi ve sonrasında elde edilen ortalama marjinal aralık ve standart sapma değerleri tablo 6.2' de gösterilmiştir.

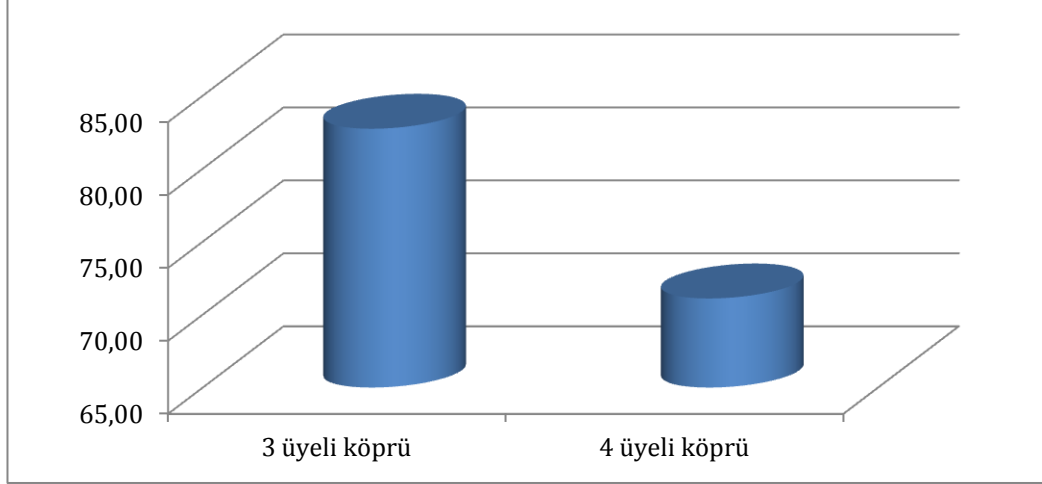
Tablo 6.2. CAD/CAM Metal Frezeleme Tekniği ile Üretilen Restorasyonların Porselen Fırınlama İşlemi Öncesi ve Sonrası Ölçümlerinin İstatistiksel Analizi

CAD/CAM Metal Frezeleme Grubu		N	Min.	Maks.	Ort.	Ss.	P
Porselen Fırınlama İşlemi Öncesi Ölçüm	3 üyeli Köprü	20	28,75	161,88	82,74	11,28	0,000*
	4 üyeli Köprü	20	20,86	120,63	71,10	5,02	
Porselen Fırınlama İşlemi Sonrası Ölçüm	3 üyeli Köprü	20	17,15	104,32	63,69	6,03	0,168
	4 üyeli Köprü	20	15,13	99,78	61,95	4,00	

*p<0,05

Mann-Whitney U

CAD/CAM metal frezeleme tekniği ile üretilen üç ve dört üyeli köprü restorasyonlarının **porselen fırınlama işlemi öncesinde elde edilen ortalama marjinal aralık değerleri** arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olup olmadığına Mann-Whitney U testi ile bakılmıştır, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur (p<0,05). Üç üyeli köprü restorasyonlarının porselen fırınlama işlemi öncesi marjinal aralık değeri (ort=82,74), dört üyeli köprü restorasyonlarının porselen fırınlama işlemi öncesi marjinal aralık değerine (ort=71,10) göre yüksek bulunmuştur.



Şekil 6.2. CAD/CAM metal frezeleme tekniği ile elde edilen restorasyonların porselen fırınlama işlemi öncesi ortalama marjinal uyum değerlerinin istatistiksel sonuçlarını gösteren grafik

CAD/CAM metal frezeleme tekniği ile üretilen üç ve dört üyeli köprü restorasyonlarının **porcelain fırınlama işlemi sonrası elde edilen ortalama marjinal aralık değerleri** arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olup olmadığına Mann Whitney U testi ile bakılmıştır, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p>0,05$).

6.4. Lazer Sinterleme Tekniği ile Elde Edilen Marjinal Aralık Verilerinin İstatistiksel Değerlendirilmesi

Lazer sinterleme tekniği kullanılarak üretilen üç ve dört üyeli köprü restorasyonlarının porselen fırınlama işlemi öncesi ve sonrasında elde edilen ortalama marjinal aralık ve standart sapma değerleri tablo 6.3' de gösterilmiştir.

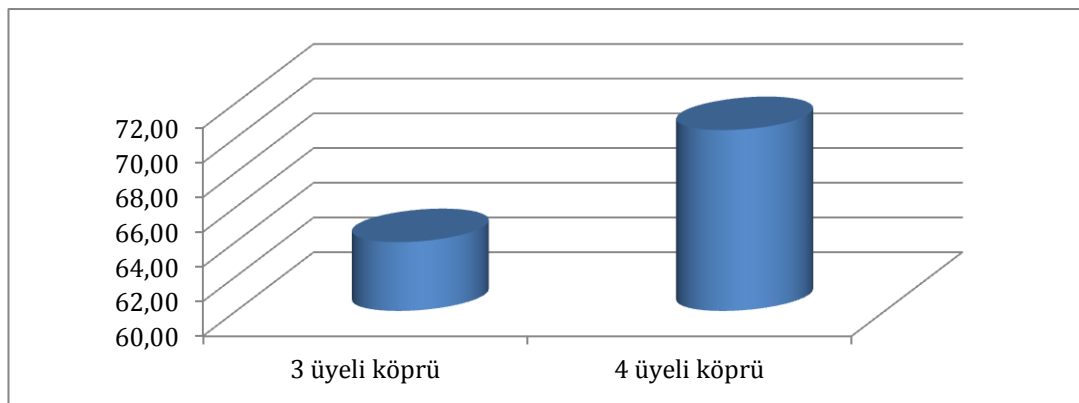
Tablo 6.3. Lazer Sinterleme Tekniği ile Üretilen Restorasyonların Porselen Fırınlama İşlemi Öncesi ve Sonrası Ölçümlerinin İstatistiksel Analizi

Lazer Sinterleme Grubu		N	Min.	Maks.	Ort.	Ss.	P
Porselen Fırınlama İşlemi Öncesi Ölçüm	3 üyeli Köprü	20	13,13	117,18	63,97	8,11	0,019*
	4 üyeli Köprü	20	14,55	119,96	70,42	9,73	
Porselen Fırınlama İşlemi Sonrası Ölçüm	3 üyeli Köprü	20	15,14	133,06	64,27	6,13	0,006*
	4 üyeli Köprü	20	15,23	130,30	71,64	12,05	

*p<0,05

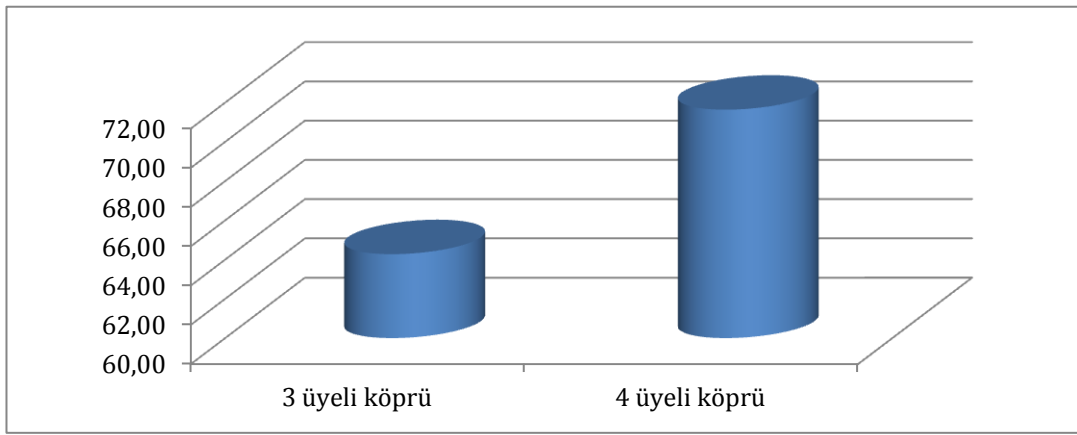
Mann-Whitney U

Lazer sinterleme tekniği kullanılarak üretilen üç ve dört üyeli köprü restorasyonlarının **porselen fırınlama işlemi öncesinde elde edilen ortalama marjinal aralık değerleri** arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olup olmadığına Mann-Whitney U testi ile bakılmıştır, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur (p<0,05). Üç üyeli köprü restorasyonlarının porselen fırınlama işlemi öncesi marjinal aralık değerleri (ort=63,97), dört üyeli köprü restorasyonlarının porselen fırınlama işlemi öncesi marjinal aralık değerlerine (ort=70,42) göre düşük bulunmuştur.



Şekil 6.3. Lazer sinterleme tekniği ile elde edilen restorasyonların porselen fırınlama işlemi öncesi marjinal uyum ortalama değerlerinin istatistiksel sonuçlarını gösteren grafik

Lazer sinterleme tekniği kullanılarak üretilen üç ve dört üyeli köprü restorasyonlarının **porcelen fırınlama işleminin sonrasında elde edilen ortalama marjinal aralık değerleri** arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olup olmadığına Mann-Whitney U testi ile bakılmıştır, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p < 0,05$). Üç üyeli köprü restorasyonlarının porcelen fırınlama işleminin öncesi marjinal aralık değerleri (ort=64,27), dört üyeli köprü restorasyonlarının porcelen fırınlama işleminin öncesi marjinal aralık değerlerine (ort=71,64) göre düşük bulunmuştur.



Şekil 6.4. Lazer sinterleme tekniği ile üretilen restorasyonların porcelen fırınlama işleminin sonrası ortalama marjinal aralık değerlerinin istatistiksel sonuçlarını gösteren grafik

6.5. Üç Üyeli Köprü Verilerinin Gruplararası Karşılaştırılması

Porselen fırınlama işleminin öncesi ve sonrası ortalama marjinal aralık değerlerinin gruplar arası karşılaştırılmasında istatistiksel ortalama ve standart sapma değerleri tablo 6.4'de gösterilmiştir.

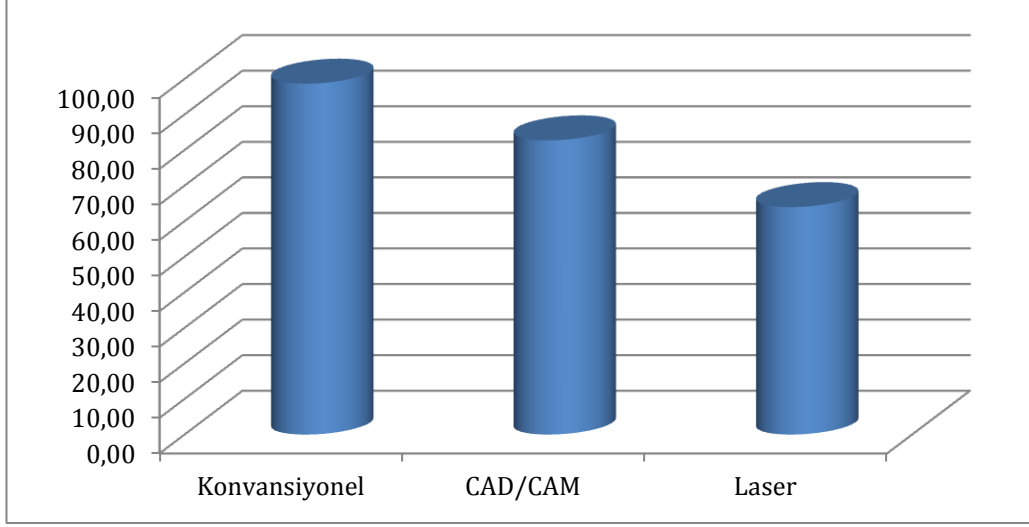
Tablo 6.4. Üç Üyeli Köprülerde Porselen Fırlama İşlemi Öncesi ve Sonrası Elde Edilen Marjinal Aralık Değerlerinin İstatistiksel Analizi

3 üyeli köprü		Ort.	Min.	Maks.	Ss.	p
Porselen Fırlama İşlemi Öncesi Ölçüm	Konvansiyonel	98,68	21,96	306,72	28,94	0,000*
	CAD/CAM	82,74	28,75	161,88	11,28	
	Lazer	63,97	13,13	117,18	8,12	
Porselen Fırlama İşlemi Sonrası Ölçüm	Konvansiyonel	64,58	17,49	115,56	8,34	0,994
	CAD/CAM	63,69	17,15	104,32	6,03	
	Lazer	64,27	15,14	133,06	6,14	

*p<0,05

Kruskal Wallis, Mann-Whitney U

Porselen fırlama işlemi öncesi ortalama marjinal aralık değerlerinin gruplar arası karşılaştırılmasında istatistiksel olarak anlamlı fark olup olmadığına Kruskal Wallis testi ile bakılmıştır, istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur (p<0,05). Farklılığın hangi gruplardan oluştuğuna Mann-Whitney U testi ile bakılmıştır. Porselen fırlama işlemi öncesi ölçümlerde konvansiyonel mum uçurma tekniği ile elde edilen marjinal aralık (ort=98,68) değeri, lazer sinterleme tekniği ile elde edilen marjinal aralık (ort=63,97) değerine göre yüksek bulunmuştur (p<0,05) (p=0,010). Porselen fırlama işlemi öncesi ölçümlerde CAD/CAM metal frezeleme tekniği ile elde edilen marjinal aralık (ort=82,74) değeri, lazer sinterleme tekniği ile elde edilen marjinal aralık (ort=63,97) değerine göre yüksek bulunmuştur (p<0,05) (p=0,000).



Şekil 6.5. Üç üyeli köprülerin porselen fırınlama işlemi öncesi ortalama marjinal aralık değerlerinin istatistiksel sonuçlarını gösteren grafik

Porselen fırınlama işlemi sonrası ortalama marjinal aralık değerlerinin gruplar arası karşılaştırılmasında istatistiksel olarak anlamlı fark olup olmadığına Kruskal Wallis testi ile bakılmış, istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p>0,05$).

6.6. Dört Üyeli Köprü Verilerinin Gruplararası Karşılaştırılması

Porselen fırınlama işlemi öncesi ve sonrası ortalama marjinal aralık değerlerinin gruplar arası karşılaştırılmasında istatistiksel ortalama ve standart sapma değerleri tablo 6.5’de gösterilmiştir.

Tablo 6.5. Dört Üyeli Köprülerde Porselen Fırlama İşlemi Öncesi ve Sonrası Elde Edilen Marjinal Aralık Değerlerinin İstatistiksel Analizi

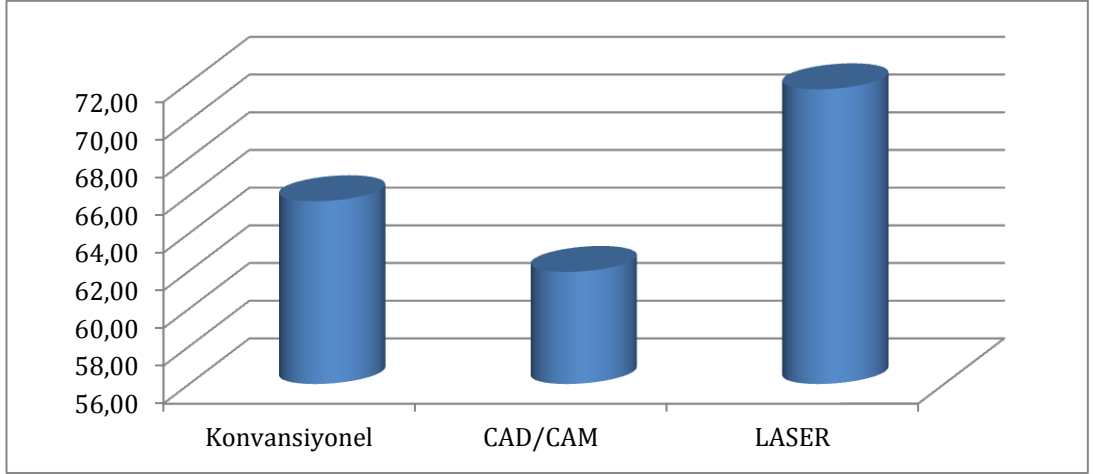
4 üyeli köprü		Ort.	Min.	Maks.	Ss.	p
Porselen Fırlama İşlemi Öncesi Ölçüm	Konvansiyonel	68,72	13,49	136,14	10,27	0,780
	CAD/CAM	71,10	20,86	120,60	5,02	
	Lazer	70,42	14,55	119,96	9,73	
Porselen Fırlama İşlemi Sonrası Ölçüm	Konvansiyonel	65,70	13,13	105,12	5,86	0,001*
	CAD/CAM	61,95	15,13	99,78	4,00	
	Lazer	71,64	15,23	130,30	12,05	

*p<0,05

Kruskal Wallis, Mann-Whitney U

Porselen fırlama işlemi öncesi ortalama marjinal aralık değerlerinin gruplar arası karşılaştırılmasında istatistiksel olarak anlamlı fark olup olmadığına Kruskal Wallis testi ile bakılmış, istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır (p>0,05).

Porselen fırlama işlemi sonrası ortalama marjinal aralık değerlerinin gruplar arası karşılaştırılmasında istatistiksel olarak anlamlı fark olup olmadığına Kruskal Wallis testi ile bakılmıştır, istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur (p<0,05). Farklılığın hangi gruplardan oluştuğuna Mann-Whitney U testi ile bakılmıştır. Porselen fırlama işlemi sonrası ölçümlerinde, konvansiyonel mum uçurma tekniği ile elde edilen marjinal aralık (ort=65,70) değeri, lazer sinterleme tekniği ile elde edilen marjinal aralık (ort=71,64) değerine göre düşük bulunmuştur (p<0,05) (p=0,028). Porselen fırlama işlemi sonrası ölçümlerde CAD/CAM metal frezeleme tekniği ile elde edilen marjinal aralık (ort=61,95) değeri, lazer sinterleme tekniği ile elde edilen marjinal aralık (ort=71,64) değerine göre düşük bulunmuştur (p<0,05) (p=0,001).



Şekil 6.6. Dört üyeli köprülerin porselen fırınlama işlemi sonrası ortalama marjinal aralık değerlerinin istatistiksel sonuçlarını gösteren grafik

6.7. Porselen Fırınlama İşlemi Öncesi ve Sonrası Ortalama Marjinal Aralık Değerlerinin Karşılaştırılması

Porselen fırınlama işlemi öncesi ve sonrası ortalama marjinal aralık değerleri arasındaki farkın istatistiksel olarak değerlendirilmesini gösteren veriler tablo 6.6'da gösterilmiştir.

Tablo 6.6. Porselen Fırınlama İşlemi Öncesi ve Sonrası Karşılaştırılmasına İlişkin İstatistiksel Analiz

	p
Konvansiyonel 3 üyeli köprü	0,000*
Konvansiyonel 4 üyeli köprü	0,191
CAD/ CAM 3 üyeli köprü	0,000*
CAD /CAM 4 üyeli köprü	0,000*
Lazer 3 üyeli köprü	0,970
Lazer 4 üyeli köprü	0,502

***p<0,05**

Wilcoxon

Çalışmada porselen fırınlama işlemi öncesi ve sonrası ortalama marjinal aralık değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olup olmadığına Wilcoxon testi ile bakılmıştır.

Konvansiyonel mum uçurma tekniği ile üretilen üç üyeli köprülerin porselen fırınlama işlemi öncesi marjinal aralık değerleri (ort=98,68) ile konvansiyonel mum uçurma tekniği ile üretilen üç üyeli köprülerin porselen fırınlama işlemi sonrası marjinal aralık değerleri (ort=64,58) arasında istatistiksel olarak anlamlı düşüş görülmüştür ($p<0,05$).

Konvansiyonel mum uçurma tekniği ile üretilen dört üyeli köprülerin porselen fırınlama işlemi öncesi ortalama marjinal aralık değerleri ile konvansiyonel mum uçurma tekniği ile üretilen dört üyeli köprülerin porselen fırınlama işlemi sonrası ortalama marjinal aralık değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p>0,05$).

CAD/CAM metal frezeleme tekniği ile üretilen üç üyeli köprülerin porselen fırınlama işlemi öncesi marjinal aralık değerleri (ort=82,74) ile CAD/CAM metal frezeleme tekniği ile üretilen üç üyeli köprülerin porselen fırınlama işlemi sonrası marjinal aralık değerleri (ort=63,69) arasında istatistiksel olarak anlamlı düşüş görülmüştür ($p<0,05$).

CAD/CAM metal frezeleme tekniği ile üretilen dört üyeli köprülerin porselen fırınlama işlemi öncesi marjinal aralık değerleri (ort=71,10) ile CAD/CAM metal frezeleme tekniği ile üretilen dört üyeli köprülerin porselen fırınlama işlemi sonrası marjinal aralık değerleri (ort=61,95) arasında istatistiksel olarak anlamlı düşüş görülmüştür ($p<0,05$).

Lazer sinterleme tekniği ile üretilen üç üyeli köprülerin porselen fırınlama işlemi öncesi ortalama marjinal aralık değerleri ile lazer sinterleme tekniği ile üretilen üç üyeli köprülerin porselen fırınlama işlemi sonrası ortalama marjinal aralık değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p>0,05$).

Lazer sinterleme tekniği ile üretilen dört üyeli köprülerin porselen fırınlama işlemi öncesi ortalama marjinal aralık değerleri ile lazer sinterleme tekniği ile üretilen dört üyeli köprülerin porselen fırınlama işlemi sonrası ortalama marjinal aralık değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p>0,05$).

7. TARTIŞMA

Diş hekimliğinde; sabit protetik restorasyonların üretiminde metal alaşımları uzun yıllardır kullanılmaktadır. Restorasyonların uzun süreli klinik başarısı için hekimler marjinal uyum ve kırılma direncini düşünürken hastalar için öncelikli olan estetik beklentilerdir (Al-Amleh ve ark., 2010). Sabit protetik restorasyonların başarısının değerlendirilmesinde, marjinal uyum değerlendirmesi oldukça önemlidir (Holmes ve ark., 1989).

Marjinal uyum, sabit protetik restorasyonların uzun dönem klinik başarısında büyük öneme sahiptir. Restorasyonun marjinal bölgesindeki uyumsuzluk; siman materyalinin ağız sıvılarına maruz kalmasına neden olur, bakteriyal dental plak birikimi meydana gelir, bunun sonucunda oluşacak periodontal hastalıklar ve çürük destek dişleri ve dolayısıyla restorasyonun uzun dönem başarısını olumsuz etkiler (Torabi ve ark., 2012).

İn vitro ortamdaki çalışmalarda kullanılan testlerde; tekrarlanabilir sonuçlar elde edilmeli, sonuçlara etki edebilecek; preparasyon şekli ve tipi, kullanılan ölçü materyalleri ve yöntemleri, laboratuvar işlemleri gibi faktörler kontrol edilebilmeli ve faktörlerin değişkenliği çok olmamalıdır. Uygulanan testler klinik şartları azami seviyede taklit edebilmeli ve test sonuçlarının araştırma konusu ile ilgili daha önce yapılmış klinik çalışmaların sonuçlarına benzerlik göstermesi gerekmektedir (Heintze, 2010). İn vitro çalışmalar, in vivo şartlarda sağlanması çok zor olan optimal ve standardize şartları deneysel olarak sağlayabilmektedirler (Nawafleh ve ark., 2013). Çalışmamız in vitro laboratuvar koşulları altında gerçekleştirildi.

Metal seramik dental restorasyonlarda iç açısı yuvarlatılmış basamak hazırlanarak, bitim sınırının net bir şekilde görünebilmesi sağlanır ve daha iyi estetiğe sahip bir restorasyon elde edilebilir. Restorasyonların konturunun fazla olmaması için yeterli preparasyon derinliği sağlanmalı ve bitim sınırı belirli olmalıdır (Shillingburg ve ark., 1997). Preparasyonunun prensiplere uygun gerçekleştirilmesi, dinamik yükler altındaki stres dağılımı açısından önemlidir. Restorasyonun uyumunun daha iyi olması için “shoulder” marjinal bitim kenarında, prepare edilen destek dişin aksiyel duvarı ile basamak arasındaki açığı az miktarda yuvarlatmanın

yararlı olduğu bildirilmekte, keskin kenar kalmayacak şekilde yuvarlatma yaparak stres birikmesinin önlenmesi ile uyumun artırılması tavsiye edilmektedir (Goodacre ve ark., 2001; Cho ve ark., 2004).

Köprü protezlerinde destek olacak ve prepare edilmiş dişleri temsil edecek olan modellerin hazırlanmasında dizayn kalitesinin belirli bir düzeyde olması için bazı noktalara dikkat edilmelidir. Prepare edilmiş dişleri taklit eden modellerin, tarayıcı veya optik okuyucu yardımı ile doğru ve tam olarak okunmasını sağlayabilmek için preparasyon bitiş çizgisi net ve belirgin olmalıdır. Preparasyon bitim kenarının iç açısı yuvarlatılmış “shoulder” ya da “chamfer” basamak şeklinde hazırlanması gerekmektedir. Preparasyon andırkatsız olmalı ve preparasyonda keskin açılar bulunmamalıdır (Luthardt ve ark., 2002). Suarez ve arkadaşları (2003), yaptıkları çalışmada “chamfer” ve yuvarlatılmış “shoulder” marjinal bitim şekillerinin Procera AllCeram kuronların marjinal uyumuna olan etkisini araştırmışlar ve iki farklı marjinal bitim şekli arasında anlamlı bir farklılık olmadığını belirtmişlerdir.

Komine ve arkadaşları (2007), yaptıkları çalışmada “shoulder”, yuvarlatılmış “shoulder” ve “chamfer” marjinal bitim şekline sahip örnekler üzerine tek kuron zirkonyum altyapılar üretmiş ve altyapıların marjinal uyumunu ölçmüşlerdir. Farklı basamak tiplerinin marjinal uyuma etkisinin istatistiksel olarak anlamlı olmadığını bildirmişlerdir. Souza ve arkadaşları (2012), üç farklı marjinal bitim şeklini karşılaştırdıkları çalışmalarında, CAD/CAM ile alüminyum yapay dişler üzerine üretilen kuronların marjinal ve internal uyumlarını karşılaştırmışlardır. Açılı “shoulder” marjine sahip kuronların, geniş “chamfer” ve eğimli “chamfer” marjinal şekline sahip kuronlara göre daha iyi marjinal uyuma sahip olduğunu belirtmişlerdir. Tsitrou ve arkadaşları (2007), çalışmalarında, Cerec kuronların marjinal aralık değerlerini ölçmüşlerdir. Ortalama marjinal aralık değerleri; “shoulder” preparasyonu yapılan grupta (silikon replika tekniğinde 91 µm ve kesitlendirme tekniğinde 79 µm), “chamfer” preparasyonu yapılan gruba (silikon replika tekniğinde 94 µm ve kesitlendirme tekniğinde 91 µm) göre daha düşük bulunduğunu bildirmişlerdir.

Beuer ve arkadaşları (2009), yaptıkları çalışmada CAD/CAM ile zirkon kopingler üretmişler ve preparasyon açısının marjinal ve internal uyuma olan etkisini

araştırmışlardır. Kullanılan 4,8 ve 12 derece açılı örneklerde en iyi uyum sonuçlarını 12 derece açılıya sahip örneklerin verdiğini belirtmişlerdir. Goodacre ve arkadaşları (2001), yaptıkları derleme çalışmada preparasyon yöntemlerini incelemişler ve preparasyon açısının 10-20 derece arasında bir değer olması gerektiğini belirtmişlerdir. Shillingburg ve arkadaşları (1997), ise optimum retansiyon için bu değerlerin toplamda 12 derece olması gerektiğini bildirmişlerdir. Tan ve arkadaşları (2008), yaptıkları çalışmada kullandıkları örneklerde 12 derece yaklaşım açısı uygulamışlardır. CAD/CAM sistemlerinde preparasyonda, en az 5 derece yuvarlatılmış iç açılıya sahip “chamfer” veya “shoulder” basamak olması gerektiği belirtilmiştir (Bowley ve ark., 2004; Barnfather ve Brunton, 2007). Kunii ve arkadaşları (2007), restorasyonları CNC torna tezgahında üretilen paslanmaz çelik tabla ve 10 derecelik yaklaşım açısı olan ve “shoulder” tipi bitim çizgisine sahip paslanmaz çelik güdükler üzerinde hazırlayarak marjinal ve internal uyum değerlerini ölçmüşlerdir. İn vitro çalışmalarda, restorasyonları desteklemek için doğal diş yerine kullanılan metal alaşımlardan, poliüretan ve epoksi rezinden elde edilen kopyalardan faydalanılmıştır (Sundh ve Sjögren, 2004; Cho ve ark., 2004; Witkowski ve ark., 2006). Kane ve arkadaşları (2015), CAD/CAM metal frezeleme tekniği ile “chamfer” ve iç açıları yuvarlatılmış “shoulder” preparasyonuna sahip güdüklerde ürettikleri Co-Cr altyapıların marjinal ve internal uyumlarını değerlendirdikleri çalışmalarında, posterior altyapılarda kullanılan basamak tipinin sonuçları anlamlı derecede etkilemediğini bildirmişlerdir. Varol ve Kulak-Özkan (2015), “press-on-metal seramik” restorasyonlar ile zirkonyum destekli ve konvansiyonel metal seramik restorasyonların marjinal ve internal uyumlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında paslanmaz çelik tabla ve 10 derecelik yaklaşım açısı olan, iç açıları yuvarlatılmış “shoulder” tipi bitim çizgisine sahip paslanmaz çelik güdükler kullanmışlardır.

Doğal dişlerin anatomileri, yapısal özellikleri ve boyutları büyük farklılıklar gösterdiği için doğal dişlerde standardizasyonu sağlamak zordur. Rosentritt ve arkadaşları (2000), SEM yardımı ile metal alaşım, polimer güdükler ve doğal dişte hazırlanan tam seramik kuronların marjinal uyumunu değerlendirmişler ve doğal dişle yapay güdüklerin marjinal uyumlarının farklı olmadığını belirtmişlerdir. Zeng ve arkadaşları (2015), seçici lazer ergitme ve konvansiyonel mum uçurma yöntemi

kullanılarak üretilmiş Co-Cr altyapılı kuronların marjinal uyumunu inceledikleri çalışmalarında güdük olarak zirkonya güdükler kullanmışlardır. Gonzalo ve arkadaşları (2009), metal seramik ve zirkonyum üç üyeli posterior köprülerin marjinal aralık değerlerini kıyasladıkları çalışmalarında standardize edilmiş paslanmaz çelik tabla ve paslanmaz çelik güdükler kullanmışlardır. Regish ve arkadaşları (2013), kopya freze zirkonya ve Ni-Cr altyapıların marjinal ve internal uyumlarını değerlendirdikleri çalışmalarında standardize edilmiş metal güdükler kullanmışlardır. Harish ve arkadaşları (2014), mum uçurma ve lazer sinterleme tekniği ile ürettikleri metal altyapıların marjinal uyumlarını değerlendirdikleri çalışmalarında paslanmaz çelik güdükler kullanmışlardır. İlgili literatürler ışığında çalışmamızda, standardizasyonu sağlamak amacıyla, preparasyonu yapılmış premolar ve molar destek dişleri taklit eden metal güdükler kullanıldı. Bu güdükler, paslanmaz çelik alaşımdan CNC torna tezgahında (Chevalier FBL-1233, Chang Hua, Tayvan) üretilmiştir. Çalışmamızda, temel preparasyon prensipleri uygulanarak paslanmaz çelik güdükler 10 derecelik yaklaşım açısı ile, marjinal bölgedeki stresi azaltmak amacı ile iç açıları yuvarlatılmış “shoulder” tipi bitim çizgisi ile üretildi.

Marjinal uyum ölçümünde en önemli faktörlerden biri ölçüm yerleridir. Restorasyon ve diş arasında farklı referans noktaları belirlenerek ölçüm yapılabilmektedir. Marjinal uyumu tanımlamada kullanılan terminoloji ve marjinal uyumu ölçmek amacıyla belirlenen referans noktaları araştırmacılara göre farklılık göstermektedir. Kullanılan farklı parametreler ve terminoloji, elde edilen sonuçlarda farklılıkların oluşmasına neden olmaktadır (Groten ve ark. 2000; Ural, 2006). Restorasyonun iç yüzeyi ile preparasyonun aksiyal duvarı arasındaki dik ölçüm “internal aralık” olarak belirlenmektedir. Aynı ölçüm restorasyon marjinde yapıldığı zaman “marjinal aralık” olarak adlandırılır (Conrad ve ark., 2007). Çalışmamızda, değişik metal altyapı üretim teknikleri ile üretilmiş restorasyonlarda marjinal aralık parametresi esas alınarak marjinal uyum değerlendirmesi ve karşılaştırılması yapılmıştır.

Diş hekimliğinde kullanılan sabit protetik restorasyonların başarılı sayılabilmesi için destek diş üzerindeki pasif uyum ve marjinal uyum önemlidir. Kuronun üretimi sırasında çok sayıda faktör marjinal uyumu olumlu veya olumsuz yönde etkilemektedir. Restorasyon diş üzerine tam ve doğru şekilde oturmadığında;

marjinal uyumsuzluk, komşu dişlerle olan kontağın kaybı, siman materyalin hızla çözünmesi, mikrobiyal dental plak birikimi, sekonder çürük oluşumu, diş eti rahatsızlıkları ve diş hassasiyeti gibi olumsuzluklarla karşılaşmaktadır. Siman materyalinin yapacağı potansiyel hidrolik basıncın etkisini azaltarak kuron restorasyonunun daha iyi oturmasını sağlamak için kuron içi rölief tavsiye edilmektedir. Kuron içi rölief sağlamak amacıyla, asit ile aşındırma ve dökümün iç yüzeyinin aşındırılması gibi farklı teknikler uygulanmaktadır. Maliyetinin düşük olması ve kolaylıkla uygulanabilmesi yönüyle en yaygın kullanılan teknik “die-spacer” uygulamasıdır. Bu uygulama ile; simantasyon sırasında restorasyonun yükselmesi engellenir ve fazla siman materyalinin dışarı çıkması sağlanır (Saber ve ark., 2013). Dental restorasyonların üretiminde restorasyon ve diş arasındaki siman aralığı, konvansiyonel mum uçurma tekniğinde model üzerine belirli kalınlıkta “die spacer” materyalinin tabakalar halinde uygulaması ile elde edilirken, bilgisayar destekli üretimlerde ise dizayn aşamasında dijital ortamda saptanır (de Oliveira Correa ve ark., 2006; Örtorp ve ark., 2011; Anunmana ve ark., 2014). Literatürde siman aralığının ve marjinal uyumun incelendiği çalışmalarda, üretimde siman aralığı olarak 10 µm- 85µm arasında değerler tayin edilmiştir (Nakamura ve ark., 2003; Örtorp ve ark., 2011; Vojdani ve ark., 2013; Anunmana ve ark., 2014). Çalışmamızda standardizasyonu sağlamak amacıyla siman aralığı değeri 30 µm olarak belirlendi.

Olivera ve Saito (2006), güdük üzerine üç farklı teknikle dört tabaka “die-spacer” uyguladıkları çalışmalarında, döküm kuron restorasyonların uyumunun ve retansiyonunun “die-spacer” uygulaması ile ortaya çıkardığı sonuçları incelemişler ve restorasyonun uyumunun die-spacer uygulanan alan arttıkça olumlu yönde etkilendiğini bildirmişlerdir. Basamak sınırından 0.5 mm uzakta, tüm yüzeylere “die-spacer” uygulanan grup en iyi sonuçları vermiştir. Soriani ve arkadaşları (2007), “die-spacer” kullanımının, Ni-Cr, Ni-Cr-Be alaşımı ve saf titanyumdan konvansiyonel mum uçurma tekniği ile elde edilen döküm kopinglerin marjinal uyumuna olan etkisini incelemişlerdir. İki tabaka “die-spacer” uygulanan grupların marjinal aralık değerleri; hiç “die-spacer” uygulanmayan ve tek tabaka “die-spacer” uygulanan gruplardan daha iyi sonuçlar vermiştir. Sundar ve arkadaşları (2014), metal kopinglerin marjinal uyum ve mikrosızıntılarını inceledikleri çalışmalarında,

kullandıkları tekniklerden biri olan mum uçurma tekniğinde standardizasyonu sağlamak için güdük üzerine iki tabaka olacak şekilde “die-spacer” uygulamışlardır. Çalışmamızda, metal döküm altyapıların üretiminde paslanmaz çelik model üzerinde, marjinal bölgeden 0.5 mm uzak kalacak şekilde standardizasyonu sağlamak için 30 µm kalınlığa karşılık gelecek şekilde iki tabaka “die-spacer” (Isowachs, Labor-Scheftner, Mainz, Almanya) uygulandı.

Günümüzde marjinal uyumun değerlendirilmesinde standart bir ölçüm yöntemi yoktur. Marjinal uyumu ölçmek ve değerlendirmek için yapılan in vitro çalışmalarda sıklıkla silikon replika yöntemi ve kesitlendirme yöntemi ile incelemenin yapıldığı belirtilmektedir (Nawafleh ve ark.. 2013). Laurent ve arkadaşları (2008), doğru silikon materyali kullanıldığında siman aralığının doğru bir şekilde replikasının alınabileceğini ve siman kalınlığının ölçümünün doğru şekilde yapılabileceğini belirtmişlerdir. Silikon replika yöntemiyle farklı aşamalarda tekrar ölçüm yapılabilir. Silikon replika yöntemi; zaman tasarrufu sağlayan, ekonomik, güvenilir, uygulanması kolay ve geçerli bir noninvaziv yöntemdir. Silikon materyali kurondan ayrılırken yırtılabilmektedir ancak silikon replika yönteminin klinik kullanıma uygun ve güvenli sonuçlar almaya izin veren bir yöntem olduğu bildirilmektedir (Boening ve ark., 2000; Laurent ve ark., 2008). Rahme ve arkadaşları (2008), Procera kopinglerde kesitlendirme ve silikon replika tekniği ile sırasıyla 31.9 µm ve 33.6 µm marjinal aralık değerlerini bulmuşlardır ve iki teknik arasında önemli fark rapor etmemişlerdir. Her iki tekniğin de başarıyla uygulanabilir teknikler olduğu bildirilmiştir.

Literatürde marjinal ve internal adaptasyonu incelemek için silikon replika tekniğinin kullanıldığı birçok çalışma bulunmaktadır. Yıldız ve arkadaşları (2013), CAD/CAM ile üretilen zirkonya kuronları farklı yapıştırma ajanları ile yapıştırdıkları ve marjinal ve internal adaptasyonları değerlendirdikleri çalışmalarında, Kim ve arkadaşları (2013a), lazer sinterleme tekniği ile ürettikleri üç üyeli sabit köprü protezi altyapılarının marjinal uyumunu değerlendirdikleri çalışmalarında, Park ve arkadaşları (2015), farklı teknikler ile ürettikleri metal altyapıların marjinal ve internal uyumlarını kıyasladıkları çalışmalarında, Huang ve arkadaşları (2015), 330 metal seramik kuronun marjinal ve internal uyumunu değerlendirdikleri çalışmalarında, Zeng ve arkadaşları (2015), porselen fırınlama işleminin seçici lazer

ergitme ile üretilmiş Co-Cr altyapılı metal seramik kuronların marjinal uyumuna olan etkisini inceledikleri çalışmalarında, Nesse ve arkadaşları (2015), üç farklı teknikte ürettikleri üç üyeli sabit Co-Cr köprü protezi altyapılarının marjinal ve internal uyumlarını değerlendirdikleri çalışmalarında silikon replika tekniğinden yararlanmışlardır. Çalışmamızda, ilgili literatürler ışığında marjinal uyum değerlerini elde etmek için silikon replika yöntemi kullanıldı.

Reich ve arkadaşları (2008), molar ve premolar dişlerden silikon replikalar elde ettikten sonra, replikaları meziodistal yönde 4, bukkolingual yönde 2 kesit olacak şekilde keserek 8 adet, Dittmer ve arkadaşları (2009); Kohorst ve arkadaşları (2010), çalışmalarında molar ve premolar dişlerden elde ettikleri replikaları meziodistal ve bukkolingual yönde 1'er kez keserek bir dişten toplam 4 adet, Yıldız ve arkadaşları (2013), çalışmalarında elde ettikleri silikon replikalardan bukkolingual ve meziodistal olarak 4 adet, Kim ve arkadaşları (2013a), lazer sinterleme tekniği ve konvansiyonel mum uçurma tekniği ile ürettikleri üç üyeli sabit köprü protezi altyapılarının marjinal uyumunu inceledikleri çalışmalarında, molar ve premolar diş örneklerinden elde ettikleri silikon replikaları meziodistal ve bukkolingual yönde 1'er kez toplamda 2 kez keserek bir örnekten toplam 4 adet kesit elde etmişlerdir. Çalışmamızda, premolar ve molar formunda hazırlanmış paslanmaz çelik modellerden elde edilen silikon replikalar meziodistalden 2, bukkolingualden 2 kesit alınacak şekilde kesildi ve ilgili tek bir örnekten 4 adet kesit elde edildi.

Yapılan çalışmalarda, marjinal uyum ölçüm noktalarının sayısı konusunda bir standardizasyon olmadığı görülmektedir. Nawafleh ve arkadaşları (2013), örnek sayısının, her bir örnek için yapılan ölçüm sayısının, preparasyon tipinin ve çalışmanın in vitro ya da in vivo olmasının marjinal uyum ölçüm sonuçlarının farklı olmasına etki eden faktörler olduğunu bildirmişlerdir. Groten ve arkadaşları (2000), sonuçların daha güvenilir olabilmesi için ölçüm yapılacak nokta sayısının artırılması gerektiğini ve ölçüm sayısı arttıkça standart sapma değerlerinin azalacağını belirtmişlerdir. Yaptıkları çalışmada, en az 20-25 ölçüm yapılması gerektiğini, 50 ölçümün ise ideal kabul edildiğini bildirmişlerdir. Marjinal aralık ölçüm sonuçlarının güvenilirliğinin artırılması amacıyla örnek sayılarının veya ölçüm sayılarının artırılması gerekmektedir. Balkaya ve arkadaşları (2005), yaptıkları çalışmada örneklerde 18 noktadan, Yeo ve arkadaşları (2003), 50 noktadan, Gonzalo ve

arkadaşları (2009) ve Shiratsuchi ve arkadaşları (2008) ise 60 noktadan, ölçümler yapmışlardır. Reich ve arkadaşları (2008) ise her bir kesitte; marjinal, aksiyal, aksiyal-okluzal ve okluzal bölgelerinden olacak şekilde dört farklı noktadan, toplamda her bir dişin 16 ayrı noktasından ölçüm yapmışlardır. Bayramoğlu ve arkadaşları (2015), yaptıkları marjinal ve internal uyum çalışmalarında, her bir örnekten toplam 40 ölçüm yapmışlardır. Çalışmamızda, porselen fırınlama işlemi öncesinde ve porselen fırınlama işlemi sonrasında, her bir aşama için marjinalden 6, intermarjinalden 3 olacak şekilde bir kesitten 9, bir dişten tek seferde 36 farklı noktadan ölçüm yapıldı. Çalışma süresince tek dişten toplam 72 adet ölçüm yapıldı.

Reich ve arkadaşları (2008), marjinal uyum değerlendirmesi yaptıkları çalışmalarında X 50 ışık mikroskobu büyütmesi, Quante ve arkadaşları (2008), metal seramik kuronların marjinal uyum değerlerini ölçmek amacıyla X 60 ışık mikroskobu büyütmesi, Sundar ve arkadaşları (2014), yaptıkları in vitro çalışmada marjinal uyum değerlerini ölçmek için X 40 ışık mikroskobu büyütmesi, Nesse ve arkadaşları (2015), yaptıkları çalışmada üç farklı teknikte üretilen metal altyapıların marjinal ve internal aralık ölçümlerini X 20 ışık mikroskobu büyütmesi, Huang ve arkadaşları (2015), farklı tekniklerle ürettikleri metal seramik kuronların marjinal uyumlarını ölçtükleri çalışmalarında, ölçümleri X 30 ışık mikroskobu büyütmesi, Harish ve arkadaşları (2014), mum uçurma ve lazer sinterleme tekniği ile ürettikleri metal altyapıların marjinal ve internal uyumlarını X 50 ışık mikroskobu büyütmesi altında gerçekleştirmişlerdir. Çalışmamızda marjinal aralık ölçümleri, ışık mikroskobu büyütmesi X 48 olan ışık mikroskobu (Leica Cambridge Ltd., Cambridge, İngiltere) altında yapıldı.

Konvansiyonel teknik olarak bilinen mum uçurma tekniği 70 yılı aşkın süre boyunca metal altyapılı dental restorasyonların üretiminde en çok kullanılan teknik olmuştur (Koutsoukis ve ark., 2015). Mum uçurma tekniğinde, çok sayıda aşama vardır ve çok sayıda materyal kullanılmaktadır. Bu aşamalardan herhangi birinde meydana gelebilecek olası bir problem restorasyonun marjinal uyumunu olumsuz yönde etkileyebilir (Nesse ve ark., 2015). Sundar ve arkadaşları (2014), metal kopinglerin marjinal uyum ve mikrosızıntılarını inceledikleri çalışmalarında, kullandıkları tekniklerden biri olan mum uçurma tekniğinde elde ettikleri marjinal aralık değerlerinin (Porselen fırınlama işlemi öncesi ve sonrası sırasıyla; 66,24 µm

ve 70,83 μm) klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisinde olduğunu rapor etmişlerdir. Park ve arkadaşları (2015); konvansiyonel mum uçurma, lazer sinterleme (EOSINT M270) ve CAD/CAM metal frezeleme (Datron D5) teknikleriyle üretilen metal altyapıların marjinal ve internal aralık değerlerini ölçtükleri çalışmalarında kontrol grubu olarak mum uçurma tekniğini kullanmışlardır ve en iyi ortalama uyum değerlerini konvansiyonel mum uçurma tekniği ile (36,96 μm) üretilen metal altyapılarda elde etmişlerdir. Pimenta ve arkadaşları (2015), yaptıkları çalışmada zirkonya (ZirkonZahn sistemi), lityum disilikat (IPS e.max Press sistemi) ve Ni-Cr kopinglerin marjinal ve internal uyumlarını değerlendirmişler ve mum uçurma tekniği ile üretilen Ni-Cr kopinglerin en iyi uyum sonuçlarını verdiğini rapor etmişlerdir. Günümüzde konvansiyonel olarak kullanılan ve çalışmamızda kontrol grubu olarak kullandığımız teknik konvansiyonel mum uçurma tekniğidir.

Günümüzde sabit protetik restorasyonların üretiminde konvansiyonel mum uçurma tekniği haricinde CAD/CAM sistemleri kullanılmaktadır. CAD/CAM sistemlerinde temel olarak metal blok frezeleme ve direkt lazer metal sinterleme olmak üzere iki farklı üretim tipi bulunmaktadır (Örtörp ve ark., 2011). Beuer ve arkadaşları (2009), yaptıkları çalışmada CAM ve CAD/CAM sistemlerini karşılaştırmışlar ve CAD/CAM sistemlerinde, CAM sistemlerine göre 2-3 kat daha iyi marjinal uyum değerleri elde etmişlerdir. Ayrıca CAD/CAM sistemlerine göre CAM sistemlerinde, laboratuarda ana modele uyumlandırma yapılırken daha çok zaman gerektiğini rapor etmişlerdir. CAM sistemlerinde; mum modelaj teknisyen tarafından hazırlanır ve modelin tüm yüzeyleri taranarak bilgisayar ortamında veriler elde edilir ve elde edilen verilerle frezeleme işlemi uygulanır. CAD/CAM sistemlerinde ise; ana model tarayıcı yardımı ile taranır ve bilgisayar yazılımı yardımı ile restorasyon tasarlanır (Abduo ve ark., 2010). CAD/CAM sistemlerinde üretilen restorasyonun marjinal uyum değerleri, sistemin tarayıcısının hassasiyetinden direkt olarak etkilenmektedir (Kokubo ve ark., 2005). Shokry ve arkadaşları (2010), döküm saf titanyum (CP Ti), döküm titanyum alaşımı (Ti-6Al-7Nb), döküm Ni-Cr ve CAD/CAM frezeleme tekniği ile üretilen titanyum (CP Ti) altyapılı restorasyonların marjinal uyum değerlendirmesini yaptıkları çalışmalarında en iyi marjinal uyum değerlerini CAD/CAM frezeleme tekniği ile üretilen grupta elde ettiklerini bildirmişlerdir. Koutsoukis ve arkadaşları (2015), CAD/CAM metal frezeleme

tekniklerinin; zaman kazancı sağlayan, düşük üretim distorsiyonuna sahip, minimum poroziteye neden olan, klinik olarak kabul edilebilir uyum değerleri veren ve şekillendirme özelliği kabul edilebilir bir sistem olduğunu, ancak sistemin üretim maliyetinin yüksek olduğunu rapor etmişlerdir. Nesse ve arkadaşları (2015), mum uçurma, CAD/CAM metal frezeleme ve seçici lazer ergitme teknikleri ile üç üyeli Co-Cr altyapı elde ederek marjinal ve internal aralık ölçümü yaptıkları çalışmalarında, en iyi marjinal uyum değerlerinin CAD/CAM metal frezeleme grubu ile elde ettiklerinin bildirmişlerdir. Çalışmamızda kullandığımız metal altyapıların üretilmesinde kullanılan üç değişik teknikten biri CAD/CAM frezeleme tekniğidir.

White ve arkadaşları (1991), mum uçurma tekniği ile ürettikleri Ni-Cr metal altyapılarda yaptıkları uyumlandırma işleminin marjinal aralık değerlerini % 39 oranında düşürdüğünü rapor etmişlerdir. Witkowski ve arkadaşları (2006), çalışmalarında Pro 50 (PRO), DCS (DCS) ve Everest (EVE) CAD/CAM sistemlerini kullanarak titanyum metal altyapılar elde etmişler ve altyapıların, uyumlandırma öncesi ve sonrasındaki marjinal uyumlarını değerlendirmişlerdir. Sonuç olarak, altyapı uyumlandırma işleminin CAD/CAM sistemlerinde marjinal aralığı anlamlı şekilde azalttığını rapor etmişlerdir. Çalışmamızda, altyapı üretimi sonrasında sadece konvansiyonel mum uçurma yöntemi kullanılarak elde edilen altyapılarda metal döküm işlemi sonrasında oluşan döküm incileri rond freze kaldırılarak uyumlandırma yapılmıştır, kullanılan diğer altyapı üretim tekniklerinde altyapı üretimi sonrasında uyumlandırma işlemi gerekmediği için uygulanmamıştır. Porselen fırınlama işlemi sonrasında ise tüm gruplarda kumlama işlemi gerçekleştirilmiştir.

Doğrudan metal lazer sinterleme tekniği, CAD/CAM metal frezeleme tekniğinden farklı olarak tabaka halindeki metal tozlarının lazer vasıtası ile kaynaştırılması esasına dayanır (Quante ve ark., 2008). Lazer sinterleme tekniğinde altyapının şekillendirilmesi işlemi konvansiyonel mum uçurma tekniğine göre daha yüksek kalitede gerçekleştirilir ve üretim verimliliği konvansiyonel mum uçurma tekniğinden daha yüksektir (van Noort, 2012). Konvansiyonel mum uçurma tekniğinde üretim esnasındaki yüksek distorsiyon ve porozite riskine karşın lazer sinterleme tekniğinde daha az distorsiyon ve porozite riski bulunmaktadır (Castillo-Oyagüe ve ark., 2012).

Xu ve arkadaşları (2014), yaptıkları in vitro çalışmada seçici lazer ergitme ile üretilmiş Co-Cr altyapıların marjinal uyumunu, döküm Co-Cr altyapıların marjinal uyumu ile karşılaştırdıkları çalışmalarında 36 kuronun marjinal aralık değerlerini ölçmüşler ve seçici lazer ergitme ile üretilen altyapıların marjinal aralık değerini (102,86 μm), konvansiyonel mum uçurma yöntemiyle elde edilen altyapıların marjinal aralık değerinden (170,19 μm) daha düşük bulmuşlardır. Zeng ve arkadaşları (2015), porselen fırınlama işleminin seçici lazer ergitme ile üretilmiş Co-Cr altyapılı kuronların marjinal uyumuna olan etkisini inceledikleri çalışmalarında, tekrar eden porselen fırınlama işlemlerinin marjinal uyum değerlerini önemli miktarda etkilemediğini belirtmişlerdir. Huang ve arkadaşları (2015), yapmış oldukları çalışmada seçici lazer ergitme ile üretilmiş Co-Cr altyapılı kuronların marjinal uyumunu, döküm Co-Cr altyapılı kuronların ve döküm Au-Pt altyapılı kuronların marjinal uyumu ile karşılaştırmışlardır. Porselen fırınlama işlemi sonrası ölçümlerde, seçici lazer ergitme ile üretilmiş kuronların marjinal uyum değerlerinin (75.6 \pm 32.6 μm), döküm Au-Pt altyapılı kuronların marjinal uyum değerlerine (76.8 \pm 32.1 μm) yakın, döküm Co-Cr altyapılı kuronların marjinal uyum değerlerinden (91.0 \pm 36.3 μm) ise daha iyi olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmamızda, metal altyapıların üretilmesinde kullanılan üç değişik teknikten biri lazer sinterleme tekniğidir.

Ucar ve arkadaşları (2009), çalışmalarında lazer sinterleme tekniği ile Co-Cr ve konvansiyonel mum uçurma tekniği ile Ni-Cr tek kuronlar üretmişler ve internal uyum değerlendirmesi yapmışlardır. Kim ve arkadaşları (2013a), lazer sinterleme tekniği ile Co-Cr ve konvansiyonel mum uçurma tekniği ile Ni-Cr üç üyeli sabit köprü protezi altyapıları üretmişler ve marjinal uyum değerlendirmesi yapmışlardır. Sundar ve arkadaşları (2014), metal seramik kuronların marjinal uyum ve mikrosızıntılarını inceledikleri çalışmalarında, konvansiyonel mum uçurma tekniği ile Ni-Cr altyapılar, lazer sinterleme tekniği ile Co-Cr altyapılar üreterek bu iki tekniği karşılaştırmışlardır. Çalışmamızda, üç ve dört üyeli sabit köprü restorasyonlarının üretimi için; konvansiyonel mum uçurma tekniği ile Ni-Cr altyapılar, CAD/CAM metal frezeleme tekniği ile Co-Cr altyapılar ve lazer sinterleme tekniği ile Co-Cr altyapılar üretilmiştir.

Literatürde marjinal uyum ile ilgili çok sayıda araştırma ve çok farklı marjinal aralık değerleri saptanmıştır. Christensen (1966), restorasyonun başarılı olarak kabul edilebilmesi için marjinal açıklık miktarının 25 - 40 µm olması gerektiğini bildirmiştir. Mc Lean ve von Fraunhofer (1971), 5 yıllık klinik takip çalışmalarında 1000 adet restorasyonu değerlendirmişler ve 120 µm marjinal aralığın kabul edilebilir azami değer olduğunu bildirmişlerdir. Shearer ve arkadaşları (1996), In-Ceram sisteminin marjinal aralık değerlerini silikon replika yöntemi kullanılarak ölçülen grupta 28.6 µm değerini bulmuşlardır. Klinik olarak kabul edilebilir marjinal aralık değerlerinin 50-120 µm arasında olduğu bildirilmiştir (Boening ve ark., 2000). Suarez ve arkadaşları (2003), marjinal uyum için 120 µm değerinin kiritik olduğunu bildirmişlerdir. Wolfart ve arkadaşları (2003) ise marjinal uyum çalışmalarında elde edilen değerlerin 28 µm -160 µm arasında değiştiğini belirtmişlerdir. Goldin ve arkadaşları (2005), yaptıkları çalışmada kabul edilebilir marjinal aralık değerini 40-120 µm olarak saptamışlardır. Klinik olarak kabul edilebilir iyi bir restorasyon için 200 µm'lik aralığı normal kabul eden çalışmalar da bulunmaktadır (Stappert ve ark., 2005; Good ve ark., 2009). Tan ve arkadaşları (2008), kabul edilebilir marjinal aralık değerinin 10-160 µm arasında olduğunu bildirmişlerdir. Nawafleh ve arkadaşları (2013), yapmış oldukları derleme çalışmada, uyum değerlerinin 7.5 µm ile 206.3 µm arası gibi geniş bir yelpazede değişmekte olduğunu bildirmişlerdir. Tamac ve arkadaşları (2014), yaptıkları çalışmada metal seramik kuronların ortalama marjinal aralık değerlerini; konvansiyonel mum uçurma grubunda 75,92 µm, CAD/CAM metal frezeleme grubunda 86,64 µm ve doğrudan metal lazer sinterleme grubunda 96,23 µm olarak bulmuşlardır. Park ve arkadaşları (2015), çalışmalarında metal altyapıların ortalama marjinal aralık değerlerini; konvansiyonel mum uçurma grubunda 36,96 µm, CAD/CAM metal frezeleme (Datron D5) grubunda 63,21 µm ve doğrudan metal lazer sinterleme (EOSINT M270) grubunda 70,98 µm olarak bulmuşlardır. Çalışmamız sonucu elde edilen tüm marjinal aralık değerleri ortalamalarının, literatürde belirtilen 120 µm'lik kritik sınırdan daha düşük olduğu tespit edilmiştir.

Literatürde; lazer sinterleme, CAD/CAM metal frezeleme ve konvansiyonel mum uçurma tekniği ile üretilen metal altyapıların marjinal uyumlarını karşılaştıran çalışmalarda çoğunlukla tek üyeli restorasyonlar kullanılmıştır. 3 üyeli

restorasyonlarda sınırlı sayıda çalışma yapılmış iken, 4 üyeli restorasyonlarda ilgili teknikleri birbiri ile karşılaştıran çalışmaya rastlanmamış, sadece konvansiyonel mum uçurma yöntemi ile üretilen 4 üyeli restorasyonlarda marjinal uyum çalışmaları bulunmaktadır. Sundar ve arkadaşları (2014), in vitro çalışmalarında konvansiyonel mum uçurma tekniği ile üretilen Co-Cr altyapılı tek kuronların marjinal uyum değerlerini metal lazer sinterleme ile üretilen Ni-Cr altyapılı tek kuronların marjinal uyum değerleri ile karşılaştırmışlardır. Porselen fırınlama işlemi öncesi; konvansiyonel Ni-Cr grubunda 66,24 μm , lazer sinterleme Co-Cr grubunda 56,26 μm ortalama marjinal aralık değerleri bulunmuştur. Porselen fırınlama işlemi sonrası; konvansiyonel Ni-Cr grubunda 70,83 μm , lazer sinterleme Co-Cr grubunda 53,63 μm ortalama marjinal aralık değerleri bulunmuştur. Porselen fırınlama işlemi öncesinde ve sonrasında metal lazer sinterleme ile üretilen altyapıların, konvansiyonel mum uçurma yöntemiyle üretilen altyapılara göre daha iyi marjinal uyum değerlerine sahip olduğu görülmüştür. Porselen fırınlama işleminin metal lazer sinterleme ile üretilmiş altyapıların marjinal aralık değerlerini düşürdüğü fakat bu düşüşün istatistiksel olarak anlamlı olmadığını bildirmişlerdir. Shokry ve arkadaşları (2010), yaptıkları in vitro çalışmada titanyum ve Ni-Cr tek kuron altyapılarının porselen fırınlama işlemi öncesi, opak uygulaması ve dentin uygulaması sonrasında marjinal uyumlarını değerlendirmişler ve porselen fırınlama işleminin marjinal uyumu etkilediğini rapor etmişlerdir. Çalışmada, Everest sistemi kullanılarak saf titanyumun frezelenmesi ile üretilen altyapıların porselen fırınlama işlemi öncesi, opak uygulaması sonrası ve dentin uygulaması sonrasında ortalama marjinal aralık değerleri sırasıyla; 24,1 μm , 32,3 μm ve 35,6 μm 'dir. Konvansiyonel mum uçurma tekniği kullanılarak saf titanyumundan üretilen altyapıların porselen fırınlama işlemi öncesi, opak uygulaması sonrası ve dentin uygulaması sonrasında ortalama marjinal aralık değerleri sırasıyla; 81,5 μm , 83,8 μm ve 83,7 μm 'dir. Konvansiyonel mum uçurma tekniği kullanılarak Ti-6Al-7Nb alaşımından üretilen altyapıların porselen fırınlama işlemi öncesi, opak uygulaması sonrası ve dentin uygulaması sonrasında ortalama marjinal aralık değerleri sırasıyla; 47,3 μm , 70,6 μm ve 70,6 μm 'dir. Konvansiyonel mum uçurma tekniği kullanılarak Ni-Cr alaşımından üretilen altyapıların porselen fırınlama işlemi öncesi, opak uygulaması sonrası ve dentin uygulaması sonrasında ortalama marjinal aralık değerleri ise sırasıyla; 92,8 μm , 97,9

μm ve $94 \mu\text{m}$ 'dir. Ni-Cr altyapılarda daha yüksek marjinal uyumsuzluk saptamışlardır. Harish ve arkadaşları (2014), mum uçurma ve lazer sinterleme tekniği ile ürettikleri tek üyeli metal altyapıların marjinal ve internal uyumlarını inceledikleri in vitro çalışmalarında, konvansiyonel Co-Cr grubu altyapıların ortalama marjinal aralık değerini ($176,57 \mu\text{m}$), lazer sinterleme Co-Cr grubu altyapıların marjinal aralık değerinden ($102,1 \mu\text{m}$) anlamlı derecede yüksek bulmuşlardır. Xu ve arkadaşları (2014), yaptıkları in vitro çalışmada seçici lazer ergitme ile üretilmiş Co-Cr altyapıların marjinal uyumunu, döküm Co-Cr altyapıların marjinal uyumu ile karşılaştırdıkları çalışmalarında 36 kuronun marjinal aralık değerlerini ölçmüşler ve seçici lazer ergitme ile üretilen altyapıların marjinal aralık değerini ($102,86 \mu\text{m}$), konvansiyonel mum uçurma yöntemiyle elde edilen altyapıların marjinal aralık değerinden ($170,19 \mu\text{m}$) daha düşük bulmuşlardır. Huang ve arkadaşları (2015), yapmış oldukları in vivo çalışmada seçici lazer ergitme ile üretilmiş Co-Cr altyapılı tek kuronların marjinal uyumunu, döküm Co-Cr altyapılı tek kuronların ve döküm Au-Pt altyapılı tek kuronların marjinal uyumu ile karşılaştırmışlardır. Seçici lazer ergitme ile üretilmiş kuronların marjinal uyum değerlerinin ($75.6 \mu\text{m}$), döküm Au-Pt altyapılı kuronların marjinal uyum değerlerine ($76.8 \mu\text{m}$) yakın, döküm Co-Cr altyapılı kuronların marjinal uyum değerlerinden ($91.0 \mu\text{m}$) ise daha iyi olduğunu belirtmişlerdir. Patil ve arkadaşları (2013), yapmış oldukları in vitro çalışmada konvansiyonel mum uçurma tekniği ile üretilen Ni-Cr ve titanyum altyapılı tek kuron restorasyonların porselen fırınlama işlemi öncesinde ve sonrasında marjinal uyumlarını incelemişler ve sonuç olarak her iki altyapıda da porselen fırınlama işlemi sonrası marjinal uyumsuzluğun arttığını belirtmişlerdir. Porselen fırınlama işlemi öncesinde; en yüksek ortalama marjinal aralık değeri kuronun marjinal kısmının metal ile bitirildiği titanyum altyapı grubunda $163,17 \mu\text{m}$, en düşük ortalama marjinal aralık değeri kuronun marjinal kısmının metal ile bitirildiği Ni-Cr altyapı grubunda $101,89 \mu\text{m}$ olarak bulunmuştur. Porselen fırınlama işlemi sonrasında; en yüksek ortalama marjinal aralık değeri kuronun marjinal kısmının metal ile bitirildiği titanyum altyapı grubunda $238,52 \mu\text{m}$, en düşük ortalama marjinal aralık değeri kuronun marjinal kısmının metal ile bitirildiği Ni-Cr altyapı grubunda $129,10 \mu\text{m}$ bulunmuştur. Kim ve arkadaşları (2013b), yaptıkları in vitro çalışmada, lazer sinterleme (EOS M270) ve konvansiyonel mum uçurma tekniği ile

ürettikleri Co-Cr tek üyeli kuronların ortalama marjinal aralık değerlerini porselen fırınlama işlemi öncesinde lazer sinterleme grubunda 75 μm , konvansiyonel mum uçurma grubunda 62,3 μm ; porselen fırınlama işlemi sonrasında lazer sinterleme grubunda 93,4 μm , konvansiyonel mum uçurma grubunda 76,4 μm olarak bulmuşlardır ve porselen fırınlama işlemi sonrasında ortalama marjinal aralık değerlerinde anlamlı bir yükselme rapor etmişlerdir. Park ve arkadaşları (2015), in vitro çalışmalarında tek üyeli metal altyapıların ortalama marjinal aralık değerlerini; konvansiyonel mum uçurma grubunda 36,96 μm , CAD/CAM metal frezeleme (Datron D5) grubunda 63,21 μm ve doğrudan metal lazer sinterleme (EOSINT M270) grubunda 70,98 μm olarak bulmuşlardır. Ucar ve arkadaşları (2009), yaptıkları in vitro çalışmada, lazer sinterleme tekniği ile Co-Cr ve konvansiyonel mum uçurma tekniği ile Ni-Cr ve Co-Cr tek üyeli metal altyapılar üretmişler ve internal uyum değerlendirmesi yapmışlardır. Ortalama internal aralık değerleri; lazer sinterleme grubunda 62,57, konvansiyonel Ni-Cr grubunda 58,21 μm ve konvansiyonel Co-Cr grubunda 50,55 μm olarak bulunmuştur (Ucar ve ark., 2009). Değişik metal üretim teknikleri ile üretilen metal altyapıların ortalama marjinal aralık değerlerinin kullanılan sistemlere ve çalışmalara göre farklılık gösterdiği tespit edilmiştir.

Literatürdeki lazer sinterleme, CAD/CAM metal frezeleme ve konvansiyonel mum uçurma tekniği ile üretilen üç üyeli metal altyapıların marjinal uyumlarını karşılaştıran çalışmalara baktığımızda; Örtorp ve arkadaşları (2011), in vitro çalışmalarında doğrudan metal lazer sinterleme, mum uçurma, mum frezeleme ve metal frezeleme teknikleriyle ürettikleri üç üyeli Co-Cr köprü altyapılarının marjinal uyumlarını incelemişlerdir. Ölçülen marjinal aralık değerleri; doğrudan metal lazer sinterleme grubunda: 84 μm , mum frezeleme grubunda: 117 μm , konvansiyonel mum uçurma grubunda: 133 μm ve CAD/CAM metal frezeleme grubunda: 166 μm olarak bulunmuştur. Elde edilen en iyi marjinal aralık değerinin 84 μm ile doğrudan metal lazer sinterleme grubuna ait olduğu görülmüştür. Çalışmamızda benzer şekilde porselen fırınlama işlemi öncesinde CAD/CAM metal frezeleme (ort=82,74 μm) grubu marjinal aralık değerleri de lazer sinterleme (ort=63,97 μm) grubu değerlerine göre yüksek bulunmuştur, en düşük ortalama marjinal aralık değeri lazer sinterleme grubunda bulunmuştur. Ancak Örtorp ve arkadaşları (2011), en yüksek ortalama

marjinal aralık değerini CAD/CAM metal frezeleme grubunda bulurken (166 µm), çalışmamızda, en yüksek ortalama marjinal aralık değeri konvansiyonel mum uçurma grubunda bulunmuştur (ort=98,68 µm). Farklı sonuçlar elde edilmesi, kullanılan CAD/CAM metal frezeleme cihazının (LunaCast, ACF GmbH, Amberg, Almanya) farklı olmasından kaynaklanabilir. Ayrıca Örtorp ve arkadaşları (2011), çalışmalarında güdük üzerinde 5 tabaka “die spacer” uygulamışlardır, çalışmamızda ise 2 tabaka “die spacer” uygulanmıştır. Die spacer uygulamasının restorasyonun uyumunu etkileyeceği bildirilmektedir (Olivera ve Saito, 2006). Kim ve arkadaşları (2013a), lazer sinterleme tekniği (EOSINT M270, Co-Cr) ve konvansiyonel mum uçurma tekniği (Ni-Cr) ile ürettikleri üç üyeli sabit köprü protezi altyapılarının marjinal uyumunu inceledikleri in vitro çalışmalarında ortalama marjinal aralık değerlerini: doğrudan metal lazer sinterleme grubunda 130,6 µm (premolar) ve 133,1 µm (molar), konvansiyonel mum uçurma grubunda 81,7 µm (premolar) ve 81,8 µm (molar) olarak ölçmüşlerdir. Çalışmamızda, lazer sinterleme grubu değerleri, konvansiyonel mum uçurma grubu değerlerinden düşük bulunmuştur. Bu farklılığın sebebi, ilgili çalışmada epoksi rezin ana modellerin, bizim çalışmamızda ise paslanmaz çelik modellerin kullanılmasına bağlı olabilir. Nesse ve arkadaşları (2015), konvansiyonel mum uçurma, CAD/CAM metal frezeleme ve seçici lazer ergitme teknikleri ile üç üyeli Co-Cr altyapı elde ederek marjinal ve internal aralık ölçümü yaptıkları çalışmalarında, marjinal uyum incelemesini direkt izleme ve skorlama tekniği ile yapmışlar ve CAD/CAM metal frezeleme tekniğinin lazer sinterleme ve mum uçurma tekniğine göre daha iyi sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir. Çalışmamızda da benzer şekilde, porselen fırınlama işlemi öncesinde en iyi ortalama marjinal aralık değerleri CAD/CAM metal frezeleme grubunda elde edilmiştir. Çalışmamızda da, üç üyeli köprülerde porselen fırınlama işlemi sonrasında, konvansiyonel mum uçurma tekniği ortalama marjinal aralık değeri (64,58 µm), lazer sinterleme grubu ortalama marjinal aralık değeri (64,27 µm) ve CAD/CAM metal frezeleme grubu ortalama marjinal aralık değerinden (63,69 µm) yüksek bulunmuştur. Ancak gruplar arasında ortalama marjinal aralık değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p>0,05$).

Literatürde, lazer sinterleme ve CAD/CAM metal frezeleme tekniği ile üretilen dört üyeli altyapıların marjinal uyumlarını karşılaştıran çalışmaya rastlanmamıştır. Bayramoğlu ve arkadaşları (2015), yaptıkları in vitro çalışmada; konvansiyonel mum uçurma, press-on-metal ve CAD/CAM zirkonya teknikleri ile ürettikleri üç ve dört üyeli implant destekli sabit protetik köprü restorasyonlarının marjinal ve internal uyumlarını değerlendirmişlerdir. Konvansiyonel mum uçurma tekniği ile üretilen üç ve dört üyeli köprülerin ortalama marjinal aralık değerleri porselen fırınlama işlemi öncesi 75,4 µm ve sonrasında 103,82 µm olarak ölçmüşler ve anlamlı farklılık meydana geldiğini bildirmişlerdir. Dört üyeli restorasyonlarda, üç üyeli restorasyonlara göre daha yüksek marjinal aralık değerleri elde etmişlerdir fakat bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildir. Bizim çalışmamızda da benzer şekilde, konvansiyonel mum uçurma grubunda dört üyeli köprülerin ortalama marjinal aralık değerleri (65,70 µm) üç üyeli köprülerin ortalama marjinal aralık değerlerine (64,58 µm) göre yüksek bulunmuştur. Çalışmamızda dört üyeli köprülerde porselen fırınlama işlemi öncesinde, konvansiyonel mum uçurma grubu değeri 68,72 µm, CAD/CAM metal frezeleme grubu ortalama marjinal aralık değeri 71,10 µm, lazer sinterleme grubu ortalama marjinal aralık değeri 70,42 µm bulunmuştur ancak gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır ($p>0,05$). Ancak, dört üyeli köprülerde porselen fırınlama işlemi sonrasında anlamlı farklılık bulunmuştur ($p<0,05$); konvansiyonel mum uçurma grubu ortalama marjinal aralık değeri 65,70 µm, lazer sinterleme grubu değeri 71,64 µm, CAD/CAM metal frezeleme grubu değeri 61,95 µm göre olarak bulunmuştur. Çalışmamızda dört üyeli köprülerde porselen fırınlama işlemi sonrasında konvansiyonel mum uçurma grubunda meydana gelen değişim istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p>0,05$).

Çalışmamızda üç ve dört üyeli köprülerde porselen fırınlama işlemi sonrasında marjinal aralıkta meydana gelen azalma ile ilgili literatürde bilgilendirmeler bulunmaktadır. Porselen fırınlama işleminin metal seramik kuronların marjinal uyumuna etkisi ile ilgili fikir birliği bulunmamaktadır (Gemalmaz ve Alkumru, 1995). Restorasyonun uyumu, üstyapı uygulanmasını takiben altyapının distorsiyona uğraması nedeniyle değişebilmektedir. Dittmer ve arkadaşları (2009), çalışmalarında, üstyapı uygulaması sırasında oluşan stresleri sonlu elemanlar analizi ile incelemişler ve fırınlama işlemi sonrası porselenin soğuması sırasında oluşan streslerden dolayı

köprü restorasyonlarında destek dişlerin merkezine doğru otaya çıkan bir büzülmeden bahsetmektedirler. Fırınlama aşamaları sonrasında oluşan bu streslere, üstyapı porseleninin termal genişleme katsayısı ile zirkonya altyapının termal genişleme katsayısı arasındaki farkın neden olduğunu bildirmektedirler. Dittmer ve arkadaşları (2009); Kohorst ve arkadaşları (2010), dört fırınlama aşaması sonrasında; zirkonyum köprülerde üstyapı porseleninde meydana gelen kontraksiyon nedeniyle destek dişlerin merkezine doğru horizontal yönde bir distorsiyon meydana geldiğini ve böylece marjinal ve internal aralıkta azalmaya yol açtığını rapor etmişlerdir. Sundar ve arkadaşları (2014) da porselen fırınlama işlemi sonrasında metal seramik restorasyonların marjinal uyumlarında iyileşme kaydetmişler ve bu iyileşmenin arkasındaki nedenin bilinmediğini rapor etmişlerdir (Sundar ve ark., 2014). Revetman, döküm ekipmanları, porselen sistemleri ve fırınlama sıcaklıklarındaki farklılıklar distorsiyonun tipi ve büyüklüğünü etkilemektedir (Patil ve ark., 2013).

Buchanan ve arkadaşları (1981), metal altyapı ve porselen üstyapının termal ekspansiyon katsayıları arasındaki fark ve porselen üstyapının fırınlama esnasındaki ekspansiyon derecesindeki farklılık nedeniyle distorsiyon oluştuğunu bildirmişlerdir. Konvansiyonel mum ıçurma yöntemi ile üretilen altyapılarda, modelajın manuel olarak yapılmasından nedeniyle, modelaj kalınlığını standardize etmek oldukça zordur. Üretilen modelajdaki mumun kalınlığı, modelajı uygulayan kişinin el becerisi ve modelajın bekleme zamanı geleneksel yöntemle üretilen restorasyonların distorsiyonuna neden olabilecek faktörlerdir (Takahashi ve Gunne, 2003). Çalışmamızda tüm sistemlerdeki porselen üstyapı işlemleri ve konvansiyonel sistemdeki mum ıçurma ve döküm işlemleri dental teknisyen tarafından gerçekleştirildiğinden köprü restorasyonlarının porselen kalınlıklarında olabilecek olası farklılıkların, porselen materyalinin fırınlama esnasındaki ekspansiyonunda farklılık meydana getirebileceğini düşünmekteyiz.

Literatürde, restorasyonun üye sayısının ve uzunluğunun marjinal ve internal uyum üzerindeki etkilerini inceleyen çalışmalar bulunmaktadır. Lee ve arkadaşları (2013), CAD/CAM ile üretilmiş zirkonya altyapıların üye sayısının marjinal ve internal uyuma etkilerini araştırdıkları çalışmalarında üye sayısı azaldıkça uyumun daha iyi olduğunu rapor etmişlerdir. Anunmana ve arkadaşları (2014), zirkonya tek kuronlar ile üç üyeli köprü restorasyonların aralık değerlerini karşılaştırdıkları

çalışmalarında; tek üyeli restorasyonların 3 üyeli köprülere göre daha uyumlu olduğu sonucuna varmışlardır. Çalışmamızda üretilen köprü restorasyonlarında elde ettiğimiz sonuçlar kısmen benzerdir. Çalışmamızda porselen fırınlama işlemi sonrasında; lazer sinterleme grubunda ortalama marjinal aralık değerleri üç üyeli köprülerde (64,27 μm) dört üyeli köprülerden (71,64 μm) daha düşük, konvansiyonel mum uçurma grubunda ortalama marjinal aralık değerleri üç üyeli köprülerde (64,58 μm) dört üyeli köprü değerlerine (65,70 μm) yakın ve CAD/CAM metal frezeleme grubunda ortalama marjinal aralık değerleri üç üyeli köprülerde (63,69 μm) dört üyeli köprü değerlerine (61,90 μm) yakın olarak bulunmuştur.

Çalışmamızda, üç ve dört üyeli köprüler ile porselen fırınlama işlemi öncesi ve sonrası konvansiyonel mum uçurma, CAD/CAM metal frezeleme, doğrudan metal lazer sinterleme ile elde edilen ortalama marjinal aralık değerlerinin birbirinden farklı olduğu tespit edilmiştir. Porselen fırınlama işlemi öncesi üç üyeli köprülerin için elde edilen ortalama marjinal aralık değerleri sırasıyla 98,68 μm , 82,74 μm , 63,97 μm iken dört üyeli köprüler için sırasıyla 68,72 μm , 71,10 μm , 70,42 μm değerleri elde edilmiştir. Porselen fırınlama işlemi sonrasında üç üyeli köprüler için sırasıyla 64,58 μm , 63,69 μm , 64,27 μm ve dört üyeli köprüler için sırasıyla 65,70 μm , 61,95 μm , 71,64 μm ortalama marjinal aralık değerleri elde edilmiştir. Porselen fırınlama işlemi sonrasında konvansiyonel mum uçurma tekniği ve CAD/CAM metal frezeleme tekniği gruplarında elde edilen ortalama marjinal aralık değerlerinde azalma meydana geldiği, lazer sinterleme tekniği grubunda ise az miktarda artış meydana geldiği ve porselen fırınlama işlemi sonrasında elde edilen ortalama marjinal aralık değerlerinin 61,95 μm ve 71,64 μm arasında yer aldığı tespit edilmiştir.

8. SONUÇ

Lazer sinterleme, CAD/CAM metal frezeleme ve konvansiyonel mum uçurma teknikleri kullanılarak metal altyapıları üretilen 3 ve 4 üyeli sabit köprü protezlerinin porselen fırınlama işlemi öncesinde ve sonrasında ölçülen marjinal uyum değerlerinin incelendiği çalışmamızın sonuçları aşağıdaki gibidir:

1. En düşük ortalama marjinal aralık değeri 61,95 μm ile CAD/CAM metal frezeleme tekniği ile üretilen 4 üyeli altyapıların porselen fırınlama işlemi sonrasındaki ölçümlerinde bulunan değerdir.

2. En yüksek ortalama marjinal aralık değeri 98,68 μm ile konvansiyonel mum uçurma tekniği ile üretilen 3 üyeli altyapıların porselen fırınlama işlemi öncesindeki ölçümlerinde elde edilen değerdir.

3. Üç üyeli köprülerin porselen fırınlama işlemi öncesi ölçümlerinde; lazer sinterleme tekniği ile üretilen altyapıların ortalama marjinal aralık değerleri (63,97 μm), konvansiyonel mum uçurma tekniği ile üretilen altyapıların ortalama marjinal aralık değerlerinden (98,68 μm) ve CAD/CAM metal frezeleme tekniği ile üretilen altyapıların ortalama marjinal aralık değerlerinden (82,74 μm) daha düşük bulunmuştur ($p < 0,05$).

4. Üç üyeli köprülerin porselen fırınlama işlemi sonrasındaki ölçümlerde; lazer sinterleme tekniği ile üretilen altyapıların ortalama marjinal aralık değerleri (64,27 μm), konvansiyonel mum uçurma tekniği ile üretilen altyapıların ortalama marjinal aralık değerlerine (64,58 μm) ve CAD/CAM metal frezeleme tekniği ile üretilen altyapıların ortalama marjinal aralık grubu değerlerine (63,69 μm) yakın bulunmuştur ($p > 0,05$).

5. Dört üyeli köprülerin porselen fırınlama işlemi öncesi ölçümlerinde; konvansiyonel mum uçurma tekniği ile üretilen altyapıların ortalama marjinal aralık değerleri (68,72 μm), lazer sinterleme tekniği ile üretilen grup altyapıların ortalama marjinal aralık değerlerine (70,42 μm) ve CAD/CAM metal frezeleme tekniği ile üretilen altyapıların ortalama marjinal aralık değerlerine (71,10 μm) yakın bulunmuştur ($p > 0,05$).

6. Dört üyeli köprülerin porselen fırınlama işlemi sonrasındaki ölçümlerde; CAD/CAM metal frezeleme tekniği ile üretilen altyapıların ortalama marjinal aralık

değerleri (61,95 μm), konvansiyonel mum uçurma tekniği ile üretilen altyapıların ortalama marjinal aralık değerlerinden (65,70 μm) ve lazer sinterleme ile üretilen altyapıların ortalama marjinal aralık değerlerinden (71,64 μm) daha düşük bulunmuştur ($p<0,05$).

7. Çalışmamızda, porselen fırınlama işlemi öncesinde ve porselen fırınlama işlemi sonrasında elde edilen tüm ortalama marjinal aralık değerlerinin klinik olarak kabul edilebilir sınır olan 120 μm 'nin altındadır.

8. Üç üyeli köprülerde, porselen fırınlama işleminden en az etkilenen teknik lazer sinterleme tekniği iken (63,97 μm - 64,27 μm), daha sonra sırasıyla CAD/CAM metal frezeleme tekniği (82,74 μm - 63,69 μm) ve konvansiyonel mum uçurma tekniği (98,68 μm - 64,58 μm) gelmektedir.

9. Dört üyeli köprülerde, porselen fırınlama işleminden en az etkilenen teknik lazer sinterleme tekniği iken (70,42 μm - 71,64 μm), daha sonra sırasıyla ve konvansiyonel mum uçurma tekniği (68,72 μm - 65,70 μm) ve CAD/CAM metal frezeleme tekniği (71,10 μm - 61,95 μm) gelmektedir.

9. KAYNAKLAR

1. Abduo J, Lyons K, Swain M. Fit of zirconia fixed partial denture: a systematic review. *J Oral Rehabil.* 2010; 37(11): 866-876.
2. Akın E. Dişhekimliğinde Porselen. 3. Baskı, İstanbul Üniversitesi Yayınları, İstanbul; 1999.
3. Al-Amleh B, Lyons K, Swain M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. *J Oral Rehabil.* 2010;37(8): 641-652.
4. Almeida e Silva, J. S., K. Erdelt, D. Edelhoff, E. Araujo, M. Stimmelmayer, L. C. Vieira ve J. F. Guth. Marginal and internal fit of four-unit zirconia fixed dental prostheses based on digital and conventional impression techniques. *Clin Oral Investig.* 2014;18(2): 515-523.
5. Anunmana, C., M. Charoenchitt ve C. Asvanund. Gap comparison between single crown and three-unit bridge zirconia substructures. *J Adv Prosthodont.* 2014;6(4): 253-258.
6. Anusavice KJ. *Quality Evaluation of Dental Restorations. Criteria of Placement and Replacement.* Quintessence publishing Co. Inc., Chicago;1989.
7. Azari A, Nikzad S. The evolution of rapid prototyping in dentistry: a review. *Rapid Prototyping J.* 2009;15(3): 216-225.
8. Balkaya MC, Cinar A, Pamuk S. Influence of firing cycles on the margin distortion of 3 all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent.* 2005;93: 346-55.
9. Barghi N, Lorenzana RE. Optimum Thickness of Opaque and Body Porcelain. *J Prosthet Dent.* 1982;48: 429-431.

10. Barnfather KDP, Brunton PA. Restoration of the upper dental arch using Lava all-ceramic crown and bridgework. *Br Dent J.* 2007;22(10): 731-735.
11. Bayramoğlu E, Özkan YK, Yıldız C. Comparison of marginal and internal fit of press-on-metal and conventional ceramic systems for three- and four-unit implant-supported partial fixed dental prostheses: An in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2015;114(1): 52-8.
12. Beuer F, Aggstaller H, Richter J, Edelhoff D, Gernet W. Influence of preparation angle on marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia crown copings. *Quintessence Int.* 2009;40:243-250.
13. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J.* 2008; 204(9): 505-11.
14. Bindl A, Windisch S, Mormann WH. Full-ceramic CAD/CAM anterior crowns and copings. *Int J Comput Dent.* 1999;2: 97-111.
15. Boening KW, Wolf BH, Schmidt AE, Kastner K, Walter MH. Clinical fit of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent.* 2000;84(4): 419-424.
16. Borba M, Cesar PF, Griggs JA, Della Bona A. Adaptation of all-ceramic fixed partial dentures. *Dent Mater.* 2011;27(11): 1119-26.
17. Bowers JE, Vermilyea SG, Griswold WH. Effect of Metal Conditioners on Porcelain - Alloy Bond Strength. *J Prosthet Dent.* 1985;54: 201-203.
18. Bowley JF, Sun AF, Barouch KK. Effect of margin location on crown preparation resistance form. *J Prosthet Dent.* 2004;92(6): 546-50.
19. 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(5):502-506.

20. Butel EM, Campbell JC, Difiore PM. Crown margin design: A dental school survey. *J Prosthet Dent.* 1991;65: 303-305.
21. Castillo-Oyagüe R, Osorio R, Osorio E, Sánchez-Aguilera F, Toledano M. The effect of surface treatments on the microroughness of laser-sintered and vacuum-cast base metal alloys for dental prosthetic frameworks. *Microsc Res Tech.* 2015;75(9): 1206-12.
22. Cho L, Choi J, Yi YJ, Park CJ. Effect of finish line variants on marginal accuracy and fracture strength of ceramic optimized polymer/fiber-reinforced composite crowns. *J Prosthet Dent.* 2004;91(6): 554-560.
23. Christensen GJ. Marginal fit of gold inlay castings. *J Prosthet Dent.* 1966;16(2): 297-305.
24. Christensen G J. Computerized restorative dentistry. *J Am Dent Assoc.* 2001;132: 1301-1303.
25. Coli P, Karlsson S. Fit of a new pressure sintered zirconium dioxide coping. *Int J Prosthodont.* 2004;17: 59-64.
26. Conrad HJ, Wook-Jin Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *J Prosthet Dent.* 2007;98: 389-404.
27. Craig RG, Powers MJ. *Restorative Dental Materials.* 11th. ed, St. Louis: CV Mosby; 2002.
28. de Oliveira Correa, G., G. E. Henriques, M. F. Mesquita ve L. C. Sobrinho. Over-refractory casting technique as an alternative to one-piece multi-unit fixed partial denture frameworks. *J Prosthet Dent.* 2006;95(3): 243-248.

29. Delikanlı K, Sofu M, Bekci U. Üretim sektöründe hızlı direkt imalat sistemlerinin yeri ve önemi. *MTED*. 2005;4: 33-39.
30. Dietschi D, Spreafico R. *Adhesive Metal Free Restorations. Current Concepts for the Esthetic Treatment of Posterior Teeth*, Quintessence publishing Co. Inc., Chicago;1997.
31. Dittmer MP, Borchers L, Stiesch M, Kohorst P. Stresses and distortions within zirconia-fixed dental prostheses due to the veneering process. *Acta Biomater*. 2009;5(8): 3231-3239.
32. Garcia AJ, Santana FB, Szalay ER. Marginal adaptation and microleakage comparison between two zirconia oxide systems. *R Odonto Mexicana*. 2011; 15(2): 101-106.
33. Gassino G, Monfrin SB, Scanu M, Spina G, Preti G. Marginal adaptation of fixed prosthodontics: A new in vitro 360 degree external examination procedure. *Int J Prosthodont*. 2004;17: 218-23.
34. Gavelis JR, Morency JD, Riley ED, Sozio RB. The effect of various finish line preparations on the marginal seal and occlusal seat of full crown preparations. *J Prosthet Dent*. 2004;138–145.
35. Gemalmaz D, Alkumru HN. Marginal fit changes during porcelain firing cycles. *J Prosthet Dent*. 1995;73: 49–54.
36. Givan DA. *Precious Metals in Dentistry*. *Dent Clin N Am*. 2007;51: 591-601.
37. Goldin EB, Boyd NW, Goldstein GR, Hittelman EL, Thompson VP. Marginal fit of leucite-glass pressable ceramic restorations and ceramicpressed-to-metal restorations. *J Prosthet Dent*. 2005;93: 143-147.

38. Gonzalo E, Suarez MJ, Serrano B, Lozano JF. A comparison of the marginal vertical discrepancies of zirconium and metal ceramic posterior fixed dental prostheses before and after cementation. *J Prosthet Dent.* 2009;102: 378-384.
39. Good ML, Mitchell CA, Pintado MR, Doyglas WH. Quantification of all-ceramic crown margin surface profile from try-in to 1 week post-cementation. *J Dent.* 2009;37(1): 65-75.
40. Goodacre CJ, Campagni WV, Aquilino SA. Tooth preparations for complete crowns: an art form based on scientific principles. *J Prosthet Dent.* 2001;85(4): 363-376.
41. Groten M, Axmann D, Probster L, Weber H. Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in-vitro testing. *J Prosthet Dent.* 2000;83(1): 40-49.
42. Hammad IA, Goodkind RJ, Gerberich WW. A Shear Test for the Bond Strength of Ceramometals. *J Prosthet Dent,* 1987;58: 431-437.
43. Harish V, Mohamed Ali SA, Jagadesan N, Mohamed I, Siva S, Debasish B, Febel H. Evaluation of Internal and Marginal Fit of Two Metal Ceramic System – In Vitro Study. *J Clin Diagn Res.* 2014;8(12): 53–56.
44. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core and veneer materials. *J Prosthet Dent.* 2002;88: 10-15.
45. Heintze SD. Clinical relevance of tests on bond strength, microleakage and marginal adaptation. *Dent Mater.* 2013;29(1): 59-84.
46. Heintze SD. Crown pull-off test (crown retention test) to evaluate the bonding effectiveness of luting agents. *Dent Mater.* 2010;26: 193-206.

47. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent.* 1989;25: 405-408.
48. Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. *J Prosthet Dent.* 1992;67(6): 859-865.
49. Huang Z, Zhang L, Zhu J, Zhang X. Clinical marginal crowns fabricated with a selective laser melting technology. *J Prosthet Dent.* 2015;113(6): 623-627.
50. Isaacson G, Isaacson D. *Cerometal Fixed Partial Dentures*, Quintessence Publishing Co, Inc., Berlin; 1981.
51. Kahramanoglu, E. ve Kulak-Ozkan, Y. The effect of different restorative and abutment materials on marginal and internal adaptation of three-unit cantilever implant-supported fixed partial dentures: an in vitro study. *J Prosthodont.* 2013;22(8): 608-617.
52. Kane LM, Chronaios D, Sierraalta M, George FM. Marginal and internal adaptation of milled cobalt-chromium copings. *J Prosthet Dent.* 2015;114(5): 680-5.
53. Kim KB, Kim WC, Kim HY, Kim JH. An evaluation of marginal fit of three-unit fixed dental prostheses fabricated by direct metal laser sintering system. *Dent Mater.* 2013a;29(7): 91-96.
54. Kim KB, Kim JH, Kim WC, Kim HY, Kim JH. Evaluation of the marginal and internal gap of metal-ceramic crown fabricated with a selective laser sintering technology: two- and three-dimensional replica techniques. *Adv Prosthodont.* 2013b;5(2): 179-186.
55. Knoernschild KL, Campbell SD. Periodontal tissue responses after insertion of artificial crowns and fixed partial dentures. *J Prosthet Dent.* 2000; 84:492-8.

56. Koçak A. Cercon zirconia sistemi ile yapılan posterior sabit protezlerin uzun dönem klinik başarılarının incelenmesi. M.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi, Doktora Tezi, 2006, İstanbul (Danışman:Prof.Dr.Atilla Sertgöz)
57. Kohorst P, Brinkmann H, Dittmer MP, Borchers L, Stiesch M. Influence of the veneering process on the marginal fit of zirconia fixed dental prostheses. *J Oral Rehabil.* 2010;37(4): 283-291.
58. Kokubo Y, Nagayama Y, Tsumita M, Ohkubo C, Fukushima S, Vult von Steyern P. Clinical marginal and internal gaps of In-Ceram crowns fabricated using the GN-I system. *J Oral Rehabil.* 2005;32(10): 753-758.
59. Komine F, Iwai T, Kobayashi K, Matsumura H. Marginal and internal adaptation of zirconium dioxide ceramic copings and crowns with different finish line designs. *Dent Mater J.* 2007;26(5): 659-664.
60. Koutsoukis T, Zinelis S, Eliades G, Al-Wazzan K , Rifaiy MA, Al Jabbari YS. Selective Laser Melting Technique of Co-Cr Dental Alloys: A Review of Structure and Properties and Comparative Analysis with Other Available Techniques. *J Prosthodont.* 2015;24(4): 303-312.
61. Kunii J, Hotta Y, Tamaki Y, Ozawa A, Kobayashi Y, Fujishima A, Miyazaki T, Fujiwara T. Effect of sintering on the marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia frameworks. *Dent Mater J.* 2007;26(6): 820-6.
62. Laurent M, Scheer P, Dejou J, Laborde G. Clinical evaluation of the marginal fit of cast crowns--validation of the silicone replica method. *J Oral Rehabil.* 2008;35(2): 116-122.
63. Lee JY, Choi SJ, Kim MS, Kim HY, Kim YS, Shin SW. Effect of span length on the fit of zirconia framework fabricated using CAD/CAM system. *J Adv Prosthodont.* 2013;5(2): 118-125.

64. Lehner CR, Scharer P. All ceramic crowns. *Curr Opin Dent.* 1992;2: 42-45.
65. Luthardt R, Weber A, Rudolph H, Schone C, Quaas S, Walter M. Design and production of dental prosthetic restorations: basic research on dental CAD/CAM technology. *Int J Comput Dent.* 2002;5(2-3): 165-176.
66. Luthy H, Filser F, Loeffel O, Schumacher M, Gauckler LJ, Hammerle CHF. Strength and reliability of four-unit all-ceramic posterior bridges. *Dent Mater.* 2005;21: 930-937.
67. McCabe JF, Walls AWG. *Applied Dental Materials.* 8th ed, Blackwell Science Ltd., Malden, USA;1998.
68. McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J.* 1971;131(3): 107-111.
69. McLean JW. *The Science and Art of Dental Ceramics Volume I.* Berlin: Quintessence Publishing Co, Inc;1979.
70. Mehl A, Hickel R. Current State of Development and Perspective of Machine Based Production Methods for Dental Restorations. *Int J Comput Dent.* 1999;2: 9-35.
71. Mehl A, Gloger W, Kunzelmann KH, Hickel R. A new optical 3-D device for the detection of wear. *J Dent Res.* 1997;76(11): 1799-1807.
72. Mitchell CA, Pintado MR, Douglas WH. Nondestructive, in vitro quantification of crown margins. *J Prosthet Dent.* 2001;85(6): 575-584.
73. Nakamura T, Dei N, Kojima T, Wakabayashi K. Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD/CAM all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont.* 2003;16(3): 244-248.

74. 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;3: 97-111.
75. Nayır E. Diş hekimliği Maddeler Bilgisi. 7. baskı, İstanbul Üniversitesi Basımevi, İstanbul;1999.
76. Naylor WP. Introduction to metal Ceramic Technology. Quintessence Publishing Co, Inc, Illinois;1992.
77. Nesse H, Ulstein DM, Vaage MM, Qilo M. Internal and marginal fit of cobalt-chromium fixed dental prostheses fabricated with 3 different techniques. *J Prosthet Dent*. 2015;114(5): 686-92.
78. O'Brien WJ. Dental Materials and Their Selection. 4.Baskı. Quintessence Publishing Co, Inc, Chicago; 2008.
79. Olivera AB, Saito T. The effect of die spacer on retention and fitting of complete cast crowns. *J Prosthodont*. 2006;15(4): 243-249.
80. 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: 356-363.
81. Özcan M. Fracture reasons in ceramic-fused-to-metal restorations. *J Oral Rehabil*. 2003;30: 265-269.
82. Özgüneş G. Farklı CAD/CAM sistemleriyle hazırlanan kuron protezlerinde kenar uyumunun incelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2008, İstanbul, (Danışman: Prof. Dr. S Pamuk).

83. Özüğür B. Hızlı Prototipleme Teknikleri ile Kompleks Yapıdaki Parçaların Üretilirliklerinin Araştırılması. Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü. Yüksek Lisans Tezi, 2006, Ankara, (Danışman: Yard. Doç. Dr. İhsan Korkut).
84. Padbury Jr A, Eber R, Waang HL. Interactions between gingiva and the margin of restorations. *J Clin Periodontol.* 2003;30: 379-385.
85. Pak HS, Han JS, Lee JB, Kim SH, Yang JH. Influence of porcelain veneering on the marginal fit of Digident and Lava CAD/CAM zirconia ceramic crowns. *J Adv Prosthodont.* 2010;2(2): 33-38.
86. Park JK, Kim HY, Kim WC, Kim JH. Accuracy evaluation of metal copings fabricated by computer-aided milling and direct metal laser sintering systems. *J Adv Prosthodont.* 2015;7(2): 122-8.
87. Patil A, Singh K, Sahoo S, Suvarna S, Kumar P, Singh A. Comparative assessment of marginal accuracy of grade II titanium and Ni-Cr alloy before and after ceramic firing: An in vitro study. *Eur J Dent.* 2013;7(3): 272-277.
88. Pera P, Gilodi S, Bassi F, Carossa S. In vitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 1994;72(6): 585-590.
89. Phillips RW. Skinner's Science of Dental Materials. 9th ed, W.B. Saunders Co., Philadelphia; 1991.
90. Pimenta MA, Frasca LC, Lopes R, Rivaldo E. Evaluation of marginal and internal fit of ceramic and metallic crown copings using x-ray microtomography (micro-CT) technology. *J Prosthet Dent.* 2015;114(2): 223-228.
91. Ludwig K, Kern M. Marginal and internal fit of metal-ceramic crowns fabricated with a new laser melting technology. *Dent Mater.* 2008;24: 1311-1315.

92. Quante K, Quintas AF, Oliveira F, Bottino MA. Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish lines, and luting agents: an in vitro evaluation. *J Prosthet Dent.* 2004;92(3): 250-257.
93. Rahme HY, Tehini GE, Adib SM, Ardo AS, Rifai KT. In vitro evaluation of the replica technique in the measurement of the fit of Procera crowns. *J Contemp Dent Pract.* 2008;9(2): 25-32.
94. Regish KM, Sharma D, Prithviraj DR, Nair A, Raghavan R. Evaluation and comparison of the internal fit and marginal accuracy of base metal (nickelchromium) and zirconia copings before and after ceramic veneering: a sem study. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2013;21(1) :44-48.
95. Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P. Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *Eur J Oral Sci.* 2005;113(2): 174-179.
96. Reich S, Gozdowski S, Trentzsch L, Frankenberger R, Lohbauer U. Marginal fit of heat-pressed vs. CAD/CAM processed all-ceramic onlays using a milling unit prototype. *Oper Dent.* 2008;33(6): 644-650.
97. Reiss B. Cerec standard 3-D occlusal contouring in comparison with the new biogeneric occlusal morphing: a case report. *Int J Comput Dent.* 2007;10: 69-75.
98. Roberts HW, Berzins DW, Moore BK, Charlton DG. Metal-ceramic alloys in dentistry: A Review. *J Prosthodont.* 2009;18: 188-194.
99. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. *Contemporary Fixed Prosthodontics.* 4th ed, Mosby, St. Louis; 2006.
100. Rosentritt M, Plein T, Kolbeck C, Behr M, Handel G. In vitro fracture force and marginal adaptation of ceramic crowns fixed on natural and artificial teeth. *Int J Prosthodont.* 2000;3(5): 387-391.

101. Roulet JF, Herder S. Bonded ceramic inlays. Quintessence Publishing Co, Inc., Chicago; 1991.
102. Saber FS, Abolfazli N, Mahboub F, Razavi FE. The effect of occlusal surface relief of dies on marginal adaptation of metal-ceramic casting copings. *J Prosthodont*. 2013;22(4): 287-291.
103. Santos EC, Shiomi M, Osakada K, Laoui T. Rapid manufacturing of metal components by laser forming. *Int J Mach Tools Manuf*. 2006;46: 1459-1468.
104. Shearer B, Gough MB, Setchell DJ. Influence of marginal configuration and porcelain addition on the fit of In-Ceram crowns. *Biomaterials*. 1996;17(19): 1891-5.
105. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. Fundamentals of fixed prosthodontics. 3rd ed, Quintessence Publishing Co. Inc; 1997.
106. Shiratsuchi H, Komine F, Kakehashi Y, Matsumura H. Influence of finish line design on marginal adaptation of electroformed metal-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*. 2008;95: 237-42.
107. 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(1): 45-52.
108. Silver M, Klein G, Howard, MC. An Evaluation and Comparison of Porcelains Fused to Cast Metals. *J Prosthet Dent*. 1960;10: 1055-1064.
109. Soriani NC, Leal MB, Paulino SM, Pagnano VO, Bezzon OL. Effect of the use of die spacer on the marginal fit of copings cast in NiCr, NiCrBe and commercially pure titanium. *Braz Dent J*. 2007;18(3): 225-230.

110. Souza RO, Ozcan M, Pavanelli CA, Buso L, Lombardo GH, Michida SM, Mesquita AM, Bottino MA. Marginal and internal discrepancies related to margin design of ceramic crowns fabricated by a CAD/CAM system. *J Prosthodont.* 2012;21(2): 94-100.
111. Stappert CJF, Dener N, Gerds T, Strub JR. Marginal adaptation of different types of all-ceramic partial coverage restorations after exposure to an artificial mouth. *Br Dent J.* 2005;199(12): 779-783.
112. Straussberg G, Katz G, Kuwata M. Design of gold supporting structures for fused porcelain restorations. *J Prosthet Dent.* 1966;16(5): 928-936.
113. Suarez MJ, Gonzalez de Villaumbrosia P, Pradies G, Lozano JF. Comparison of the marginal fit of Procera AllCeram crowns with two finish lines. *Int J Prosthodont.* 2003;16(3): 229-232.
114. Sulaiman F, Chai J, Jameson LM, Wozniak WT. A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress, and Procera crowns. *Int J Prosthodont.* 1997;10: 478-84.
115. Sundar MJ, Chikmagalur SB, Pasha F. Marginal fit and microleakage of cast and metal laser sintered copings—An in vitro study. *J Prosthodont Res.* 2014;58: 252–258.
116. Sundh A, Sjögren G. A comparison of fracture strength of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *J Oral Rehabil.* 2004;31:682-8.
117. Takahashi, T. ve Gunne, J. Fit of implant frameworks: an in vitro comparison between two fabrication techniques. *J Prosthet Dent.* 2003;89(3): 256-260.

118. Tamac E, Toksavul S, Toman M. Clinical marginal and internal adaptation of CAD/CAM milling, laser sintering, and cast metal ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 2014;112(4): 909-13.
119. Tan PL, Gratton DG, Diaz-Arnold AM, Holmes DC. An In Vitro Comparison of Vertical Marginal Gaps of CAD/CAM Titanium and Conventional Cast Restorations. *J Prosthodont.* 2008;17: 378-383.
120. Tao J, Han D. The effect of finish line curvature on marginal fit of all-ceramic CAD/CAM crowns and metal-ceramic crowns. *Quintessence Int.* 2009;40(9): 745-52.
121. Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J Comput Dent.* 2004;7(1): 25-45.
122. Toman M, Toksavul S, Schmage P, Nergiz İ. Farklı basamak tipi ve tüm seramik sistemlerinin tüm seramik kronların marjinal uyumuna etkileri. *SÜ Dişhek Fak Derg.* 2009;18: 7-12.
123. Torabi Ardekani K, Ahangari AH, Farahi L. Marginal and internal fit of CAD/CAM and slip-cast made zirconia copings. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects.* 2012;6(2): 42-48.
124. Tsitrou EA, Northeast SE, van Noort R. (2007). Evaluation of the marginal fit of three margin designs of resin composite crowns using CAD/CAM. *J Dent.* 2007;35(1): 68-73.
125. Ucar Y, Akova T, Akyil MS, Brantley WA. Internal fit evaluation of crowns prepared using a new dental crown fabrication technique: laser-sintered Co-Cr crowns. *J Prosthet Dent.* 2009;102(4): 253-259.

126. Ural Ç. Beş farklı seramik restorasyon yapım yönteminde marjinal uyumların in-vitro olarak değerlendirilmesi. Ondokuz Mayıs Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi AnaBilim Dalı. Doktora Tezi, 2006, Samsun, (Danışman: Prof. Dr. Yavuz Burgaz).
127. Ushiwata O, Moraes JV. Method for marginal measurements of restorations: Accessory device for toolmakers microscope. *J Prosthet Dent.* 2003;83: 362-366.
128. Uysal H. Hızlı Prototip Üretimi. Yıldız Teknik Üniversitesi, Makine Mühendisliği Anabilimdalı İmal Usulleri Programı. Yüksek Lisans Tezi, 2000, İstanbul, (Danışman: Prof. Dr. Erhan Altan).
129. van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dent Mater.* 2012;28:(1): 3-12.
130. Varol S, Kulak-Özkan Y. In Vitro Comparison of Marginal and Internal Fit of Press-on-Metal Ceramic (PoM) Restorations with Zirconium-Supported and Conventional Metal Ceramic Fixed Partial Dentures Before and After Veneering. *J Prosthodont.* 2015;24(5): 387-93.
131. Vigolo P, Fonzi F. An in vitro evaluation of fit of zirconium-oxide-based ceramic four-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems, before and after porcelain firing cycles and after glaze cycles. *J Prosthodont.* 2008;17(8): 621-626.
132. Vojdani, M., Torabi, K., Farjood, E. ve Khaledi, A. Comparison the Marginal and Internal Fit of Metal Copings Cast from Wax Patterns Fabricated by CAD/CAM and Conventional Wax up Techniques. *J Dent.* 2013;14(3): 118-129.
133. Webber B, McDonald A, Knowles J. An in vitro study of the compressive load at fracture of Procera AllCeram crowns with varying thickness of veneer porcelain. *J Prosthet Dent.* 2003;89: 154-160.

134. White SN, Sorensen JA, Kang SK. White SN, Sorensen JA, Kang SK. Improved marginal seating of cast restorations using a silicone disclosing medium. *Int J Prosthodont.* 1991;4(4):323-326.
135. Witkowski S. CAD/CAM in dental technology. *Quintessence Dent Technol.* 2005;28: 169-184.
136. Witkowski S, Komine F, Gerds T. Marginal accuracy of titanium copings fabricated by casting and CAD/CAM techniques. *J Prosthet Dent.* 2006;96(1): 47-52.
137. Wolfart S, Wegner SM, Halabi A, Kern M. Clinical Evaluation of Marginal Fit of a New Experimental All-Ceramic System Before and After Cementation. *Int J Prosthodont.* 2003;16:587-92.
138. Xu D, Xiang N, Wei B. The marginal fit of selective laser melting-fabricated metal crowns: an in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2014;112(6):1437-40.
139. Yamamoto M. *Metal-Ceramics*, Quintessence Publishing Co, Inc., Illinois; 1985.
140. Yeo IS, Yang JH, Lee JB. In vitro marginal fit of three all ceramic crown systems. *J Prosthet Dent.* 2003;90(5): 459-464.
141. Yildiz C, Vanlioğlu BA, Evren B, Uludamar A, Ozkan YK. Marginal-internal adaptation and fracture resistance of CAD/CAM crown restorations. *Dent Mater J.* 2013;32(1):42-47.
142. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy AE, Aksu L. *Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. 1. Baskı*, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, Ankara; 1993.

143. 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(2): 135-139.

10. ÖZGEÇMİŞ

Adı	Muhammed Abdullah	Soyadı	Keleş
Doğum Yeri	Kütahya	Doğum Tarihi	06.11.1985
Uyruğu	TC	Tel	05076900067
E-mail	abdullah_keles@yahoo.com		

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Doktora/Uzmanlık		
Yüksek Lisans		
Lisans	Marmara Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi	2009
Lise	Kütahya Fen Lisesi	2003

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*
İngilizce	iyi	iyi	iyi

Yabancı Dil Sınav Notu

YDS	ÜDS	IELTS	TOEFL IBT	TOEFL PBT	TOEFL CBT	FCE	CAE	CPE
	88,75							

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
ALES Puanı	95,6		
(Diğer) Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
Office Uygulamaları, Windows	İyi