

T.C.  
SÜLEYMAN DEMİREL ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI DÖKÜM YÖNTEMLERİ VE ALAŞIMLAR  
KULLANILARAK ELDE EDİLEN KURON  
RESTORASYONLARIN MARJİNAL UYUMLARININ  
KARŞILAŞTIRILMASI**

**Dt. Kemal ÇAVDARLI**

**DOKTORA TEZİ**

**DANIŞMAN**

**Doç. Dr. S. Süha TÜRKASLAN**

**Bu tez Süleyman Demirel Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Yönetim  
Birimi tarafından 3429-D1-13 Proje numarası ile desteklenmiştir.**

**Tez No: 91**

**2013-İSPARTA**

## ÖNSÖZ

Doktora eğitimime başladığım günden itibaren desteğini her an hissettiğim değerli hocam ve tez danışmanım Doç. Dr. Süha TÜRKAŞLAN'a,

Tezimin tüm aşamalarında yardım ve desteğini esirgemeyen, değerli görüş ve fikirlerine başvurduğum Doktora Tez İzleme Komitesi Üyeleri Hocalarım Prof. Dr. M. Üstün GÜLDAĞ ve Yrd. Doç. Dr. Murat MADEN'e,

Doktora eğitimim boyunca her konuda yardımcı olan hocalarım Doç. Dr. Erdal EROĞLU'na, Yrd. Doç. Dr. Cenker KÜÇÜKEŞMEN'e,

Tezimin tüm aşamalarında yardım ve desteğini esirgemeyen, Dt. Aykut ÖNOL'a, Dt. Emre ÇİÇEK'e, Dt. Zeynep DEMİREKİN'e,

Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde görev yapan, yardımlarını esirgemeyen tüm arkadaşlarıma ve çalışanlara,

Tez projeme maddi destek sağlayan S.D.Ü. Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi'ne,

Tüm yaşamımda sevgi ve destekleriyle yanımda olan, özveri ve sabırla beni yetiştirerek bugünlere gelmemi sağlayan, sevgili aileme ve sevgili eşime gösterdikleri sabır, anlayış ve her türlü maddi, manevi desteklerinden dolayı,

Sonsuz saygı ve teşekkürlerimi sunuyorum.

**Dt. Kemal ÇAVDARLI**

## İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ.....	iii
İÇİNDEKİLER .....	iv
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ .....	viii
TABLolar DİZİNİ .....	x
ŞEKİLLER DİZİNİ .....	xi
RESİMLER DİZİNİ .....	xii
1. GİRİŞ .....	1
2. GENEL BİLGİ .....	5
2.1. Tarihçe.....	5
2.1.1. Metal-Seramik Restorasyonlar .....	5
2.1.2. CAD/CAM.....	6
2.2. Metal Seramik Restorasyonun Bileşenleri .....	7
2.2.1. Metal Altyapı .....	7
2.3. İlgili Terminoloji .....	8
2.4. Metal Seramik Alaşımı.....	9
2.5. Metal Altyapının Fonksiyonları .....	10
2.5.1. Temel Fonksiyonlar .....	10
2.5.2. İkincil Fonksiyonlar .....	11
2.6. Diş Hekimliği Döküm Alaşımının Sınıflandırılması .....	12
2.6.1. İşleve Göre Yapılan Alaşım Sınıflandırması .....	13
2.6.2. Renk ve Bileşimlerine Göre Alaşımın Sınıflandırılması.....	13
2.6.3. Döküm Alaşımları için ADA Sınıflandırması .....	15
2.6.3.1. Bileşim .....	15
2.6.3.2. Bileşen Seviyeleri.....	15
2.6.3.3. Metal Altyapı Alaşımının Tanımlanması.....	16
2.6.4. Soy Metal Alaşımları .....	17
2.6.4.1. Altın-Platin-Paladyum (Au-Pt-Pd) Alaşımları .....	17
2.6.4.2. Altın-Paladyum-Gümüş (Au-Pd-Ag) Alaşımları .....	17
2.6.4.3. Altın-Paladyum (Au-Pd) Alaşımları .....	17
2.6.4.4. Paladyum-Gümüş (Pd-Ag) Alaşımları .....	18
2.6.4.5. Yüksek Paladyum Alaşımları.....	18
2.6.5. Temel Metal Alaşımları .....	19

2.6.5.1. Nikel-krom (Ni-Cr) Alaşımları .....	19
2.6.5.2. Kobalt-Krom (Co-Cr) Alaşımları.....	20
2.6.6. Diğer Alaşımlar .....	20
2.6.6.1. Titanyum ve Titanyum Alaşımları .....	21
2.7. Alaşım Seçimini Etkileyen Faktörler .....	21
2.8. Katkı Elementlerinin Fonksiyonu .....	22
2.9. Oksit Tabakası.....	26
2.10. Diş Hekimliği Porselenleri ve Sınıflandırılması .....	26
2.10.1. Düşük Isı Porselenlerinin Çeşitleri .....	28
2.10.2. Opak Porselen Tabakası .....	28
2.11. Diş Hekimliği Porseleninin Kimyasal Bileşenleri.....	29
2.11.1. Feldspar ( $K_2O-Al_2O_3-6SiO_2$ ve $Na_2O- Al_2O_3- 6SiO_2$ ).....	29
2.11.2. Kuartz ( $SiO_2$ ) .....	30
2.11.3. Alümina ( $Al_2O_3$ ).....	30
2.11.4. Kaolin ( $Al_2O_3-2SiO_2 \cdot 2H_2O$ ).....	30
2.12. CAD/CAM Sistemleri .....	32
2.12.1. CAD/CAM Sisteminin Yapısal Elemanları.....	33
2.12.1.1. Görüntü Alma.....	33
2.12.1.1.1. Optik Tarayıcı.....	33
2.12.1.1.2. Mekanik Tarayıcı.....	34
2.12.1.2. Restorasyonun Tasarımı.....	35
2.12.1.3. Restorasyonun Üretilmesi .....	36
2.12.2. Dental CAD/CAM Sistemlerin Avantajları.....	39
2.12.3. Dental CAD/CAM Sistemlerin Dezavantajları .....	40
2.12.4. Dental CAD/CAM Sistemlerin Başarısı için Gereken Faktörler.....	40
2.12.5. Dental CAD/CAM Sisteminin Doğruluğu.....	41
2.12.6. Protetik Diş Tedavisinde CAD/CAM Sistemlerinin Kullanım Alanları	42
2.12.6.1. Sabit Protezler .....	42
2.12.6.1.1. Tam Seramik Restorasyonlar .....	42
2.12.6.1.1.1. Freze ve Kopya Freze Tekniği ile Hazırlanan Tam Seramik Sistemleri.....	43
2.12.6.1.1.2. CAD/CAM Tekniği ile Hazırlanan Tam Seramik Sistemleri .....	43
2.12.6.1.2. İmplant Abutmentleri .....	44

2.12.6.1.3. Geçici Protezler .....	44
2.12.6.1.4. Metal Altyapılar.....	45
2.12.6.2. Çene-Yüz Protezleri.....	46
2.12.6.3. Hareketli Bölümlü Protezlerin Altyapıları.....	47
2.12.6.4. Tam Protezler .....	47
2.12.6.5. Cerrahi Stentler .....	48
2.13. Uyum.....	48
2.13.1. Uyumsuzluğun Ölçülmesinde Kullanılan Yöntemler.....	50
2.13.2. Marjinal Uyum Etkileyen Faktörler.....	53
2.13.3. Preparasyonun Marjinal Uyum Üzerine Etkisi.....	53
2.13.4. Simantasyonun Uyum Üzerine Etkisi.....	55
<b>3. GEREÇ ve YÖNTEM.....</b>	<b>57</b>
3.1. Dayanakları Temsil Eden Güdüklerin Hazırlanması.....	57
3.2. Dublikat Model Elde Edilmesi ve Köprülerin Hazırlanması .....	60
3.3. Deney Gruplarına Ait Köprü Altyapılarının Üretilmesi.....	64
3.3.1. Konvansiyonel Döküm Yöntemiyle Metal Altyapıların Hazırlanması ....	64
3.3.2. İndüksiyon Döküm Yöntemiyle Metal Altyapıların Hazırlanması .....	71
3.3.3. Metal Milleme Yöntemiyle Metal Altyapıların Hazırlanması.....	73
3.3.4. Direkt Lazer Sinterleme Döküm Yöntemiyle Metal Altyapıların Hazırlanması .....	77
3.4. Metal Altyapıların Yüzeyine Opak Uygulanması ve Fırınlanması .....	80
3.5. Dentin Porselenin Yığılı ve Fırınlanması .....	81
3.6. Glaze Fırınlanması .....	81
3.7. Marjinal Bölgelerin İncelenmesi, Fotoğraflanması ve Ölçümü .....	83
3.8. Marjinal Aralık Ölçümlerinin Yapılması .....	85
3.9. Çalışmada Kullanılan İstatistiksel Analiz Yöntemleri .....	85
<b>4. BULGULAR .....</b>	<b>86</b>
4.1. Genel Ortalama Marjinal Uyum Sonuçları.....	87
4.2. Üye Sayısına Göre Ortalama Marjinal Uyum Sonuçları.....	88
4.3. 120 µm Üst Sınır Değerinde Üye Sayısı ve Diş Numaralarına Göre Ortalama Marjinal Uyum Ölçümlerinin Karşılaştırılması.....	89
4.3. 150 µm Üst Sınır Değerinde Üye Sayısı ve Diş Numaralarına Göre Ortalama Marjinal Uyum Ölçümlerinin Karşılaştırılması.....	91
4.4. 120 µm Üst Sınır Değerinde Üye Sayısı ve Ölçüm Bölgelerine Göre Ortalama Marjinal Uyum Ölçümlerinin Karşılaştırılması.....	92

4.5. 150 µm Üst Sınır Değerinde Üye Sayısı ve Ölçüm Bölgelerine Göre Ortalama Marjinal Uyum Ölçümlerinin Karşılaştırılması.....	94
4.6. Üç ve Dört Üyeli Köprülerde Diş Numaralarına Göre Döküm Sonrası Marjinal Aralık Değerlerinin Karşılaştırılması .....	96
4.7. Üç ve Dört Üyeli Köprülerde Ölçüm Bölgelerine Metal Altyapı Üretimi ve Glaze Aşamaları Sonrası Marjinal Aralık Değerlerinin Karşılaştırılması.....	99
4.8. Üç ve Dört Üyeli Köprülerde Ölçüm Bölgelerine Göre Metal Altyapı Üretimi ve Glaze Aşamaları Sonrası Marjinal Aralık Ortalamalarının Karşılaştırılması.....	101
4.9. Farklı Parametreler Kullanılarak CAD/CAM Tekniğiyle Elde Edilen Üç ve Dört Üyeli Köprülerde Ölçüm Bölgelerine Göre Metal Altyapı Üretimi ve Glaze Aşamaları Sonrası Marjinal Aralık Ortalamalarının Karşılaştırılması.....	103
<b>5. TARTIŞMA .....</b>	<b>104</b>
<b>6. SONUÇ ve ÖNERİLER.....</b>	<b>120</b>
<b>ÖZET.....</b>	<b>122</b>
<b>ABSTRACT .....</b>	<b>123</b>
<b>KAYNAKLAR .....</b>	<b>124</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ.....</b>	<b>132</b>

## SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

<b>K<sub>2</sub>OAl<sub>2</sub>O<sub>3</sub>6SiO<sub>2</sub></b>	: Potasyum Alümina Silikat, Ortoklas, Potas Feldspat
<b>Na<sub>2</sub>OAl<sub>2</sub>O<sub>3</sub>6SiO<sub>2</sub></b>	: Sodyum Alümina Silikat, Albit, Sodyum Feldspat
<b>2H<sub>2</sub>OAl<sub>2</sub>O<sub>3</sub>2SiO<sub>2</sub></b>	: Kaolin
<b>SiO<sub>2</sub></b>	: Quartz
<b>Ag</b>	: Gümüş
<b>Al</b>	: Alüminyum
<b>Au</b>	: Altın
<b>B</b>	: Bor
<b>Bu</b>	: Bukkal
<b>Be</b>	: Berilyum
<b>CAD/CAM</b>	: Computer Aided Design/Computer Aided Manufacture
<b>Ce</b>	: Seryum
<b>Co</b>	: Kobalt
<b>Cr</b>	: Krom
<b>°C</b>	: Santigrat Derece
<b>Cu</b>	: Bakır
<b>D</b>	: Distal
<b>°F</b>	: Fahrenayt Derece
<b>Fe</b>	: Demir
<b>Ga</b>	: Galyum
<b>IGK</b>	: Isısal Genleşme Katsayısı
<b>In</b>	: İndiyum
<b>Ir</b>	: İridyum
<b>L</b>	: Lingual
<b>M</b>	: Mezial
<b>M-D</b>	: Mezioidistal
<b>Mg /L</b>	: miligram/litre
<b>mm</b>	: Milimetre
<b>Mn</b>	: Manganez
<b>Mo</b>	: Molibden

<b>Ni</b>	: Nikel
<b>Ort</b>	: Ortalama
<b>O<sub>2</sub></b>	: Oksijen
<b>p</b>	: İstatistiksel önem derecesi
<b>Pd</b>	: Paladyum
<b>Pt</b>	: Platin
<b>Ru</b>	: Rutenyum
<b>Si</b>	: Silisyum
<b>SiO<sub>2</sub></b>	: Silisyum oksit
<b>Sn</b>	: Kalay
<b>ss</b>	: Standart sapma
<b>Ti</b>	: Titanyum
<b>µm</b>	: Mikrometre
<b>V</b>	: Vanadyum
<b>yy</b>	: Yüzyıl
<b>Zn</b>	: Çinko



## TABLolar DİZİNİ

<b>Tablo 1.</b> Metal destekli porselen köprülerin/restorasyonların en az 5 yıllık takipleri sonucu ağızda kalma oranları .....	1
<b>Tablo 2.</b> Metal destekli porselen restorasyonlarda kullanılan alaşımlar .....	14
<b>Tablo 3.</b> Deneyde kullanılan örnek sayılarının köprü grupları için dağılımı .....	63
<b>Tablo 4.</b> Çalışmada kullanılan metal alaşımların markaları, içerik % leri, teknik verileri ve uygulama önerileri .....	79
<b>Tablo 5.</b> Genel marjinal aralık ölçümleri ortalama değerleri .....	87
<b>Tablo 6.</b> İki faklı uzunluktaki köprülerin ortalama marjinal aralık değerleri.....	88
<b>Tablo 7.</b> 120 µm üst sınır değerinde üye sayısı ve diş numaralarına göre ortalama marjinal aralık değerleri .....	89
<b>Tablo 8.</b> 150 µm üst sınır değerinde üye sayısı ve diş numaralarına göre ortalama marjinal aralık değerleri .....	91
<b>Tablo 9.</b> 120 µm üst sınır değerinde üye sayısı ve bölge numarasına göre ortalama marjinal aralık değerleri .....	92
<b>Tablo 10.</b> 150 µm üst sınır değerinde üye sayısı ve bölge numarasına göre ortalama marjinal aralık değerleri .....	94
<b>Tablo 11.</b> 3 üyeli köprülerde diş numaralarına göre döküm sonrası marjinal aralık değerleri ortalamaları .....	96
<b>Tablo 12.</b> 4 üyeli köprülerde diş numaralarına göre döküm sonrası marjinal aralık değerleri ortalamaları .....	97
<b>Tablo 13.</b> 4 üyeli köprülerin diş numaralarına göre döküm öncesi ve porselen vener uygulaması sonrası ortalama marjinal aralık değerleri .....	98
<b>Tablo 14.</b> 3 üyeli köprülerin diş numaralarına göre döküm öncesi ve porselen vener uygulaması sonrası ortalama marjinal aralık değerleri .....	98
<b>Tablo 15.</b> Üç üyeli köprülerde diş numaraları ve ölçüm bölgelerine göre metal altyapı üretim aşaması ve glaze işlemi sonrası marjinal aralık değerlerinin karşılaştırması .....	99
<b>Tablo 16.</b> Dört üyeli köprülerde diş numaraları ve ölçüm bölgelerine göre metal altyapı üretim aşaması ve glaze işlemi sonrası marjinal aralık değerlerinin karşılaştırması .....	100
<b>Tablo 17.</b> Üç ve dört üyeli köprülerde ölçüm bölgelerine göre metal altyapı üretim aşaması ve glaze işlemi sonrası marjinal aralık ortalamalarının karşılaştırılması .....	101
<b>Tablo 18.</b> Farklı parametrelere göre üretilen CAD/CAM restorasyonların metal altyapı ve vener porselen fırınlaması sonrası üç ve dört üyeli köprülerin ortalama marjinal aralık değerleri .....	103

## ŞEKİLLER DİZİNİ

<b>Şekil 1.</b> Dikey ve yatay yöndeki ölçümlerin şematik görüntüsü .....	50
<b>Şekil 2.</b> Farklı kenar bitim şekilleri .....	54
<b>Şekil 3.</b> Deney için hazırlanan alt 4 no'lu destek diş için kullanılan paslanmaz çelik örneğin çizim boyutları .....	58
<b>Şekil 4.</b> Deney için hazırlanan alt 5 no'lu destek diş için kullanılan paslanmaz çelik örneğin çizim boyutları .....	58
<b>Şekil 5.</b> Deney için hazırlanan alt 7 no'lu destek diş için kullanılan paslanmaz çelik örneğin çizim boyutları .....	59
<b>Şekil 6.</b> Deney için oluşturulan alt 6 no'lu dişin kaybı simülasyonu ile alt 5 ve 7 no'lu prepare edilmiş dişleri temsil eden paslanmaz çelik güdükler ve yerine konulması düşünülen metal-seramik restorasyonun temsili düzenek şeması. ....	59
<b>Şekil 7.</b> Deney için oluşturulan alt 5 ve 6 no'lu dişlerin kaybı simülasyonu ile alt 4 ve 7 no'lu prepare edilmiş dişleri temsil eden paslanmaz çelik güdükler ve yerine konulması düşünülen metal-seramik restorasyonun temsili düzenek şeması. ....	60
<b>Şekil 8.</b> 120 µm üst sınır değerinde üye sayısı, diş numarası ve ölçüm bölgelerine göre ortalama marjinal uyum ölçümlerinin karşılaştırılması .....	93
<b>Şekil 9.</b> 150 µm üst sınır değerinde üye sayısı, diş numarası ve ölçüm bölgelerine göre ortalama marjinal uyum ölçümlerinin karşılaştırılması .....	95

## RESİMLER DİZİNİ

<b>Resim 1-2.</b> Dublikat modellerin üretilmesi amacıyla elastomerik ölçü maddesiyle koyu (1) ve akışkan kıvamlı (2) ölçü maddeleriyle ölçülerinin elde edilmesi.....	61
<b>Resim 3.</b> Üretilen silikon kalıpların güdükler yerleştirildikten sonraki görüntüsü ...	61
<b>Resim 4a-b.</b> Deneyler için toplamda 80 adet dublikat model hazırlandı. Resimlerde dört üyeli (4a) ve üç üyeli (4b) dublikat modellerin iki altyapı üretim grubu için hazırlanmış görüntüleri gösterilmektedir.....	62
<b>Resim 5.</b> Modeller su zımparası ile düzeltildikten sonra referans noktaları çentik hazırlanarak işaretlendi. ....	63
<b>Resim 6.</b> Dublikat model güdüklerine die-spacer uygulanması .....	64
<b>Resim 7.</b> Mum modelasyonu ve hazır mum gövdelerin birleştirilmesi.....	64
<b>Resim 8.</b> Tijleme ve manşet tabanına sabitleme üretici firmanın talimatları doğrultusunda yapıldı.....	65
<b>Resim 9.</b> Revetman mum modelasyonların içine fırça ve spatül yardımıyla dolduruldu. ....	66
<b>Resim 10.</b> Revetmanın vibratör yardımıyla manşete dökülmesi.....	67
<b>Resim 11.</b> Döküm öncesi manşetin sıcaklığı ısıtma fırınında 1000°C'ye yükseltilmesi .....	67
<b>Resim 12.</b> Metal alaşım silindirlerin santrifüj öncesi döküm yatağına yerleştirilmesi.....	68
<b>Resim 13.</b> Metal alaşım silindirlerin eritilmesinin ardından santrifüj uygulanması..	68
<b>Resim 14.</b> Metal dökümün manşetten çıkarılması.....	68
<b>Resim 15.</b> Basınçlı kumlama makinesi.....	69
<b>Resim 16.</b> Kumlama işleminin ardından basamakların 50 µm'lik Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> partikülleri ile dikkatlice temizlenmesi.....	69
<b>Resim 17.</b> Tijlerin karbon separeyle ayrılması .....	70
<b>Resim 18.</b> Metal köprüde tesviye işlemi.....	70
<b>Resim 19.</b> Pasif uyum kontrolü ve minimal metal uyumlaması .....	70
<b>Resim 20.</b> İndüksiyon döküm yöntemine ait örneklerin modelasyonu .....	72
<b>Resim 21.</b> İndüksiyon cihazı .....	72
<b>Resim 22.</b> Dublikat modellerin dizayn edilmeden önce taranması .....	73
<b>Resim 23.</b> Taranan dublikat modellerin bilgisayar ortamına aktarılmış görüntüleri.	74
<b>Resim 24.</b> Uygun altyapı tasarımının seçilmesi ve planlanması .....	74
<b>Resim 25.</b> Millemede kullanılan farklı açı ve kalınlığa sahip frezler.....	75
<b>Resim 26.</b> Metal milleme yöntemiyle üretilen altyapıların kullanıldığı CNC makinesi .....	75

<b>Resim 27.</b> Metal milledede kullanılan ve freze edilen disk.....	76
<b>Resim 28.</b> Milleme makinesinden çıkartılan üretimi bitmiş örnekler .....	76
<b>Resim 29.</b> Çalışmada kullanılan lazer sinterleme cihazı .....	78
<b>Resim 30.</b> Lazer sinterlemeli üretimde kullanılan yatak tozları .....	78
<b>Resim 31.</b> Üst yapı uygulamasının ilk aşaması olan oksidasyon işlemi.....	80
<b>Resim 32.</b> Metal altyapılara opak tabakası uygulanması.....	80
<b>Resim 33.</b> Opak tabakasının uygulanmasının ardından fırınlama işlemi .....	81
<b>Resim 34a-b-c. 34a.</b> Glaze fırınlaması sonrası uyumlu köprü örnekleri inceleme, fotoğraflama ve ölçümler için hazır hale getirildi <b>34b.</b> Köprü bölgeleri işaretlendikten sonra eşit aralıklarda çentikler oluşturuldu <b>34c.</b> Metal alt yapıların ve glazeli köprü örneklerinin görüntüsü .....	82
<b>Resim 35.</b> Çalışmada kullanılan stereomikroskop ve bağlı bulunan fotoğraf makinesi .....	84
<b>Resim 36.</b> Kalibrasyon amacıyla dijital kumpastan çekilen 100 µm aralık görüntüsü.....	84
<b>Resim 37a,b-40a,b.</b> Resimlerde sırasıyla konvansiyonel ( <b>37a,b</b> ), indüksiyon ( <b>38a,b</b> ), lazer sinterleme ( <b>39a,b</b> ) ve metal milledede ( <b>40a,b</b> ) yöntemiyle hazırlanmış altyapı ( <b>a</b> ) ve porselen ( <b>b</b> ) aşamalarındaki marjinal aralıkların fotoğraf görüntüleri	86

## 1. GİRİŞ

Diş ve çevre dokularındaki eksikliklerin yapay cisimler olan ‘protezler’ yardımı ile tamamlanması ve diş eksikliklerinin neden olduğu komplikasyonların giderilmesi, protetik diş hekimliğinin önde gelen amaçlarındandır. Bu amaçlar doğrultusunda kullanılacak yöntem ve malzemelerin, kayıp dokuları onarmaktan önce var olan dokulara zarar vermemesi, çevre dokularla uyumlu olması, doğal dokuları taklit edebilmesi ve uzun ömürlü olması gereklidir. Protez uygulamalarında, günümüze kadar pek çok malzeme denenmiş ve kullanılmış olmakla birlikte bunlardan hiçbirinin beklentilere tam olarak yanıt verebilmiş oldukları söylenemez (Raigrodski ve ark. 2006).

**Tablo 1.** Metal destekli porselen köprülerin/restorasyonların en az 5 yıllık takipleri sonucu ağızda kalma oranları

Çalışma	Yayınlanma Yılı	Toplam Kuron Sayısı	Ort. Takip Süresi	Başarısız Kuron Sayısı	Toplam Takip Süresi	Tahmini Başarısızlık Oranı (Her yıl 100 kuron için)	5 yıl sonundaki Tahmini Ağızda Kalma Oranı (%)
<i>Braegger ve ark.</i>	2007	106	17	28	1598	1,75	91,6
<i>Reitemier ve ark.</i>	2006	190	7	7	1260	0,56	97,3
<i>de Backer</i>	2006	1037	10	116	10370	0,1	94,6
<i>Marklund ve ark.</i>	2003	42	5	3	190	1,58	92,4
<i>Walton</i>	1999	347	7,1	12	3576	0,48	97,1
<i>Jokstad ve Mjör</i>	1996	43	10	0	281	0	100
<b>Toplam</b>		1765	9,2	166	17275		
<b>Ortalama Değer (%95 ss)</b>						0,89*(0,5-1,58)	95,6* (92,4-97,5)

*Rasgele Poisson regresyon analizinde heretojenite oranı p<0.0001.*

*\*Oranların alt ve üst ortalama değerlerini göstermektedir*

Kuron-köprü restorasyonları yıllardır çürük dişlerin restorasyonunda kullanılmakta ve diş hekimliğinde standart işlemler arasında sayılmaktadır (ADA Survey Center 1991, Shillingburg H.T. ve ark. 1997, Raigrodski ve ark. 2001). Sabit bölümlü protezler (SBP) günümüz diş hekimliğinde eksik dişlerin restorasyonunda en çok kullanılan ve uygunluğu klinik olarak ispatlanmış bir tedavi seçeneğidir (Raigrodski A. ve ark. 2001, Shillingburg ve ark. 2003). Birçok çalışmada sabit restorasyonların ömrü üzerine araştırma yapılmıştır (Alkumru ve ark. 1988, Balkaya

ve ark. 2005). Yapılan farklı çalışmalarda metal seramik restorasyonların en az 5 yıllık klinik takiplerinde ağızda kalma oranları %91.6 ile %100 arasında değişmektedir (Jokstad ve Mjör 1996, Walton 1999, Marklund ve ark. 2003, Reitemier ve ark. 2006, de Backer 2006, Braegger ve ark. 2007). Ayrıca yapılan uzun süreli takip çalışmalarında da sabit bölümlü protezlerin 10 yıl sonunda ağız içi fonksiyonda kalma oranları %80.2 ile %88.7 arasında değişmektedir (Özcan 2003, Roberts ve ark. 2009).

Başarısızlıklar genellikle restorasyonun kötü estetiğinden kaynaklanmaktadır. Bunun dışında restorasyonun yenilenmesinin gerektiği metal altyapının korozyonu ya da verner materyalin kırılması gibi teknik komplikasyonlar da söz konusudur. Ancak periodontitis, endodontik komplikasyonlar ve özellikle de sekonder çürük, sabit protezlerde başarısızlığın temel nedenidir (Felton ve ark. 1991). Sabit bölümlü protezlerin uzun dönem başarılarından söz edebilmek için, klinik olarak kırılma dirençlerinin başarılı sayılması ve marjinal uyumlarının kabul edilebilir düzeyde olması değerlendirme yapılırken incelenen en önemli etkenler arasında yer alırlar (Raigrodski ve ark. 2001).

Protetik yapılar dişleri ve çevre dokuları sağlıklı bir şekilde korumalıdır; ancak bunun için iyi bir marjinal uyum gereklidir. Metal-seramik köprülerin, yapım aşamasında distorsiyona uğradıkları ve uyumlarının belirli bir oranda bozulduğu belirtilmektedir. Bu distorsiyon, preparasyon ile restorasyon arasında potansiyel bir boşluk oluşmasına neden olur. Marjinal uyumsuzluğun daha da kötü hale gelmesi aradaki boşluğu arttırarak, daha fazla simanın görünür hale gelmesine neden olur. Biyolojik dokular ile uyum açısından en önemli bölgelerden biri restorasyonla dişeti birleşim bölgeleridir. Shillingburg ve arkadaşları (2003) “Oral kavite ortamında restorasyonun uzun ömürlü olabilmesi, sadece sabit protez kenarının diş preparasyonunun bitiş çizgisine sıkıca adapte olması ile sağlanır” cümlesi ile iyi bir marjinal uyumun son derece önemli olduğunu vurgulamışlardır. Diş hekimliğinde, restorasyonların yapımında kullanılan farklı teknikler marjinal uyumu etkiler (Shillingburg ve ark. 2003).

Klinik deneyler ve deneysel çalışmalar, açıkta kalan siman tabakasının oral sıvıların etkisi ile çözündüğünü ve restorasyon ile doğal diş bağlantısının

zayıfladığını göstermektedir. Bu, klinikte kuron restorasyonlarının başarısızlık nedenlerinden birisidir ve kuron kenarları veya bitimi ne kadar hatalı ise başarısızlık da o kadar çabuk oluşacaktır. Simanın çözünmesi ile oluşan boşluk, gıda artıkları ve plak birikimi için uygun bir bölge haline gelir. Bu boşluk arttıkça daha fazla miktardaki siman ağız ortamı ile ilişkiye girecektir (Alkumru ve ark. 1988, Reich ve ark. 2005). Pek çok yapıştırma simanının ağız içindeki çözünürlükleri nedeniyle bakteriler bu potansiyel boşluklarda birikerek bölgede çürüklere, pulpal rahatsızlıklara, periodontal hastalıklara ve/veya periimplantitise neden olabilir (Faucher R.R. ve ark. 1980, Felton D. A. 1981, Abbate ve ark. 1989, Papaioannou 1996, Jansen ve ark. 1997). Bu nedenle kuron kenarı ile altta bulunan diş dokusu ya da implant arasındaki iyi bir uyum, periodontal hastalık ve çürük oluşumunu en aza indirger (Lui 1980).

Protetik diş hekimliği sabit uygulamalarında yaygın olarak metal destekli seramik restorasyonlar kullanılmaktadır (Akça ve Demirel 2000, Roberts ve ark. 2009). Bu restorasyonlarda kullanılan metal alaşımları içerdikleri altın miktarına göre soy ve soy olmayan olarak sınıflandırılırlar. Altın içeren metal alaşımları tartışmasız biyolojik uyumluluğu (Syrjänen ve ark. 1985), üstün kenar uyumları (Pettenò ve ark. 2000), seramik kaplama materyali ile olan mükemmel bağlantısı (Okazaki ve ark. 1998) ve diş dokularına yakın renk avantajları (Kourtis ve ark. 2004) nedeniyle daha üstün restorasyonların üretilmesini sağlarlar. Ancak yüksek maliyetleri nedeniyle birçok avantaja sahip olmalarına rağmen altın alaşımları tercih edilmemektedirler (Roberts ve ark. 2009).

Yüksek altın alaşımları üstün biyolojik uyumları ve kolay dökülebilirliklerine rağmen pahalı olmaları nedeniyle ülkemizde yaygın olarak kullanılmamaktadır. Rosenstiel ve ark. (2006) altın alaşımların biouyumluluk açısından iyi olduklarını ancak artan maliyetleri ile birlikte kullanılabilirliklerinin azaldığını ve maliyet açısından krom, nikel, paladyum içerikli alaşımların daha ekonomik olduğunu bildirmişlerdir. Alternatif olarak üretilen altın içeriği düşürülmüş (Au-Pd) ya da hiç altın içermeyen (Pd-Ag) soy alaşımlar da mevcuttur. Altın içeriği azaltılmış olmasına rağmen Au-Pd alaşımlarının ekonomik olmaması ve Pd-Ag alaşımlarının döküm problemleri ekonomik olarak farklı alternatifler aranmasını gerektirmiştir. Bu amaçla Co-Cr ve Ni-Cr gibi soy olmayan alaşımlar üretilmiştir (Shillingburg ve ark. 1997).

Soy metal alaşımların dökümü ile kıyaslandığında yüksek erime sıcaklığı ve alaşımın oksidasyonu nedeni ile soy olmayan alaşımların dökümü daha güçtür. Ancak bunun yanında soy olmayan alaşımların ekonomik olması, kolay ulaşılabilir olması ve yüksek mekanik özelliklere sahip olması gibi avantajları vardır.

Kayıp mum tekniğinde kullanılan alaşımların dökülebilirliği ve biyolojik uyumluluğu son derece önem arz etmektedir. Soy olmayan metal alaşımların döküm işlemleri sırasında zorluklar yaşanmaktadır. Pürüzlü, delikli ya da pöröz dökümler elde edilebilmektedir. Manşete dökülmüş olan eriyik metal soğurken metaldeki termal büzölmeye bağlı olarak metal altyapıların diş ile uyumları olması gerektiğinden daha sıkı olabileceği gibi yapıştırma siman aralığının fazla olması, marjinal aralığın kabul edilebilir sınırların üzerine çıkması da karşılaşılan sorunlardandır. Ayrıca, soy olmayan döküm metallerin yüksek sertlik dereceleri nedeni ile tesviye ve polisajlarının zor olması gibi problemler söz konusudur ve bu problemlerin de marjinal uyum üzerinde olumsuz etkileri olabilmektedir (Rosenstiel ve ark. 2006).

Soy olmayan metal alaşımlar (Ni–Cr ve Co–Cr) ekonomik nedenlerin ön planda olduğu durumlarda tercih edilirler (Anusavice 2003). Ancak, soy olmayan metal alaşımların döküm işlemleri, yüksek erime sıcaklıkları ve döküm sırasında oksidasyon potansiyelinin yüksek olmasından dolayı daha zordur. Bunun yanı sıra, soy olmayan alaşımların yüksek sertlik değerlerinden dolayı laboratuvarında bitim işlemleri zaman alır (Rosenstiel ve ark. 2006).

Bilinen birçok dezavantajlarına rağmen soy olmayan metal alaşımlar metal destekli seramik restorasyonlarda yaygın olarak kullanılmaktadırlar (Özçelik ve ark. 2007, Roach 2007).

Bu çalışmada, dört farklı metal alt yapı üretim tekniği kullanılarak farklı metal alaşımlardan *in-vitro* olarak elde edilen üç ve dört üyeli sabit metal destekli seramik restorasyonların alt yapı eldesi ve porselen fırınlanması ardından marjinal aralıkları değerlendirilmiştir. Böylece sabit restorasyonlarda farklı uzunluklar ve farklı teknikler söz konusu olduğunda marjinal uyum farklılıkları karşılaştırılarak, ideal alt yapı elde etme tekniğinin oraya çıkarılması amaçlanmıştır.



## 2. GENEL BİLGİ

### 2.1. Tarihçe

#### 2.1.1. Metal-Seramik Restorasyonlar

İlk vener kuron tanımı 1869'da W.N. Morrison tarafından yapılmıştır. Porselenin ince bir platin folyo üzerine fırınlanması fikri Detroit'li bir diş hekimi olan Charle H. Land'e atfedilmiştir ve patenti de kendisi tarafından 1886-1888 yılları arasında alınmıştır (Jone 1985; Ring 1985). Land'in tekniğine göre, platin folyo tam seramik kuronun altında bir matriks olarak görev yapmakta seramiğe destek oluşturmaktaydı. Seramikler 19. yy sonlarında sabit restorasyonların yapımında kullanılmaya başlanmış ve Dr. Charles Land Detroite 1889 yılında porselen jaket kuronların yapımı için patent almıştır. 1898 yılında Land düşük ısı porselenlerini geliştirmeye devam etmiştir ve 1903 yılındaki bir yayını ile porselen jaket kuronu diş hekimliğine tanıtmıştır (Ring 1985). 1889'da C.H Land platin matriks üzerine porselen şekillendirmiş, 1900 yılından itibaren yüksek sıcaklıkta fırınlanan porselenler ile vener kuronların yapımı rutin olarak kullanıma girmiştir. 1907'de William H. Taggart diş hekimliğinde ilk olarak döküm örneğinin yapımında mumu kullanarak yeni bir döküm sistemi geliştirmiştir (Yavuzylmaz 1996). Taggart tarafından bulunmuş olan "kayıp mum tekniği" 1907'den bu yana metal destekli seramik restorasyonlarda metal altyapıların hazırlanmasında kullanılmaktadır (Anusavice 2003). Bu amaçla ilk olarak yüksek altın alaşımları kullanılmıştır.

Dikkate değer başka bir gelişme de 1950 yılında porselenin yapısına lösit ilavesiyle yaşanmıştır. Lösit, porselenin ısıl genleşme katsayısını artırarak belirli altın alaşımlarına seramiğin füzyonunu sağlamıştır ve patenti 1962'de Weinstein tarafından alınmıştır (Goldin ve ark. 2005).

Son elli yılda yapılan araştırmalarla alaşımlarda, metal-porselen bağlantısında ve porselenlerde gelişmeler kaydedilmiştir. 1963 yılında Mc Lean ve Hughes alüminöz seramikleri geliştirerek günümüzdeki tam seramik sistemlerinin temelini oluşturmuşlardır (Kelly ve ark 1996, McLean 2001). Gelişmeler diğer birçok sistemin ortaya çıkması ile devam etmiştir.

1950'lere gelmeden, literatürde sabit restorasyonlarda porselen-altın bağlantısının başarılı bir şekilde gerçekleştirildiğine ilişkin yayınlar gözlenmeye başlanmıştır. Yayınlar, retansiyon mekanik olarak tip 3 alaşım kuronlar üzerinde sağlandığı bildirilmiştir (Brecker1956, Johnston ve ark. 1956). Aslında altın esaslı döküm alaşımındaki yüksek soy metal bileşimi nedeni ile metal altyapı ile porselen vener arasında hiçbir kimyasal bağlantı kurulamadığı belirtilmiştir. Zaman geçtikçe diş hekimliği porseleni ve porselenle bağlantı kurabilen alaşımların formüllerinde ve içeriklerinde gelişmeler sağlanmıştır. 1962 yılında M. Weinstein, S. Katz ve A.B. Weinstein ilk metal seramik kuron üretim yöntemi için patent almışlardır.

1986 yılında yapılan bir çalışma, bir tam kuronun yapımı için kullanılabilen sabit protez malzemeleri arasında en çok kullanılan restoratif kombinasyonun metal seramik restorasyon olduğunu göstermiştir (Christensen 1986). Ortaya çıkışından bu yana geçen kısa sürede metal porselen sisteminin arkasındaki teknoloji büyük bir gelişme göstermiştir.

### **2.1.2. CAD/CAM**

İlk olarak CAD/CAM sisteminin kurucusu olarak kabul edilen Francois Duret tarafından 1971 yılında gerçekleştirilen sistemle diş hekimliğinde restorasyonların söz konusu teknikle yapımı gündeme gelmiştir (Hickel ve ark. 1997, Mehl ve Hickel 1999).

Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim yani CAD/CAM (computer aided design-computer aided manufacturing), teknolojinin birçok alanda daha önceleri sıklıkla kullanılan bir üretim şekli olmasına karşın, optik okuyucular ile ağız içi dokuların bilgisayarda görüntülenebilmesi ABD'den Bruce Altschuler tarafından 1977'de sağlanmıştır. CAD/CAM uygulamalarının restoratif diş hekimliğine girişi ise ancak 1980'lerde başlamıştır (Liu 2005).

Heitlinger ve Rodder 1979 yılında, ardından Moermann ve Brandestini 1980'de CAD/CAM sistemleriyle ilgili çalışmalar yapmışlardır. İlk dental CAD/CAM sistemi Fransa'da 1983'te Garanciere Konferansı'nda sunulmuştur. 1985'te klinik ortamında hazırlanan, herhangi bir laboratuvar işlemine tabi tutulmadan şekillendirilen ve ağızda uygulanan ilk kuron protezi yapılmıştır (Duret

ve ark. 1988). Gerçek anlamda günümüze en yakın CAD/CAM gelişmesi Japonyada 1988 yılında Kimura, Watanabe ve Shomura tarafından gerçekleştirilmiştir (Mehl ve Hickel 1999). 1984'den günümüze Cerec, Duret, Celay, Procera, Cercon, Cicero ve Lava sistemler gibi birçok CAD/CAM sistemi geliştirilmiştir ve dental CAD/CAM sistemlerin son yıllarda kullanımları giderek artmaktadır. Günümüzde CAD/CAM sistemleri oldukça popüler hale gelmiş, bu sistemlerle birlikte alümina ve zirkonyum polikristallerinin kullanımına başlanmıştır (Griggs 2007). Bilgisayar teknolojisi, seramik altyapıların hazırlanmasında diş hekimliğine önemli bir zenginlik katmıştır (Denissen ve ark. 2000).

## **2.2. Metal Seramik Restorasyonun Bileşenleri**

En basit şekli ile bir metal seramik kuron ya da sabit bölümlü protezin iki ana bileşeni mevcuttur:

1. Metal altyapı ve
2. Porselen venter

Metal ve porselen venter arasında kalan oksit tabakası ayrı bir bileşen olarak görülebilir fakat daha çok döküm metal altyapının bir iç parçası olarak değerlendirilmelidir. Diş hekimliği porselen venter çok sayıda tabakadan oluşmasına rağmen tek bir kütle halinde görev yapar. Hatta metal seramik restorasyonu metal bir altyapı, bir tabaka opak porselen, dentin ve mine tabakaları ve yüzey glazürü ile kompozit bir bütün olarak görmek en doğru ifadedir (Naylor 2009).

### **2.2.1. Metal Altyapı**

Geleneksel düşük ısı porselenleri tek başlarına bir tam porselen restorasyonun gerektirdiği direnci sağlayamaz, bu nedenle porselen venter desteklemek için bir metal altyapı gereklidir. Tek kuron ya da sabit bölümlü protez için kullanılacak metal altyapının kalınlığı değişkenlik gösterebilir; bu da kullanılan metalin tipine ve diş hekimi tarafından destek dişte yapılan preparasyon miktarına bağlıdır (Naylor 2009).

### 2.3. İlgili Terminoloji

**Soy:** Edinilmiş kimyasal saflığı nedeni ile korozyon ve oksidasyona dirençli metalleri tanımlamak için kullanılan bir terimdir (Craig 1989). Diş hekimliğinde kullanılan en az yedi soy metal vardır: Bunlar altın ve platinyum grubundaki altı üye - platinyum (Pt), paladyum (Pd), iridyum (Ir), osmiyum (Os), rodyum (Rd) ve rutenyum (Ru) olarak sayılabilir. Bazı yazarlar diş hekimliğindeki kullanımı hariç gümüşü de (Ag) bu gruba dahil ederler. Bu istisnanın sebebi gümüşün ağız kavitesinde oksidasyona gösterdiği eğilimdir (Phillips 2003).

**Soy olmayan:** Doğal olarak, soy metaller ağız boşluğunda okside olmuyorlarsa soy olmayan metallerin de okside olmaları beklenir. Soy olmayan terimi 'base metal' ya da 'kıymetsiz' terimleri yerine iyi bir seçenek olarak kabul edilebilir (Naylor 2009).

**Kıymetli:** Bu terim doğada az bulunmaları nedeni ile arz-talep ilişkisi içerisinde yüksek ticari değeri olan metaller için kullanılır. Diş hekimliği döküm alaşımları olarak kullanılanlar arasında altın, gümüş, platin grubunun altı üyesi, berilyum, galyum ve indiyumu sayabiliriz. Bu ifadeden anlaşılacağı üzere soy metaller kıymetlidir, fakat tüm kıymetli metaller soy değildir (Naylor 2009).

**Yarı kıymetli:** En çok kullanılan terimlerden biri olmasına rağmen aynı zamanda en belirsizlerinden de biridir. Buradaki 'yarı' kelimesi alaşımın yarısının kıymetli, diğer yarısının ise kıymetsiz olduğunu anlatmaktadır. Hiçbir alaşım bu tanımlamayı tam olarak karşılamaz, bu nedenle tanımlamayı anlamsız kılar. Bu nedenle, bu terimin daha fazla kullanılmaması iyi olacaktır (Naylor 2009).

**Kıymetsiz:** Bu tanımlama doğada az bulunmayan ve fazla değer taşımayan metal ya da alaşımlar için kullanılır. 'Kıymetsiz' tanımlaması teknik olarak 'base metal' tanımlaması kadar doğru olmasa da teknik dilimize yerleşmiş ve tüm dünyada geniş bir kullanım alanı bulmuştur (O'Brien 2002).

**Temel metal:** Soy olmayan ya da kıymetsiz metal ya da alaşım tanımları için daha çok tercih edilen bir tanımlamadır. Diş hekimliği literatüründe kullanıldığında, soy olmayan ya da kıymetsiz tanımları ile eşdeğer olarak kabul edilmelidir. Base

metal örnekleri metal seramik alaşımları içerisinde bolca bulunur ve nikel, krom, kobalt ve alüminyum yalnızca birkaçıdır (Naylor 2009).

#### **2.4. Metal Seramik Alaşımı**

Bir metal seramik alaşımını kuron-köprü ya da bölümlü protez alaşımlarından ayıran en az altı temel fark vardır.

1. Metal seramik alaşımlarının diş hekimliği porselenleri ile kimyasal ilişki kurabilmesi için yüzeyinde oksit tabakası oluşturabilmesi gereklidir. Örnek olarak soy olmayan metal alaşımlarını göstermek gerekirse, bu alaşımlardaki ana elementler soy değildir. Bu da porselen fırınında yüksek sıcaklığa tabi tutulduklarında oksitlenmeye karşı doğal bir eğilim göstereceklerini anlatır. Diğer yandan, soy alaşımlar ve özellikle yüksek soy alaşımlar hiç de böyle davranmayacaktır. Soy metal bileşenleri okside olmayacağı için az miktarda baz element oksidasyonu sağlayabilmek için ilave edilir (Naylor 2009).

2. Bir metal alaşımı, ısıl genişleme katsayısı bağlantı kuracağı diş hekimliği porselenininkinden biraz daha az olacak şekilde formüle edilir. Metal ve porselen ısıl olarak uyumlu değilse bağlantı gerçekleşir, fakat seramik vainerin kırılma olasılığı oldukça yüksektir (Naylor 2009).

3. Alaşımın erime sıcaklığı, üzerine fırınlanan porselenin fırınlama sıcaklığından anlamlı derecede yüksek olmalıdır. Böyle bir farklılığın istenmesinin nedeni, porselen yığınının fırınlanması ve glazürlenmesi sırasında metal altyapının distorsiyonunu ve hatta erimesini engellemektir (Naylor 2009).

4. Alaşım, porselenin fırınlanma sıcaklıkları ile karşılaştığında distorsiyona uğramamalıdır. Alaşımın boyutsal stabilitesini değiştirmeksizin yüksek sıcaklıklara direnç göstermesi 'yüksek ısı direnci' ya da 'akma direnci' olarak tanımlanır (Naylor 2009).

5. İlk dört gereklilik teknisyenlik işlemleri gözetilerek dengelenmiş olmalıdır. İşlemler fazla teknik kapasite gerektirmemelidir. Mükemmel bağlanma direnci ve ısıl özellikleri olsa bile bir alaşımın eritilmesi, dökülmesi, tesviye ve polisajı zor olmamalıdır; aksi halde gözden düşer (Naylor 2009).

6. Bir döküm alaşımı biyolojik doku ile uyumlu olmalıdır. Özellikle güvenli alaşım seçeneklerinin varlığında, teknisyen, klinisyen ve hastanın güvenliği bir döküm alaşımının kullanımı nedeni ile tehlikeye atılmamalıdır (Rosenstiel ve ark. 2006, Naylor 2009).

## **2.5. Metal Altyapının Fonksiyonları**

Tek başlarına kullanıldıklarında düşük ısı dış hekimliği porselenleri bir porselen restorasyonu destekleyecek yeterli desteği oluşturmazlar. Özel olarak formüle edilmiş metal alaşımları dış hekimliği porseleninin bir vena oluşturabilmesi için dayanak işlevi görür. Metal seramik restorasyonun uzun dönem başarısında altyapı tasarımının ne kadar önemli olduğunun anlaşılabilmesi için bu metal dayanak tarafından yapılan çeşitli fonksiyonları incelemek yeterli olacaktır. Bu fonksiyonlar temel ve ikincil fonksiyonlar olarak kategorize edilebilir (Naylor 2009).

### **2.5.1. Temel Fonksiyonlar**

Metal altyapının en az 4 temel fonksiyonu vardır:

1. Döküm restorasyonun prepare edilmiş dişle uyumunu sağlar.
2. Metal, porselene kimyasal olarak bağlanacak oksitleri oluşturur.
3. Altyapı, kırılğan porselenin üzerine tutunarak destek ve direnç sağlayacağı sert bir dayanak oluşturur.
4. Altyapı dişin çıkış profilini restore eder (Naylor 2009).

1. Restorasyonun uyumundan esas olarak altyapı sorumludur. Uyum, hem oturma (kesici ya da çiğneyici aralık), hem de örtme (kenar açıklığı) olarak değerlendirilmelidir. Her ne kadar bir restorasyonun kenar uyumu çoğu zaman dikkatlice inceleniyorsa da, metalin prepare edilmiş dişle olan iç uyumuna da aynı derecede dikkat edilmelidir. Prepare edilmiş dişe çok sıkı oturan bir restorasyon metal porselen bağlantısında gerilim yaratır ve kurunun tam olarak oturmasını ve prepare edilmiş dişin tamamen örtülmesini engeller. Tersine, bol bir altyapı yapıştırma simanı üzerinde daha fazla baskı yaratır ve böylece restorasyon

başarısızlığa uğrar. Uygun formdaki metal altyapının prepare edilmiş diş ile olan ilişkisi 'pasif uyum' şeklinde olmalıdır ve böylece iç adaptasyon (oturma) ve kenar uyumu (örtme) da sağlanmış olur (Naylor 2009).

2. İyi bir oksit tabakası metal ve porselen arasındaki bağlantıyı kuvvetlendirir. Yine de uygun olmayan bir şekilde tasarlanmış ya da yetersiz kontur verilmiş metal altyapı porselen oda sıcaklığına soğutulurken gerilim odakları oluşturur. Porselenin içindeki bu gerilimlerin ilk aşamada anlaşılabilmesi mümkün değildir fakat bunlar etkilerini daha sonra gösterir ve olası bağlantı kopukluklarına yol açarlar (Naylor 2009).

3. Metal, porselenin kendi kendine sağlayamayacağı sağlam bir destek oluşturur. Bu amaçla, metal altyapının fonksiyon esnasında eğilme ya da deformasyona uğramaması için yeterli kalınlıkta olması gerekmektedir. Basitçe anlatılacak olursa; metal, direnç ve sağlamlık için olabildiği kadar kalın olmalıdır. Estetik için de, porselene yeterli yer bırakmak ve aşırı konturu engellemek amacı ile olabildiğince ince olmalıdır. Genellikle, metalin porselenle bağlantı kuracağı yüzeylerin kalınlığı kullanılan alaşım tipine göre 0.3 mm – 0.5 mm arasında değişir (Fowler ve Tamura 1987, Naylor 2009). Bazı temel metal alaşımlarının akma dayanımları 0.3 mm den daha ince bir yapı oluşturmaya uygundur, fakat bu durumlarda yine de dikkatli olmakta fayda vardır (Shillingburg ve ark. 2003).

4. Altyapı, restorasyona uygun bir çıkış profili kazandıracak şekilde tasarlanmalıdır (Stein ve Kuwata 1977). Metal seramik sisteminin metal bileşeni dişin konturunu orijinal form ve fonksiyonuna uygun olarak restore eder. Bazı altyapı tasarımlarında, estetik olarak önemli alanların porselen ile kaplanması dışında diş formunun büyük bir bölümü metaldir (Naylor 2009).

### **2.5.2. İkincil Fonksiyonlar**

Metal altyapının birçok ikincil fonksiyonu vardır. Bunlardan beşi şöyledir:

1. Artikülasyona katılan metal çiğneyici ve lingual yüzeyler genel olarak karşıt doğal dişlerin minesini için daha az tahrip edicidir (Seçilen döküm alaşımına bağlı olarak).

2. Bir restorasyonun yapımında, okluzal mesafe az ise çiğneyici yüzeyin metal olarak hazırlanmasının tam seramiklerle karşılaştırıldığında başarı şansı daha fazladır.

3. Çiğnemeye katılan yüzeyler ağız içinde kolaylıkla ayarlanabilir ve tekrar cilalanabilir.

4. Metal yan duvarlar bölümlü protezin bileşenlerine destek verebilir.

5. Yan yüzeyler sabit ya da bölümlü protezlerin bağlantılarının (hassas ya da yarı hassas) yerleştirilmesi için uygun bölgelerdir (Naylor 2009).

Metal altyapı kayıp diş dokusunu restore etmek üzere tasarlanmalıdır. Önemli olan elimizde metal altyapı tarafından yeterince desteklenen, eşit kalınlıkta bir porselen tabakası olmasıdır. Porselenin ideal bir kalınlığı vardır fakat bu kalınlık restorasyonun farklı bölgelerine göre değişkenlik gösterir. Örneğin, dişetine yakın üçte bir bölgede 1 mm kalınlık uygundur. Diğer taraftan, kesici ya da çiğneyici üçte bir bölgede şeffaflığı ve uygun diş konturunu elde edebilmek için 1.5 mm – 2.0 mm' lik bir kalınlık idealdir. Metal altyapı tarafından desteklenmesi için porselenin kalınlığı 2.0 mm yi geçmemelidir, aksi halde başarısızlık kaçınılmazdır. Porselen kalınlığındaki bu muntazamlığı sağlayabilmek için metal altyapı gerekli durumlarda çürük ya da travma nedeni ile kaybedilmiş diş dokusunun yerini almalıdır (Shillingburg ve ark. 2003).

## **2.6. Diş Hekimliği Döküm Alaşımlarının Sınıflandırılması**

Alaşımların sınıflandırılması için birçok yöntem vardır fakat bunlardan hiçbiri tek başına genel kabul gören bir standarta ulaşamamıştır. Aslında diş hekimliği literatüründe alaşımlarla ilgili çok sayıda tanımlama bulunabilir.

Sınıflandırma yöntemleri de kendi aralarında metodoloji olarak farklılaşır. Bir sistem işlevi esas alırken, diğerleri maliyeti, kullanım alanını ve alaşımın bileşimini temel alabilir (Naylor 2009).



### 2.6.1. İşleve Göre Yapılan Alaşım Sınıflandırması

Döküm alaşımlarını kategorize etmek için kullanılan en eski ve basit yöntemlerden biri ABD Ulusal Standartlar Bürosu tarafından 1932'de geliştirilmiştir (Phillips 2003). O zaman kullanılan altın esaslı kuron-köprü alaşımları işlevlerine göre yalnızca dört gruba ayrılmış ve Tip I, II, III, IV olarak adlandırılmıştır. Her bir sınıflamadaki ya da tipteki alaşım, altın ve platin grup bileşimi ve aynı zamanda Vickers sertlik değerleri esas alınarak düzenlenmiştir (Phillips 2003). Fakat tüm bu formülasyonlar ağız içinde renklenme gibi çok temel bir sınırlamaya sahiptiler. %65-%75 ten daha düşük altın içeren dökümlerin renklendiğinin anlaşılması üzerine 1948 yılında kuron-köprü alaşımları sınıflandırması, Tip I, II, III, IV alaşım kategorileri içerlerine bazı özgün bileşimleri alabilecek şekilde değiştirilmiştir. Yine de 1960 yılına gelindiğinde metal seramik alaşımları için beşinci bir kategori eklenmiştir (Anusavice 2003).

Gümüş-, paladyum-, nikel-, kobalt- ve demir- temelli alaşımların geliştirilmesi ve piyasaya sürülmesi ile sertliğe göre yapılan karşılaştırmalar geçerliliğini kaybetmiştir. Benzer sertlik değerlerine sahip fakat farklı metalleri temel alan (gümüş, paladyum, nikel vb) alaşımların dirençleri ve işlevleri yönünden anlamlı bir farklılıkları mevcut değildir. Özellikle metal seramik alaşımları Tip I, II, III, IV gibi bir sınıflamaya uygun değildir. İşlev, bileşim ve sertlik bakımından bu geleneksel sınıflandırmadan farklılık gösterimektedirler (Anusavice 2003).

### 2.6.2. Renk ve Bileşimlerine Göre Alaşımların Sınıflandırılması

İkinci bir sınıflandırma yöntemi de alaşımları renk ve ana element/elementlerine göre tanımlamaktır (Phillips 2003). Alt sınıfların sayısı farklı kaynaklarda dört ile on bir arasında değişmektedir.

*Sarı altınlar:* Sarı renk, %60 dan fazla altın içerir.

*Beyaz altınlar:* Beyaz renk, %50 den fazla altın içerir.

*Düşük (ekonomik) altınlar:* Genellikle sarı renkli, %60 dan daha az (genellikle %42-%55 arasında) altın içerir.

*Yükek paladyum:* Beyaz renkli, paladyumun ana bileşen olduğu, düşük miktarlarda altın (%2) ve sınırlı olarak bakır ya da kobalt içerir.

*Gümüş-paladyum:* Beyaz renkli, baskın olarak gümüş (%55-%71) ve daha az miktarda paladyum (%25-%27) içerir. Bu sayede soy özellik kazanır ve renklenmeyi engeller. Az miktarda altın ya da bakır içerebilir.

*Paladyum-gümüş:* Beyaz renkli, paladyumun ana bileşen olduğu, daha az miktarda gümüş (%40'a kadar) içerir.

Bu sınıflamanın en belirgin eksikliği metal seramik alaşımları ile geleneksel Tip I, II, III, IV kuron-köprü metalleri arasında bir ayırım yapamamasıdır.

Dental alaşımların sınıflandırılmasında birçok yöntem mevcuttur. En sık kullanılan yöntem 1984 yılında Amerikan Diş Hekimliği Birliği (American Dental Association, ADA) tarafından hazırlanan sınıflamadır. Alaşımları, yüksek soy, soy ve baz metal olarak tanımlayan bu sınıflama, her bir alaşımdaki altın ve diğer soy elementlerin miktarına dayanır (Ersoy 2002, Wataha 2002a, Rosenstiel ve ark., 2006). ADA sınıflandırmasının dezavantajı farklı kompozisyonlardaki alaşımların aynı grupta yer almasıdır. Bu sınıflamadaki kısıtlılık nedeniyle metal seramik sistemleri için bileşimi esas alan sınıflama O'Brien (2002) tarafından yapılmıştır (Tablo 2).

**Tablo 2.** Metal destekli porselen restorasyonlarda kullanılan alaşımlar (O'Brien 2002)

#### METAL PORSELEN ALAŞIMLARI

TEMEL METAL ALAŞIMLARI				SOY METAL ALAŞIMLARI					
				PALADYUM ESASLI ALAŞIMLAR			ALTIN ESASLI ALAŞIMLAR		
NİKEL KROM BERİLYUM ALAŞIMLAR I	NİKEL KROM ALAŞIMLAR I	KOBALT KROM ALAŞIMLAR I	TİTANYUM VE TİTANYUM ALAŞIMLAR I	PALADYUM GÜMÜŞ ALAŞIMLAR I	PALADYUM BAKIR ALAŞIMLAR I	PALADYUM KOBALT ALAŞIMLAR I	ALTIN PLATİN PALADYUM ALAŞIMLAR I	ALTIN PALADYUM GÜMÜŞ ALAŞIMLAR I	ALTIN PALADYUM ALAŞIMLAR I

### **2.6.3. Döküm Alaşımları için ADA Sınıflandırması**

1984 yılında, Amerikan Diş Hekimliği Birliği'nin Diş Hekimliği Malzemeleri, Alet ve Ekipmanları Konseyi'nde soy metal içeren döküm alaşımları için yeni bir sınıflandırma sistemi hazırlanmıştır (Birlik raporu 1984). ADA sınıflandırma sisteminin en büyük eksikliklerinden biri farklı bileşim ve performanstaki alaşımların aynı genel kategoride yer alıyor olmalarıdır. Böyle bir sistemin teknisyen ile alaşım üreticisi, teknisyen ile teknisyen ve teknisyen ile diş hekimi arasındaki iletişimde kullanılamayacağı açıktır. Bu nedenle, sadece teknik açıdan bakılacak olursa, geniş bir yelpazede bulunan diş hekimliği döküm alaşımlarının organize edilebilmesi için bir başka sınıflandırma yöntemine gereksinim duyulmaktadır (Anusavice 2003, Naylor 2009).

#### **2.6.3.1. Bileşim**

Bir alaşım yazılırken ana bileşen ilk olarak yazılmış, bunu oran sırasıyla diğer bileşenler izlemiştir. Aynı sistemde bulunan alaşımların performansını ya da özelliğini belirleyen berilyum, bakır, kobalt, gümüş ve altın gibi düşük katkı elementlerin alt sınıflamalarda grup oluşturmak için kullanıldığına dikkat edilmelidir.

Bu özel sınıflandırma sistemi basit ve öğrenilmesi kolaydır. Bir alaşımın bu sistem içerisinde yer alabilmesi için bileşiminin tanımlanmış olması gerekmektedir. Bu nedenle metal seramik alaşımlarını sınıflandıran bu sistem aynı zamanda ADA sınıflandırmasının kullanımını da kolaylaştırmaktadır (Naylor 2009).

#### **2.6.3.2. Bileşen Seviyeleri**

Toplam altın miktarı gerçekte alaşımın çoğunluğunu (>%50) oluştursa bile, %70 den daha düşük miktarlarda altın içeren alaşımlar 'düşük' altın alaşımı olarak kabul edilirler. Bileşimleri ve işlenebilirlikleri çok farklı olsa da 'düşük' olarak tanımlanan farklı alaşımlarda aynı elementin %10-69 arası oranlarda bulunması ve tüm bu alaşımların aynı grupta yer alması kafa karıştırmaktadır. Olası yanlış yorumların önüne geçebilmek adına, bir alaşımdaki ana bileşenin seviyesini

belirleyebilmek için ‘düşük’, ‘orta’ ve ‘yüksek’ tanımlamaları için aşağıdaki değerler kullanılmıştır (Naylor, 2009):

Düşük %0 - %33

Orta %34 - %66

Yüksek %67 - %100

Bir alaşımın toplam bileşiminin üç eşit paya bölünerek sınıflandırılması daha tanımlanabilir ve anlaşılabilir bir format yaratmıştır. Üç eşit kategorinin varlığı daha anlamlı bir terminoloji kullanılmasına sağlamış, paladyum esaslı bir alaşımdan söz ederken ‘paladyumdan zengin’ ya da ‘altın esaslı bir alaşımdaki altın seviyesi’ gibi belirgin olmayan tanımlamaların önüne geçmiştir. Bunun tek istisnası, benzer genel bileşimleri olan alaşımların ikincil ya da üçüncül elementlerinin tanımlanması ve karşılaştırılması sırasında mevcuttur. Altın-paladyum-gümüş sistemi iyi bir örnektir çünkü bu sistemde değişik oranlarda gümüş içeren alaşımlar mevcuttur. Bu kategorideki metaller altın esaslıdır ve orta seviyede (%39-%55) altın içerirler. Gümüş de önemli bir bileşen olduğu için alt gruplarını düşük ve yüksek gümüşlü olarak ikiye ayırmak daha anlamlı olacaktır (Naylor 2009).

### **2.6.3.3. Metal Altyapı Alaşımlarının Tanımlanması**

Bir alaşımdan beklenen fiziksel, mekanik ve ısısal özellikleri yalnızca alaşımın içerdiği metallerin türü belirlemez. Örneğin fiziksel özellikler, bileşenlerin saflık derecesi, üretim işlemleri, alaşımın eriyik haline metallerin eklenme sırası gibi birçok etken tarafından belirlenir. Benzer bileşimlerin ya da küçük katkılarında farklılıklar gösteren bileşimlerin maliyetlerini karşılaştırırken ürünlerin birbirine çok yakın olması alaşımların aynı performansı sergileyeceği anlamına gelmez (Phillips 2003).

Her alaşım iki ana kategoriden birine dahil edilmiştir: soy ya da soy olmayan metal. Alaşımların soy olarak kabul edilebilmesi için, önemli miktarda platin grubu elementlerinden ve/veya altın içermesi gerekmektedir. Yine de bu elementlerin yokluğunda ya da çok düşük oranlardaki mevcudiyetlerinde alaşımın ana bileşenleri baz elementlerdir ve temel metal olarak sınıflandırılırlar. Eser miktarda platin grubu

elementinin varlığı alaşımın soy olarak sınıflandırılmasını sağlamaz. Burada ana bileşen açıkça bir baz element, kobalttır (Naylor 2009).

#### **2.6.4. Soy Metal Alaşımları**

##### **2.6.4.1. Altın-Platin-Paladyum (Au-Pt-Pd) Alaşımları**

En uzun geçmişi olan metal altyapı alaşımlarından biridir, günümüzde geçmişteki kadar kullanılmamasının nedeni çok pahalı olmasıdır. Altın-platin-paladyum alaşımlarının bileşim oranları değişkenlik gösterir. Bazı ürünlerde paladyum seviyesi platin seviyesinden yüksektir ve altın-paladyum-platin metalleri olarak adlandırılırlar. Bazılarında ise paladyum tamamen elimine edilmiştir ve kısaca altın-platin alaşımları olarak adlandırılırlar (Naylor 2009).

##### **2.6.4.2. Altın-Paladyum-Gümüş (Au-Pd-Ag) Alaşımları**

Bu alaşımlar altın-platin-paladyum alaşımlarının temel sınırlamalarının üstesinden gelebilmek için geliştirilmişlerdir. Zayıf akma direnci, düşük sertlik değerlerine sahiptirler ve maliyetleri yüksektir. Temel altın-paladyum-gümüş bileşiminde iki değişken oluşturulmuş ve yüksek-gümüş ve düşük-gümüş olarak tanımlanmıştır. Bunlar altın esaslı alaşımlar oldukları için yüksek gümüş ve düşük gümüş alaşımlarının işlenebilirliği altın-platin-paladyum metallerine benzer ve birçok avantaj ve dezavantajlarını da içerinde barındırır (Naylor 2009).

##### **2.6.4.3. Altın-Paladyum (Au-Pd) Alaşımları**

Bu zgn sistem altın-platin-gümüş ve paladyum-gümüş alaşımlarının iki temel sorununu zmek için geliştirilmiştir. Bu sistem, porselen renklenmesi ve ısısız genleşme katsayısının çok yüksek olması gibi dezavantajlara sahiptir. Bu platin (beyaz) renkli alaşımlar soy metal seramik alaşımı kullanıcıları arasında çok popülerdir. Yine de bazı yüksek genleşmeli porselen sistemleri ile ısısız olarak uyumlu değillerdir. Bu alaşımın türünün en sık kullanılan formülasyonlarından biri

altın %51.5 paladyum %38.5 galyum %5 ve eser miktarda indiyum ve kalay oranlarına sahiptir (Naylor 2009).

#### **2.6.4.4. Paladyum-Gümüş (Pd-Ag) Alaşimleri**

Bu sistem, ABD de (1974) kullanıma giren ve bir soy metal içerdiği halde (paladyum) altın içermeyen ilk alaşımdır. Daha pahalı olan altın-platin-paladyum ve altın-paladyum-gümüş (ör: altın esaslı) metallere ekonomik bir alternatif olarak sunulmuştur (Naylor 2009).

Bu alaşımın klasik bir genellemesini yapacak olursak, orantısal olarak temelde gümüş ve katkı olarak indiyum ve kalayla birlikte kullanılan kabaca %60 oranında paladyum içerir. Aslında, bazı üreticiler iki tip paladyum-gümüş alaşımı pazarlarlar. Birinde paladyum seviyesi yaklaşık %50-55, gümüş seviyesi %35-40 ve indiyum, kalay ve dengeyi sağlayabilmek için diğer eser elementler vardır. Diğerinde ise paladyum seviyesi yaklaşık %60 (%55-60), gümüş seviyesi %28-30, kalay ve diğer eser elementler mevcuttur; indiyum ya hiç yoktur, ya da çok az vardır. Daha az paladyum ve daha fazla gümüş içeren paladyum-gümüş alaşimleri, fazla paladyum içerenlere göre biraz daha ucuzdur. İlave olarak, bu alaşımlar genel olarak diğer soy, altın esaslı olmayan 'alternatif' alaşımlara göre daha ucuzdur (Naylor 2009).

Paladyum-gümüş alaşımlarına atfedilen en önemli olumsuzluk, diş hekimliği porselenini 'yeşillendirme' eğilimleridir. Pratikte renklenme her zaman diş hekimliği porseleninin 'yeşillenmesi' şeklinde gerçekleşmez. Aslında böyle bir renklenme kendisini gerçek bir 'yeşillenme'den çok sarı ya da açık kahverengi yüzey renklenmesi şeklinde gösterir. Daha da önemlisi, bu fenomen daha çok metal-porselen bağlantısında gerçekleşir. Yaygın inanışın tersine, tek başına gümüşün varlığı seramik vainerin renkleneceği anlamına gelmez. Porselen renklenmesine dirençli olduğu belirtilen en az on adet ticari ürün vardır (Malhotra 1989, Naylor 2009).

#### **2.6.4.5. Yüksek Paladyum Alaşimleri**

Bu sistemin geliştirilmesi ile birlikte çok çeşitli tipteki yüksek paladyum alaşımı da piyasaya sürülmüştür (Tuccillo 1987). En popüler bileşimleri *kobalt* içeren

bir grup ve *bakır* içeren bir diğer grup olarak bilinir. Bu iki yüksek paladyum alaşımı formülasyonundan *bakır* içereni daha popüler gözükmektedir. Bu ürünlerin ticari olarak en başarılı türlerinin tavsiye edilen bileşiminde %79 paladyum ve %2 altın vardır (Van der Zel ve Vrijhoef, 1985; Naylor, 2009). Bazı üreticiler, %1-2 altın ve/veya platin gibi bazı soy metallerin eklenmesinin yüksek paladyum alaşımının tanecik yapısını geliştireceğini belirtmişlerdir fakat bu görüş kabul görmemiştir (Anusavice 2003).

Kobalt ve bakır içeren orijinal yüksek paladyum alaşımlarının bazı olumsuz yönlerini giderebilmek için, kobalt ve bakırın kullanılmadığı ikinci jenerasyon yüksek paladyum alaşımları geliştirilmiştir. Aslında, kobalt- ve bakır- gruplarının üretime sunulduğu zaman, yeni bir yüksek paladyum-gümüş-altın alaşımı kavramı da gündeme gelmiştir. Yine de, o zaman bu özgün yüksek paladyum bileşimi pek dikkat çekmemiştir (O'Brien 2002).

Yüksek paladyum-kobalt ve yüksek paladyum-bakır alaşımları koyu oksit tabakaları, yüksek sıcaklığa karşı zayıf direnç (bakır grubu) ve kenar akması (bakır grubu) nedeni ile pazar paylarını yitirdiklerinde, dikkatler yüksek paladyum-gümüş-altın formülasyonuna çevrilmiştir. Popüleriteleri karşılaştırıldığında, bu alaşımların performansları hakkında az bilgi mevcuttur ancak genel bileşimleri bilinmektedir. Yüksek paladyum-gümüş-altın alaşımlarının avantajları, maliyetlerinin düşük olması (altın esaslı alaşımlarla karşılaştırıldığında), yüksek ısı dirençlerinin artmış olması ve daha açık renkli bir yüzey oksit tabakasının oluşmasıdır (Tuccillo 1987).

## **2.6.5. Temel Metal Alaşımları**

### **2.6.5.1. Nikel-krom (Ni-Cr) Alaşımları**

Bu metal seramik alaşımları o kadar ekonomiklerdir ki aynı zamanda tam kuron ve tam metal köprüler için de kullanılabilirler (Bertolotti 1984). Ana bileşenleri nikel ve krom olmakla birlikte, geniş bir yelpazedeki küçük katkı elementlerini de içerirler. Sistem iki ana gruptan oluşur: berilyum içerenler ve berilyum içermeyenler. Bunlardan, nikel-krom-berilyum alaşımlarının genel olarak üstün özellikler taşıdığı kabul edilmiş ve daha popüler olmuştur (Tuccillo ve Cascone,

1983). Diğer özelliklerinin yanısıra, berilyum dökülebilirliği artırır ve bu alaşımların yüksek sıcaklıklardaki kalın oksit tabakası oluşturma eğilimini azaltır (Association Report 1985, Naylor 2009).

1960'lı yıllarda piyasaya çıkan nikel esaslı alaşımlar bu sistemin öncüleridir. Yine de, o zaman yapılan araştırmaların sonuçları ile bu gün pazarda bulunan ürünler arasında pek bir ilişki yoktur. Alaşım formülasyonlarındaki gelişmeler ve bu düşük özgül ağırlıklı metallerin döküm yollarının bağlanması, revetmana alınması ve dökümü ile ilgili ayrıntılı bilgilerin edinilmesi, dökülebilirlikle ve uyumla ilgili sorunları aşılmasını sağlamıştır. Nikel-krom sisteminin çok geniş bir kullanım alanı vardır ve ABD de temel metal pazarının büyük bir bölümünü kapsamaktadır (Naylor 2009).

#### **2.6.5.2. Kobalt-Krom (Co-Cr) Alaşımları**

Kobalt esaslı alaşımlar da nikel-krom sistemi gibi ekonomik tam metal restorasyonların yapımında kullanılabilme özelliğine sahip porselene destek oluşturacak metal alaşımlardır. Ana bileşeni krom değil kobalttır. Bu nedenle, bu metallerin krom-kobalt olarak değil, kobalt-krom alaşımları olarak tanımlanması daha doğrudur. Kobalt esaslı sistemin iki alt gruba ayrılabilmesine ilişkin bazı yayımlar vardır: rutenyum içerenler ve içermeyenler. Fakat ayrı bir grup oluşturabilecek kadar belirgin farklılıklar olup olmadığı tartışmalıdır. Kobalt-krom alaşımları porselen alaşımları olarak tanıtılmaktadır fakat nikel-krom-berilyum alaşımları kadar başarılı değillerdir.

Kobalt-krom alaşımları nikel-krom-berilyum alaşımları kadar popüler olmasalar da nikel ve berilyumun doku uyumu ile ilgilenen tüketiciler için 'nikel içermeyen', 'berilyum içermeyen' ve 'kıymetsiz' tanımlamaları ile pazarlanmaktadır (Association Report 1985, Morris 1987).

#### **2.6.6. Diğer Alaşımlar**

Bu kategori, pazarda bulunan fakat büyük üreticiler tarafından satılmayan titanyum alaşımları ile var olan diğer küçük sistemleri tanımlamak için kullanılmıştır.



Titanyum alaşımı ile ilgili çalışmalar devam etmekte ve teknik işlemlerin kolaylaştırılabilmesi ile metal-porselen bağlantısı ile ilgili sorunların özöllebilmesi konuları dikkatle izlenmektedir (Naylor 2009).

#### **2.6.6.1. Titanyum ve Titanyum Alaşımları**

Titanyum, yaklaşık 30 yıldan beri ticari olarak kullanılan kıymetli bir metaldir. Korozyona karşı dirençlidir, yüksek dayanıklılığa sahiptir ve düşük özgül ağırlıklıdır (Zaimoğlu ve ark, 1993). Diş hekimliğinde titanyum genellikle saf olarak kullanılmaz. Titanyum- Aliminyum- Vanadyum alaşımı şeklinde kullanılmaktadır. Üstün biyolojik uyumluluk, yeterli fiziksel ve mekanik özellikler ve üstün bir korozyon direnci sergilemesine rağmen titanyum alaşımlarının dököllebilmesi oldukça güçtür. Çok yüksek döküm sıcaklığı (yaklaşık 2000° C) gerektirmeleri, çok hızlı bir şekilde okside olmaları ve revetman materyalleri ile etkileşime girmeleri en önemli dezavantajlarıdır. Titanyum alaşımlarından restorasyon elde edilme zorluğu, bu alaşımların kullanımı üzerinde olumsuz etki oluşturmuştur (O'Brien 2002). Titanyumun metal yüzeyinde hızlı bir şekilde oluşan ve çok kararlı olan pasif film tabakası sayesinde mükemmel korozyon direncinin olduğu bilinmektedir (Berg ve ark. 1995, Naylor 2009).

#### **2.7. Alaşım Seçimini Etkileyen Faktörler**

Bir alaşımda bulunması gereken özellikler dikkate alındığında; mevcut olan hiçbir alaşım türünün bütün koşulları aynı anda sağlayamayacağı bilinmelidir (Anusavice 2003). Kullanılacak olan temel metal alaşımının seçiminde dököllebilirlik, biyoyumluluk, lekelenme ve korozyon direnci, porselen tarafından metal renginin maskelenebilmesi, sertlik, lehim yapılabilmesi, bükölme direnci, elastik modöl ve ekonomik uygunluk gibi birçok faktör etkili olabilmektedir (O'Brien 2002, Wataha 2002a, Wataha 2002b, Anusavice 2003, Wataha ve Messer 2004).

Restorasyonlarda kullanılan alaşımlar geçen 25 yılda pek çok faktör nedeniyle değiştirilmiştir. Bunlardan ilk önemli faktör ekonomidir. Altın fiyatlarındaki dalgalanmaların sonucunda 1980'lerin sonları ve 1990'ların başlarında

paladyum esaslı alaşımlar çok yaygın hale gelmiştir. 2000'lerde paladyumun fiyatındaki büyük dalgalanmalar üreticilerin daha az paladyum içeren alaşımlar üretmesine sebep olmuştur. Az oranda kullanılan gümüş de yıllardır fiyat dalgalanmaları içindedir. Platin fiyatları ise yıllardır daha az değişmektedir (Winkler ve ark., 1984, Rosenstiel ve ark., 2001, Ersoy 2002, Wataha 2002a).

Alaşımların geliştirilmesinde ikinci önemli faktör de daha iyi fiziksel özelliklere sahip alaşımlar ortaya çıkarma arayışlarıdır. Hareketli bölümlü protez alaşımlarında daha yüksek elastiklik modülü ihtiyacı halen tartışılmaktadır. Yüksek modüllü alaşım bükülmeyeceği için daha yüksek elastiklik modülü daha çok istenmektedir. Böylece, kalan dişlere ve dokulara gelen oklüzal kuvvetler daha etkili şekilde dağıtılacaktır. Yüksek elastiklik modülüne sahip alaşımlar metal seramik protezlerde de önemlidir. Metal altyapıda meydana gelen bükülme seramiğin kırılmasına neden olacaktır (Wataha 2002a, Ersoy 2002).

Alaşım seçiminde diğer bir önemli faktör biyolojik uyumluluk ve korozyondur. Alaşımların biyolojik ortamlardaki davranışları ile ilgili şüpheler yıllardır sürmesine rağmen, bazı özel alerjik reaksiyonlar dışında ciddi biyolojik problemleri gösteren bilimsel veriler yoktur. Yüksek soy alaşımlarının en uygun biyolojik uyumluluk gösteren alaşımlar olduğu bilinmektedir (Ersoy 2002). Nikel esaslı alaşımların yapısında bulunan berilyumun tozları ve gazlarının solunmasıyla toksik olduğu, ancak diş hekimliği ile ilgili bir zehirlenmenin görülmediği bildirilmiştir. Bununla birlikte, bu toksisite riski nedeniyle berilyumsuz alaşımlar üretilmeye başlanmıştır (Avcı 1990, Ersoy 2002).

Restorasyon yapıldığında dental alaşımların dişler ve çevre dokular ile uzun süreli temasları nedeniyle, bütün bu kriterler arasında en önemli olanları biyolojik uyumluluk ve korozyon direncidir (O'Brien 2002, Wataha 2002a, Wataha 2002b, Anusavice 2003, Wataha ve Messer 2004).

## **2.8. Katkı Elementlerinin Fonksiyonu**

**Alüminyum (Al):** Nikel esaslı alaşımların erime derecesini düşürmek için ilave edilir. Alüminyum sertleştirici bir ajandır ve oksit oluşumunu etkiler. Kobalt-

krom alaşımlarıyla birlikte kullanıldığında asitlenebilme özelliği sayesinde mikromekanik tutuculuk sağlanmasına yardımcı olur (Naylor 2009).

**Altın (Au):** Altın korozyon ve kararmaya karşı direnç oluşturur ve alaşımın erime sıcaklığını az miktarda artırır. Alaşımın şekillendirilebilirliğini, parlatılabilirliğini, yoğunluğunu artırır. Alaşıma sarı bir renk verir fakat bu renk paladyum ve gümüş gibi beyaz metallerin ilavesiyle beyaza dönüşür. Altın bir soy metaldir (Naylor 2009).

**Berilyum (Be):** Nikel esaslı alaşımların erime derecelerini düşürür, dökülebilirliği ve parlatılabilirliğini artırır, alaşımı sertleştirip oksit oluşumunun kontrolüne yardımcı olur. Nikel – krom - berilyum alaşımı asitle pürüzlendirildiğinde yapıdan Ni - Be fazı uzaklaşır (Leinfelder 1997, O'Brien 2002, Naylor 2009). Berilyumlu alaşımla çalışan teknisyenler ve bu alaşımları kullanan hastalarda biyolojik riskler söz konusudur (Wataha 2000, Anusavice and Cascone 2003).

**Bakır (Cu):** Alaşımın sertliğini ve dayanıklılığını artırırken erime derecesini düşürür. Altın, gümüş ve paladyum esaslı alaşımların ısıtma işlemleri sırasında platin, paladyum, altın ve gümüş ile ilişkiye girer. Porselen bağlantısı için gerekli oksit oluşumuna yardım eder (Naylor 2009).

**Bor (B):** Bor bir oksit gidericidir. Nikel esaslı alaşımlarda sertliği artırıp erimiş haldeki alaşımın yüzey gerilimini de düşürerek dökümü kolaylaştırır. Bor içeren berilyumsuz nikel-krom alaşımları, Ni-Cr-Be alaşımlarının tersine, erime sırasında daha akıcıdır. Bor aynı zamanda işlenebilirliği azaltır ve sertliği artırır (Naylor 2009).

**Krom (Cr):** Krom, nikel ve kobalt esaslı alaşımlarda pasivasyon sağlayarak korozyon direncini ve sertliği artırıcı bir elementtir (Naylor 2009).

**Kobalt (Co):** Kobalt, nikel esaslı alaşımlara karşı bir seçenektir fakat kobalt esaslı alaşımların işlenmesi çok daha zordur. Aynı zamanda kobalt, yüksek paladyum içeriği olan alaşımlara, ısıl genleşme katsayılarını ve dirençlerini arttırmak için ilave edilir (Naylor 2009).

**Galyum (Ga):** Gümüş içermeyen porselen alaşımlara, gümüşün eksikliği sebebiyle düşen termal genleşme katsayısını arttırmak için ilave edilir (Naylor 2009).

**İndiyum (In):** İndiyum altın esaslı metal seramik alaşımlarında birçok işlev görür. Az uçucu bir oksit temizleyicisidir (eriyik halindeki alaşımı korumak için); alaşımın ergime aralığını ve özgül ağırlığını düşürür. Akıcılığı ve direnci artırır. İndiyum, altın içermeyen alaşımlara porselen bağlantısı için gerekli olan oksit tabakasının oluşturulması için ilave edilir. Yüksek gümüş içerikli alaşımlarda (ör: palladium - gümüş) kararmayı önlemek için indiyum kullanılır (Naylor 2009).

**İridyum (Ir):** İridyum, altın ve paladyum esaslı alaşımlarda tanecik yapısını düzenler ve böylelikle mekanik direnci arttırdığı gibi kararmayı da önler. Platin grubundandır ve bir soy metaldir (Naylor 2009).

**Demir (Fe):** Demir, bazı altın alaşımlı sistemlere sertleştirme ve oksit oluşturma için eklenir. Demir aynı zamanda az sayıdaki soy olmayan metal alaşımlarında da kullanılır (Naylor 2009).

**Manganez (Mn):** Nikel ve kobalt esaslı alaşımlarda oksit yapısındaki istenmeyen bileşenleri uzaklaştıran ve yapıyı kuvvetlendiren bir elementtir (Naylor 2009).

**Molibden (Mo):** Molibden korozyona karşı direnci artırır, oksit oluşumunu etkiler, nikel esaslı alaşımların ısıl genleşme katsayısının ayarlanmasına yardımcı olur (Anusavice ve Cascone 2003, Naylor 2009).

**Nikel (Ni):** Metal seramik sistemlerde yaygın bir şekilde kullanılmasının sebebi ısıl genleşme katsayısının altına yakın olması ve korozyona karşı olan direncidir. Bununla birlikte nikel hassasiyet oluşturu ve kanserojen olarak bilinmektedir (O'Brien 2002, Naylor 2009). ABD'de kadınlar arasında nikel duyarlılığı %9 – 31.9, erkekler arasında ise %0.8 – 20.7 arasında olduğu tahmin edilmektedir (Morris 1987).

**Paladyum (Pd):** Paladyum, altın esaslı alaşımlara direnci, sertliği (bakır ile), korozyona ve kararmaya karşı direnci artırır. Paladyum aynı zamanda alaşımın ergime derecesini yükseltir ve akıcılığını artırır. Alaşıma yüksek oranda beyaz renk verir. %90 altın, %10 palldyum içeren bir alaşım platin rengindedir. Paladyumun hidrojene, oksijene ve karbona karşı yüksek oranda kimyasal açlığı vardır. Altın esaslı alaşımların özgül ağırlığını az miktarda düşürür fakat gümüş esaslı alaşımlar üzerindeki etkisi azdır. Paladyum platin grubundandır ve soy metaldir (Naylor 2009).

**Platin (Pt):** Platin, altın esaslı alaşımların korozyon, kararma ve akıcılıklarını olumlu yönde geliştirerek direnç, erime aralığı ve sertliğini artırır. Alaşımı beyazlaştırır ve kendi yüksek özgül ağırlığından ötürü altın içermeyen alaşımların özgül ağırlığını artırır. Platin grubundandır ve soy metaldir (Naylor 2009).

**Rutenyum (Ru):** Altın ve paladyum esaslı alaşımlarda tanecik yapısını düzenleyerek mekanik özelliklerini ve kararmaya karşı dirençlerini (iridyumda olduğu gibi) artırır. Platin grubundandır ve soy metaldir (Naylor 2009).

**Silisyum (Si):** Erime esnasında diğer elementlerin oksidasyonunu sağlamak için oksit yapısından istenmeyen bileşenleri uzaklaştırıcı bir ajandır. Ayrıca sertliği arttırıcı etkisi de vardır (Naylor 2009).

**Gümüş (Ag):** Gümüş, erime aralığını düşürür, akıcılığı geliştirir, altın ve paladyum esaslı alaşımlarda ısıl genişleme katsayısının kontrolüne yardımcı olur. Gümüş içeren porselen alaşımlarının bazı porselenlerde renklenmeyi (sarı, kahverengi, yeşil) indüklediği bilinir. Gümüşün, dökümde gazlaşma ya da pöröziteye yol açabilecek derecede oksijene karşı kimyasal açlığı vardır. Yine de gümüşün oksijen emilimini kontrol edebilmek amacı ile altın ve gümüş esaslı alaşımlara küçük miktarlarda çinko ya da indiyum eklenir. Gümüş, sülfürün varlığında korozyon ve renklemeye de neden olacaktır. Kıymetli bir element olmasına rağmen ağız boşluğu için soy olarak kabul edilmez (O'Brien 2002, Phillips 2003, Naylor 2009).

**Karbon (C):** Alaşımlara dayanıklılık, sertlik ve iletkenlik sağlar. Düşük derecede toksiktir (Avcı 1990).

**Kalay (Sn):** Kalay, bir alaşımın ergime aralığını düşüren sertleştirici bir ajandır. Aynı zamanda altın ve platin esaslı alaşımlarda porselen bağlantısı için oksit oluşturur. Kalay, paladyum-gümüş alaşımlarının oksidasyonu için gerekli anahtar eser elementlerinden biridir (Naylor 2009).

**Titanyum (Ti):** Alüminyum ve berilyum gibi, titanyum da erime aralığını düşürmek ve dökümü kolaylaştırmak için eklenir. Titanyum aynı zamanda bir sertleştiricidir ve yüksek derecelerde oksit oluşumunu etkiler (O'Brien 2002, Naylor 2009).

**Çinko (Zn):** Erime derecesini düşürmeye yardımcı olur ve döküm işlemi esnasında alaşımın oksitlenmesini önler ve dökülebilirliği artırır (Naylor 2009). Çinko bir alaşımın erime aralığını düşürmeye yardım eder ve diğer oksitlerle kombinasyon kurmak için bir oksit önleyici ya da oksit temizleyici olarak davranır. Çinko alaşımların dökümünü kolaylaştırır ve paladyum ile ilişki kurduğunda sertleşmeye etki eder (Naylor 2009).

## **2.9. Oksit Tabakası**

Birçok metal seramik alaşımının porselenle ilişki kuracak yüzeyi restorasyonun dökümünden ve temizlenmesinden sonra okside olur. Bu ısı uygulanması işleminden sonra alaşımın yüzeyinde oluşan metal oksitleri diş hekimliği porseleninin altındaki metal altyapıya bağlanmasında anahtar rol üstlenir. Soy metallerin okside olmaması nedeni ile bir alaşımdaki kıymetsiz metal bileşenleri bu oksit tabakasının oluşturulmasından temel olarak sorumludurlar (Naylor 2009).

İdeal olarak bu oksidasyon tüm metal seramik alaşımları için çok ince, alaşım yüzeyinde monomoleküler bir film tabaka halinde yer almalı ve alaşımın içerik değişikliklerinden etkilenmemelidir (Anusavice 2003).

## **2.10. Diş Hekimliği Porselenleri ve Sınıflandırılması**

Seramikler bir veya daha fazla metalin, metal olmayan bir elementle yaptığı bileşik olarak tanımlanır. Metal olmayan element oksijendir ( $O_2$ ) ve matriks görevi görür. Daha küçük yapıdaki metal ya da silika gibi yarı metal atomlar,  $O_2$  atomları arasında yer alır (Phillips 2003).

Bileşim açısından diş hekimliği seramiğinin eşya yapımında kullanılan porselenden oldukça farklı olduğu görülür. Diş hekimliği seramiğinde kaolin ya çok az oranda bulunur ya da hiç bulunmaz (Van Noort 2002).

Seramikler hem kovalent hem de iyonik bağlara sahiptir. Bu güçlü bağlar seramiklerin stabilite ve sertlik, kimyasal ve ısıl etkilere direnç, yüksek elastisite modülü gibi olumlu özelliklerinin kaynağıdır. Bu bağların yapısı aynı zamanda, seramiklerin kırılabilirliğinin de nedenidir (Mc Lean 1980).

Porselenler yalnızca çeşitlerine göre değil, kullanım alanlarına göre de farklılık gösterirler. Daha da ötesi, tüm feldspatik porselenler de metal altyapı üzerinde kullanılmak için üretilmezler. Diş hekimliği porselenlerinin ortak yönü ve bunları seramik çömlekçiliğinden ayıran faktör, feldspara olan bağımlılıklarıdır. Çeşitli uygulama alanları bulunan farklı porselenlerin yaratılmasında katkı maddelerinin eklenebildiği camsı matriksin oluşturulmasını sağlayan feldspardır. Bileşimdeki bu çeşitlilikler farklı özellikleri ortaya çıkarır ve feldspatik porselenlerin nasıl sınıflandırılacağını belirler (Phillips 2003).

Diş hekimliğinde kullanılan porselenler genel olarak üç ana grup altında incelenir ve bu gruplar uygulanan sıcaklık aralığına göre değerlendirilir (Phillips 2003).

Yüksek ısı: 2350°- 2500° F

(1288°- 1371° C)

Orta ısı: 2000°- 2300° F

(1093°- 1260° C)

Düşük ısı: 1600°- 1950° F

(871°- 1066° C)

Bu üç tip porselenin kendine özgü özellikleri vardır fakat yüksek ve orta ısı porselenleri mikro yapı ve bileşimleri açısından benzerlik gösterirler. Günümüzde tam ve bölümlü protezler için kullanılan seramik prefabrike dişler yüksek ısı porselenlerinden yapılırken, hazır gövdeler orta ısı porselenlerinden yapılır. Diğer taraftan, düşük ısı porselenleri, metal seramik restorasyonlarda kullanılmak amacı ile üretilmişlerdir (Lacy 1977); ayrıca bu grup, yüksek ve orta ısı porselenlerine göre bileşim ve fiziksel özellikler yönünden azımsanılmıyacak farklılıklar gösterirler (Naylor 2009).

*Alüminöz porselen* olarak adlandırılan dördüncü tip bir porselen, ısısal olarak uyumlu bir düşük ısı porselenine fazladan alümina ilave edilmesi ile elde edilmiştir. Alüminöz porselenler 90 yılı aşkın bir süredir porselen jaket kuronların yapımında kullanılmış ve döküm metal altyapılarla birlikte kullanılmaları düşünülmemiştir. Yalnızca fiziksel açıdan değerlendirilecek olunursa, bir alüminöz porselenin ısısal

genleşme katsayısı (IGK)  $6.5 - 8.5 \times 10^{-6} \text{ in}/^\circ\text{C}$  arasında değişmektedir ve bu da birçok metal seramik alaşımının IGK'nın yarısından biraz fazladır ( $13.5 - 15.5 \times 10^{-6} \text{ in}/^\circ\text{C}$ ). Genleşme katsayıları arasındaki bu büyük fark alüminöz porselenin günümüz metal seramik alaşımları ile ısıl olarak uyumsuz olmasına dolayısıyla metal destekli seramik köprülerde kullanılmasının mümkün olmamasına neden olmaktadır (McLean 1979, Naylor 2009).

### **2.10.1. Düşük Isı Porselenlerinin Çeşitleri**

1. Opak Porselenler
2. Gövde Porselenleri
3. Dentin Porselenleri
4. Mine Porselenleri
5. Şeffaf Porselenler
6. Gövde Katkıları
7. Boyalar ve Glazürler (Naylor 2009)

### **2.10.2. Opak Porselen Tabakası**

Dentin ve mine porselenlerinin doğal diş yapısını taklit edebilmek için bir miktar ışık geçirgenliğe sahip olmaları gerekmektedir, bu nedenle metal altyapının koyu rengini bloke edemezler. Opak porselenler 3 temel ihtiyacı karşılamak üzere formüle edilmişlerdir:

- (1) Metal-porselen bağlantısını kurmak,
- (2) Metal altyapının koyu rengini maskelemek,
- (3) Seçilen renkteki porselenin yerleştirilebilmesini sağlamak.

Fırınlanmış bir opak tabakanın kalınlığı kullanılan diş hekimliği porseleninin türüne ve üzerine uygulandığı oksitlenmiş metalin rengine göre değişkenlik gösterir (Avila ve ark. 1985, Tereda ve ark. 1989, Naylor 2009). 0.2-0.3 mm arasındaki homojen bir kalınlık ideal olarak değerlendirilir (Barghi ve Lorenza 1982, Terda ve



ark. 1989). Yine de tüm opak porselenler metal altyapı üzerine dış hekimliği porselen fırınında vakumlanarak fırınlanırlar (Anusavice 2003).

## 2.11. Dış Hekimliği Porseleninin Kimyasal Bileşenleri

Dış hekimliği porselenlerinin temel kimyasal bileşenleri feldspar, kuartz, alümina (Alüminyum oksit) ve cam matrikste kaolin gibi kristalize mineraller içerirler (Craig, 1984, Phillips 2003). Her bir bileşenin tam oranı özgün porselen çeşidine (yüksek, orta ve düşük ısı) ve markasına göre farklılık gösterir fakat genel bileşim değerleri bilinmektedir (Anusavice 2003).

### 2.11.1. Feldspar ( $K_2O-Al_2O_3-6SiO_2$ ve $Na_2O- Al_2O_3- 6SiO_2$ )

Feldspar, cam matriksin oluşmasından sorumlu ana bileşendir (Craig 1985, Phillips 2003). Uzun yıllardan bu yana kullanılmasının sebebi fritaj ve renklendirme işlemlerinin yapılmasında büyük kolaylıklar sağlamasıdır. Doğal ortamda feldspar saf olarak bulunmaz, iki maddenin karışımında bulunur: potasyum alümina silikat ( $K_2O-Al_2O_3-6SiO_2$ , ortoklas ya da potas feldspat olarak da bilinir) ve sodyum alümina silikat ( $Na_2O-Al_2O_3-6SiO_2$ , albit ya da sodyum feldspat olarak da bilinir) (Lacy 1977, Phillips 2003). Potasın sodyum feldspara oranı malzemeye göre çeşitlilik gösterir. Bu porselen üreticileri için önemlidir, çünkü bu iki feldspar tipi porselene oldukça farklı işlenebilirlik özellikleri kazandırır (Anusavice 2003).

1- Potas feldspar fırınlanmış restorasyonlara şeffaflık kazandırdığı için günümüz porselen sistemlerinin çoğunda mevcuttur.  $2280^{\circ}- 2730^{\circ}F$  ( $1250^{\circ}- 1500^{\circ}C$ ) arasında eritildiğinde potas bir cam oluşturmak üzere kaolin ve kuartz ile birleşir (Lacy, 1977). Feldsparın potas formu eriyik halindeki camın yalnızca vizkozitesini arttırmakla kalmaz, fırınlanma sırasında akmasını (pyroplastic flow) da engeller. Bir başka deyişle, eriyik halindeki malzemelerin akıcılığını azaltır ve porselen kütlesinin fırınlanma sırasında şeklini ve morfolojisini korumasını sağlar (Anusavice 2003).

2- Sodyum feldspar porselenin birleşme sıcaklığını düşürür, akışkanlığı artırır (Phillips 2003). Sodyum feldsparın şeffaflıkla ilişkisi yoktur ve potas feldspara kıyasla daha az tercih edilir (Muia 1982, Anusavice 2003).

Potasyum (K), sodyum (Na), ve kalsiyum (Ca) oksitleri gibi cam katkıları porselenin ısısal genleşme katsayısını arttırlar (McLean 1979). Bu alkallenlerin eklenmesi ile diş hekimliği porselenleri metal seramik alaşımlarının yüksek ısısal genleşme katsayılarına yaklaşabilirler. Bu katkılar oksijen bağlarını kırarak porselenin ısısal genleşme katsayısını arttırlar. Fazla miktarda oksijen bağı kırılması durumunda cam tekrar kristalize olabilir ve bu duruma devitrifikasyon adı verilir. Devitrifikasyon daha çok yüksek ısı porselenlerinde oluşma eğilimindedir ve ayrıca restorasyonu zayıflatır, bulanık bir görünüm oluşturur ve glazür işlemini de zorlaştırır (McLean, 1979). Günümüz porselenlerinde üretici firmaların fırınlama talimatlarına uyulduğunda devitrifikasyon nadiren oluşur (Phillips 2003).

### **2.11.2. Kuartz (SiO<sub>2</sub>)**

Kuartzın yüksek erime ısısı mevcuttur ve diğer bileşenlerin çevresinde akabileceği bir iskelet vazifesi yapar. Yüksek ısılarda kütlein sabit durmasını sağlar ve böylece metal altyapının üzerindeki porselenin akmasını engeller (Muia 1982). Kuartz porseleni güçlendiren ana maddelerden biridir (Anusavice 2003).

### **2.11.3. Alümina (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>)**

Porselenin bu üçüncü bileşeni en güçlü ve sert oksit olarak bilinir. Isısal genleşme katsayısı düşük ısı porselenine yakındır, bu özellikleri ile bu iki malzeme birbirleri ile uyumlu özellikler sergiler (Lacy 1977). Düşük ısı porseleninde çok az eriyebilen alümina, eriyiğin yapısal direncini geliştirir ve vizkozitesini artırır (McLean 1979). Daha önce anlatıldığı gibi, düşük ısı porselenlerinin ısısal genleşme katsayılarının metal seramik alaşımlarının seviyesine çıkarılabilmesi için potasyum, sodyum ve kalsiyum oksitleri gibi cam katkılarının kullanılması şarttır (Anusavice 2003).

### **2.11.4. Kaolin (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>-2SiO<sub>2</sub>2H<sub>2</sub>O)**

Porselenin bu özel bileşenin bir kil türü olduğu söylenebilir ve alümina içeren volkanik kayalardan elde edilir. Tarihsel olarak, kaolin fırınlanmamış

porselene bir bağlayıcı olarak ve dökülebilirliğini arttırmak için ilave edilmiştir (Muia 1982). Böyle bir özellik, karıştırılmış porseleni bir kütle haline getirmeye ve daha kolay şekillendirilmesini sağlar. Kaolinin kendisi de opak olduğu için porselene ilave edilse bile ilave edilen miktar çok az seviyede tutulur (Phillips 2003). Doğal olarak, şeffaflığı azaltabileceği için mine tozlarında hiç kullanılmaz. Gerçeği söylemek gerekirse, günümüz düşük ısı porselenlerinde kaolin ya hiç bulunmaz ya da çok az bulunur (Anusavice 2003).

Şişeler içerisinde paketlenmiş diş hekimliği porseleni tozlarını elde edebilmek için bu kristalize mineraller cam katkıları (Potasyum, sodyum ve kalsiyum oksitleri) ve diğer bileşenler ile karıştırılarak çok yüksek sıcaklıklarda fırınlanır (Phillips 2003). Camsı bir faz elde edilir ve bu fazın korunması için eriyik halindeki kütle soğuk suya sokulur. Eriyik halindeki cam karışım soğuk su ile temas ettiğinde şoklanmış olur ve böylece *frit* adı verilen özgün, kristalize olmayan katı yapılar oluşur. *Fritaj* terimi genellikle cam bileşenlerinin eritilmesi, karıştırılması ve ardından da bu kristalize olmayan tozları oluşturabilmek için tüm yapının ani olarak soğuk suyla şoklanması işlemini anlatır (Naylor 2009).

Fritler oluştuktan sonra üretici firmaların önerileri doğrultusunda, kullanılacakları porselen tiplerine göre ezilerek gerekli partikül boyutuna eriştirilirler. Çeşitli optik nitelikler kazandırabilmek için boyar madde ve opaklaştırıcı olarak kullanılan metal oksitleri şişelenme işleminden önce bu tozlarla karıştırılırlar (McLean 1979). Üretilen çeşitli tipteki porselenler için temel fonksiyonlarına ve renklerine göre farklı tanımlamalar yapılmıştır. Tam bir porselen seti opak, dentin ve mine porselenlerinin yanı sıra opak ve dentin renklendiricileri, makyajlar ve şeffaf glazür malzemelerini de içermelidir (Naylor 2009).

Vizkozite, erime sıcaklığı, kimyasal stabilite, ısıl genleşme ve hatta devitrifikasyona karşı direnç gibi özelliklerde yapılmak istenilen değişiklikler için üretim işleminde bazı değişiklikler yapılır. Bu da çeşitli porselen tiplerinin işlenebilirlik özellikleri arasında şaşırtıcı farkların olmasını açıklayabilir (Naylor 2009).

## 2.12. CAD/CAM Sistemleri

CAD-CAM, bilgisayar kontrolü ile çalışan, makine ile üretilecek malzemenin bilgisayar ekranında üç boyutlu tasarımı anlamında kullanılan ve daha çok makine teknolojisinde kullanılan bir terimdir (Tinschert ve ark. 2004).

CAD (Computer Aided Design–Bilgisayar Destekli Tasarım); bir cismin bilgisayar sistemlerinin kullanılarak geliştirilmesi ve tasarımının yapılması anlamına gelmektedir. Bu şekilde üç boyutlu model çizimi sanal ortamda gerçekleştirilmektedir (Jedyrakiewicz ve Martin 2001).

CAM (Computer Aided Manufacturing–Bilgisayar Destekli Üretim); ölçülen ve planlanan veriler kullanılarak bilgisayar desteği ile üretimin yapılması anlamına gelir (Jedyrakiewicz ve Martin 2001).

Günümüzde sabit restorasyonların hızlı üretiminde bilgisayar destekli tasarım-üretim (CAD/CAM) teknolojisine sahip birçok sistem kullanılmaktadır (Uçar ve ark. 2009). Sabit protez restorasyonlarının yanı sıra hareketli bölümlü protez metal altyapıları, tam protez restorasyonları, implant abutmentleri, çene-yüz protezleri, cerrahi stentler gibi birçok restorasyonun yapımında da CAD/CAM sistemlerinin kullanımı büyük bir hızla yaygınlaşmaktadır.

Seramik yapımında CAD/CAM veya diğer makineler ile hızlı üretim tekniklerinin kullanılması iki önemli fırsat sağlamıştır. Birincisi; bu sistemlerin dental laboratuvarlarda teknisyen tarafından seramik ile ilgili manipülasyon içeren işlemlerin tümünü ortadan kaldırması ve ikincisi teknisyene bağlı olarak hataların azalması ile materyallerin mikro yapısındaki değişikliklerin azalmasıdır (Wang XC. ve ark. 2002). Kopya-milleme yönteminin metal altyapı üretiminde kullanılması ise oldukça yeni ve hızlı bir üretim sistemidir. Akova ve ark. (2009) yaptıkları çalışmada yeni altyapı elde etme yöntemlerinin hastaların ve diş hekimlerinin seans sayıları ve zaman açısından avantajlı olduklarını, konvansiyonel döküm metotlarında ise teknisyen, diş hekimi ve hastaların zaman açısından dezavantajlı durumda oldukları belirtilmektedir.

### **2.12.1. CAD/CAM Sisteminin Yapısal Elemanları**

Dental CAD/CAM sistemleri üç yapısal elemandan oluşur:

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

2. Restorasyon Dizaynı: Elde edilecek ürüne ait verilerin oluşturulacağı bir yazılım programı.

3. Restorasyonun Üretilmesi: Tasarlanan veriyi istenilen ürüne dönüştürebilecek bir üretim teknolojisi (Beuer ve ark. 2008).

#### **2.12.1.1. Görüntü Alma**

Görüntü alma, diş hekimliğinde kullanılan endüstriyel CAD/CAM sistemleri arasında dikkat çekici şekilde farklılık göstermektedir.

Temel olarak iki farklı tarama sistemi bulunmaktadır:

- Optik tarayıcılar
- Mekanik tarayıcılar

##### **2.12.1.1.1. Optik Tarayıcı**

Bu tarayıcı sistemler “üçgenleştirme tekniği” olarak isimlendirilen bir yöntem kullanarak üç boyutlu görüntü kaydı yapmaktadırlar. Bu sistemde ışık kaynağı (örn: lazer) ve reseptör ünite birbirleriyle belirli bir pozisyonda konumlandırılırlar. Bu pozisyon bilgisayarın reseptörden gelen görüntüleri üç boyutlu veriler haline dönüştürmesine imkan vermektedir. (Mehl ve ark. 1997) Optik tarayıcılar ışık kaynağı olarak beyaz ışık demeti veya lazer ışını kullanırlar.

CAD/CAM üretiminde ağız içi veri kaydı (optik ölçü) ile ağızın tam bir modeli dijital ortama aktarılabilir. Böylelikle hem üretim kalitesi artmakta hem de maliyet düşmektedir. Bilgisayar yazılımlarındaki son gelişmeler sayesinde, veriler, dental laboratuvar veya üretim merkezlerine gönderilmeden önce preparasyon alanının kalitesi ağız ortamında son kez değerlendirilebilmektedir (Beuer ve ark. 2008).

Bazı sistemler dışında bu yüksek hassasiyetteki tarayıcıların ağız içinde kullanımı sınırlıdır. Dental kullanıma sunulmuş optik tarayıcıların bir kısmı aşağıda belirtilmiştir:

Lava Scan ST (3M ESPE, beyaz ışık demeti)

Everest Scan (KaVo, beyaz ışık demeti)

Esl (Etkon, lazer ışını) (Beuer ve ark. 2008).

#### **2.12.1.1.2. Mekanik Tarayıcı**

Bu tarama sisteminde, ana model çizgisel alanlarla mekanik olarak okunur ve üç boyutlu yapının ölçümleri yapılır. Procera Tarayıcı (Nobel Bio-care, Göteborg, Sweden) diş hekimliğinde kullanılan mekanik tarayıcılara verilebilecek tek örnektir. Bu tarama sistemi, tarayıcı uç çapının freze sisteminin en küçük grenine uyumlu olarak hazırlanması sayesinde ölçüm yaptığı her noktayı freze edebilme yeteneğine sahiptir ve bu özellik ona seçkin bir yer kazandırmıştır (Mehl ve ark. 1997, Webber ve ark. 2003). Bu tarama tekniği, pahalı parçalarca oluşturulan karmaşık bir sisteme sahiptir ve bu özellik uzun dönem kullanımlarda, optik sistemlerle karşılaştırıldığında dezavantaj olarak düşünülebilir (Beuer ve ark. 2008).

Mekanik tarayıcılar doğru şekilde pozisyonlandırılarak, prepare edilmiş dişin tüm yüzeylerinin haritasını çıkarmaktadırlar. Optik tarayıcıların birçoğu en ufak harekete dahi duyarlıdır. Görüntü alınması sırasında, hastanın hareket etmesi, görüntünün kalitesinden ödün verilmesine ve dolayısıyla sonuç restorasyonun uyumsuz olmasına neden olacaktır. Birçok durumda görüntü almak için kullanılan tarayıcılar, tercih edilen CAD/CAM sisteminin bir parçasıdır ve sadece kendilerine uygun tasarım (CAD) yazılımı ile çalışırlar (Beuer ve ark. 2008).

### 2.12.1.2. Restorasyonun Tasarımı

Az sayıda CAD yazılımı bilgisayar ekranında 3 boyutlu tasarım yapabilme imkanı sağlayabilmektedir. Bu yazılımlardan ancak bazıları, işinin ehli teknisyenlerin elinden çıkan restorasyonlara yakın tasarımlar yapabilmektedir. Farklı özelliklere sahip restorasyon çeşitleri oluşturmak için, çoğunlukla CAD/CAM programında, kullanıcının tasarım yapmasına gereksinim duyulmaz ve hazır restorasyon şablonları kullanılır. Bununla birlikte bazı sistemlerde kullanıcılara, restorasyona tamamen kendi istediği formu işleme imkanı sağlanmaktadır (Joerg ve ark. 2006).

Bazı yazılımlarda yalnızca kuron ve köprü altyapıları tasarlanabilirken; diğer taraftan tam anatomik kuron, parsiyel kuron, inley, adeziv köprü ve teleskobik kuron dizaynı yapabilme imkanı sunan yazılımlar mevcuttur (Reiss 2007).

Restorasyonun tasarımı tamamlandığında, CAD program sanal modeli belirli bir formata dönüştürür. Dental sektörde ulaşılabilen CAD/CAM yazılımlarının yerini daha da geliştirilmiş modeller almakta ve bu güncelleme sürekli devam etmektedir. Buna bağlı olarak, farklı tasarım programlarında tasarlanan yapı farklı formatlarda kaydedilebilmektedir. Görüntü alma sistemleri gibi tasarım programları da genellikle kendi içindeki sistemlerle uyum gösterirken, kapalı konsept sistemleri gibi farklı birçok sisteme entegre olamamaktadırlar. Bu karmaşanın önüne geçebilmek için, veriler, genellikle standart dönüştürme dili (Standard Transformation Language, STL) formatıyla tanımlanmaktadırlar (Mehl ve ark. 1997).

Birçok üretici firma, kendine özgü veri formatları kullanmaktadır ve bunun sonucu olarak farklı sistemlerin yapısal elemanları birbirine uygunluk göstermemektedir. Mevcut CAD/CAM sistemlerinde daha çok tasarım yazılımları farklılık göstermektedir. Birçok sistem, olabildiğince genel özellikler taşıyan bir tasarım şablonu üzerinde dururken, bazı sistemler de kullanıcıya özel tasarım imkanları sunabilmektedir (Beuer ve ark. 2008). Kullanıcıya özel programlara örnek olarak, Dental Designer (Kopenhag, Danimarka) ve Dental Wings (Montreal-Quebec, Kanada) verilebilir.

Bu yazılım programları, diş hekimliği için geliştirilmiş 3 boyutlu modelleme programlarıdır. 3 boyutlu kuron, köprü, implant destek parçaları ve benzeri yapıların, bilgisayar ortamında yaratılmasına olanak sağlayan bu programların en önemli özelliği, diş hekimliği için geliştirilmiş veya sanayi amaçlı kullanılan her türlü CAM cihazıyla uyum gösterebilen açık konsept yazılımlara sahip olmalarıdır. Bu özellik, kullanıcıya CAD programı ve CAM cihazını birbirinden bağımsız olarak edinebilme imkanı sunmaktadır. Kullanıcı, dilediği CAM cihazıyla dilediği boyutta seramik, zirkonyum, metal alaşımları, titanium ve diğer restoratif amaçlı kullanılan malzeme tozunu veya bloğunu markaya bağlı kalmadan işleme imkanını elde etmektedir.

### **2.12.1.3. Restorasyonun Üretilmesi**

Dental teknolojide “CAD/CAM” terimi günümüzde “freze tekniği” kullanılarak üretilen restorasyonları tanımlamak amacıyla kullanılmaktadır. Bu yanlış bir tanımlamadır. CAD; “bilgisayar dayalı tasarım”, CAM; “bilgisayar dayalı üretim” cümlelerinin kısaltmalarından oluşmaktadır ve CAD/CAM terimi kullanılan üretim metodu hakkında herhangi bir bilgi vermemektedir (Joerg ve ark. 2006).

CAM sistemi, herhangi bir parçayı bilgisayara dayalı olarak üretmektedir. Dental restorasyonların oluşturulması amacıyla çeşitli birçok teknoloji kullanılmaktadır (Joerg ve ark. 2006).

Genel olarak restorasyonların üretilmesinde 3 farklı yöntem kullanılmaktadır. Bunlar:

- Eksiltme Metodu
- Ekleme Metodu
- Her iki metodun bulunduğu kombine sistemler

#### **Eksiltme Metodu**

Eksiltme metodu kullanılan sistemlerde restorasyon, elmas frezler ve diskler yardımıyla, prefabrik bir bloktan aşındırılarak üretilmektedir.

“Eksiltme Metodu/Subtractive Method” olarak adlandırılan bu yöntemde, oluşturulmak istenen restorasyon, tek parça bloktan aşındırılarak, çıkartma esasına



göre üretilmektedir. Eksiltme yöntemi, tek parça yapıları oluşturmada oldukça başarılıdır ancak büyük miktarda materyalin aşındırılıp uzaklaştırılarak kaybedilmesi söz konusudur. Tipik bir restorasyon elde etmek için prefabrik bloğun ortalama olarak %90'lık bir kısmından faydalanılamamaktadır; başka bir deyişle söz konusu metal bloğun ortalama %90'lık kısmı aşındırılarak atılmaktadır (Witkowski 2002). Eksiltme sistemi kullanılarak üretim yapan sistemlerde iki farklı freze yöntemi kullanılmaktadır:

**Kuru işleme:** Kuru işleme yönteminde, düşük sıcaklık derecesinde yarı-sinterlenme işlemine tabi tutulmuş zirkonyum oksit kalıplar kullanılır. Bu yöntemin avantajları arasında, freze cihazı yatırım maliyetinin düşük olması ve  $ZrO_2$  kalıbın su absorpsiyonunun gerçekleşmemesine bağlı olarak sinterleme öncesi kalıbın kurutulma süresinin elimine edilmesiyle zamandan kazanç sağlanması gösterilebilirken, düşük sıcaklık derecesindeki yarı sinterlemenin altyapılarda yüksek oranda büzölmeye neden olması da dezavantaj olarak belirtilebilir. Bazı firmalar kuru işleme yönteminde kullanılmak üzere rezin materyaller geliştirmişlerdir. Bunlara örnek olarak Zeno 4030 (Wieland Dental-Technik GmbH, Pforzheim, Almanya), Lava Form (3M ESPE, Seefeld, Almanya/A.B.D.) ve Cercon (Degu-Dent, Hanau, Almanya) verilebilir.

**Sulu işleme:** Sulu işlemede, soğuk su sprey mekanizması ile freze işleminde kullanılan elmas veya karbit frezlerin aşırı ısınması engellenir. Bu yöntem, özellikle freze işlemi sırasında ortaya çıkacak ısıdan zarar görebilecek olan cam seramikler ve tüm metal malzemeler için kullanılmaktadır. Freze sisteminde, yüksek sıcaklık derecesinde, ön-sinterlemesi yapılmış zirkonyumoksit kalıp kullanılacak ise "sulu işleme" yöntemi, tavsiye edilmektedir. Yarı-sinterleme derecesinin yüksek olması, sinterlemeye bağlı distorsiyon ve büzölme miktarında azalma sağlamaktadır. Bu sistemlere örnek olarak Everest (KaVo, Leutkirch, Almanya), Zeno 8060 (Wieland Dental-Technik GmbH, Pforzheim, Almanya), Cerec InLab (Sirona DentalSystems GmbH, Bensheim, Almanya) gösterilebilir (Beuer ve ark.2008).

### **Ekleme Metodu**

"Hızlı Prototipleme/Rapid Prototyping" veya "Katı Serbest Form Fabrikasyon/Solid Free-Form Fabrication" olarak da adlandırılan sistemin de içine

girdiği “Ekleme Metodu/Additive Method” eksiltme yöntemine alternatif olarak dental CAD/CAM sistemlerde kullanılmaya başlanmıştır (Gebhardt 2000).

“Ekleme Metodu/Additive Method” eksiltme yöntemine alternatif olarak dental CAD/CAM sistemlerde kullanılmaya başlanmıştır (Gebhardt 2000).

Ekleme yönteminin kullanıldığı CAD/CAM sistemlerinde, bilgisayarda tasarlanan parça üzerinde, freze yoluna benzer rehber bir koordinat oluşturulur. Bu sistemde üretim, parça kesmek yerine, oluşturulan rehber koordinat yardımıyla tasarlanan parça oluşana kadar seramik veya metal tozu kullanarak malzemenin sinterizasyonu yani birleştirilmesi şeklindedir. Ekleme yöntemi atık malzeme oluşturmaması avantajı ile dikkat çekici bir sistemdir (Joerg ve ark. 2006).

### **Kombine Sistemler**

Birtakım endüstriyel CAD/CAM sistemleri, ekleme ve eksiltme üretim yaklaşımlarını bir arada kullanmaktadırlar. Bu kombine sistemlerden biri olan Procera sisteminde preparasyonu yapılan dişlerde 3 boyutlu kayıtlar üzerinden eksiltme yöntemi kullanılarak her boyutta genişletilmiş metal bir güdük modeli üretilir. Bu genişletme miktarı restorasyonun son sertleşmesini sağlamak amacıyla sinterizasyona bağlı büzülme miktarı hesaplanarak belirlenmektedir. Restorasyonu oluşturacak seramik tozu ekleme yöntemi kullanılarak metal güdük üzerine yüksek basınç altında sıkıştırılarak adapte edilir ve final restorasyondan daha büyük boyutta bir yapı oluşturulur. Daha sonra dış konturlar oluşturulmak üzere restorasyon freze edilir. Normalden büyük boyutlarda elde edilmiş restorasyon, güdük modelinden çıkarılır. Ardından, olabildiğince dirençli hale gelmesi için sinterleme fırınına aktarılır. Fırındaki yüksek sıcaklık restorasyonun boyutsal olarak büzülmesini ve istenilen uyumlu boyutuna gelmesini sağlamaktadır (Joerg ve ark. 2006). Diğer bir kombine sistemde (Wol-Ceram) çamur şeklindeki alümina tozlarının direkt olarak ana modelde bulunan güdük üzerine ekleme yöntemiyle elektroforetik dispersiyon ile koping oluşturulmaktadır. Sonrasında teknisyen kopingi güdükten uzaklaştırmakta ve cam infiltrasyon aşamasına geçilmektedir. Bu sistem üretim merkezinde bulunmaktadır ve üretim prensipleri henüz açıklanmamıştır. Farklı bir ekleme yöntemli hızlı prototipleme tekniği, 3 boyutlu baskı oluşturma, restorasyonun mum örneğinin tasarlanması ve baskılanması yoluyla da elde edilmektedir (Pro 50

sisteminin WaxPro, Cynovad, Saint-Laurent, Quebec, Kanada). Bu sistemde alet inkjet yazıcı gibi çalışarak, sistem mum örneklerden altyapılar ve tam kuronlar üretebilmektedir. Mum örnek daha sonra geleneksel döküm yöntemiyle dökülerek metal altyapı elde edilmektedir (Strub ve ark. 2006).

### **2.12.2. Dental CAD/CAM Sistemlerin Avantajları**

CAD/CAM uygulamaları pek çok avantajı da beraberinde getirmiştir. Geleneksel ölçü alma yöntemlerini ortadan kaldırmış ve bekleme süresini kısaltmıştır (Duret ve Preston 1991, Palin ve Burke 2005). Daha iyi restoratif materyallerin daha kısa süre içinde elde edilmeleri sağlanmıştır. Hata potansiyelini oldukça azaltmış ve indirekt restorasyonlardan kaynaklanabilecek muhtemel çapraz kontaminasyonların da önüne geçmiştir (Liu 2005). Diş hekimliğinde CAD/CAM sisteminin kullanılmasıyla seramik materyallerin kondensasyon, eritme, kaynaştırma işlemleri nispeten azalmıştır (Heffernan ve ark. 2002).

CAD/CAM sistemlerinin avantajlarından birisi de tek seansta uygulamalar yapılabilirdiği için hem hastalara hem de hekimlere zaman kazandırmalarıdır. Bu sayede çeşitli klinik problemlere yol açabilecek ölçü almanın yanı sıra, geçici kuron hazırlama gibi zorunluluklar da ortadan kalkar, ayrıca bu faktörlerin elimine edilmesi küçük de olsa ekonomik kazançla sebep olur. CAD yazılımları sayesinde CAD/CAM sistemlerden hastalar kadar kazançlı çıkan başka bir grup ise laboratuvar teknisyenleridir. Altyapılar ve restorasyonlar CAD yazılımları ile dizayn edildikleri için teknisyenlerin işleri kolaylaşmaktadır (Feuerstein 2004).

CAD/CAM sistemin avantajları:

- ✓ Kayıp mum tekniğine göre her bir üye için üretim maliyetinde azalma,
- ✓ Tek bir işlem ile 90 üyeye kadar üretim yapabilme imkanı,
- ✓ Kullanım kolaylığı,
- ✓ Üretilen parçaların doğruluk oranlarının yüksek olması,
- ✓ Basitleştirilmiş işlem sonrası prosedürler,

- ✓ Hazır bloklarda geliştirilmiş fizikokimyasal karakteristik (Procera®, Nobel Biocare, 2007, Sirona Dental Systems, CEREC® 2007)

### **2.12.3. Dental CAD/CAM Sistemlerin Dezavantajları**

CAD/CAM restorasyonların kullanımını kısıtlayan faktörlerin başında ise üretim maliyeti gelmektedir. Birçok yeni sistem geliştirilmesine rağmen CAD/CAM sistemlerden yararlanmak hala ekonomik değildir. Tek bir kuron başına maliyet daha düşük olsa da makine ve ekipmana gerekli olan yatırım maliyeti kullanıcı sayısının sınırlı olmasında en büyük etkidir. Ayrıca monokromatik blokların kullanılması ise ideal estetik beklentilerin her zaman karşılanamamasına neden olmaktadır. Ancak farklı renklerde blokların yavaş yavaş geliştirilmesi ile bu sorun da aşılacak üzeredir. Derin subgingival marjnlere sahip dişlerin bilgisayar ortamına aktarılması da sorun olabilmekte, bu nedenle geleneksel sabit protez yapımında olduğu gibi iyi bir dişeti retraksiyonu yapmak zorunlu hale gelmektedir (Christensen 2001).

### **2.12.4. Dental CAD/CAM Sistemlerin Başarısı için Gereken Faktörler**

CAD/CAM sistemlerle elde edilen restorasyonların başarısında hekim ve laboratuvar çalışanlarının beceri ve tecrübesi kadar CAD/CAM sistemleri de önemli bir faktördür. İntraoral kameranın ve milledme ünitesinin netliği, yazılım programının ve dizayn algoritmalarının sınırlamaları CAD/CAM sistemleri ile elde edilen restorasyonların klinik başarısında önemli rol oynar (Martin ve Jedynakiewicz 1999). Kullanılan CAD/CAM sisteminin yazılımı, yeniden yapılan son sinterleme sırasında oluşacak büzülme miktarını hesaplayabilmeli ve iyi bir marjinal uyum sağlayabilmelidir (Palin ve Burke 2005). Teknolojik gelişmelerle beraber herhangi bir boyutta ya da herhangi bir şekilde restorasyonlar elde etmek mümkün olmaktadır. Ancak bu teknolojik gelişmeler hekime bağlı başarısızlık nedenlerini azaltmış olsa da tam olarak elimine etmemiştir. Bu nedenle daimi restorasyonun klinik başarısı için simantasyon ve diğer bitirme işlemleri dikkatli bir şekilde uygulanmalıdır (Martin ve Jedynakiewicz 1999).

CAD/CAM sistemlerde kullanılan materyaller hızlı bir şekilde frezelenabilmeli, frezeleme ünitesinin hasarına karşı koyabilmeli ve hızlı bir şekilde

bitirilebilmelidir. Laboratuvar temelli sistemler altyapı materyali olarak seramikler kadar titanyum, soy metaller ve hatta soy olmayan metalleri de işleyebilmelidir. Daha sonra bu altyapılar geleneksel yöntemler ile (laboratuvar personeli tarafından porselen tozlarının likitleriyle karıştırılarak samur fırçalar yardımıyla manipülasyonu ile) kaplanabilmelidir (Giordano 2006).

### **2.12.5. Dental CAD/CAM Sisteminin Doğruluğu**

CAD/CAM sistemlerinde üç adet varyasyon kaynağı vardır. İlk kaynak; güdük konturlarının kayıt edilmesinde kullanılan aletlerin ölçüm netliği ve bilgisayara giden veri dosyalarının transfer doğruluğudur. Varyasyonun ikinci kaynağı restorasyonun şekillendirilmesinde bilgisayar yazılımının verileri modifiye edebilme yeteneğidir. Üçüncü varyasyon kaynağı ise kendi kendine yapım işlemlerini içerir ve mekanizmanın kesinliği restorasyonun imali için kullanılır (Dahimo ve ark. 2001).

Varyasyon kaynaklarının anlaşılması ve ölçülmesi CAD/CAM sistemin kullanımındaki kesinlik ve doğrulukta etkilidir. Dental restorasyonun başarısı sonuç itibariyle destek diş sağlığını direkt etkiler (Dahimo ve ark. 2001).

Karin ve arkadaşlarının 2001 yılında yapmış oldukları bir çalışmada küp ve konik materyallerin CAD sistemi ile şekillendirilmesinin ardından CAM program ile yeni objelerin imali neticesi elde ettikleri ölçümlerin karşılaştırılması sonucunda gerçek objeler ile şekillendirilen objeler arasında bir fark bulamamışlardır. Metot son derece doğru ve güvenilir olarak nitelendirilmiştir (Karin ve ark. 2001).

## **2.12.6. Protetik Diş Tedavisinde CAD/CAM Sistemlerinin Kullanım Alanları**

### **2.12.6.1. Sabit Protezler**

#### **2.12.6.1.1. Tam Seramik Restorasyonlar**

Diş hekimliğinde hastaların estetik beklentilerinin yıllar içinde artmasıyla birlikte sabit restorasyonlarda metal altyapıların kullanımının azaltılmasına yönelik çalışmalar da yoğunluk kazanmıştır. Sabit protetik tedavide CAD/CAM teknolojisi yardımıyla tek kuronlar, inley ve onleyler, köprü şeklinde restorasyonlar üretilebilmektedir. Bu amaçla geliştirilen tam seramik sistemlerin estetik, translusens ve floresans özellikleri üstündür. Biouyumlulukları, kimyasal ve renk stabiliteyi, radyografide görünür olmaları kullanımlarının her geçen gün artmasını sağlamıştır. Seramik kuronlar korozyon ve abrazyona dirençlidirler, termal genişleme katsayıları ve termal iletkenlikleri mine ve dentine yakındır. İlk tam seramik restorasyonlar 1965 yılında McLean tarafından seramiğe %40-50  $Al_2O_3$  ilave edilmesiyle elde edilmiştir. Burada amaç dayanıksız olan cam fazın, dayanıklı kristal ilavesi ile kontrollü bir şekilde güçlendirilmesidir. Bu sayede yapı içinde çatlak ilerlemesini engelleyici etki oluşturulmaktadır. Daha sonra yapılan çalışmalarda farklı kristaller de tam seramik sistemlerde kullanılmıştır. Bunların en sıklıkla kullanılanları  $Al_2O_3$ ,  $MgAl_2O_4$ ,  $Li_2OSiO_2$  ve  $ZrO_2$ 'tir. Aslında bu kristallerin saf hali oldukça ucuz olmasına rağmen; yüksek sıcaklıkta fırınlanmaları, sertliklerinin ve ısıl genişleme katsayılarının fazla olmasından dolayı işlenip diş hekimliğinde kullanılacak hale getirilmeleri zorlaşmakta ve buna bağlı olarak da maliyetleri artmaktadır. Kristal ilavesi seramiğin dayanıklılığını arttırırken ışık geçirgenliğini azalttığı için seramiğin optik özelliklerini zayıflatmaktadır. Bu nedenle kristal ilavesi ile güçlendirilen seramikler çoğunlukla altyapı malzemesi olarak kullanılabilir. Bu kristallerden  $ZrO_2$ 'un diğerlerine göre avantajı daha yüksek dayanıklılığa ve sertliğe sahip olmasıdır. Elastiklik katsayısı daha düşüktür ve dikkate değer bir faz değişimi özelliğine sahiptir.  $ZrO_2$  haricindeki seramikler ile ön-arka bölge kuronları ve sadece ön bölge köprü protezleri yapılabilir. Ne var ki son yıllarda özellikle  $ZrO_2$  ve

CAD/CAM teknolojisindeki gelişmeler tüm dental arki kapsayan tam seramik restorasyonların yapılabilmesine izin vermektedir (Raigrodski 2004).

Tam seramik sistemlerin gelişimi ve çeşitlerinin artması; restorasyonun optik özelliklerine paralel olarak estetik kalitenin yükselmesi, ideal biyouyumluluk sayesinde periodontal sağlığı koruma başarısının artması, metal altyapı içermedikleri için aşırı duyarlılık ve alerji olasılığının azalması, azalan ısı ve elektrik geçirgenliği sayesinde dentin ve pulpa duyarlılığının azalması, mekanik dayanıklılıklarının artması ile birlikte ağız içinde uzun dönem başarı göstermeleri gibi avantajları beraberinde getirmektedir (Raigrodski 2004).

#### **2.12.6.1.1.1. Freze ve Kopya Freze Tekniği ile Hazırlanan Tam Seramik Sistemleri**

Bu teknikle çalışan sistemlerin ana prensibi, anahtar kopyalamada kullanılan tornaların çalışma prensibine çok benzemektedir. Sistemin okuma odasına yerleştirilen modelajın kopyası sistemin diğer bir bölgesinde aşındırılarak üretilmektedir. Kopyalama bölümünde, aşındırma özelliği olmayan özel tarayıcı uçlar modelajın yüzeyinde dolaştırıldığında aşındırma bölümünde özel frezler ve diskler senkronik olarak seramik bloğu şekillendirir (Raigrodski 2004).

#### **2.12.6.1.1.2. CAD/CAM Tekniği ile Hazırlanan Tam Seramik Sistemleri**

Sistemin temelini; bilgisayarda verilerin toplanması, bu verilerle tasarımların gerçekleştirilmesi ve tasarımlar doğrultusunda da seramik blokların aşındırılmasıyla üretimin gerçekleştirilmesi oluşturmaktadır (Raigrodski 2004). Bu üretim yöntemine örnek bazı sistemler aşağıda gösterilmektedir:

Cerec Sistemi (Sirona Dental)

Cicero Sistemi (ACTA, Cicero Dental Systems)

Procera Sistemi (Nobelbiocare)

Celay Sistemi (Celay Dental System)

Cercon Sistemi (Dentsply)  
DC-HIP Zirkon Sistemi (DC Dent)  
Lava Sistemi (3M Espe Dental)  
Comet sistem (Comet Dental)  
Denzir sistem (Denzir Dental System)  
Rekow sistem (Rekow Dental)  
Duret sistem (Duret Dental System)  
Hint-Els (Hintels DentaCAD)

#### **2.12.6.1.2. İmplant Abutmentleri**

İmplant destekli sabit restorasyonlarda tam seramik sistemlerin uygulanabilmesi ve daha iyi bir dişeti uyumunun ve estetiğin sağlanabilmesi için seramik abutmentler geliştirilmiştir. Diş hekimliğinde estetik kavramıyla birlikte tam seramik restorasyonların uygulamaları da artmıştır. Bu tür restorasyonların implant destekli sabit restorasyonlarda kullanılabilmesi için seramik abutmentlere gereksinim vardır. Estetik gereksinimler nedeniyle ilk defa olarak 1993 yılında tam seramik abutmentler (CerAdapt/Nobel Biocare) kullanılmaya başlanmıştır. Günümüzde CAD/CAM sistemi kullanılarak seramik abutmentler üretilmektedir (Raigrodski 2004).

#### **2.12.6.1.3. Geçici Protezler**

Geçici restorasyonlar; hazırlanan diş yapısının, pulpanın ve çevreleyen periodontal dokuların korunmasını, oral fonksiyonları (*çiğneme, fonetik*) ve estetiği korumayı kapsayan geniş fonksiyon aralığını karşılamaktadır. Bu restorasyonların çoğu, rezin bazlı geçici kuron ve sabit bölümlü protez malzemeleri ile birlikte ağız içi ölçü tekniğini kullanılarak klinikte masa başında üretilirler. Cerec System'den ayrı olarak, çoğu CAD/CAM destekli teknolojiler üretim süreci esnasında laboratuvar prosedürlerini kullanmaktadır ve bu nedenle, daimi sabit protezin yerine yerleştirilmesine kadar, hazırlanan dayanak dişin üzerinde üretilecek şekilde geçici



restorasyonlar gerektirmektedir. Vanessa ve ark. yaptıkları bir çalışmaya göre CAD/CAM üretilen sabit protezler aynı malzemeden üretildiklerinde doğrudan üretilen sabit protezlere göre daha yüksek bir mekanik güç sergilemektedirler (Vanessa ve ark. 2011).

#### **2.12.6.1.4. Metal Altyapılar**

Bilinen CAD/CAM yöntemlerine alternatif olarak son yıllarda, Hızlı Prototip Üretim Teknikleri (Rapid Prototyping) protetik diş tedavisinde kullanım alanı bulmuştur. Yapılan çalışmalar sabit protez tedavisinde metal altyapıların da CAD/CAM sistemleri kullanarak üretilebileceklerini ortaya koymuştur. Metal altyapıların hazırlanmasında hızlı prototipleme teknikleri kullanılmaktadır (Williams ve ark. 2006, Wu ve ark. 2008, Akova ve ark. 2008) Seçici Lazer Sinterleme (SLS), Direkt Metal Lazer Sinterleme (DMLS) veya Seçici Lazer Eritme (SLM) yöntemleri olarak alt dallara ayrılan bu teknoloji kısaca ‘Lazer Sinterleme (Laser Sintering)’ olarak da adlandırılmaktadır (Kumar 2003). Bu yöntemlerde üretim; modelaj, tıjleme, revetmana alma gibi geleneksel döküm işlemleri uygulanarak veya CAD/CAM sistemlerinde olduğu gibi freze cihazları ile blok halindeki malzeme şekillendirilerek gerçekleştirilmektedir. Lazer sinterlemede ürün, toz haline getirilmiş malzeme üst üste tabakalar halinde yığılarak ve her toz tabakası lazer ışımından doğan ısı enerjisi sonucu birbirine bağlanarak ortaya çıkmaktadır (Santos ve ark. 2006).

Lazer sinterleme soy olmayan metal dökümlerin yerini tutmaya aday yeni bir teknolojidir (Kovalev ve ark. 2000). Yüksek güçte lazer (ör: karbon dioksit lazer) istenilen üç boyutlu nesnenin, CAD ile çapraz kesitlerle tarama yapılan temsili şekil oluşturulduktan sonra, bir toz yatak yüzeyinde bulunan metal partiküllerinde birleşim sağlayarak çok kısa sürede objeyi oluşturabilir. Bu, bilgisayar destekli bir dizayn (CAD) dosyası veya taranmış verilerin olduğu bir bilgi dosyası ile yapılabilir. Her bir çapraz kesit tarandıktan sonra, metal alaşımın yatağı, tabaka inceltme işleminden geçer ve yeni bir alaşım yatağı tabakası en üste uygulanır. Bu işlem, bölümün tamamı bitene kadar devam eder. Lazer sinterleme ile ilgili bu fiziksel

süreçte, tam erime, kısmi erime ya da sıvı faz sinterleme ile birlikte tam olarak %100 lük saf bir yoğunluk elde edilebilir (Wang XC ve ark. 2002).

Hızlı prototip üretim teknikleri ana parçadan malzeme uzaklaştırmak yerine, malzemeyi yığarak üretim yapma (ekleme metodu) özelliği ile günümüz CAD/CAM sistemlerine kıyasla maliyetten büyük ölçüde tasarruf sağlamaktadır (Santos ve ark. 2006). On dört üyeli altyapılara kadar tek parça halinde üretimin yapılabildiği sistemde, tek seferde toplam 450 üye metal altyapının fabrikasyonu gerçekleştirilebilmekte, döküm işlemine kıyasla üretim sonrası düzeltmelere daha az gereksinim duyulmakta ve dolayısıyla zamandan da büyük kazanç sağlanmaktadır (Uçar ve ark. 2009). Lazer sinterleme cihazları ile üretilen metal altyapılarda, döküm işlemleri esnasında meydana gelen büzülme ortadan kalkmakta, sahip oldukları boyutsal stabilizasyon sayesinde çok üyeli restorasyonlar destek dişler üzerine pasif olarak yerleşmektedir. Bu cihazlar ile metal alaşımlardan karmaşık şekillere sahip objelerin kolaylıkla üretilmesi, bölümlü protezlerin altyapılarının fabrikasyonlarında da kullanılmasını sağlamaktadır (Williams ve ark. 2006).

Akova ve ark., lazer sinterleme ile elde edilen metal altyapılar ile venter porseleni arasındaki bağlantı dirençlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, bu yeni tekniğin altyapı üretimi için uygun olduğunu belirtmiş; ancak elde edilen ürünlerin sahip oldukları fiziksel ve kimyasal özelliklere yönelik çalışmaların devam etmesi gerektiğine değinmişlerdir (Akova ve ark. 2008). Uçar ve ark., konvansiyonel döküm işlemi ve lazer sinterleme ile üretilen metal altyapıların internal uyumlarını kıyasladıkları çalışmalarında lazer sinterleme ile elde edilen metal altyapıların klinik uygulamalarda güvenilir olduğunu belirtmiştir (Uçar ve ark. 2009).

#### **2.12.6.2. Çene-Yüz Protezleri**

Günümüzde konvansiyonel yöntemlerle yapılan çene yüz protezleri hastalar için birçok soruna neden olabilir. Hasta için oldukça konforsuz olan ve kesin bir netlik sağlamayan ölçü aşaması yüzünden bu sorunları aşmak için CAD/CAM sistemlerinden çene-yüz protezlerinde de yararlanılmıştır (Jin ve ark. 2011).

### **2.12.6.3. Hareketli Bölümlü Protezlerin Altyapıları**

CAD/CAM sistemleri uzun yıllardır sabit protezlerin (Rekow 1987, Duret ve ark. 1996) ve çene-yüz protezlerinin (Bibb ve ark. 2000, Hughes ve ark. 2003) üretilmesinde başarıyla kullanılmaktadır. Bu sistemlerin konvansiyonel yöntemlere göre birçok avantaj içermesinden dolayı protez yapımının geleceğini oluşturacağı düşünülmektedir. CAD/CAM sistemlerinin iskelet bölümlü protezlerin altyapılarında kullanımı ise özellikle son yıllarda önem kazanmıştır.

İskelet altyapıyı üretmek için ilk önce üç boyutlu bir model oluşturmak gereklidir. Bunu yapabilmek için lazerle veya ışıkla tarama yöntemleri kullanılabilir (Sohmura ve ark. 2000, Brosky ve ark. 2002). Işıklı tarama yönteminde yüzey üzerinde 140.000 referans noktası belirlenir ve daha sonra bu noktalar yardımıyla sanal olarak üç boyutlu bir model oluşturulabilir. Daha sonra bir yazılım sayesinde şekillendirilen sanal model hızlı prototip yöntemlerinden birini kullanarak üretilebilir (Williams ve ark. 2004).

### **2.12.6.4. Tam Protezler**

Kawahata ve ark. (1997) mumdan yapılmış bir tam protezi CAD/CAM sistemi kullanarak üretmeyi başarmışlardır. Kanazawa ve ark. (2011) ise yaptıkları çalışmada hastalarda kullanılacak bir tam protez üretmişlerdir.

Bu yöntemle oluşturulan protezler, konvansiyonel yöntemle oluşturulan protezlere göre daha iyi bir materyal yapısına sahiptirler. Ayrıca bu yöntemin daha kullanışlı bir protez yapılmasına olanak sağladığı ve konvansiyonel protez yapımında karşılaşılabilecek olası sorunların önüne geçildiği araştırmacılar tarafından ifade edilmektedir (Kanazawa ve ark. 2011).

Tam protezin CAD/CAM sistemi kullanarak yapılmasının tedavi kalitesini arttırması, kısa üretim zamanı ve laboratuvar çalışmasını basitleştirmesi gibi birçok avantajı bulunmaktadır. Fakat hala araştırılmaya ve geliştirilmeye ihtiyaç duymaktadır (Kanazawa ve ark. 2011).

### 2.12.6.5. Cerrahi Stentler

İmplant tedavisi özellikle son yıllarda diş hekimliğinde oldukça sık başvurulan bir tedavi seçeneğidir. İmplant tedavisine ilginin artmasıyla, yetersiz kemik yüksekliği, yetersiz kemik kalite ve kantitesi gibi çok sayıda zor durumla karşılaşılmaya başlanmıştır. Bu güçlükleri aşabilmek ve güvenli bir cerrahi prosedür planlayabilmek için kullanılabilecek bilgisayar sistemleri hasta ve uygulayan hekim için çok yararlıdır (Sohmura ve ark. 2009).

### 2.13. Uyum

Marjinal aralık en iyi olarak, diş ile restorasyon arası yüzeyde ölçülen çeşitli noktaların uyumsuzluğu olarak tanımlanır. Dental restorasyonların ve restore edilen dişlerin uzun ömürlü olabilmesi için iyi bir marjinal uyumun olması çok önemlidir (Goldin ve ark. 2005). Yeterli uyumun olmayışı hem diş hem de destek dokular için zararlıdır (Holmes ve ark. 1989). Fazla miktardaki aralık dişte ve periodontal dokularda harabiyete sebebiyet verir. Plak retansiyonu ile periodontal dokularda marjinal enflamasyona ve dişeti çekilmesine neden olur. Yetersiz marjinal uyum, kuron marjinlerinde çürük veya sekonder çürük gelişimiyle sonuçlanabilir (Konstantoulakis ve ark. 1998, Goldin ve ark. 2005).

Yapılan araştırmalara göre, diş hekimliği ve laboratuvar tekniklerindeki ilerlemelere rağmen, protetik restorasyonlarda marjinal uyum çoğu zaman tam olarak istenilen seviyede olamamaktadır. Bu da önemli ölçüde periodontal rahatsızlıklara neden olabilmektedir (Abbate ve ark. 1989). Protetik restorasyonlar dişleri ve çevre dokuları sağlıklı bir şekilde korumalıdır. Bunun sağlanabilmesi için iyi bir marjinal uyum şarttır. Marjinal aralıkta meydana gelen artış, daha fazla simanın görünür hale gelmesine neden olur. Klinik deneyler ve deneysel çalışmalar, açıkta kalan siman tabakasının oral sıvıların etkisi ile eridiğini ve restorasyon ile doğal diş arasındaki bağlantının zayıfladığını göstermektedir. Bu durum, klinikte kuron restorasyonların başarısızlık nedenlerinden birisidir ve kuron kenarı veya bitimi ne kadar hatalı ise başarısızlık da o kadar çabuk oluşacaktır. Ayrıca simanın erimesi ile oluşan boşluk yemek artıkları ve plak birikimi için uygun bir bölge haline gelir. Bu nedenle kuron

kenarı ile altta bulunan diş dokusu arasındaki iyi bir uyum, periodontal hastalık ve çürük oluşumunu en aza indirger (Lui 1980).

Klinik olarak kabul edilen marjinal aralık 40 ile 150  $\mu\text{m}$  arasındadır (Goldin ve ark. 2005). Bazı araştırmacılar, klinik olarak kabul edilebilen marjinal açıklığın çıplak gözle görülemeyen ve keskin aletlerle belirlenemeyen düzeyde olması gerektiğini bildirmişlerdir (Konstantoulakis ve ark. 1998, Balkaya ve ark. 2005). İyi bir kenar uyumunun sağlandığı durumlarda bile her zaman diş ve restorasyon ara yüzeyinde siman ile kapatılan mikroskobik boşluklar oluşur. Restorasyonun modelasyonu, döküm aşamaları çok titizlik ile yapılsa dahi marjinal bölgede aralık oluşması kaçınılmazdır. Uyumu iyi olarak kabul edilen bir kuronda bile küçük bir boşluğun bulunması gerektiği bildirilmiştir (Lui 1980). Burada başarıyı etkileyen faktör; oluşan açıklığın miktarıdır. 150  $\mu\text{m}$ 'den fazla oluşan aralıklarda tükürüğün, simanın çözülmesine neden olduğu bulunmuştur (Boeckler ve ark. 2005). Simanın ağız sıvılarından etkilenip çözünmesi riskini en aza indirmek için restorasyonun marjinleri, prepare edilen dişe mümkün olduğunca hassas oturmalıdır. Marjinal adaptasyonu etkileyen faktörler, diş preperasyon şekli, alaşım tipi, döküm ve simantasyon prosedürü, porselen fırınlama aşamaları ve profesyonel etkenlerdir (Ushiwata ve Moraes 2003).

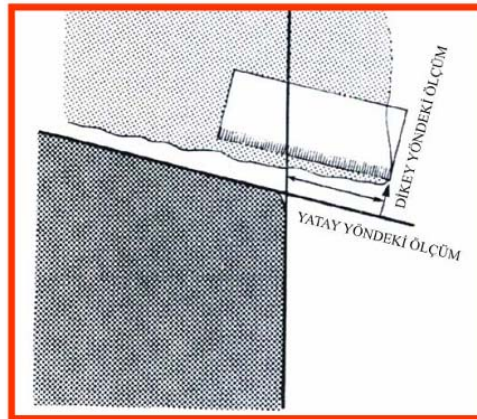
Marjinal uyum konusundaki değerlendirilmeler kalitatif veya kantitatif olabilir. Kalitatif metotlar; gözle inceleme, sondla kontrol ve radyolojik muayenedir, sonuçlar sayısal değerler veremez. Bu tür değerlendirmelerin doğrulukları insan gözünün algılayabildiği 60  $\mu\text{m}$  ile sınırlıdır. Radyolojik ve klinik olarak marjin açıklığının incelendiği bir çalışmada, 80  $\mu\text{m}$ 'dan daha az seviyedeki marjin açıklığının radyolojik olarak değerlendirilmesinin çok zor olduğu belirtilmiştir. Sond yardımıyla yapılan klinik incelemede ise bu oranın 200  $\mu\text{m}$  olduğu belirtilmiştir. Marjinal uyum ile ilgili kaynaklar incelendiğinde 120  $\mu\text{m}$  üzerindeki kenar açıklığı klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisinde olmadığı bildirilmiştir (Alkumru ve ark. 1988, Holmes ve ark. 1989, Abbate ve ark. 1989, Anusavice 1996, Suarez ve ark. 2003, Sulaiman ve ark. 1997).

### 2.13.1. Uyumsuzluğun Ölçülmesinde Kullanılan Yöntemler

Restorasyon uyumu veya marjinal uyum, döküm ile diş arasında önceden belirlenen noktalardan ölçülür. Dişle restorasyon arasındaki ölçümler; iç yüzeyde, kenarda ya da restorasyonun dış yüzeyi boyunca olan noktalarında yapılabilir (Holmes ve ark. 1989). Pek çok çalışma uyumu, dökümün normalden büyük ya da küçük olmasına göre değerlendirmiştir. Uyumsuzluk, kimi zaman dikey yönde kenar uyumsuzluğu, bazen kısa veya uzun kenar olan mutlak kenar aralığı, bazen de kenar açıklığı olarak ölçülmüştür. Elde edilen değerlerin farklılığından dolayı birbirleri arasında kıyaslama yapmak zordur (Holmes ve ark. 1989). Klinik olarak önemli kabul edilen ölçümler marjinal aralık ölçümleri ve taşkın kenar ölçümleridir.

Sorensen, uyumsuzluğun dikey ve yatay yönde değerlendirilmesi gerektiğini belirtmiştir. Restorasyonun giriş yoluna paralel olarak ölçülen uyumsuzluğu “dikey kenar uyumsuzluğu”, restorasyonun giriş yoluna dikey olarak ölçülen yatay kenar uyumsuzluğuna da “yatay kenar uyumsuzluğu” adı verilir (Sorensen 1990). Marjinal uyumun ölçülmesi ve değerlendirilmesi konusunda günümüzde hala standart bir metot ve ölçme yöntemi geliştirilmemiştir. Özellikle ölçüm noktaları konusunda araştırmacılar arasında bir fikir birliği yoktur.

Marjin aralığı; dökümün internal yüzeyinden marjindeki preparasyonun aksiyal duvarına kadar taşkın kenar ise marjin aralığından döküm kenarına kadar olan mesafedir. Şekil 1’de uyumsuzluk ölçümleri gösterilmiştir (Sorensen 1990).



**Şekil 1.** Dikey ve yatay yöndeki ölçümlerin şematik görüntüsü (Sorensen ve ark. 1990)

Hassas ölçüm yapabilmek için kantitatif yöntemler kullanılmalıdır. Sayısal değerler elde edebilmek için kullanılan yöntemler;

- Kesit alma
- Ölçü alma
- Direkt yöntemdir.

**Kesit Alma:** Bu metot zaman alıcıdır, ek basamaklar gerektirir ve örnekler deneyden sonra kullanılamaz hale gelir (Sorensen 1990). Kesit alma kullanılarak yapılan ölçümlerde kuron-diş yapısı simantasyondan önce veya sonra radyoaktif ya da kimyasal boyayıcı maddelere batırılır ve bu maddelerin kuron-diş arasına sızması sağlanır. Daha sonra kuron-diş yapısının rezine gömülerek bu yapıdan istenilen miktarda kesit alınarak ya da kademeli olarak aşındırma yapılarak ölçümler yapılır. Eğer kesit alındığında marjinal aralık veya iç uyumun gözlenmesi için boya maddesi gerekmeyeceği düşünülüyorsa, kuron-diş yapısı boya maddelerine batırılmadan da rezine gömülüp kesitler alınabilir (Alkumru ve ark. 1988, Shearer ve ark. 1996, Reich ve ark. 2005).

**Ölçü Alma:** Ölçü alma tekniği veya silikon replika tekniği (Boening ve ark. 2000) restorasyonların marjin ve iç uyumlarının ölçümünde kullanılır. Bu yöntem Molin ve Karlsson (1993) tarafından tarif edilmiştir (Boening ve ark. 2000). Bu yöntemde ilk önce kuronun içine akışkan kıvamda silikon ölçü maddesi yerleştirilir ve ardından dişin ya da güdüğün üzerine belirli bir kuvvet uygulanarak yerleştirilir. Diş ya da güdük kurondan ayrıldığında, kuron iç kısmında kalan akışkan kıvamdaki ölçü silikonunun üzerine destek sağlamak amacıyla orta kıvamda ölçü silikonu materyali enjekte edilir. Sonuçta oluşan yapıda akışkan kıvamdaki ölçü silikonu kalınlığı siman aralığı ya da iç uyumunu gösterirken; orta kıvamlı ölçü silikonunun bulunduğu bölge prepare edilmiş diş temsil eder. Bu bileşik yapıdan alınan kesitler üzerinden ölçüm yapılır. Rezin replika tekniğinde olduğu gibi, bu yöntem kuron restorasyonların marjinal ve iç aralıklarının ölçülmesinde kullanılır. Kesitlerin mikroskop altında ölçümleri kolaydır. Yöntemin dezavantajları ise, silikon materyalinin yarattığı hidrostatik basınç ile kuronun preparasyon üzerine tam olarak oturmama ihtimali ve silikon materyalindeki büzülmenin ölçümde az da olsa sapmalara neden olmasıdır (Çınar 2001).

**Direkt Yöntem:** Bu yöntemde, örneklerin zarar görmesine sebep olan kesit alma, simantasyon veya rezin içine gömme gibi işlemler uygulanmaz, böylelikle üretim sırasında kuronların farklı aşamalardaki ölçümleri yapılabilir. Fakat kuronların tekrar tekrar diş örneği üzerine yerleştirilmesi aşınmalara yol açabilir ve ölçümler değişebilir. Güdük materyali olarak metal veya çelik gibi sert malzemelerin kullanımı bu dezavantajı ortadan kaldırabilir. Diğer bir dezavantajı da taşkın kenar ölçümlerinin bu yöntemle yapılamamasıdır (Usanmaz 2005).

Bu tip değerlendirmeler için en sık kullanılan alet, kuşkusuz mikroskoptur. Mikroskobun yüksek güçteki görüntü büyütme özelliği hassas ölçümler yapabilmeyi sağlar (Ushiwata ve Moraes 2003). Marjinal uyum ölçümlerinde en çok ışık mikroskobu veya taramalı elektron mikroskobu (Scanning Electron Microscope, SEM) kullanılır. Literatürde kenar açıklığı ölçümleri için ışık mikroskopu ve SEM kullanılan araştırmalar mevcuttur (Abbate ve ark. 1989, Weaver ve ark. 1991).

Taramalı elektron mikroskobundan renkli görüntü alınmaz, elde edilen görüntüler siyah beyazdır. Ayrıca inceleme yapmak için örnek yüzeylerinin belli işlemlerden geçmesi gerekir. Metal ve seramik malzemeler ışık mikroskobuyla rahatlıkla incelenebilir. Işık mikroskobu gözlemi, elektron mikroskobu gözlemine göre çok daha az hazırlığa ihtiyaç duyması açısından pratiktir. Kamera ile incelenen kenar bölgesi, birkaç yüz kat büyütülüp, bilgisayar ekranında özel bir analiz programıyla ölçülebilir (Ushiwata ve Moraes 2003). Marjin uyumu ölçümlerinin doğru ve hassas bir şekilde yapılabilmesi için şu kriterler sağlanmalıdır:

- Restorasyonların servikal kenarları ve diş preparasyonun bitim hatları net olmalıdır ve aynı odak merkezinde pozisyonlanmalıdır,
- Örnekler, x-y düzleminde aynı üç boyutlu pozisyonda yerleştirilebilmelidir,
- Restorasyonların diş preparasyonuna yerleştirilmeleri için gereken kuvvet standart olmalıdır,
- Ölçüm yapılacak noktalar örneklerde standart olmalı, iyi belirlenmeli ve hassas olmalıdır (Ushiwata ve Moraes 2003, Balkaya ve ark. 2005).



### **2.13.2. Marjinal Uyumu Etkileyen Faktörler**

Restorasyonların oturacağı yüzeylerin geometrik formu, yan yüzlerin eğimlerinin derecesi, kullanılan simanın yapıştırma anındaki viskozitesi, simantasyon süresi, simantasyon basıncı, “die spacer” uygulanması, kenar bitim tipi, preparasyon ile restorasyon arasındaki uyumu etkileyen faktörler olarak bilinir (Alkumru ve ark., 1988, Holmes ve ark. 1989, Suarez ve ark. 2003). Anusavice (2003) diş preparasyonunun önemini vurgulayarak yaptıkları sınıflamada aşağıdaki uyumu etkileyen dört unsura da değinmişlerdir;

1. Restorasyonun uygulanacağı yerin geometrik şekli,
2. Prepare edilmiş dişin yan yüzeylerinin eğim derecesi,
3. Kullanılan simanın viskozitesi,
4. Kenar bitim şekli.

### **2.13.3. Preparasyonun Marjinal Uyum Üzerine Etkisi**

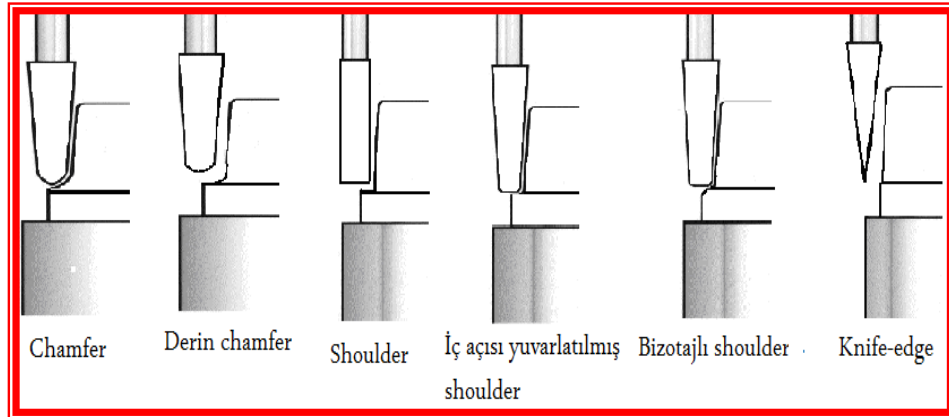
Sabit protezlerde diş hazırlığı bazı prensiplere uymak zorundadır. Optimum diş hazırlığı genellikle, biyolojik, mekanik ve estetik faktörlerin uyum içerisinde birleşmesi ile sağlanır. Restorasyonun prepare edilmiş dişin üzerinde veya içinde yerini alabilmesi için dişte koniklik açısına dikkat edilmelidir. Koniklik açısı andırkatlardan korunmayı, yapım esnasındaki hataları tolere etmeyi ve simantasyonda restorasyonun tam oturmasını sağlar. İdeal koniklik açısı 6 derecedir. Ancak bunu pratikte gerçekleştirmek zordur. Restorasyon ve diş arasındaki siman stresini azaltmak için 2.5-6.5 derece arasındaki koniklik açısı optimum değer olarak kabul edilir (Shillingburg ve ark. 2003).

Restorasyonun ağız boşluğunun biyolojik ortamında fonksiyonunu sürdürebilmesi için, restorasyonun bitim sınırlarının ve preparasyonun bitim sınırlarının birbirleri ile uyumlu olması gerekmektedir. Preparasyonun bitim sınırının şekli, restorasyonun bitim sınırındaki materyal miktarı ve marjinal uyum üzerinde etkili olacaktır (Shillingburg ve ark. 2003). Optimum kenar şekli, koledede iyi bir kapanma sağlamalı, estetiğe katkıda bulunmalı ve bu bölgede bakteri plağı

birikimine neden olmamalıdır. Kenar şekillerinin sınıflandırılmasında genel olarak tüm araştırmacılar tarafından kabul edilen temel bir sınıflama yoktur ve bu yüzden çoğu kitapta tanımlama yerine şekillere yer verilmektedir (Hunter ve Hunter 1990).

Shillingburg ve ark.'ı (2003) kenar bitim formlarını aşağıdaki gibi sınıflandırmıştır;

- 1- “Shoulder”
- 2- İç açıları yuvarlatılmış“shoulder”
- 3- Bevel’lı “shoulder”
- 4- “Chamfer”
- 5- Derin “chamfer”
- 6- Bıçak ağzı



**Şekil 2.** Farklı kenar bitim şekilleri

Pardo (1982) ise yaptığı çalışmasında bu sınıflamaya ek olarak kenar bitim formlarını 2 büyük gruba ayırır;

- 1- Yatay bitiş çizgisine sahip olanlar (shoulder, chamfer)
- 2- Eğimli dikey bitiş çizgisine sahip olanlar (bıçak ağzı, bevellı shoulder).

Bir kuronda maksimum yatay kenar genişliği için pulpanın canlılığı, minimum yatay kenar genişliği içinde kullanılan materyalin direnci dikkate alınmalıdır. Buna göre kenar genişlikleri:

0.3 mm'den küçük yatay kenar genişlikleri:

Bıçak ağzı gibi ince kenar bitim şekillerini içermektedir. Dişten daha az madde kaldırılmasını ve geometrik şeklinden dolayı kenar adaptasyonunun korunmasını sağlarlar (Hunter ve Hunter 1990).

0.3 mm'den büyük yatay kenar genişlikleri:

Bu tip kenar genişliği çoğunlukla basamak olarak adlandırılır. Kenar genişliğinin artması ile kenar bitimi daha iyi kontrol edilir. Ayrıca estetik ve altyapı direnci artırılır (Hunter ve Hunter 1990). Daha önce yapılan bir çalışmada, yatay eğime ilave edilen dikey eğimin tam döküm restorasyonlarda kenar uyumsuzluğunu azaltacağını belirtilmiştir (Pascoe 1983).

Tam seramik restorasyonlar için kenar bitim şekli olarak iç açılı yuvarlatılmış shoulder veya uygun chamfer hazırlanmalıdır. Kullanılan çepeçevre shoulder'ın genişliği en az 1 mm olmalıdır. Tamamı seramik restorasyonlarda iç açısı yuvarlatılmış basamağın kullanılması bitim sınırının daha net görünmesine yardım ettiği gibi, en iyi estetik sonucu da sağlamaktadır (Shillingburg ve ark. 2003).

Bıçak ağzı bitim şeklinin dişten az madde kaldırılması gibi avantajı olmasına rağmen tamamı seramik restorasyonlar için kontrendikedir. Kolede seramik restorasyona destek sağlamamaktadır. Bitim sınırının yeterince belli olmaması aşırı konturlu dişlerin yapılmasına neden olmaktadır (Shillingburg ve ark. 2003).

#### **2.13.4. Simantasyonun Uyum Üzerine Etkisi**

Diş hekimliğinde döküm işleminde kullanılan malzemelerin fiziksel özelliklerinden dolayı, diş ile döküm arasında bir aralık kalması beklenir. Bu boşluk siman ile doldurulur. Simanın diş-kuron sınırında erimesi tekrarlayan çürük oluşma riskini artırır. Bu nedenle, oluşan bu aralığı en aza indirgeyecek yöntem ve malzemeler geliştirilmelidir (Syu ve ark. 1993). Diş preparasyonunun kenar bitim tipi ne olursa olsun, restorasyonla diş arasında siman tarafından doldurulacak bir boşluğun bulunması kaçınılmazdır. Amerikan Diş Hekimleri Birliği spesifikasyonlarına göre (ADA Specification No: 8), bu aralık 25 µm civarında olmalıdır (Cho ve ark. 2004). Ancak *in-vivo* ve *in-vitro* yapılan birçok çalışma, siman

kalınlığının çok daha fazla olabildiğini göstermiştir (Alkumru ve ark. 1988, Holmes ve ark. 1989)

Dişte koniklik açısının azalması ve kenar bitim şekli yapıştırma için kullanılan simanın akıcılığını engelleyerek siman film kalınlığında artmaya sebep olmaktadır (Ushivata ve Moraes 2000). Siman film kalınlığındaki artış kuronun tam oturmasını engelleyebilir, oklüzyonda yükselmeye ve marjinal uyum bozukluklarına yol açabilir (Gravelis ve ark. 2004). Pascoe (1983) kuronların simantasyon sonrasında kenar adaptasyonu incelendiğinde, bizotajlı bitimlerin kenar aralıklarını azalttığını ama kuronların tam oturmasına izin vermediğini belirtmiştir.

### 3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu çalışmada metal destekli seramik köprülere destek olarak kullanılan kuron restorasyonlarının marjinal bölgedeki uyumlarını hem metal altyapı aşamasında hem de seramik viner uygulamasının ardından araştırmak için dört farklı metal altyapı elde etme yöntemleriyle hazırlanmış metal destekli porselen köprüler fabrike edildi. Ayrıca farklı uzunluktaki köprülerin farklı metal altyapı üretim aşamalarından nasıl etkileneceğinin araştırılması için iki farklı uzunlukta köprü tasarlandı.

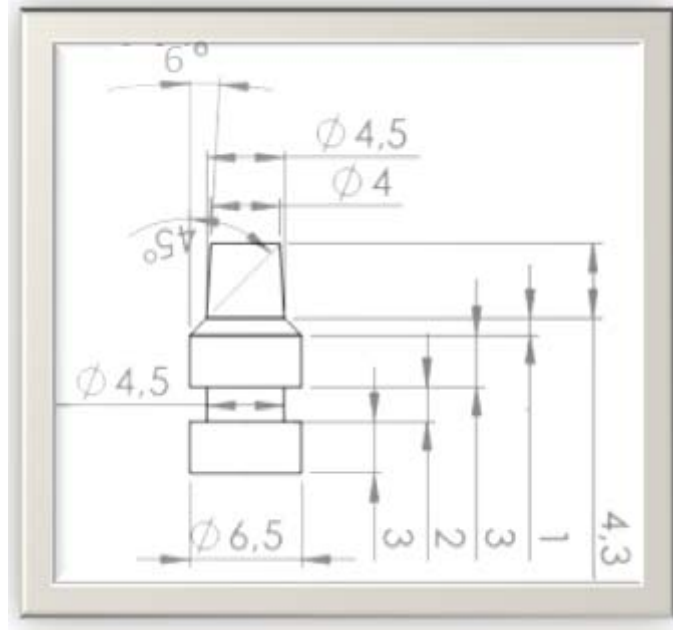
Metal destekli porselen köprülerden her farklı alt grup için on adet köprü hazırlandı. Tüm bu köprü sistemlerinin yapımı paslanmaz çelik güdükler üzerinde gerçekleştirildi. Paslanmaz çelik güdüklerin hazırlanmasında aksiyogingival köşeleri yuvarlatılmış 135 derecelik chamfer basamak tipi kullanıldı.

#### 3.1. Dayanakları Temsil Eden Güdüklerin Hazırlanması

Dayanakları taklit eden paslanmaz çelik örneklerin boyutları çekilmiş doğal dişlerin boyutları ölçülerek belirlendi. Prepare edilmiş diş formundaki paslanmaz çelik örneklerin preparasyon miktarları da standart olarak 1mm lik basamak genişliği ve yüksekliği olacak biçimde çizim programıyla tasarlanarak (AUTO-CAD 2010, Autodesk, Münih, Almanya) veriler üretim için CNC makinesine gönderildi. İleride hazırlanacak köprülere destek olacak alt 4 ve 5 no'lu dişlerden 40 adet, alt 7 no'lu dişten ise 80 adet paslanmaz çelik örnek hazırlandı. Alt 4, 5 ve 7 no'lu desteklerin boyut, şekil ve açıları şekil 3,4,5'te gösterilmektedir:

Alt 4 no'lu destek:

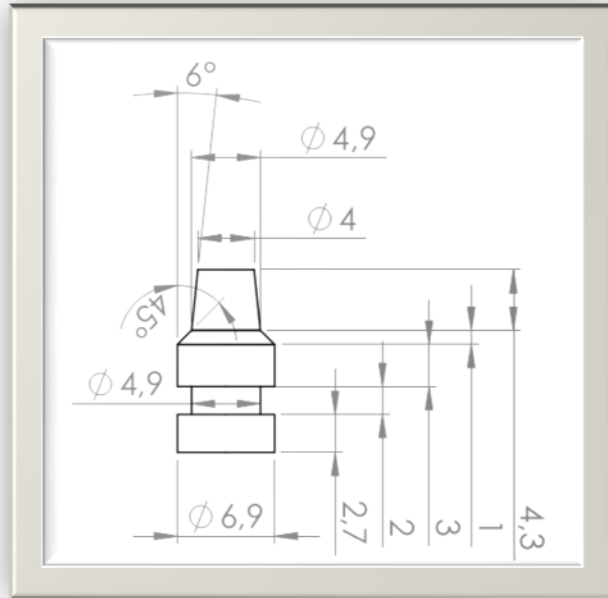
Preparasyon yüksekliği 5,3 mm, genişliği ise servikalde 6,5 mm, tepe noktasında 4,50 mm olarak belirlenmiştir. Total konverjans açısı ise 12 derecedir.



**Şekil 3.** Deney için hazırlanan alt 4 no'lu destek için kullanılan paslanmaz çelik örneğin çizim boyutları

Alt 5 no'lu destek:

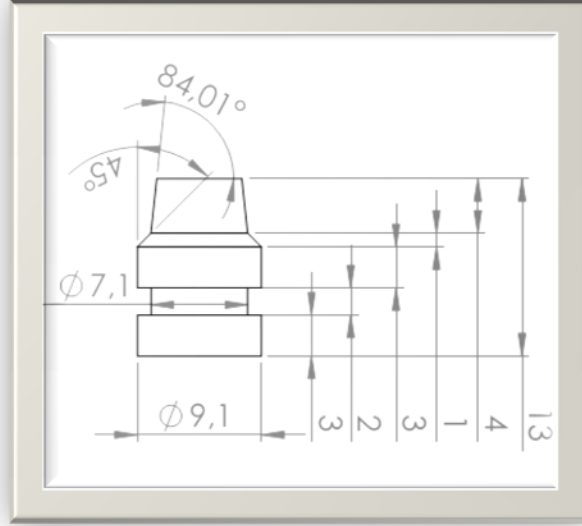
Preparasyon yüksekliği 5,3 mm, genişliği ise servikalde 6,9 mm, tepe noktasında 4mm olarak belirlenmiştir. Total konverjans açısı ise 12 derecedir.



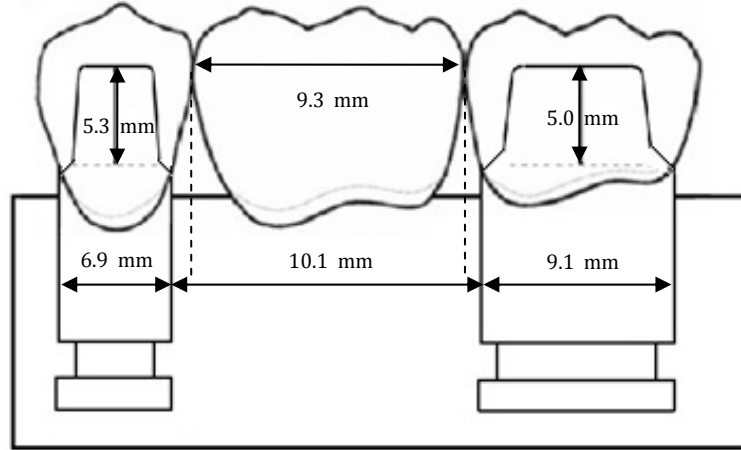
**Şekil 4.** Deney için hazırlanan alt 5 no'lu destek için kullanılan paslanmaz çelik örneğin çizim boyutları

Alt 7 no'lu destek:

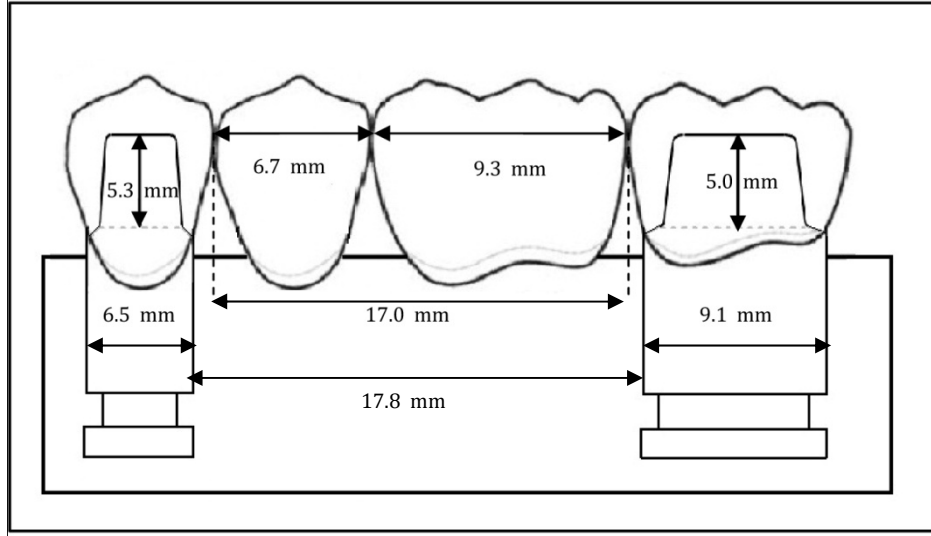
Preparasyon yüksekliği 5,0 mm, genişliği ise servikalde 9,1 mm, tepe noktasında 7,1 mm olarak belirlendi. Total konverjans açısı ise 12 derecedir.



**Şekil 5.** Deney için hazırlanan alt 7 no'lu destek için kullanılan paslanmaz çelik örneğin çizim boyutları



**Şekil 6.** Deney için oluşturulan alt 6 no'lu dişin kaybı simülasyonu ile alt 5 ve 7 no'lu prepare edilmiş dişleri temsil eden paslanmaz çelik güdükler ve yerine konulması düşünülen metal-seramik restorasyonun temsili düzenek şeması. Şekilde üç üyeli alt sağ köprü için hazırlanan deney düzeneği gösterilmektedir. Destek örnekler arası mesafe (kaybedilen sağ alt 1. molar dişin M-D genişliği düşünülerek) 10,1 mm olarak belirlenmiştir. 5 no'lu desteğin preparasyon yüksekliği 5,3 mm, 7 no'lu desteğin preparasyon yüksekliği 5 mm, 5 no'lu desteğin M-D genişliği 6,9 mm, 7 no'lu desteğin M-D genişliği ise 9,1 mm dir. Eksik molar M-D genişliği 9.3 mm dir.

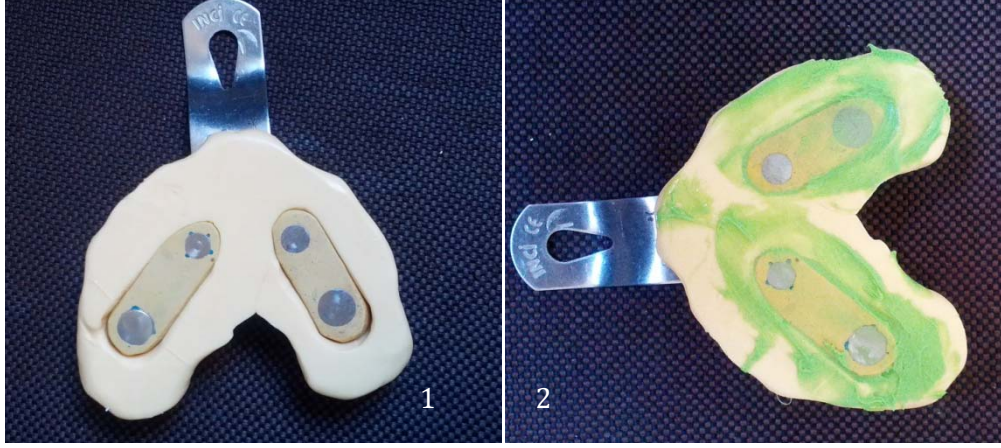


**Şekil 7.** Deney için oluşturulan alt 5 ve 6 no'lu dişlerin kaybı simülasyonu ile alt 4 ve 7 no'lu prepare edilmiş dişleri temsil eden paslanmaz çelik güdükler ve yerine konulması düşünülen metal-seramik restorasyonun temsili düzenek şeması. Şekilde 4 üyeli alt sağ köprü için hazırlanan deney düzeneği gösterilmektedir. Destek örnekler arası mesafe (kaybedilen sağ alt 2. premolar ve 1. molar dişlerin M-D boyutu düşünülerek) 17.8 mm dir. 4 no'lu desteğin preparasyon yüksekliği 5,3 mm, 7 no'lu desteğin preparasyon yüksekliği 5 mm, 4 no'lu desteğin M-D genişliği 6,5 mm, 7 no'lu dişin M-D genişliği ise 9,1 mm dir.

### 3.2. Dublikat Model Elde Edilmesi ve Köprülerin Hazırlanması

Farklı yöntemlerle elde edilen metal altyapılar ve üzerine verner porselen uygulanması işlemleri sonucu oluşan marjinal uyumsuzluk miktarlarını incelemek için alt sağ 6 no'lu ve alt sağ 5 - 6 no'lu diş eksikliğinde oluşan diş boşlukları simülasyonları kullanıldı. Üzerinde metal seramik köprülerin hazırlanacağı dublikat modeller oluşturulurken 4, 5 ve 7 no'lu destekler paslanmaz çelikten elde edildi. Paslanmaz çelik meteryali kullanılmasının nedeni yapım aşamaları sırasında yapay desteklerde özellikle marjinal bölgede meydana gelebilecek aşınmaların önlenmesidir. Dublikat modeller hazırlanırken ilk üretilen ana modelin ölçüsü ilave tip elastomerik ölçü maddesiyle (Elite HD+, Zhermack, Badia, Italy) elde edildi (Resim 1,2).





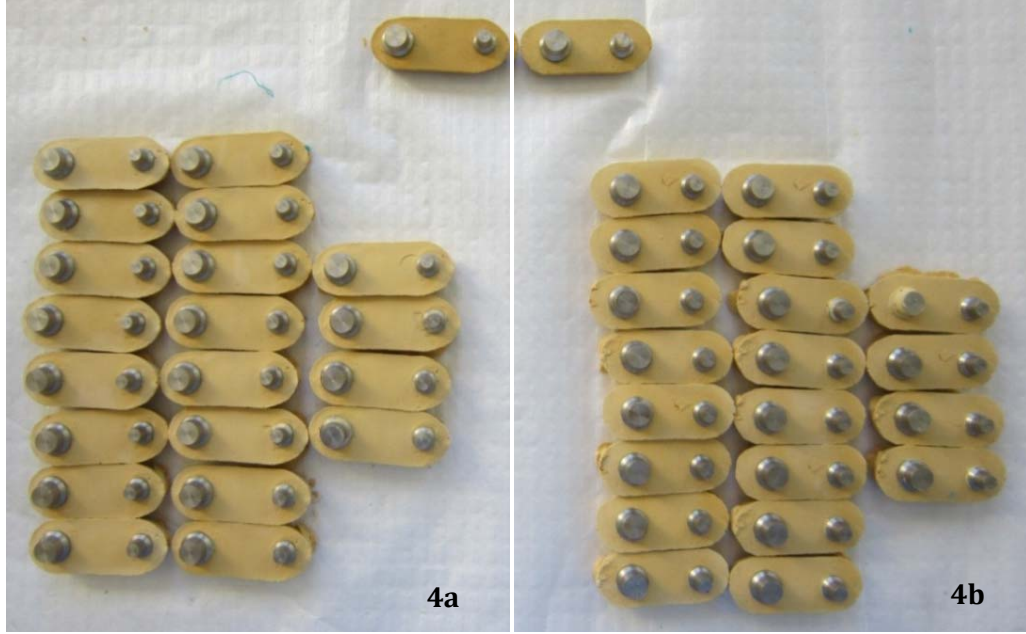
**Resim 1-2.** Dublikat modellerin üretimi amacıyla elastomerik ölçü maddesiyle koyu (1) ve akışkan kıvamlı (2) ölçü maddeleriyle ölçülerinin elde edilmesi

Ölçü maddesinin polimerizasyonundan sonra ölçü içindeki destek dış boşluklarına tornalanmış güdükler yerleştirildi (Resim 3) ve ardından sert alçı dökümü sırasında güdüklerin vibrasyon işlemi uygulanırken yerleştirildikleri bölgelerde sabit kalmaları amacıyla üzerlerine standart ağırlıkta (250 gr.) çelik plakalar yerleştirildi ve geliştirilmiş sert alçı ile modeller döküldükten 20 dk sonra bu plakalar kaldırılarak alçıların sonuç sertleşmeleri beklendi.



**Resim 3.** Üretilen silikon kalıpların güdükler yerleştirildikten sonraki görüntüsü

Her 4 farklı döküm metodu için 10'er adet 3 ve 4 üyeli köprü hazırlanarak toplamda 80 adet köprü modeli hazırlandı (Resim 4).



**Resim 4a-b.** Deneyler için toplamda 80 adet dublikat model hazırlandı. Resimlerde dört üyeli (4a) ve üç üyeli (4b) dublikat modellerin iki altyapı üretim grubu için hazırlanmış görüntüleri gösterilmektedir. Fotoğrafların en üst kısımlarında yer alan modeller ana modellerdir.

Ana ve dublikat modeller üzerinde bukkal, mezial, lingual ve distal bölgelerin orta noktalarına çentikler hazırlanarak tekrarlayan ölçümler için referans noktaları belirlendi.



**Resim 5.** Modeller su zımparası ile düzeltildikten sonra referans noktaları çentik hazırlanarak işaretlendi.

Toplam grup sayısı ve her grup için hazırlanan örnek köprü sayısı tablo 3'te gösterilmektedir:

**Tablo 3.** Deneyde kullanılan örnek sayılarının köprü grupları için dağılımı

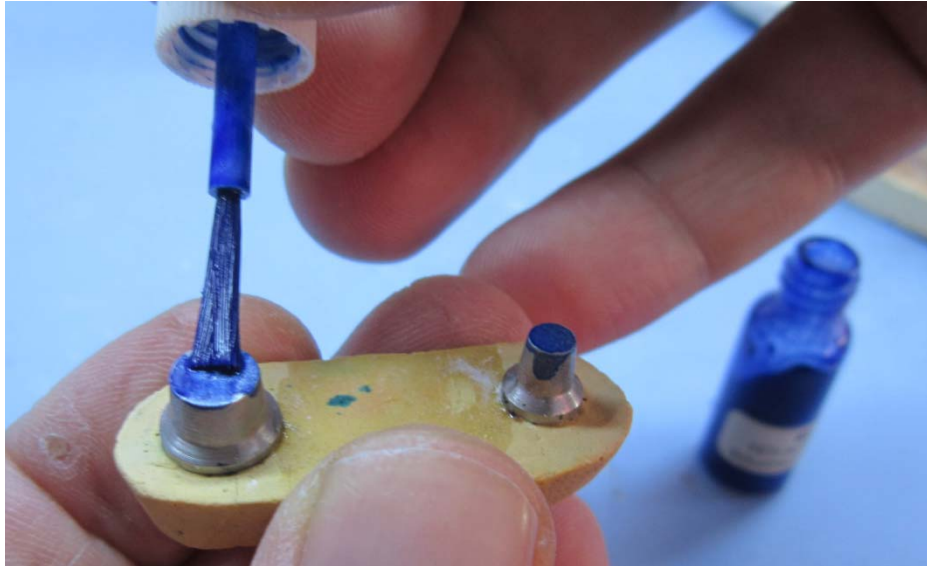
<i>Köprü üye Sayısı ve Ana Gruplar</i>	Geleneksel Döküm Yöntemi	İndüksiyon Döküm Yöntemi	Metal Milleme Yöntemi*	Lazer Sinterleme Yöntemi*
<b>3 üyeli Alt 5-7</b>	10	10	10	10
<b>4 üyeli Alt 4-7</b>	10	10	10	10
<b>TOPLAM</b>	<b>120 adet Metal Altyapıya Sahip Porselen Köprü</b> <b>80 adet Metal – Seramik köprü modeli</b>			

\*işaretli metal milleme ve lazer sinterleme gruplarında klinik ve minimum değer alt grupları mevcuttur. Bu gruplarda örnekler arasında kıyaslama yapabilmek için aynı dublikat modeller kullanılmıştır.

### 3.3. Deney Gruplarına Ait Köprü Altyapılarının Üretilmesi

#### 3.3.1. Konvansiyonel Döküm Yöntemiyle Metal Altyapıların Hazırlanması

Hazırlanan 3 ve 4 üyeli köprü modelleri trimleme ve zımpara işlemlerinin ardından kurutularak paslanmaz çelik dayanaklara yaklaşık 13µm kalınlığında iki tabaka die spacer (Durolan silver, DFS Diamon, Germany) ince bir fırça yardımı ile uygulandı (Resim 6) ve ardından 2 dakika süreyle kuruması beklendi.



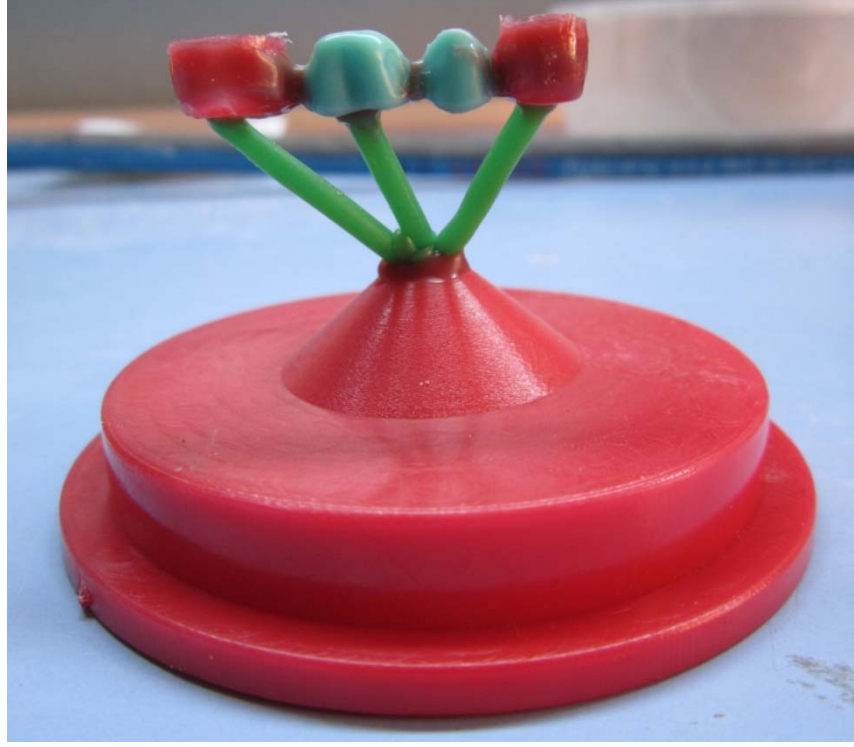
**Resim 6.** Dublikat model güdüklerine die-spacer uygulanması

Standart mum gövde modelasyonları, destekler üzerine hazırlanan kuron restorasyonlarının mum modelasyonları ile birleştirildi (Resim 7).



**Resim 7.** Mum modelasyonu ve hazır mum gövdelerin birleştirilmesi

Mum örnekler üretici firmanın önerileri doğrultusunda tijlendi (Resim 8).



**Resim 8.** Tijleme ve manşet tabanına sabitleme üretici firmanın talimatları doğrultusunda yapıldı.

Mum yüzeyin, revetman ile ıslanabilirliğini artırmak ve mum yüzeyindeki yağların elimine edilmesi amacıyla yüzey gerilimini azaltıcı sprej (Aurofilm, Bego, Germany) mum örneklerine uygulandı. Fosfat bağlı revetman (Ceramvest-Hispeed, Protechno, İspanya) ve likit üretici firmanın önerileri doğrultusunda 45 sn süreyle karıştırıldı. Hazırlanan revetman önce bir fırça ve spatül yardımıyla mum modellerin yüzeyine sürüldükten (Resim 9) sonra manşet revetmanla dolduruldu (Resim 10). Revetmana alma işleminden 30 dakika sonra döküm manşeti oda sıcaklığındaki ısıtma fırınına yerleştirildi. Manşet 270°C’de 20 dakika bekletildikten sonra sıcaklık 1000 °C’ye yükseltildi (Resim 11). Bu sıcaklıkta 45 dakika beklendikten sonra manşet fırından alınarak santrifüj cihazına yerleştirildi (Resim 12) ve dökülecek metal alaşım silindirleri (Meto A, Ni-Cr, Türkiye) şaloma yardımıyla eritilerek santrifüj işlemi uygulandı (Resim 13).

Döküm işleminin ardından manşet oda sıcaklığında soğumaya bırakıldı. Manşet oda sıcaklığına ulaştıktan sonra metal alaşım köprülerden revetman

uzaklaştırıldı (Resim 14) ve yüzeylerine önce 250 µm ardından 110 µm lik alüminyum oksit partiküllerinin 2 atm basınç ile 3 cm uzaklıktan püskürtülmesi ile metal örnekler revetman artıklarından tamamen arındırıldı. Kumlama işleminin ardından basamaklar 50 µm'lik Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> partikülleri ile dikkatlice temizlendi (Resim 16) ve döküm işlemi sırasında oluşan döküm incileri ince grenli rond frez yardımıyla uzaklaştırıldı. Bu sırada basamakların ve kurların iç kısımlarının korunmasına özen gösterildi. Döküm tijleri karbon bir separeyle kesildi (Resim 17). Tesviye işlemlerinin ardından (Resim 18) metal kalınlıkları ayarlanarak uygun form verildi ve palatinal bant yüksekliği 0.5 mm olacak biçimde palatinal bölgelerden aşındırma yapıldı. Tüm bu işlemlerin ardından metal köprüler çelik güdüklere yerleştirilerek uyumları kontrol edildi ve en az düzeltmeyle pasif oturmanın sağlanması için minimum uyumlama işlemleri gerçekleştirildi (Resim 19).



**Resim 9.** Revetman mum modelasyonların içine fırça ve spatül yardımıyla dolduruldu.



**Resim 10.** Revetmanın vibratör yardımıyla manşete dökülmesi



**Resim 11.** Döküm öncesi manşetin sıcaklığı ısıtma fırınında 1000°C'ye yükseltilmesi



**Resim 12.** Metal alaşım silindirlerin santrifüj öncesi döküm yatağına yerleştirilmesi



**Resim 13.** Metal alaşım silindirlerin eritilmesinin ardından santrifüj uygulanması

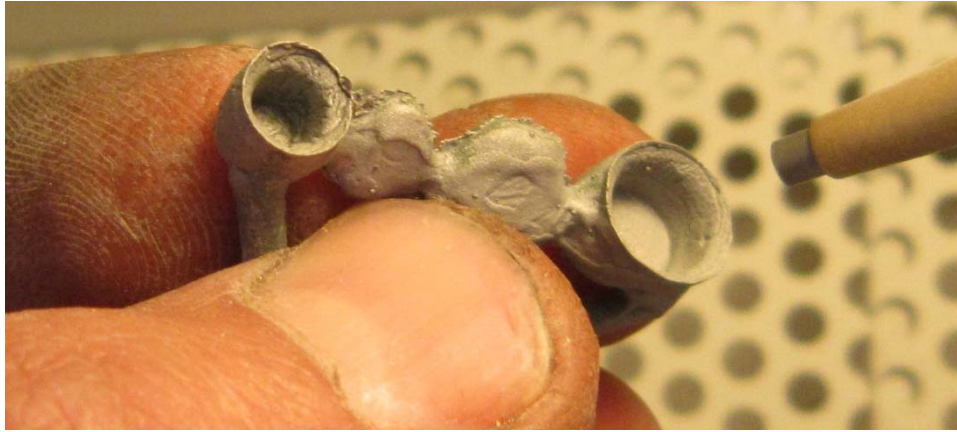


**Resim 14.** Metal dökümün manşetten çıkarılması





**Resim 15.** Basınçlı kumlama makinesi



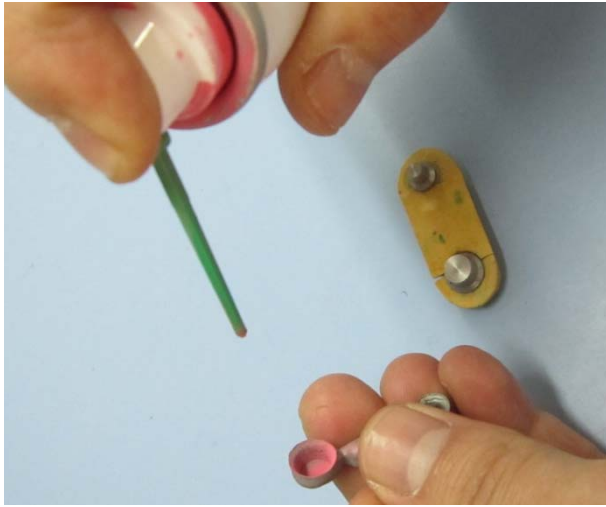
**Resim 16.** Kumlama işleminin ardından basamakların 50  $\mu\text{m}$ 'lik  $\text{Al}_2\text{O}_3$  partikülleri ile dikkatlice temizlenmesi



**Resim 17.** Tijlerin karbon separeyle ayrılması



**Resim 18.** Metal köprüde tesviye işlemi



**Resim 19.** Pasif uyum kontrolü ve minimal metal uyumlaması

### 3.3.2. İndüksiyon Döküm Yöntemiyle Metal Altyapıların Hazırlanması

Konvansiyonel yöntemdeki 3 ve 4 üyeli köprülerin metal altyapı hazırlık aşamaları indüksiyon yöntemi ile benzer biçimde yapıldı ancak döküm yöntemi ve kullanılan bazı materyaller farklılıklar göstermektedir. Hazırlanan köprü modelleri trimleme ve zımpara işlemlerinin ardından kurutularak paslanmaz çelik dayanaklara yaklaşık 10 µm kalınlığında iki tabaka die spacer (Durolan silver, DFS Diamon, Almanya) ince bir fırça yardımı ile uygulandı ve ardından 2 dk kadar kuruması beklendi.

Standart mum gövde modelasyonları, destek dişlerin mum modelasyonları ile birleştirildi ancak indüksiyon yöntemiyle elde edilen köprülerin 0.5 mm'lik palatinal bantları mum modelasyonu sırasında oluşturuldu.

Mum örnekler üretici firmanın önerileri doğrultusunda tıjlandı. Revetman ile ıslanabilirliğini artırmak ve mum yüzeyindeki yağların elimine edilmesi amacıyla yüzey gerilimini azaltıcı sprej (Aurofilm, Bego, Almanya) mum örneklere uygulandı. Fosfat bağlı revetman (Maruvest SPEED, Almanya) ve likit üretici firmanın önerileri doğrultusunda miktarda 45 sn süreyle vakumlu cihazda karıştırıldı. Hazırlanan revetman önce bir fırça ve spatül yardımıyla mum modellerin yüzeyine sürüldükten sonra manşet revetmanla dolduruldu. Konvansiyonel dökümde kullanılan revetman ile benzer içerik ve fiziksel özelliklere sahip revetman indüksiyon dökümünde de kullanıldı. Revetmana alma işleminden 30 dakika sonra döküm manşeti oda sıcaklığındaki ısıtma fırınına yerleştirildi. Manşet 270°C'de 20 dakika bekletildikten sonra sıcaklık 900°C'ye yükseltildi. Konvansiyonel dökümde ısıtma fırını 1000°C ye kadar ısıtılmasına rağmen indüksiyon dökümlerinde fırın sıcaklığı 900°C'de en yüksek ön ısıtma sıcaklık değerine çıktıktan sonra indüksiyon fırınında döküm işlemi 1470°C'de gerçekleştirildi.



**Resim 20.** İndüksiyon döküm yöntemine ait örneklerin modelasyonu



**Resim 21.** İndüksiyon cihazı

İndüksiyon dökümde kullanılan metal alaşımlar farklı marka olmalarına rağmen (Microlit ISI, Schütz Dental, Almanya) element içerikleri benzer ve aynı kullanma talimatlarına sahiptir. Döküm işleminin ardından manşet oda sıcaklığında soğumaya bırakıldı. Manşet oda sıcaklığına ulaştıktan sonra metal alaşım köprüler manşetten çıkarılarak önce 250  $\mu\text{m}$  ardından 110  $\mu\text{m}$  lik alüminyum oksit partiküllerinin 2 atm basınç ile 3 cm uzaklıktan metal örneklerle uygulanması ile revetman artıklarından arındırıldı.

Ardından basamaklar 50 µm'lik Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> partikülleri ile dikkatlice temizlendi ve döküm işlemi sırasında oluşan döküm incileri ince grenli rond frez yardımıyla uzaklaştırıldıktan sonra minimum uyumlama işlemleri gerçekleştirildi.

### 3.3.3. Metal Milleme Yöntemiyle Metal Altyapıların Hazırlanması

Metal milleme yönteminde mum modelasyon işlemi yerine bilgisayar destekli tasarım (CAD) teknolojilerinden yararlanılarak oluşturulacak metal altyapıların dizaynı farklı şekillerde yapılabilmektedir. Paslanmaz çelik güdük üzerinde hazırlanacak olan 3 ve 4 üyeli köprüler için dublikat modeller taranarak (Resim 22) (Dwos, Dental-Wings 3D scan, Kanada) metal altyapı dizaynı için bilgisayar ortamına aktarıldı (Resim 23).

İlk örneklerde firmaya ait ark uygulayıcısı programı ile (Dental-wings software, Kanada) sırasıyla marjin bölgelerinde 0.03mm siman aralığı, 1/1.2 kole pozisyonu, marjin bölgesindeki minimum kalınlık 0.2 mm olarak ayarlandı. Sıkı aralığa sahip köprü grupları olarak adlandırılan diğer köprü alt grubunda ise program komutu olarak siman aralığı değerleri 0.01, en sıkı kole pozisyon aralığı olan 1/30 olarak seçildi ve minimum kalınlık değeri değiştirilmedi böylece teknik olarak en iyi marjinal uyum ve en düşük marjinal aralık değerleri oluşturularak bu alt grubun önceki alt grup ile karşılaştırılmasına olanak sağlandı. Diğer tüm üretim aşamaları aynı değerler dikkate alınarak ve benzer biçimde yapılarak standarizasyon sağlanması amaçlandı.



**Resim 22.** Dublikat modellerin dizayn edilmeden önce taranması



**Resim 23.** Taranan dublikat modellerin bilgisayar ortamına aktarılmış görüntüleri

Ardından marjin bölgeleri dikkatlice incelenerek bitim çizgileri düzenlendi. Marjin bitim sınırı basamak bitim çizgisinde ayarlandı ve daha sonra destek diş ve gövdeler uygun giriş yolu seçilerek bağlantı bölgeleri  $7\text{mm}^2$  olacak şekilde programlandı. Gövde dizaynı olarak ölçümlerin daha kolay yapılması için klinik kullanımda temizlenebilir olan ve genellikle diğer gövde tiplerinden daha çok tercih edilen, estetik bir görüntü sağlayan modifiye ridge lap gövde tipi seçildi. Destek dişlerin minimum metal altyapı kalınlığı marjin bölgesi hariç 0.4 mm olarak ayarlandı ve horizontal boşluk alanı (siman aralığı) marjin bölgesi hariç 0.06 mm olarak ayarlandı. Lingual bölgede 0.4 mm yüksekliğinde 0.5 mm kalınlığında palatinal bant olacak biçimde tasarım planlandı.



**Resim 24.** Uygun altyapı tasarımının seçilmesi ve planlanması

Üretim öncesi 5 farklı kalınlık ve açılanmaya sahip kesici frezler kontrol edildi (Resim 25) ve ardından üretim için (CAM) makineye (HSC20 linear Deckel Maho, Almanya) komut verildi (Resim 26).



**Resim 25.** Millemede kullanılan farklı açı ve kalınlığa sahip frezler



**Resim 26.** Metal milleden yöntemiyle üretilen altyapıların kullanıldığı CNC makinesi



**Resim 27.** Metal millemede kullanılan ve freze edilen disk

Üretimin ardından örnekler bağlantı yerlerinden karbon separe yardımıyla dikkatlice ayrılarak tesviye işlemi ile fazla metal kısımları düzeltildikten sonra minimal seviyede uyumlama işlemleri gerçekleştirildi.



**Resim 28.** Milleme makinesinden çıkartılan üretimi bitmiş örnekler



### **3.3.4. Direkt Lazer Sinterleme Döküm Yöntemiyle Metal Altyapıların Hazırlanması**

3 ve 4 üyeli paslanmaz çelik güdük içeren dublikat modeller taranarak (Dwos, Dental-Wings 3D scan, Kanada) değerler uygun metal bir altyapı için bilgisayar ortamına aktarıldı. Firmaya ait ark uygulayıcısı programı ile ilk köprü örneklerinde (Dental-wings software, Kanada) sırasıyla marjin bölgelerinde 0.03 mm siman aralığı, 1/1.2 kole pozisyonu, marjin bölgesindeki minimum kalınlık 0.2 mm olarak ayarlandı. Sıkı adaptasyonlu olarak adlandırılan ve alt grup olarak ifade edilen ikinci grup köprü örneklerinde ise siman aralığı 0.001mm ve 1/30 kole pozisyonu ayarlamaları seçildi. Ardından her iki alt grubun marjinal bölgeleri dikkatlice incelenerek bitim çizgileri belirlenerek düzenlendi. Marjin bitim sınırı basamak bitim çizgisinde ayarlandı ve daha sonra destek diş ve gövdeler uygun giriş yolu seçilerek bağlantı bölgeleri 7mm<sup>2</sup> olacak şekilde programlandı. Gövde dizaynı olarak ölçümlerin daha kolay yapılması için klinik kullanımda temizlenebilir ve estetik bir görüntü sağlayan modifiye ridge lap tipi gövde dizaynı seçildi. Destek dişlerin minimum metal altyapı kalınlığı marjin bölgesi hariç 0.4 mm olarak ayarlandı ve horizontal boşluk alanı (siman aralığı) marjin bölgesi hariç 0.06 mm olarak ayarlandı. Lingual bölgede 0.4 mm yüksekliğinde 0.5 mm kalınlığında palatinal bant olacak biçimde tasarım planlandı.

Kullanılan metal alaşım tozu indüksiyon ve metal milledede kullanılan alaşımlara benzer element oranları içeren alaşımlar arasından tercih edildi (Resim 30) (EOSINT M EOS, Co-Cr SP2).



**Resim 29.** Çalışmada kullanılan lazer sinterleme cihazı



**Resim 30.** Lazer sinterlemeli üretimde kullanılan yatak tozları

Lazer sinterleme ile hazırlanan tüm örnekler toplamda 120 dakika gibi bir sürede bitirildi (EOSINT M 270, Kralling-Münih, Almanya) (Resim 29) ancak hazırlanan örnekler oksidasyon ve porselen işlemleri öncesi üretici firmanın talimatları doğrultusunda metal içindeki streslerin azaltılması, homojenlik ve metal

alaşımın kendi içindeki kararlılığının sağlanması amacıyla 4 saat 30 dakika süreyle 750°C'lik ön ısıtma fırınında sabit sıcaklıkta bekletildi. Fırınlamanın ardından örnekler oda sıcaklığına ulaştıktan sonra sinterleme işlemi ile karakterize metal bağlantı çubukları karbon separe yardımıyla uzaklaştırılıp artık metal partikülleri uzaklaştırıldıktan sonra metal milleden farklı olarak önce 110 µm, ardından 50 µm'lik Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> partikülleri 2 atm basınç altında 3 cm uzaklıktan püskürtülerek kumlama işlemi ile işlemler tamamlandı.

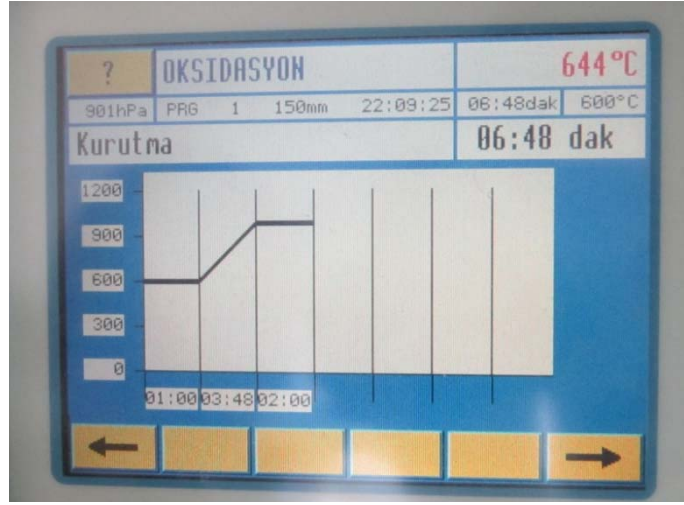
4 farklı metal metal altyapı elde etme yönteminde kullanılan metal alaşım markaları içerikleri ve fiziksel özellikleri aşağıdaki tabloda gösterilmektedir:

**Tablo 4.** Çalışmada kullanılan metal alaşımların markaları, içerik % leri, teknik verileri ve uygulama önerileri

Döküm Yöntemi	Marka	İçerik %	Teknik veriler	Uygulama önerileri
<b>Konvansiyonel</b>	Meto A Meto Dent. Türkiye	Ni: Balance Cr: 24,61% Si: 1,67% Mo: 10,48% Fe: 1,48% Co: <0,18% C: 0,01% Diğer: 0,5%	Yoğ: 8,4 gr/cm <sup>3</sup> Vickers: 250 Erime Derece: 1380- 1460°C	Döküm Sıcaklığı : 1430°C Ön ısıtma: 900°C
<b>İndüksiyon</b>	Microlit isi Schütz Dent. Almanya	Co: 61,1% Cr: 27,8% W: 8,5% Si: 1,7% Diğer: <0,5%	Yoğ: 8,6 gr/cm <sup>3</sup> Vickers: 280 Erime Derece: 1320- 1420°C	Döküm Sıcaklığı : 1470°C Ön ısıtma: 900°C
<b>Metal Milleme</b>	SDS MagnumH60 Mesa Comp. İtalya	Co: 63% Cr: 29% Mo: 6,5% C, Si, Fe, Mn	Yoğ: 8,4 gr/cm <sup>3</sup> Vickers: 280 Erime Derece: >1250°C	Veri yok
<b>Lazer Sinterleme</b>	EOS SP2 EOS GmbH Almanya	Co: 61,8% Cr: 23,7% Mo: 4,6% W: 4,9% Si: 0,8% Fe: 0,5% Mn: 0,1%	Yoğ: 8,5 gr/cm <sup>3</sup> Vickers: 350 Erime Derece: 1380- 1440°C	Termik işlem: 750°C 3 saat ve 880°C 5 dakika

### 3.4. Metal Altyapıların Yüzeyine Opak Uygulanması ve Fırınlanması

Mutlak marjinal aralık ile ilgili fotoğrafları elde edilen ve incelenen metal altyapılar 50 µm partikül büyüklüğündeki Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ile kumlandıktan sonra dış yüzeyleri alkol solüsyonu ile (3C-Bond, Alphadent, Belçika) temizlendi ve ardından oksidasyon işlemi için 10 dakika süreyle 640°C’de fırınlanarak kurutma işlemi gerçekleştirildi (Resim 31).



**Resim 31.** Üst yapı uygulamasının ilk aşaması olan oksidasyon işlemi

Oksidasyonun ardından oda sıcaklığına getirilen metal altyapılara opak porseleni sürüldü (Ceramco, Dentsply, A.B.D.). Opak tabakası uygulanırken altyapının metal bilezik kısmına ve marjinal kısımlarına taşmamasına dikkat edildi (Resim 32).



**Resim 32.** Metal altyapılara opak tabakası uygulanması

Opak porseleni firmanın önerdiği fırınlama talimatlarına uyularak (Resim 33) üretici firmanın önerdiği fırında (Touch & Press, Dentsply, A.B.D.) işlem yapıldı.



**Resim 33.** Opak tabakasının uygulanmasının ardından fırınlama işlemi

### **3.5. Dentin Porselenin Yığılması ve Fırınlanması**

Konvansiyonel fırça tekniği ile dentin porseleni olarak Vitadur Alpha (Vita Zahnfabrik, Almanya) üst yapı porseleni kullanılarak metal altyapılar üzerine porselen uygulandı. Vitadur Alpha porseleni (Dentsply, A.B.D.) firmanın önerdiği fırınlama talimatlarına uyularak firmanın önerdiği fırında (Touch & Press, Dentsply, A.B.D.) işlem yapıldı. Porselen fırını sıcaklığı 600°C ye ayarlandıktan sonra dakikada ortalama 55°C'lik sıcaklık artışıyla birlikte vakum işlemi uygulandı ve porselen fırının son sıcaklığı 970°C olana kadar vakum işlemi devam ettirildi. 20 saniye kadar bu sıcaklık değeri sabit kaldıktan sonra metal-porselen köprüler tekrar oda sıcaklığına kadar düşürüldü. Ek porselen yığılma işlemlerinde ise son sıcaklık değeri 930°C olarak ayarlandı.

### **3.6. Glaze Fırınlanması**

Glaze işlemi, üretici firmanın önerdiği glaze materyali ile (Vita Akzent, Dentsply, A.B.D.) firmanın kendi fırınında son sıcaklık değeri 960°C olacak biçimde

vakumsuz ortamda gerçekleştirildi. Glaze aşamasının ardından köprülerin tamamı ultrasonik temizleyicide temizlendi.



**Resim 34a-b-c.** 34a. Glaze fırınlaması sonrası uyumlu köprü örnekleri inceleme, fotoğraflama ve ölçümler için hazır hale getirildi 34b. Köprü bölgeleri işaretlendikten sonra eşit aralıklarda çentikler oluşturuldu 34c. Metal alt yapıların ve glazeli köprü örneklerinin görüntüsü

### 3.7. Marjinal Bölgelerin İncelenmesi, Fotoğraflanması ve Ölçümü

Marjinal aralık ölçümlerinin standardize edilmesi ve farklı aşamalarda farklı bölgelerle karşılaştırmaların önüne geçilmesi amacıyla her bir metal altyapılı seramik köprü restorasyonu kendi dublikat modeline geçici yapıştırma simanı olarak kavite taban maddesi ( $\text{Ca(OH)}_2$ ) ile okluzal bölgeden taşmayacak şekilde sabitlenerek sabit baskı altında (500gr) 5 dk süreyle bekletildi ve ardından bu materyalin basamak sınırlarına taşıp taşımadığı kontrol edildi.

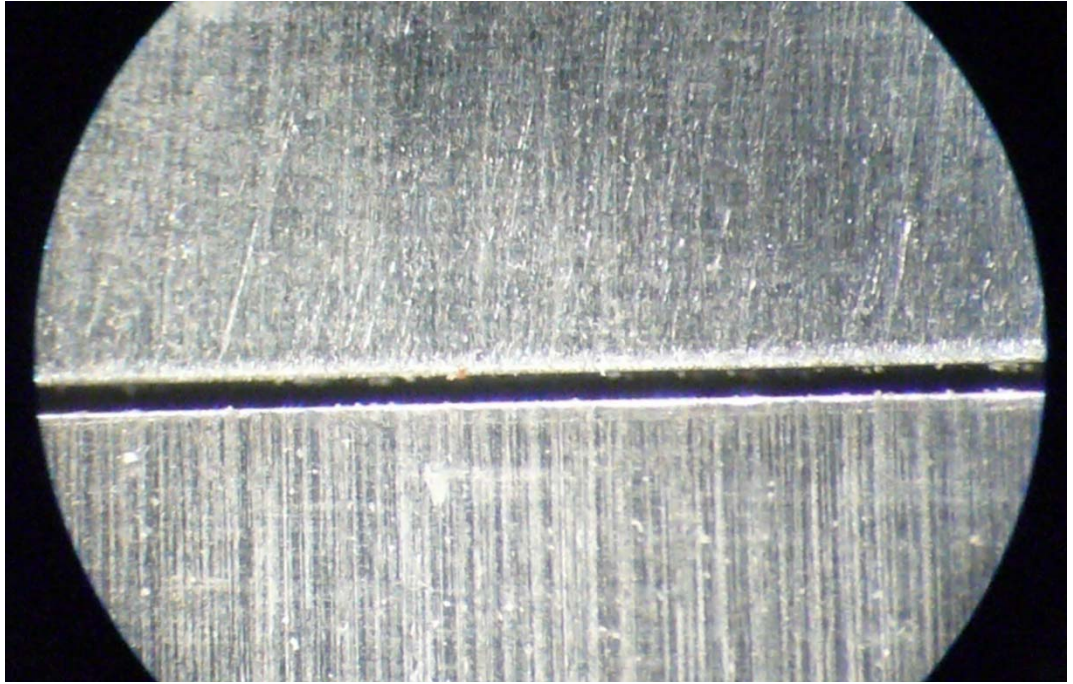
Marjinal aralık fotoğraflarının elde edilmesi için 54x büyütme bir stereomikroskoptan yararlanıldı (Leica S4E, Almanya). Fotoğrafların elde edilmesi için de mikroskop ile uyumlu dijital bir fotoğraf makinesi mikroskopa monte edildi (Leica D-Lux 3, Almanya) (Resim 35). Dublikat modeller üzerinde Bukkal (B), Mezial (M), Lingual (L) ve Distal (D) bölgelerde birbirine eşit mesafelerde 10'ar adet fotoğraf görüntüsü elde edildi ve marjinal aralık değerleri ölçüldü.

Marjinal aralık ölçüm işlemi metal altyapılar üretiminin hemen ardından ve daha sonra porselen materyal ile köprülere estetik özellikler kazandırıldıktan sonra glaze fırınlanması ardından aynı referans noktalarından tekrar edildi.

Her bir bölgeden yaklaşık olarak 10 ar fotoğraf elde edilerek distorsiyon ve açılma farkı sonucu oluşabilecek farklı ölçüm değerlerinin oluşması engellendi. Her bölge için 10'ar ölçüm ve fotoğraf olduğu düşünüldüğünde dayanak başına 40'ar ölçüm ve fotoğraf elde edildi. Her bir köprü örneği için alt yapı ve glaze aşamalarında 10'ar adet dublikat model için toplamda 19200 fotoğraf görüntüsü ve ölçüm değeri elde edildi ve her köprü grubunun ardından referans uzunluk değeri dijital kumpasta ölçülen  $100 \mu\text{m}$ 'lik aralık değeri ile kalibre edildi (Resim 36).



**Resim 35.** Çalışmada kullanılan stereomikroskop ve bağlı bulunan fotoğraf makinesi



**Resim 36.** Kalibrasyon amacıyla dijital kumpastan çekilen 100  $\mu\text{m}$  aralık görüntüsü

Fotoğraflama yapılırken örnek köprüler sabit el basıncı altında paslanmaz çelik güdüğün chamfer eğim sınırı ve restorasyonun en alt noktası arasındaki açılanma farkları göz önünde tutuldu ve böylece marjinal aralık farkının gerçekte olduğundan daha farklı ölçülmesinin önüne geçildi.



### **3.8. Marjinal Aralık Ölçümlerinin Yapılması**

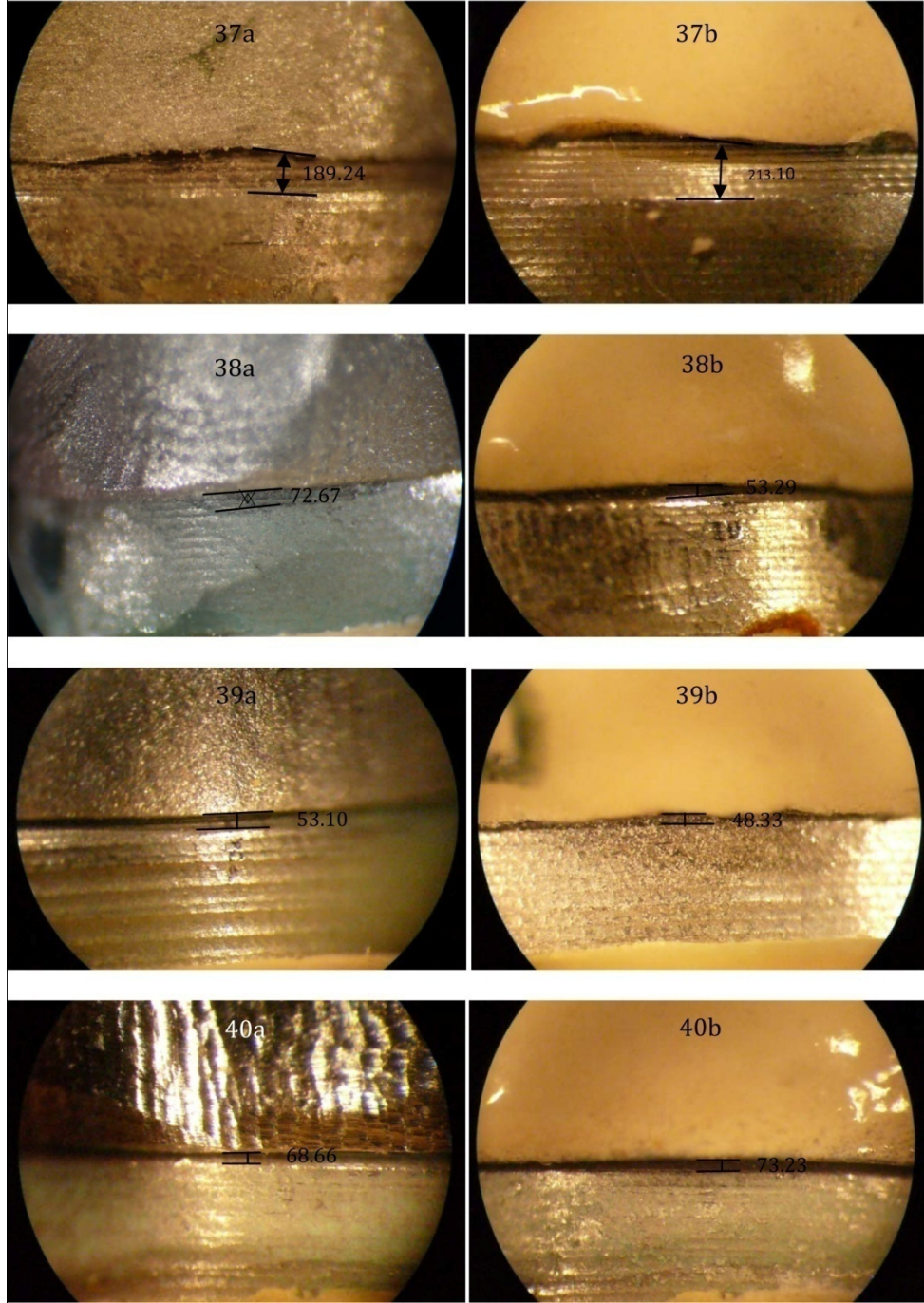
Marjinal bölgelerde çekilmiş fotoğraflar bilgisayara aktarılıp dosyalandıktan sonra model numarasına göre gruplandırılmış her bir dişin bukkal referans noktalarından başlanılarak ölçümler 4 ve 5 numaralı dişler için sırasıyla bukkal – mezial – lingual - distal referans noktalarından, 7 numaralar için ise sırasıyla bukkal – distal – lingual - mezial referans noktaları ölçülerek fotoğraflar üzerinde image-j (National Institutes of Health, USA) ölçüm programı kullanılarak her rehber noktadan on adet ölçüm yapıldı. Böylelikle destek diş başına 40 ar ölçüm, farklı uzunluktaki her grup dublikat model için 160 adet ölçüm yapılarak 120 örneğin alt yapı eldesi ve glaze fırınlaması sonrası olmak üzere toplamda  $40 \times 120 \times 2 \times 2 = 19200$  adet ölçüm yapıldı.

### **3.9. Çalışmada Kullanılan İstatistiksel Analiz Yöntemleri**

Elde edilen ölçüm verileri, istatistiksel analiz için SPSS 17.0 (SPSS Inc, USA) programına yüklendi ve değerler tablolar halinde kaydedildi. Her gruptaki köprülerin tüm üretim aşamaları sonunda 4, 5 ve 7 no'lu desteklerdeki marjinal aralık ölçümleri arasındaki farkın belirlenmesi için Bonferroni testi kullanıldı. 4, 5 ve 7 no'lu dişlerdeki marjinal aralık değişiminin kendi içlerinde ve birbirleri arasında noktasal bazda ilişkilerini incelemek için korelasyon analizi yapıldı. Metal seramik köprü gruplarının farklı fırınlama aşamalarından sonraki marjinal aralık ortalamalarını karşılaştırmak için Bonferroni testi kullanıldı. Tüm köprü gruplarının glaze sonrası marjinal aralık ortalamalarını karşılaştırmak için Kruskal Wallis Varyans Analizi yöntemi kullanıldı. Metal-seramik köprü gruplarının fırınlama aşamalarının ardından marjinal aralık değişimlerini incelemek için tekrarlı ölçümlerde 2 yönlü varyans analizi kullanıldı. Metal destekli porselen köprü gruplarının fırınlama aşamalarındaki marjinal aralık değişimini incelemek için tekrarlı ölçümlerde varyans analizi uygulandı.

#### 4. BULGULAR

Dört farklı metal altyapı hazırlama tekniği ile üretilen 3 ve 4 üyeli olmak üzere iki farklı uzunlukta 10'ar adet metal destekli porselen köprü laboratuvarında imal edildi. Toplamda 120 adet metal destekli porselen köprü test edildi.



**Resim 37a,b-40a,b.** Resimlerde sırasıyla konvansiyonel (37a,b), indüksiyon (38a,b), lazer sinterleme (39a,b) ve metal milled (40a,b) yöntemiyle hazırlanmış altyapı (a) ve porselen (b) aşamalarındaki marjinal aralıkların fotoğraf görüntüleri

Marjinal aralık ölçümleri metal altyapı ve üzerine porselen venter hazırlanmasının ardından her iki aşama da tamamlandıktan sonra stereomikroskop altında 54x büyütme ile fotoğraflanarak söz konusu görüntüler bilgisayar ortamına aktarıldı. Her destek diş örneği 4 referans bölgesine ayrılarak (bukkal, mezial, lingual, distal) her bölgede 10 ölçüm yapıldı. Her farklı grup için (6) 4 farklı bölgede (4) 10'ar adet ölçüm olacak biçimde (10) dublikat model başına (2) 480 ölçüm yapıldı. Farklı uzunluktaki modeller (2) ve farklı üretim aşamaları (2) göz öünde tutulduğunda 10'ar adet dublikat üretildiği düşünülürse (10) tüm örnekler ele alındığında toplam 19200 adet ölçüm gerçekleştirildi. Tüm bu veriler, istatistiksel analizlerin yapılması için istatistiksel analiz programına (SPSS 17.0, 2007) yüklenerek sonuçlar istatistiksel olarak değerlendirildi.

#### 4.1. Genel Ortalama Marjinal Uyum Sonuçları

Metal altyapı hazırlanması ve venter porselenin glaze aşaması sonrası mikrometre ( $\mu\text{m}$ ) cinsinden elde edilen ölçümlerin alt üst ortalama sınırları, ortalama değerleri ve standart hata değerleri 4 farklı ana grup başlığı altında Tablo 5'de görülmektedir.

**Tablo 5.** Genel marjinal aralık ölçümleri ortalama değerleri

	Konvansiyonel		İndüksiyon		Metal Milleme		Lazer	
	Metal	Porselen	Metal	Porselen	Metal	Porselen	Metal	Porselen
Ortalama	154,77	170,83	82,46	89,28	71,19	72,99	56,63	78,00
St. Hata	1.48	1.61	1.35	1.42	0.67	0.80	0.86	1.47
Alt-Üst	151,84	167,66	79,80	86,47	69,87	71,41	54,94	75,09
ortalama	157,70	174,00	85,11	92,08	72,50	74,57	58,32	80,90

Grupların metal altyapı hazırlanması ve venter porselenin glaze aşamaları sonrası marjinal aralık değerleri ile ilgili yapılan normallik testinde Kolmogorov-Smirnov ve Shapiro-Wilk test yöntemlerinde verilerin normal dağılıma sahip olmadıkları bulundu. Bu yüzden gruplar arası karşılaştırmalarda non-parametrik testlerden Kruskal-Wallis H testi uygulandı. Gruplar arasındaki ikili karşılaştırmalarda ise Bonferroni testi kullanıldı. Metal dökümü sonrası yapılan

marjinal aralık ölçümlerinde, en düşük ortalama değeri lazer sinterleme grubunda kaydedildi ( $56.63 \mu\text{m} \pm 7.32$ ). En yüksek marjinal aralık değerlerinin gözleendiği konvansiyonel metal köprülerde ise ortalama değer  $154.77 \mu\text{m} \pm 18.75$  olarak belirlendi. Yapılan istatistiksel inceleme sonucu tüm gruplar arasındaki farkın anlamlı olduğu bulundu ( $p < 0.05$ ) (Tablo 5). Vener porselen glaze işleminin ardından, tüm gruplarda marjinal aralık değerlerinde, metal altyapı hazırlığı aşaması sonrası kaydedilen ölçümlere göre artış kaydedildi ve gruplar arasındaki farkların anlamlı olduğu gözleendi ( $p < 0.01$ ) (Tablo 5). Metal altyapı hazırlığı ve vener porselen glaze aşamaları arasında ortalama değerler incelendiğinde en büyük marjinal aralık farkı lazer sinterleme grubunda kaydedildi.

#### 4.2. Üye Sayısına Göre Ortalama Marjinal Uyum Sonuçları

**Tablo 6.** İki farklı uzunluktaki köprülerin ortalama marjinal aralık değerleri

		<i>Konvansiyonel</i>		<i>İndüksiyon</i>		<i>Metal Milleme</i>		<i>Lazer</i>	
		Metal	Porselen	Metal	Porselen	Metal	Porselen	Metal	Porselen
<b>3 üyeli (<math>\mu\text{m}</math>)</b>	<b>Ort.</b>	<b>160.33</b>	<b>170.05</b>	<b>83,21</b>	<b>90,95</b>	<b>71,31</b>	<b>72,42</b>	<b>57,02</b>	<b>75,37</b>
	Std. Hata	(1,92)	(1,85)	(1,88)	(2,03)	(0,70)	(0,83)	(1,39)	(1,75)
	%95	156,50-	166,38-	79,46-	86,91-	69,92-	70,76-	54,25-	71,89-
	Alt-üst	164,15	173,72	86,97	94,98	72,71	74,08	59,79	78,85
<b>4 üyeli (<math>\mu\text{m}</math>)</b>	<b>Ort.</b>	<b>149.21</b>	<b>171.61</b>	<b>81,70</b>	<b>87,60</b>	<b>71,06</b>	<b>73,56</b>	<b>56,24</b>	<b>80,63</b>
	Std. Hata	(2,09)	(2,63)	(1,93)	(1,98)	(1,14)	(1,37)	(1,01)	(2,34)
	%95	145,05-	166,61-	77,87-	83,65-	68,79-	70,83-	54,23-	75,97-
	Alt-üst	153,37	176,85	85,54	91,55	73,33	76,30	58,24	85,29

4 farklı yöntemin incelendiği gruplara ait metal elde etme ve porselen fırınlamasının ardından yapılan ölçümler 3 ve 4 üyeli köprülerde kendi aralarında Mann-Whitney U testi ile karşılaştırıldı. Tüm metal altyapı hazırlama gruplarına ait 3 ve 4 üyeli metal ve porselen marjinal aralık değerleri arasında anlamlı fark bulundu ( $p < 0.05$ ). Başka bir deyişle köprü uzunluğu arttıkça marjinal aralık değerlerinin köprü uzunluğu ile doğru orantılı olarak arttığı belirlendi. 3 ve 4 üyeli köprülerin metal altyapı hazırlığı ve vener porselen glaze aşamaları sonrası marjinal aralık ortalamaları değerlendirildiğinde lazer ve metal milleme grupları arasında anlamlı

fark bulunmazken diğer tüm gruplardaki metal altyapı hazırlığı ve venter porselen uygulaması sonrası marjinal aralık ortalamaları arasında anlamlı fark bulundu ( $p<0.05$ ). İndüksiyon döküm grubuna ait 4 üyeli metal seramik köprülerin aralık ortalamaları, her iki aşamada da 3 üyeli köprülerin aralık ortalamalarına göre daha düşük olarak kaydedildi ancak bu farklar anlamlı bulunmadı ( $p<0.05$ ). Lazer sinterleme ve metal milleden gruplarına ait iki farklı uzunluktaki metal seramik köprülerin her iki ölçüm aşamasında da ortalama marjinal aralık değerleri farklı olmasına rağmen aralarında anlamlı bir fark bulunmadı ( $p<0.05$ ). Konvansiyonel döküm grubuna ait iki farklı uzunluktaki metal seramik köprülerde ise metal altyapı hazırlığı sonrası yapılan ölçümlerde anlamlı fark bulundu ancak venter porselen glaze aşamaları sonrası yapılan ölçümlerde ise anlamlı bir fark bulunmadı ( $p<0.05$ ).

#### 4.3. 120 $\mu\text{m}$ Üst Sınır Değerinde Üye Sayısı ve Diş Numaralarına Göre Ortalama Marjinal Uyum Ölçümlerinin Karşılaştırılması

**Tablo 7.** 120  $\mu\text{m}$  üst sınır değerinde üye sayısı ve diş numaralarına göre ortalama marjinal aralık değerleri

120 $\mu\text{m}$	Konvansiyonel				İndüksiyon				Metal Milleden				Lazer				
	Metal		Porselen		Metal		Porselen		Metal		Porselen		Metal		Porselen		
	5 no	7 no	5 no	7 no	5 no	7 no	5 no	7 no	5 no	7 no	5 no	7 no	5 no	7 no	5 no	7 no	
3 üyeli																	
>120 $\mu\text{m}$	40	39	40	40	0	0	3	3	0	0	0	0	0	0	0	0	0
<120 $\mu\text{m}$	0	1	0	0	40	40	37	37	40	40	40	40	40	40	40	40	40
4 üyeli	4 no	7 no	4 no	7 no	4 no	7 no	4 no	7 no	4 no	7 no	4 no	7 no	4 no	7 no	4 no	7 no	4 no
>120 $\mu\text{m}$	40	38	40	38	2	0	2	4	0	0	0	0	0	0	1	2	
<120 $\mu\text{m}$	0	2	0	2	38	40	38	36	40	40	40	40	40	40	40	40	40
Toplam																	
>120 $\mu\text{m}$	80	77	80	78	2	0	5	7	0	0	0	0	0	0	1	2	
<120 $\mu\text{m}$	0	3	0	2	78	80	75	73	80	80	80	80	80	80	79	78	
>120 $\mu\text{m}$	157		158		2		12		0		0		0		3		
<120 $\mu\text{m}$	3		2		158		148		160		160		160		157		
Gen. Top.	160		160		160		160		160		160		160		160		

Farklı metal altyapı elde etme grupları için 3 ve 4 üyeli köprülerde metal altyapı üretimi ve porselen uygulama aşamaları sonrası elde edilen marjinal aralık ölçüm ortalamalarında konvansiyonel gruba ait 3 üyeli köprülerin metal altyapı hazırlığı sonrası yapılan marjinal aralık ölçümleri ortalamalarında 120  $\mu\text{m}$ 'nin altında sadece 7 numaralı dişte 1 ölçüm ortalaması bulunmaktaydı ve diğer tüm bölgelerde yapılan metal üretim aşamasındaki ölçümler de dahil olmak üzere vener porselen glaze aşamaları sonrası da tüm ortalama aralık değerleri 120  $\mu\text{m}$ 'nin üzerinde olduğu belirlendi. Konvansiyonel gruba ait 4 üyeli köprülerde ise metal altyapı hazırlığı ve vener porselen glaze aşaması sonrası ölçülen aralık ortalamalarında 5 numaralı dişlerin tamamı 120  $\mu\text{m}$ 'un üzerindeki 7 numaralı dişte 120  $\mu\text{m}$ 'un altında sadece 2 adet ortalama kaydedildi. İndüksiyon döküm grubunda 3 üyeli metal altyapı hazırlığı sonrası ölçülen marjinal aralık ortalamalarının tamamı 120  $\mu\text{m}$ 'nin altında olduğu belirlendi ancak porselen grubunda 5 ve 7 numaralı diş ortalamalarında 3'er adet değer 120  $\mu\text{m}$ 'nin üzerindedir. İndüksiyon grubunun 4 üyeli köprüler incelendiğinde metal altyapı üretim aşamasının ardından yapılan ölçümlerde 120  $\mu\text{m}$ 'nin üstündeki ortalama değer sayısı 5 numaralı dişte 2 adet iken 7 numaralı dişte ise 120  $\mu\text{m}$ 'nin üzeri hiçbir değer kaydedilmedi. Porselen grubu ortalamaları için ise 5 ve 7 numaralı dişler için sırasıyla 2 adet ve 4 adet 120  $\mu\text{m}$  üzerinde değer kaydedildi. Metal milledme grubuna ait metal altyapı üretimi ve porselen vener üretimi ardından kaydedilen aralık ortalamalarında 120  $\mu\text{m}$ 'nin üzerinde hiçbir ortalama rastlanmadı. Lazer sinterleme grubunda ise üretilen metal altyapıların aralık ortalamalarında yüksek değer hiç olmamakla birlikte 4 üyeli köprülerin porselen aşamasında 5 numaralı dişte 1 adet, 7 numaralı dişte ise 2 adet 120  $\mu\text{m}$  aralık değerinden yüksek ortalama değer bulundu.

### 4.3. 150 µm Üst Sınır Değerinde Üye Sayısı ve Diş Numaralarına Göre Ortalama Marjinal Uyum Ölçümlerinin Karşılaştırılması

**Tablo 8.** 150 µm üst sınır değerinde üye sayısı ve diş numaralarına göre ortalama marjinal aralık değerleri

150 µm	Konvansiyonel				İndüksiyon				Metal Milleme				Lazer			
	Metal		Porselen		Metal		Porselen		Metal		Porselen		Metal		Porselen	
	5 no	7 no	5 no	7 no	5 no	7 no	5 no	7 no	5 no	7 no	5 no	7 no	5 no	7 no	5 no	7 no
3 üyeli																
>150 µm	39	16	40	30	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
<150 µm	1	24	0	10	40	40	40	40	40	40	40	40	40	40	40	40
4 üyeli	4 no	7 no	4 no	7 no	4 no	7 no	4 no	7 no	4 no	7 no	4 no	7 no	4 no	7 no	4 no	7 no
>150 µm	18	16	39	27	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
<150 µm	22	24	1	13	40	40	40	40	40	40	40	40	40	40	40	40
Toplam																
>150 µm	57	32	79	32	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
<150 µm	23	48	1	48	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80
>150 µm	89	111	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
<150 µm	71	49	160	160	160	160	160	160	160	160	160	160	160	160	160	160
Sonuç	160	160	160	160	160	160	160	160	160	160	160	160	160	160	160	160

150 µm değer ortalamasının üstündeki değerler incelendiğinde sadece konvansiyonel grupta söz konusu sınırı aşan ortalama değerler olduğu tespit edildi. 3 üyeli köprülerde 5 numaralı dişte sadece 1 ortalama değer 150 µm'nin altındayken porselen fırınlamalarının ardından tüm değerler 150 µm ortalama değerinin üzerinde bulundu. 3 üyeli köprülerin 7 numaralı dişlerine ait ölçümlerde ise 150 µm'nin üzerindeki 16 adet olarak tespit edilen yüksek değer ortalaması porselen fırınlaması sonrası 30'a yükseldi. 4 üyeli köprü ortalamalarında bu değerler 5 numaralı dişler için metal altyapı ve porselen viner aşamalarında sırasıyla 18 ve 39 olarak kaydedildi. 7 no'lu diş için bu yüksek ortalama değer sayıları metal döküm sonrası 16 ve porselen fırınlamasının ardından 27'yd.

#### 4.4. 120 µm Üst Sınır Değerinde Üye Sayısı ve Ölçüm Bölgelerine Göre Ortalama Marjinal Uyum Ölçümlerinin Karşılaştırılması

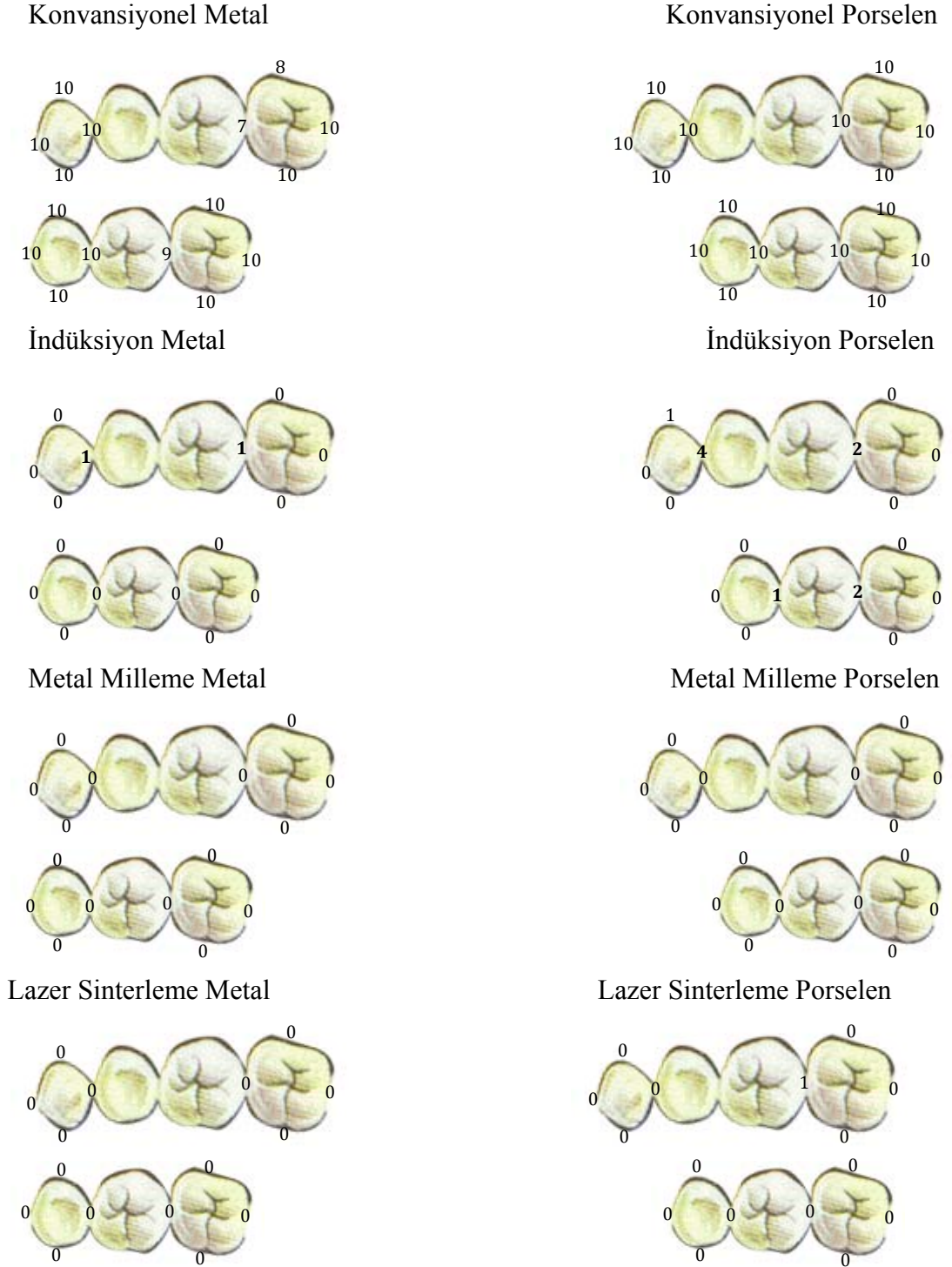
**Tablo 9.** 120 µm üst sınır değerinde üye sayısı ve bölge numarasına göre ortalama marjinal aralık değerleri

120 µm		Konvansiyonel				İndüksiyon				Metal Milleme				Lazer			
		Metal		Porselen		Metal		Porselen		Metal		Porselen		Metal		Porselen	
		3 üye	4 üye	3 üye	4 üye	3 üye	4 üye	3 üye	4 üye	3 üye	4 üye	3 üye	4 üye	3 üye	4 üye	3 üye	4 üye
Bukkal	>120 µm	20	18	20	20	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0
	<120 µm	0	2	0	0	20	20	20	19	20	20	20	20	20	20	20	20
Distal	>120 µm	20	20	20	20	0	1	3	4	0	0	0	0	0	0	0	2
	<120 µm	0	0	0	0	20	19	17	16	20	20	20	20	20	20	20	18
Lingual	>120 µm	20	20	20	20	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	<120 µm	0	0	0	0	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20
Mezial	>120 µm	19	18	20	20	0	1	3	2	0	0	0	0	0	0	0	1
	<120 µm	1	2	0	0	20	19	17	18	20	20	20	20	20	20	20	19
Toplam	>120 µm	79	76	80	80	0	2	6	7	0	0	0	0	0	0	0	3
	<120 µm	1	4	0	0	80	78	74	73	80	80	80	80	80	80	80	77
Toplam		160		160		160		160		160		160		160		160	

120 µm değer ortalamasına göre incelenen 3 ve 4 üyeli metal ve porselen döküm gruplarının yüzeylere göre karşılaştırmalarında konvansiyonel yöntemle hazırlanmış 3 üyeli köprülerde metal döküm sonrası mezial bölgede 1 ortalama hariç diğer bölgelerin marjinal aralık ortalamaları 120 µm'nin üzerindeydi ve porselen aşamasında tüm değer ortalamaları 120 µm'nin üzerine kaydedildi. Konvansiyonel yöntemle hazırlanmış 4 üyeli köprülerin metal dökümleri sonrası bukkal ve mezial bölgelerde 120 µm'den düşük sadece 2'şer adet ortalama ölçüldü ancak porselen fırınlama aşamasının ardından ortalama değerlerin tamamı 120 µm'nin üzerindeydi. İndüksiyon grubunun 3 üyeli metal köprülerinde 120 µm değerinin üstünde ortalama gözlenmedi ancak aynı köprülerin porselen fırınlama aşamalarından sonra proksimal bölgelerde 3 adet yüksek değer ortalaması bulundu. Aynı gruba ait 4 üyeli metal köprülerde mezial ve distal bölgelerde 1'er adet yüksek değer ortalaması ölçülürken



aynı köprülere ait porselen fırınlaması sonrası bukkal bölgede 1, proksimal bölgede 6 adet yüksek değer ortalaması ölçüldü. Metal milleme grubunun tüm örnek ortalama değerleri 120 µm'un altındaydı. Lazer sinterleme grubunda 4 üyeli köprülerin sadece mezialinde 1 adet yüksek değer ortalaması bulundu.



**Şekil 8.** 120 µm üst sınır değerinde üye sayısı, diş numarası ve ölçüm bölgelerine göre ortalama marjinal uyum ölçümlerinin karşılaştırılması

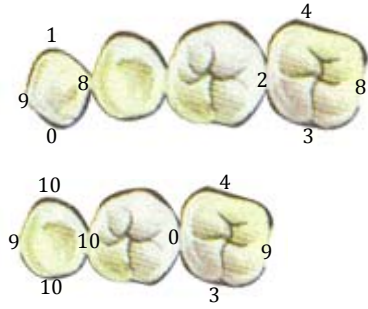
#### 4.5. 150 µm Üst Sınır Değerinde Üye Sayısı ve Ölçüm Bölgelerine Göre Ortalama Marjinal Uyum Ölçümlerinin Karşılaştırılması

**Tablo 10.** 150 µm üst sınır değerinde üye sayısı ve bölge numarasına göre ortalama marjinal aralık değerleri

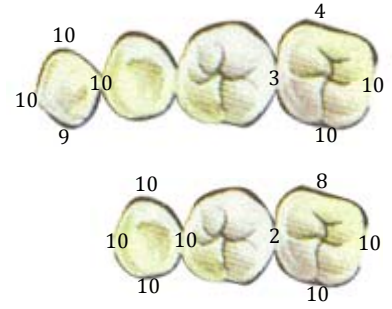
150 µm		Konvansiyonel				İndüksiyon				Metal Milleme				Lazer			
		Metal		Porselen		Metal		Porselen		Metal		Porselen		Metal		Porselen	
		3 üye	4 üye	3 üye	4 üye	3 üye	4 üye	3 üye	4 üye	3 üye	4 üye	3 üye	4 üye	3 üye	4 üye	3 üye	4 üye
Bukkal	>150 µm	14	5	18	14	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	<150 µm	6	15	2	6	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20
Distal	>150 µm	19	16	20	20	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	<150 µm	1	4	0	0	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20
Lingual	>150 µm	13	3	20	19	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	<150 µm	7	17	0	1	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20
Mezial	>150 µm	10	11	11	13	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	<150 µm	10	9	9	7	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20
Toplam	>150 µm	56	35	69	66	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	<150 µm	24	45	11	14	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80
	Toplam	160		160		160		160		160		160		160		160	

150 µm değer ortalamasına göre oluşturulan karşılaştırmada sadece konvansiyonel döküm grubuna ait köprülerde yüksek ortalama değerler bulundu. Diğer tüm döküm gruplarında yüzeylerin ortalama marjinal aralık değerleri 150 µm'nin altındaydı. 3 üyeli konvansiyonel döküm grubundaki fırınlama işlemleri sonrası ortalama değerlerin 150 µm'den yüksek bulunan referans noktaları sayısı bukkalde 14, distalde 19, lingualde 13, mezialde 10 olarak kaydedilirken 4 üyeli metal köprülerde bu referans nokta sayıları sırasıyla 5, 16, 17 ve 11 olarak belirlendi. Porselen fırınlaması sonrası yapılan ölçümlerde ise 3 üyeli köprüler için bulunan değerler sırasıyla 18, 20, 20 ve 11'di. 4 üyeli köprülerde ise 150µm referans nokta sayıları sırasıyla 14, 20, 19 ve 7 olarak kaydedildi. Porselen fırınlama sonrası konvansiyonel 3 ve 4 üyeli köprülerin tüm yüzeylerinde 150 µm'un üzerindeki aralık ortalama değer sayısında artış gözlemlendi.

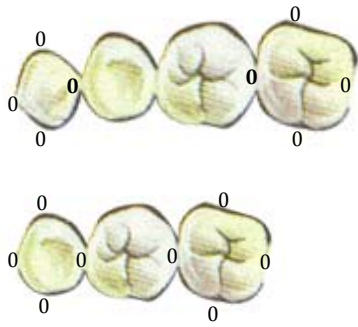
### Konvansiyonel Metal



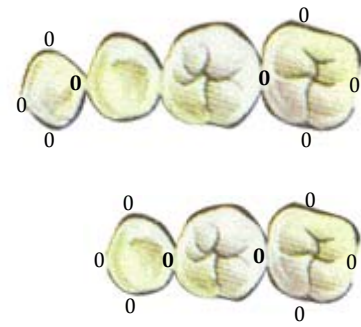
### Konvansiyonel Porselen



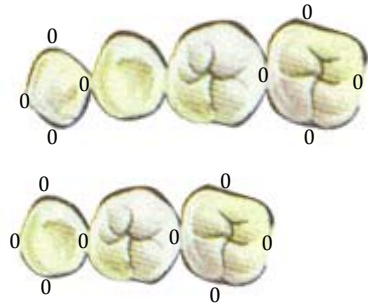
### İndüksiyon Metal



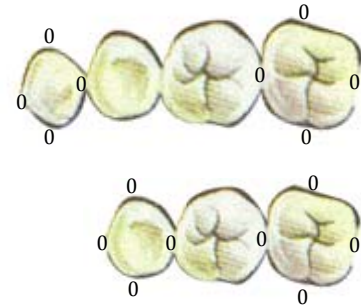
### İndüksiyon Porselen



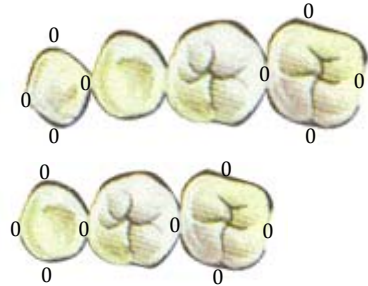
### Metal Milleme Metal



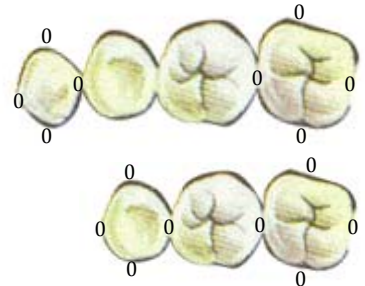
### Metal Milleme Porselen



### Lazer Sinterleme Metal



### Lazer Sinterleme Porselen



**Şekil 9.** 150 µm üst sınır değerinde üye sayısı, diş numarası ve ölçüm bölgelerine göre ortalama marjinal uyum ölçümlerinin karşılaştırılması

#### 4.6. Üç ve Dört Üyeli Köprülerde Diş Numaralarına Göre Döküm Sonrası Marjinal Aralık Değerlerinin Karşılaştırılması

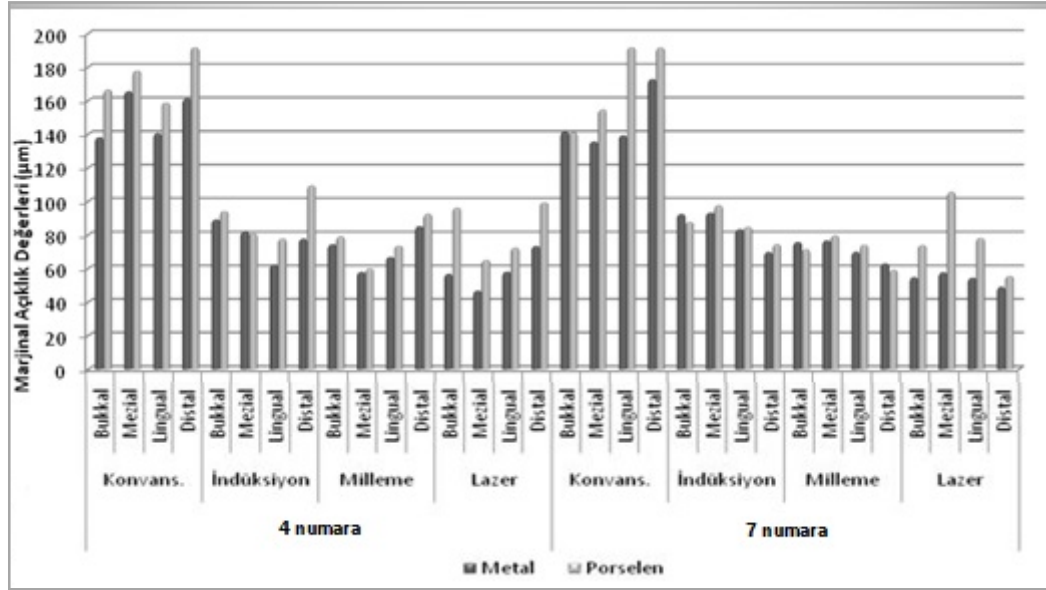
**Tablo 11.** 3 üyeli köprülerde diş numaralarına göre döküm sonrası marjinal aralık değerleri ortalamaları

		Konvansiyonel		İndüksiyon		Metal Milleme		Lazer	
		Metal	Porselen	Metal	Porselen	Metal	Porselen	Metal	Porselen
Alt 5 no'lu diş	<b>Bukkal</b>	<b>168,25</b>	<b>186,28</b>	<b>91,53</b>	<b>83,40</b>	<b>64,97</b>	<b>68,13</b>	<b>51,00</b>	<b>77,82</b>
	Std. Hata	(3,54)	(1,58)	(3,50)	(5,43)	(1,34)	(1,34)	(2,16)	(2,65)
	Alt. Üst.	160,23- 176,27	182,68- 189,87	83,60- 99,45	71,10- 95,69	61,92- 68,01	65,09- 71,16	46,11- 55,88	71,80- 83,83
	<b>Mezial</b>	<b>170,35</b>	<b>159,69</b>	<b>67,89</b>	<b>64,07</b>	<b>67,70</b>	<b>62,71</b>	<b>50,94</b>	<b>69,30</b>
		(1,65)	(3,01)	(3,28)	(1,33)	(0,82)	(1,27)	(1,95)	(1,63)
Alt 7 no'lu diş	<b>Lingual</b>	<b>178,61</b>	<b>184,05</b>	<b>72,99</b>	<b>78,39</b>	<b>70,64</b>	<b>69,22</b>	<b>44,13</b>	<b>81,44</b>
		(1,87)	(3,54)	(1,74)	(1,39)	(0,73)	(1,16)	(1,64)	(1,46)
		174,37- 182,84	176,03- 192,06	69,03- 76,94	75,24- 81,53	68,97- 72,30	66,59- 71,84	40,39- 47,86	78,13- 84,74
	<b>Distal</b>	<b>174,98</b>	<b>174,75</b>	<b>89,81</b>	<b>104,76</b>	<b>73,92</b>	<b>79,98</b>	<b>57,29</b>	<b>90,48</b>
		(3,74)	(1,36)	(7,72)	(4,63)	(2,51)	(1,84)	(1,94)	(4,85)
Alt 5 no'lu diş	<b>Bukkal</b>	<b>148,38</b>	<b>161,13</b>	<b>85,29</b>	<b>95,64</b>	<b>74,12</b>	<b>77,02</b>	<b>54,55</b>	<b>72,08</b>
		(3,45)	(2,77)	(4,58)	(2,40)	(1,68)	(1,54)	(1,43)	(3,65)
		140,55- 156,20	154,84- 167,41	90,19- 101,08	83,60- 99,45	70,30- 77,93	73,51- 80,52	51,30- 57,79	63,80- 80,35
	<b>Mezial</b>	<b>134,10</b>	<b>142,65</b>	<b>107,01</b>	<b>117,61</b>	<b>80,52</b>	<b>78,58</b>	<b>78,91</b>	<b>91,53</b>
		(3,26)	(4,60)	(1,90)	(2,63)	(0,99)	(1,42)	(1,39)	(4,88)
Alt 7 no'lu diş	<b>Lingual</b>	<b>146,75</b>	<b>172,26</b>	<b>78,19</b>	<b>98,10</b>	<b>71,74</b>	<b>75,27</b>	<b>69,73</b>	<b>61,97</b>
		(2,14)	(3,40)	(1,69)	(1,58)	(0,68)	(1,15)	(3,06)	(4,21)
		141,90- 151,59	164,56- 179,95	74,35- 82,02	94,51- 101,68	70,19- 73,28	72,65- 77,88	62,79- 76,66	52,42- 71,51
	<b>Distal</b>	<b>161,19</b>	<b>179,60</b>	<b>72,99</b>	<b>85,61</b>	<b>66,89</b>	<b>68,43</b>	<b>49,61</b>	<b>58,34</b>
		(2,66)	(2,05)	(2,89)	(1,72)	(1,26)	(2,35)	(1,75)	(2,78)
	155,15- 167,22	174,95- 184,24	66,45- 79,52	81,71- 89,50	64,02- 69,75	63,09- 73,76	45,63- 53,58	52,04- 64,63	

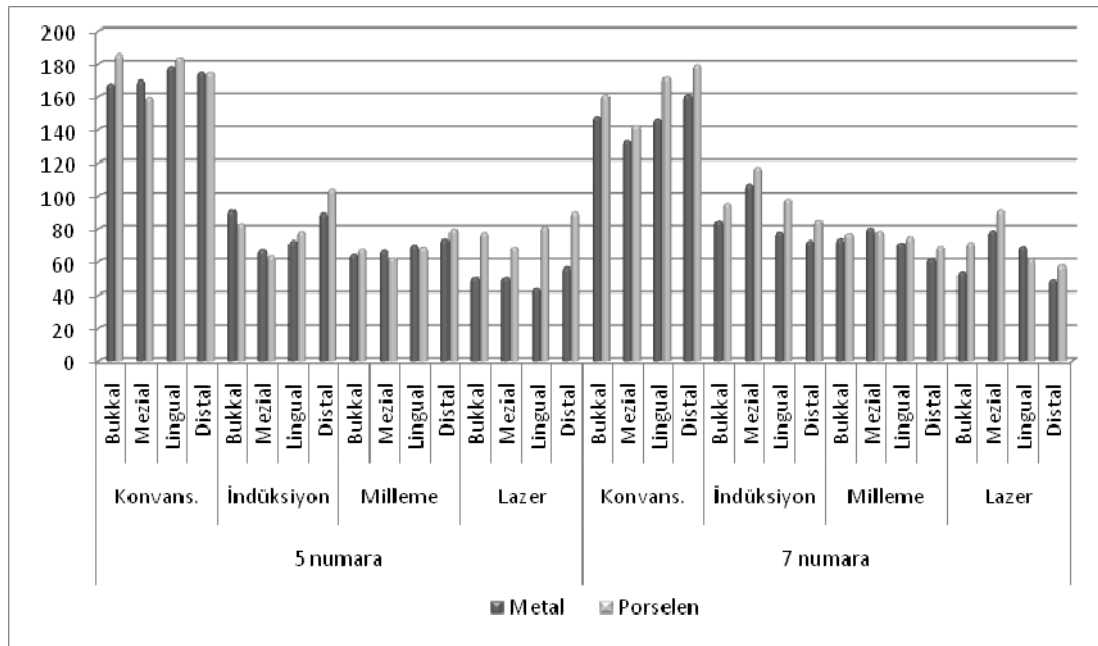
**Tablo 12.** 4 üyeli köprülerde dış numaralarına göre döküm sonrası marjinal aralık değerleri ortalamaları

		Konvansiyonel		İndüksiyon		Metal Milleme		Lazer	
		Metal	Porselen	Metal	Porselen	Metal	Porselen	Metal	Porselen
Alt 4 no'lu dış	<b>Bukkal</b>	<b>137,98</b>	<b>166,47</b>	<b>89,03</b>	<b>93,83</b>	<b>74,30</b>	<b>79,02</b>	<b>56,66</b>	<b>96,06</b>
	Std. Hata	(2,02)	(4,13)	(5,10)	(4,56)	(1,38)	(1,54)	(1,23)	(3,38)
	Min.	133,40-	157,12-	77,48-	83,50-	71,15-	75,52-	53,86-	88,39-
	Mak.	142,55	175,81	100,57	104,15	77,44	82,51	59,45	103,72
		<b>165,40</b>	<b>177,52</b>	<b>82,11</b>	<b>80,68</b>	<b>57,74</b>	<b>60,00</b>	<b>46,65</b>	<b>64,88</b>
		(2,65)	(3,28)	(2,51)	(3,70)	(1,77)	(1,95)	(1,38)	(2,46)
	<b>Mezial</b>	159,39-	170,09-	76,42-	72,29-	53,71-	55,58-	43,52-	59,30-
		171,40	184,94	87,79	89,06	61,76	64,41	49,77	70,45
		<b>140,51</b>	<b>158,65</b>	<b>62,04</b>	<b>77,66</b>	<b>66,65</b>	<b>73,30</b>	<b>57,95</b>	<b>72,29</b>
		(1,57)	(1,81)	(1,44)	(2,97)	(2,38)	(3,20)	(1,82)	(3,59)
	<b>Lingual</b>	136,94-	154,54-	58,77-	70,93-	61,26-	66,05-	53,82-	64,15-
		144,07	162,75	65,30	84,38	72,03	80,54	62,07	80,42
	<b>161,06</b>	<b>191,49</b>	<b>77,54</b>	<b>109,34</b>	<b>85,02</b>	<b>92,46</b>	<b>73,16</b>	<b>99,14</b>	
	(4,73)	(5,25)	(9,99)	(5,86)	(2,70)	(1,19)	(1,43)	(5,35)	
<b>Distal</b>	150,35-	179,60-	54,93-	96,07-	78,89-	89,75-	69,92-	87,02-	
	171,76	203,37	100,14	122,60	91,14	95,16	76,39	111,25	
Alt 7 no'lu dış	<b>Bukkal</b>	<b>141,54</b>	<b>141,11</b>	<b>92,30</b>	<b>87,46</b>	<b>75,61</b>	<b>71,30</b>	<b>54,69</b>	<b>73,81</b>
		(3,77)	(6,46)	(2,10)	(3,85)	(1,26)	(2,71)	(1,89)	(5,29)
		133,00-	126,48-	87,53-	78,74-	72,74-	65,14-	50,40-	61,83-
		150,07	155,73	97,06	96,17	78,47	77,45	58,97	85,78
		<b>135,48</b>	<b>154,58</b>	<b>93,04</b>	<b>97,57</b>	<b>76,52</b>	<b>79,57</b>	<b>57,58</b>	<b>105,54</b>
		(6,00)	(6,75)	(4,96)	(6,51)	(3,05)	(1,49)	(1,74)	(4,19)
	<b>Mezial</b>	121,88-	139,30-	81,80-	82,83-	69,61-	76,17-	53,63-	96,03-
		149,07	169,85	104,27	112,30	83,42	82,96	61,52	115,04
		<b>139,13</b>	<b>191,57</b>	<b>83,17</b>	<b>84,62</b>	<b>69,80</b>	<b>73,83</b>	<b>54,30</b>	<b>77,95</b>
		(4,94)	(4,30)	(2,29)	(2,06)	(1,73)	(3,24)	(1,44)	(5,70)
	<b>Lingual</b>	127,94-	181,83-	77,98-	79,94-	65,88-	66,49-	51,02-	65,04-
		150,31	201,30	88,35	89,29	73,71	81,16	57,57	90,86
	<b>172,58</b>	<b>191,48</b>	<b>69,66</b>	<b>74,39</b>	<b>62,84</b>	<b>59,03</b>	<b>48,90</b>	<b>55,37</b>	
	(5,45)	(5,47)	(4,08)	(2,90)	(0,97)	(1,66)	(2,10)	(1,25)	
<b>Distal</b>	160,23-	179,09-	75,52-	60,42-	60,62-	55,25-	44,13-	52,52-	
	184,92	203,86	82,51	78,89	65,05	62,80	53,67	58,21	

**Tablo 13.** 4 üyeli köprülerin diş numaralarına göre döküm öncesi ve porselen viner uygulaması sonrası ortalama marjinal aralık değerleri



**Tablo 14.** 3 üyeli köprülerin diş numaralarına göre döküm öncesi ve porselen viner uygulaması sonrası ortalma marjinal aralık değerleri



#### 4.7. Üç ve Dört Üyeli Köprülerde Ölçüm Bölgelerine Metal Altyapı Üretimi ve Glaze Aşamaları Sonrası Marjinal Aralık Değerlerinin Karşılaştırılması

**Tablo 15.** Üç üyeli köprülerde diş numaraları ve ölçüm bölgelerine göre metal altyapı üretim aşaması ve glaze işlemi sonrası marjinal aralık değerlerinin karşılaştırılması

3 üyeli köprü		İndüksiyon				Konvansiyonel				Metal Milleme			
		Metal		Porselen		Metal		Porselen		Metal		Porselen	
		5 no	7 no	5 no	7 no	5 no	7 no	5 no	7 no	5 no	7 no	5 no	7 no
Bukkal	Konvans. Std. Hata	<b>76.72*</b> 3.95	<b>63.09*</b> 4.35	<b>102.88*</b> 4.52	<b>65.49*</b> 3.82	-	-	-	-	-	-	-	-
	Milleme Std. Hata	<b>26.56*</b> 3.95	11.70 4.35	<b>15.28*</b> 4.52	<b>18.62*</b> 3.82	<b>103.28*</b> 3.95	<b>74.26*</b> 4.35	<b>118.15*</b> 4.52	<b>84.11*</b> 3.82	-	-	-	-
	Lazer Std. Hata	<b>40.53*</b> 3.95	<b>30.74*</b> 4.35	5.58 4.52	<b>23.56*</b> 3.82	<b>117.27*</b> 3.95	<b>93.83*</b> 4.35	<b>108.46*</b> 4.52	<b>89.05*</b> 3.82	<b>13.97*</b> 3.95	<b>19.57*</b> 4.35	9.69 4.52	4.94 3.82
Mezial	Konvans. Std. Hata	<b>102.46*</b> 3.01	<b>27.09*</b> 2.93	<b>95.62*</b> 2.76	<b>25.04*</b> 5.20	-	-	-	-	-	-	-	-
	Milleme Std. Hata	0.19 3.01	<b>26.49*</b> 2.93	1.36 2.76	<b>39.03*</b> 5.20	<b>102.65*</b> 3.01	<b>53.58*</b> 2.93	<b>96.98*</b> 2.76	<b>64.07*</b> 5.20	-	-	-	-
	Lazer Std. Hata	<b>16.95*</b> 3.01	<b>28.10*</b> 2.93	5.23 2.76	<b>25.08*</b> 5.20	<b>119.41*</b> 3.01	<b>55.19*</b> 2.93	<b>90.39*</b> 2.76	<b>51.12*</b> 5.20	<b>16.76*</b> 3.02	1.61 2.93	6.59 2.76	12.95 5.20
Lingual	Konvans. Std. Hata	<b>105.62*</b> 2.22	<b>68.56*</b> 2.94	<b>105.66*</b> 3.00	<b>74.16*</b> 4.08	-	-	-	-	-	-	-	-
	Milleme Std. Hata	2.35 2.22	6.45 2.94	<b>9.17*</b> 3.00	<b>22.83*</b> 4.08	<b>107.97*</b> 2.22	<b>75.01*</b> 2.94	<b>114.83*</b> 3.00	<b>96.99*</b> 4.08	-	-	-	-
	Lazer Std. Hata	<b>28.86*</b> 2.22	<b>8.46*</b> 2.94	3.05 3.00	<b>36.13*</b> 4.08	<b>134.48*</b> 2.22	<b>77.02*</b> 2.94	<b>102.61*</b> 3.00	<b>110.29*</b> 4.08	<b>26.51*</b> 2.22	<b>2.01</b> 2.94	<b>12.22*</b> 3.00	<b>13.30*</b> 4.08
Distal	Konvans. Std. Hata	<b>85.17*</b> 6.47	<b>88.20*</b> 3.17	<b>69.99*</b> 5.01	<b>93.99*</b> 3.20	-	-	-	-	-	-	-	-
	Milleme Std. Hata	<b>15.89*</b> 6.47	6.10 3.17	<b>24.78*</b> 5.01	<b>17.18*</b> 3.20	<b>101.06*</b> 6.47	<b>94.30*</b> 3.17	<b>94.77*</b> 5.01	<b>111.17*</b> 3.20	-	-	-	-
	Lazer Std. Hata	<b>32.52*</b> 6.47	<b>23.38*</b> 3.17	<b>14.28*</b> 5.01	<b>27.27*</b> 3.20	<b>117.69*</b> 6.47	<b>111.58*</b> 3.17	<b>84.27*</b> 5.01	<b>121.26*</b> 3.20	16.63 6.47	<b>17.28*</b> 3.17	10.50 5.01	<b>10.09*</b> 3.20

**Tablo 16.** Dört üyeli köprülerde diş numaraları ve ölçüm bölgelerine göre metal altyapı üretim aşaması ve glaze işlemi sonrası marjinal aralık değerlerinin karşılaştırması

4 üyeli köprü		İndüksiyon				Konvansiyonel				Metal Milleme			
		Metal		Porselen		Metal		Porselen		Metal		Porselen	
		4 no	7 no	4 no	7 no	4 no	7 no	4 no	7 no	4 no	7 no	4 no	7 no
Bukkal	Konvans. Std. Hata	<b>48.95*</b> 4.09	<b>49.20*</b> 3.46	<b>44.15*</b> 4.40	<b>54.08*</b> 5.68	-	-	-	-	-	-	-	-
	Milleme Std. Hata	<b>14.73*</b> 4.09	<b>16.69*</b> 3.46	<b>14.81*</b> 4.40	<b>16.16*</b> 5.68	<b>63.68*</b> 4.10	<b>65.93*</b> 3.46	<b>58.96*</b> 4.40	<b>70.24*</b> 5.68	-	-	-	-
	Lazer Std. Hata	<b>32.37*</b> 4.09	<b>37.61*</b> 3.46	2.23 4.40	13.65 5.68	<b>81.32*</b> 4.10	<b>86.85*</b> 3.46	<b>41.92*</b> 4.40	<b>67.73*</b> 5.68	<b>17.64*</b> 4.10	<b>20.92*</b> 3.45	<b>17.04*</b> 4.40	2.51 5.68
Mezial	Konvans. Std. Hata	<b>83.29*</b> 3.04	<b>42.44*</b> 6.05	<b>84.72*</b> 3.92	<b>37.91*</b> 7.01	-	-	-	-	-	-	-	-
	Milleme Std. Hata	<b>24.37*</b> 3.04	16.52 6.05	<b>20.68*</b> 3.92	18.00 7.01	<b>107.6*</b> 3.04	<b>58.96*</b> 6.05	<b>105.40*</b> 3.92	<b>29.94*</b> 7.01	-	-	-	-
	Lazer Std. Hata	<b>35.46*</b> 3.04	<b>35.46*</b> 6.05	<b>15.80*</b> 3.92	7.97 7.01	<b>118.7*</b> 3.04	<b>77.90*</b> 6.05	<b>100.52*</b> 3.92	<b>51.12*</b> 7.01	<b>11.09*</b> 3.04	<b>18.94*</b> 6.05	4.88 3.92	<b>25.97*</b> 7.01
Lingual	Konvans. Std. Hata	<b>62.85*</b> 3.19	<b>55.96*</b> 4.17	<b>78.47*</b> 3.72	<b>54.51*</b> 5.99	-	-	-	-	-	-	-	-
	Milleme Std. Hata	<b>11.01*</b> 3.19	<b>13.37*</b> 4.17	<b>11.26*</b> 3.72	<b>10.79*</b> 5.99	<b>73.86*</b> 3.19	<b>69.33*</b> 4.17	<b>67.21*</b> 3.72	<b>65.30*</b> 5.99	-	-	-	-
	Lazer Std. Hata	<b>28.86*</b> 3.19	<b>28.87*</b> 4.17	10.25 3.72	6.66 5.99	<b>82.56*</b> 3.19	<b>84.83*</b> 4.17	<b>68.22*</b> 3.72	<b>61.17*</b> 5.99	8.70 3.19	15.50 4.17	1.01 3.72	4.12 5.99
Distal	Konvans. Std. Hata	<b>51.72*</b> 5.75	<b>98.19*</b> 4.67	<b>83.52*</b> 8.73	<b>102.92*</b> 5.04	-	-	-	-	-	-	-	-
	Milleme Std. Hata	<b>24.32*</b> 5.75	11.55 4.67	14.92 8.73	10.63 5.04	<b>76.04*</b> 5.75	<b>109.7*</b> 4.67	<b>68.60*</b> 8.73	<b>113.55*</b> 5.04	-	-	-	-
	Lazer Std. Hata	<b>36.18*</b> 5.75	<b>25.49*</b> 4.67	21.60 8.73	<b>14.29*</b> 5.04	<b>87.90*</b> 5.75	<b>123.6*</b> 4.67	<b>61.92*</b> 8.73	<b>117.21*</b> 5.04	11.86 5.75	<b>13.94*</b> 4.67	6.68 8.72	<b>3.66*</b> 5.04

3 ve 4 üyeli köprülerin yüzeylere göre farklı altyapı üretim yöntemleri ve farklı destek dişlerde metal ve porselen fırınlama aşamalarındaki ortalama marjinal aralık değerlerinin ikili karşılaştırmaları, non-parametrik testlerden bonferroni test yöntemi kullanılarak gerçekleştirildi. İstatistiksel olarak anlamlı bulunan ortalama farkları \* işareti ile gösterildi (Tablo 15,16).



#### 4.8. Üç ve Dört Üyeli Köprülerde Ölçüm Bölgelerine Göre Metal Altyapı Üretimi ve Glaze Aşamaları Sonrası Marjinal Aralık Ortalamalarının Karşılaştırılması

**Tablo 17.** Üç ve dört üyeli köprülerde ölçüm bölgelerine göre metal altyapı üretim aşaması ve glaze işlemi sonrası marjinal aralık ortalamalarının karşılaştırılması

		Konvansiyonel		İndüksiyon		Metal Milleme		Lazer	
		Metal	Porselen	Metal	Porselen	Metal	Porselen	Metal	Porselen
3 - 4 üyeli köprülerin Ort. Marjinal aralık Değerleri (µm)	<b>Bukkal</b>	<b>149,04</b>	<b>163,75</b>	<b>89,54</b>	<b>90,08</b>	<b>72,25</b>	<b>75,83</b>	<b>54,23</b>	<b>79,94</b>
	Std.	(2,45)	(3,26)	(1,97)	(2,17)	(0,97)	(3,61)	(0,89)	(2,41)
	Hata	144,09-	157,16-	85,56-	85,69-	70,29-	68,52-	52,43-	75,07-
	Alt Üst	153,99	170,34	93,52	94,47	74,21	83,14	58,02	84,81
	<b>Mezial</b>	<b>151,33</b>	<b>158,61</b>	<b>87,51</b>	<b>89,98</b>	<b>70,62</b>	<b>70,22</b>	<b>58,52</b>	<b>82,81</b>
		(3,22)	(3,01)	(2,81)	(3,72)	(1,67)	(1,61)	(2,14)	(3,15)
		144,82-	152,52-	81,82-	82,45-	67,24-	66,95-	54,20-	76,44-
		157,84	164,69	93,20	97,51	74,00	73,48	62,84	89,19
	<b>Lingual</b>	<b>151,25</b>	<b>176,63</b>	<b>74,10</b>	<b>84,69</b>	<b>69,71</b>	<b>72,91</b>	<b>56,53</b>	<b>73,41</b>
		(2,94)	(2,57)	(1,53)	(1,66)	(0,81)	(1,22)	(1,78)	(2,27)
		145,31-	171,43-	71,00-	81,35-	68,08-	70,44-	52,93-	68,82-
		157,19	181,84	77,19	88,04	71,33	75,37	60,12	78,01
<b>Distal</b>	<b>167,45</b>	<b>184,33</b>	<b>78,68</b>	<b>92,34</b>	<b>72,17</b>	<b>74,98</b>	<b>57,24</b>	<b>75,83</b>	
	(2,30)	(2,25)	(3,36)	(3,28)	(1,66)	(2,19)	(1,78)	(3,61)	
	162,81-	179,78-	71,88-	85,70-	68,81-	70,55-	53,61-	68,52-	
	172,10	188,88	85,48	98,99	75,52	79,40	60,87	83,14	
<b>Ortalama</b>	<b>154,77</b>	<b>170,83</b>	<b>82,46</b>	<b>89,28</b>	<b>71,19</b>	<b>72,99</b>	<b>56,63</b>	<b>78,00</b>	
	(1,50)	(1,61)	(1,35)	(1,42)	(0,67)	(0,80)	(0,86)	(1,48)	
	151,84-	167,66-	79,80-	86,47-	69,87-	71,41-	54,94-	75,09-	
	157,70	174,00	85,11	92,08	72,50	74,57	58,32	80,91	

Farklı uzunluktaki metal seramik köprüler birlikte değerlendirildiğinde metal altyapı üretimi ve glaze aşamaları sonrası ortalama marjinal aralıkların karşılaştırılmasında non-parametrik Mann-Whitney U testinden yararlanıldı. Konvansiyonel döküm, indüksiyon döküm ve lazer sinterleme gruplarında metal alt yapı aşamasında ve porselen viner üretimi sonrası kaydedilen ortalama marjinal aralık farkları anlamlıydı ( $p < 0.05$ ). Bölgelere göre değerlendirilen aralık ortalamaları ölçümlerinde ise konvansiyel döküm gruplarında metal altyapı hazırlığı ve glaze aşamaları sonrası en fazla aralık ortalaması distal bölgede ölçüldü. İndüksiyon döküm ölçümlerinde metal altyapı hazırlığının ardından en fazla aralık bukkal yüzeylerde bulunurken glaze aşamasının ardından yapılan ortalama ölçümlerinde

distal yüzey en yüksek aralık değerlerine sahipti. Metal milleme grubu örneklerinde metal altyapı üretimi ve glaze aşaması sonrası aralık ortalaması en fazla olan bölge bukkal bölge olarak kaydedildi. Lazer sinterleme gruplarındaki metal altyapı ve glazelenmiş venter örnekleri için en yüksek değer ortalaması olan bölge mezial bölge olarak gözlemlendi.

Yüzeylere göre metal altyapı üretimi ve porselen venter fırınlanması sonrası marjinal aralık ortalama farkları için yapılan Mann-Whitney U testi sonuçlarına göre indüksiyon dökümlerde bukkal ve mezial yüzeylerde anlamlı bir fark bulunamazken lingual ve distal yüzeylerde anlamlı fark gözlemlendi ( $p<0.05$ ). Konvansiyonel döküm örneklerinde ise sadece mezial yüzeyde fark bulunmazken diğer yüzeylerde anlamlı fark bulundu ( $p<0.05$ ). Lazer sinterleme grubu örneklerinin tüm bölgelerinde anlamlı fark gözlemlendi ( $p<0.05$ ). Metal milleme grubu örneklerinde metal altyapı eldesinin ardından yapılan ölçümler ile hazırlanan köprülerin seramik materyal ile bitirilmesinden sonra yapılan ikinci ölçümler arasında farklı yüzeyler arasında anlamlı fark olmadığı gözlemlendi. Aynı zamanda metal altyapı eldesi ve porselen glaze aşamaları sonrası yapılan marjinal aralık ölçümlerinin ardından aynı bölgeler arasında anlamlı bir fark olmadığı gözlemlendi ( $p>0.05$ ). Başka bir deyişle köprüler metal milleme yöntemi ile üretildiğinde porselen fırınlama sürecinin marjinal aralık değerlerini negative yönde etkilemediği anlaşıldı.

Metal altyapı üretim ve porselen venter fırınlamaları sonrası marjinal aralıkların döküm yöntemleri ve ölçüm yüzeylerine göre karşılaştırılmasında Kruskal-Wallis H testi kullanıldı. Metal altyapı üretimi sonrası lazer sinterleme ve metal milleme döküm örneklerinin yüzeyleri arasında marjinal aralık değerlerinde fark bulunamadı. Konvansiyonel ve indüksiyon döküm grup örneklerinin ölçüm yüzeyleri arasında ise anlamlı fark gözlemlendi ( $p<0.05$ ). Porselen fırınlama sonrası döküm örneklerinde ise indüksiyon, lazer sinterleme ve metal milleme örneklerinin döküm yüzeyleri arasındaki fark anlamlı değildi. Konvansiyonel porselen venter örneklerin yüzeyleri arasındaki fark ise anlamlıydı ( $p<0.05$ ).

#### 4.9. Farklı Parametreler Kullanılarak CAD/CAM Tekniğiyle Elde Edilen Üç ve Dört Üyeli Köprülerde Ölçüm Bölgelerine Göre Metal Altyapı Üretimi ve Glaze Aşamaları Sonrası Marjinal Aralık Ortalamalarının Karşılaştırılması

**Tablo 18.** Farklı parametrelere göre üretilen CAD/CAM restorasyonların metal altyapı ve venter porselen fırınlaması sonrası üç ve dört üyeli köprülerin ortalama marjinal aralık değerleri

	Metal Milleme Minimum		Lazer Minimum		Metal Milleme Klinik		Lazer Klinik		
	Metal	Porselen	Metal	Porselen	Metal	Porselen	Metal	Porselen	
3 üyeli (µm)	<b>Ort.</b>	<b>37,80</b>	<b>40,40</b>	<b>27,00</b>	<b>33,40</b>	<b>71,31</b>	<b>72,42</b>	<b>57,02</b>	<b>75,37</b>
	Std.	(0,73)	(0,85)	(0,58)	(0,83)	(0,70)	(0,83)	(1,39)	(1,75)
	Hata	35,50-	38,38-	25,46-	30,91-	69,92-	70,76-	54,25-	71,89-
	%95	39,15	42,72	28,97	35,98	72,71	74,08	59,79	78,85
	Alt-üst								
4 üyeli (µm)	<b>Ort.</b>	<b>35,50</b>	<b>37,70</b>	<b>31,90</b>	<b>38,30</b>	<b>71,06</b>	<b>73,56</b>	<b>56,24</b>	<b>80,63</b>
	Std.	(0,89)	(0,63)	(0,83)	(0,78)	(1,14)	(1,37)	(1,01)	(2,34)
	Hata	32,05-	36,60-	28,80-	33,60-	68,79-	70,83-	54,23-	75,97-
	%95	38,37	39,20	34,40	41,50	73,33	76,30	58,24	85,29
	Alt-üst								

Siman aralığı, kole pozisyonlaması ve marjinal kenar sonlanma değerleri CAD sırasında minimum veri değerleri girilerek üretilen üç ve dört üyeli metal milleme ve lazer sinterleme grupları ile klinik kullanıma göre tasarlanan preparasyon hataları, köprü kontraksiyonu, siman film kalınlığı gibi faktörler düşünülerek 0.003 mm siman aralığı ve 1/1.2 kole boğum pozisyonu olarak ayarlanan köprü grupları arasında marjinal aralık ortalama değerleri açısından hem metal altyapı üretimi sonrası hem de venter porselen fırınlaması sonrası anlamlı farklar kaydedildi ( $p < 0.05$ ). Bu karşılaştırmalar üç ve dört üyeli köprülerin kendi içinde, lazer minimum – lazer klinik ve metal milleme minimum – metal milleme klinik alt grupları arasında sadece altyapı üretim sonrası ve venter porselen fırınlaması sonrası aynı referans noktaları karşılaştırılarak yapıldı.

## 5. TARTIŞMA

Restoratif diş hekimliğinde bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) tekniklerinin kullanımlarının artmasıyla birlikte, dijitalleştirilmiş bilgi ve dijital teknikler, diş hekimliğindeki uygulamaların gelişimi için değerli bir kaynak olabilir. Bilgisayar destekli tasarım ve üretim alanında özellikle tam seramik, zirkonya, metal altyapı ve iskeletler, plastik ve akrilik esaslı materyaller diş hekimliğine bağlı materyal üretiminde ön plana çıkmaktadır. Sabit protetik restorasyonlarda kullanılan materyal çeşitliliği ve altyapı üretiminde yeni yöntemlerin sayıları son yıllarda artış göstermiş ve bilgisayar destekli tasarım ve üretim teknolojileri de diş hekimliğinde önemli yer tutmaya başlamıştır. Günümüzde sabit restorasyonların üretiminde bilgisayar destekli tasarım-üretim (CAD/CAM) teknolojisine sahip pek çok sistem kullanılmaktadır (Uçar ve ark. 2009). Bu yeni teknolojiler sayesinde insan faktörü daha aza indirgenerek restorasyonlar daha kısa sürede daha az hatayla üretilebilmektedir. Kopya-milleme yönteminin metal altyapı üretiminde kullanılması ise oldukça yeni ve hızlı bir üretim sistemidir. Akova ve ark. (2009) yaptıkları çalışmada yeni metal altyapı üretim yöntemleriyle hastaların ve diş hekimlerinin seans sayıları ve zaman açısından avantajlı olduklarını, konvansiyonel döküm metotlarında ise teknisyen, diş hekimi ve hastaların zaman açısından daha dezavantajlı durumda olduklarını belirtmişlerdir.

CAD/CAM tekniği ile restorasyonların üretilebilmesi için gerekli veriler prepare edilmiş dişlerden direkt yöntemle alınabileceği gibi, alçı model üzerinden laboratuvar ortamında da alınabilir. CAD/CAM sistemlerinin, diğer metal altyapı üretim metotlarındaki laboratuvar işlemlerinin fazlalığı gibi dezavantajları ortadan kaldırması ve bu sistemlerin teknik hassasiyeti sayesinde restorasyonun ağız içindeki devamlılığı için önemli olan marjinal uyumu etkilemesi mümkündür (Lindquist ve Connolly 2001, Irie ve ark. 2004).

Farklı CAD/CAM sistemleriyle farklı metal altyapı alaşımları kullanarak metal-seramik krun ve köprü protezleri üretilebilmektedir. Literatürde farklı CAD/CAM sistemlerinin marjinal ve internal uyumlarının incelendiği çalışmalar bulunmakla birlikte (Davis 1988, Aktepe 2005, Bindl ve ark. 2005, Reich ve ark. 2005, Usanmaz 2005, Tsitrou ve ark. 2007, Akkuş 2008, Akın 2011) dört farklı

metal altyapı üretim yönteminin metal altyapı hazırlığı ve vener porselen glaze aşamaları ardından marjinal uyumlarının incelendiği ve karşılaştırıldığı bir çalışmaya rastlanmamıştır. Ayrıca yapılan literatür taramasında vener porseleni ile birlikte dört farklı metal altyapı yönteminin karşılaştırıldığı çalışmaya rastlanmamıştır.

Sabit protetik restorasyonlarda başarının en önemli etkenlerinden biri de restorasyonun diş veya implant ile uyumudur. Uyumsuzluğun artmasıyla birlikte yapıştırma simanında çözünme meydana gelir. Bu çözünme ile oluşan potansiyel boşluk, gıda artıkları ve plak birikimi için uygun bir bölge haline gelir. Bu boşluk arttıkça daha fazla miktardaki simantasyon materyali ağız ortamı ile ilişkiye girecektir (Alkumru ve ark. 1988, Jansen 1997, Balkaya ve ark. 2005). Pek çok dental simanın ağız içindeki çözünürlüğü nedeniyle bakteriler bu potansiyel boşluğa birikerek çürüklere, pulpal rahatsızlıklara, periodontal hastalıklara ve/veya periimplantitise neden olabilir (Faucher ve ark. 1980, Felton 1981, Abbate ve ark. 1989, Papaioannou 1996, Jansen ve ark. 1997). Bu nedenle kuron kenarı ile altta bulunan diş dokusu arasındaki iyi bir uyum, periodontal hastalık ve çürük oluşumunu en aza indirger (Lui 1980).

Günümüzde çok yaygın olarak kullanılan Co-Cr metal altyapılı porselen köprüler sabit protetik tedavilerde hala en çok tercih edilen restoratif materyal alternatiflerinden biridir (Brintha ve ark. 2013). Metal seramik restorasyonlarda en sık kullanılan alaşımlar Ni-Cr ve Co-Cr'dur (Pettano ve ark. 2000). Bu soy olmayan alaşımlar, yüksek sertlik ve yüksek çekme dayanımına sahiptirler; ayrıca temin edilmeleri kolaydır ve maliyetleri düşüktür. Bu köprü restorasyonları için kullanılan metal altyapılar çeşitli yöntemlerle elde edilebilmektedir. Geleneksel santrifüj yöntemi geçmişteki gibi yaygın olmasa da hala kullanılmaktadır (Huang ve ark. 2005). İndüksiyon yöntemi ile elde edilen sabit metal altyapılar hala çok yaygın bir kullanım oranına sahiptir ve bu döküm yöntemi birçok dental laboratuvarında tercih edilmektedir (Sass ve ark. 1980, Hansson 1985, Brintha ve ark. 2013). CAD/CAM teknolojisi ile birlikte metal altyapılar toz halinde yataklardan ekleme yöntemiyle veya büyük alaşım bloklarının tornalanması ile eksiltme yöntemleriyle elde edilebilmektedir. Bu tür teknolojiler yeni olmalarına rağmen her geçen gün daha fazla sayıda kullanıcı tarafından tercih edilmektedir (Renne ve ark. 2012). Örtorp ve ark. (2010) yaptıkları çalışmada 3 üyeli dört farklı metal altyapı üretim teknikleri

arasında marjinal aralık ölçümü yapmışlar ve ölçükleri değerleri karşılaştırmışlardır. Bu çalışmada geleneksel kayıp mum tekniği, kayıp mum tekniği ile milledme, Co-Cr alaşımlar ile metal milledme ve direkt lazer sinterleme metal altyapı üretim tekniklerini karşılaştırmışlardır. Yapılan literatür taramasında farklı metal altyapı üretim yöntemlerinin farklı uzunluklardaki metal seramik köprüler kullanılarak karşılaştırıldığı herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır.

Literatürde yer alan, bu tez çalışmasının konusuyla ilgili daha önce yapılmış çalışmalarda, kullanılan alaşım ve porselenin çeşitleri, siman kullanılıp kullanılmaması, siman kullanıldıysa simanın çeşidi, diş preparasyonunda kullanılan basamak tipi, çalışmadaki örnek sayısı, marjinal aralık ölçüm metodu ve düzeneği gibi faktörler uyumu etkileyen nedenler olarak belirtilmiştir (Holmes ve ark. 1989, Gemalmaz 1992, Gemalmaz ve Alkumru 1995, Balkaya 1996, Usanmaz 2005).

Araştırmacılar diş preparasyonu sırasında önerilen farklı kenar bitim şekillerinin kenar uyumu üzerine etkilerini incelemişler fakat kesin bir sonuca ulaşamamışlardır. Çepeçevre basamaklı bitim şekillerinin karşılaştırıldığı çeşitli araştırmalarda, Pascoe ve Shillingburg çepeçevre basamaklı olarak hazırlanan dişlerin daha iyi marjinal uyumu sağlayacağını belirtirken, Fusayama ise çepeçevre şevli olarak hazırlanan dişlerin majinal uyumunun daha iyi olacağını bildirmiştir (Gardner 1982, Tjan 1987, Piemjai 2001).

Syu ve ark. farklı kenar bitim şekillerinin kuronun uyumu üzerine etkilerini inceledikleri çalışmalarında uyguladıkları 3 farklı kenar bitim şekilleri (basamak, basamak-bizotaj, şev) arasında anlamlı bir fark bulamamışlardır (Yeo ve ark. 2003). Byrne (1992) yaptığı çalışmada şevli ve basamaklı bitim şekillerinin metal-seramik kuronların kenar uyumlarına anlamlı derecede etkilerinin olmadığını açıklamıştır.

Theunires ve Clercq (1993) yaptıkları araştırmada en iyi marjinal uyumun bıçak ağzı ve shoulder, en iyi estetik sonucun da shoulder ve chamfer bitiminde gerçekleştiğini belirtmiştir.

Syu ve arkadaşları (1993) değişik bitim şekillerinin döküm kuronların marjinal uyumuna etkisini incelerken, 110 derecelik shoulder, 45 derecelik bizotajlı shoulder ve 45 derecelik shoulder kullanmışlardır. Marjinal uyumun bu bitim şekillerinden etkilenmediğini belirtmişlerdir.

Shearer ve arkadaşları (1996) in-ceram kuronlarda 120 derecelik chamferin 90 derecelik shoulder bitime göre daha iyi sonuç verdiğini öne sürmüşlerdir.

Yukarıdaki ifadelerden de anlaşılacağı gibi farklı çalışmalarda farklı sonuçlar bildirilmiştir. Metal destekli restorasyonların servikal bölgesinde yeterli seramik kalınlığının sağlanması, restorasyonun maruz kaldığı kuvvetlere karşı dayanıklılığın artırılması ve marjinal açıklığın en aza indirgenmesi amacıyla önerilen basamak tipi chamfer basamak tipidir (Bindl ve ark. 2005, Limkangwalmongkol ve ark. 2007, Örtorp ve ark. 2011). Chamfer, bevel veya  $135^0$  shoulder geometrilerinin,  $90^0$  shoulder basamağına göre daha uygun olduğunu bildirilmiştir (Shiratsuchi ve ark. 2006, Wöstmann ve ark. 2005). Çalışmamızda net olarak incelenebilir özelliğine sahip chamfer marjinal sonlanma şekli tercih edilmiştir.

İnsan ve benzer canlı dişlerinin eşit boyutta hazırlanmasında teknik zorluklarla karşılaşmaktadır. Her dişin farklı boyutu, farklı yapısı, mineralizasyonu olduğu düşünülürse standardizasyonu sağlamak daha da güçleşmektedir (Sönmez 2008). Marjinal aralıkla ilgili incelenen literatürlerin büyük bir kısmında restorasyonlar için hazırlanacak olan destek dişler metal alaşımlarının dökülmesiyle veya aşındırılması ile veya akrilik reçineden elde edilmiştir (Lui 1980, Davis 1988, Pera ve ark. 1994, Balkaya 1996, Ushiwata ve ark. 2000, Groten 2000, Çınar 2001, Usanmaz 2005, Akkuş 2008). Çalışmamızda destek dişlerdeki aşınmaların veya kırılmaların meydana gelmesinin engellenmesi, örneklerin standardizasyonu ve dayanıklılığın artırılması için destek diş modelleri tasarım programı AUTOCAD (AutoCAD 2010, Münih, Almanya) ile oluşturularak standart örnekler paslanmaz çelik malzemeden elde edilmiştir.

Yapılan çalışmalarda diş preparasyonu sırasında hekimlerin büyük bir bölümünün  $10^0$ - $25^0$  aksiyel duvar oluşturdukları belirlenmiştir (Nordlander ve ark. 1988). Kuronların adeziv simanla yapıştırıldığı bir çalışmada prepare dişin konverjans açısı arttıkça tutucu kuvvetlerin azaldığı ancak;  $0^0$ - $10^0$  ve  $15^0$ - $20^0$  konverjans açısı ile prepare edilen dişler arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır (Sarafianou ve ark. 1997). Yapılan başka bir çalışmada çalışmada incelenen farklı koniklik açılarının iç uyum açısından anlamlı bir fark oluşturmadığı bildirilmiştir

(Mou ve ark. 2002). Çalışmamızda tornalanarak hazırlanan paslanmaz çelik güdüklerin hazırlanmadan önce planlanması aşamasında tüm farklı dayanak dişler için konverjans açıları  $12^\circ$  olarak planlandı.

Balkaya ve ark. (2005) marjinal adaptasyon ölçümü yaptıkları çalışmalarında metal güdükler kullanarak ölçümleri güdükler üzerinde belirledikleri referans noktaları ile kuron dış kenarı arasından yapmışlar, yapıştırıcı maddenin kuron ve preparasyon kenarlarına bulaşmasının, hassas görüntü alınmasını engelleyeceğini belirterek, örnekleri güdüklere simante etmemişlerdir. Ölçüm için güdüklerin simante edilmediği başka çalışmalar da mevcuttur (Konstantoulakis ve ark. 1998, Yeo ve ark. 2003). Shiratsuchi ve ark. (2006) ise, çalışmalarında marjinal uyum ölçümlerini, yapışkan mum kullanarak kuronları parmak gücüyle güdüklere yerleştirerek yapmışlardır. Çalışmamızda örneklere, simanın olası farklı film kalınlığı etkeninin ortadan kaldırılması, ölçüm sırasında hassas görüntü alınması ve ölçüm işlemlerinin standart hale getirilebilmesi, kuronların oklüzal yüzeylerine köprü düzeneğinden ayrılmamaları ve ölçümlerin sabit ve standart olarak yapılabilmesi için yapıştırıcı siman materyali olarak oklüzal bölgeden taşmayacak miktarda çok az miktarda kalsiyum hidroksit dolgu maddesi ( $\text{Ca}(\text{OH})_2$ ) (Dycal, Dentsply, A.B.D.) kullanıldı.

Die spacer uygulaması ve siman aralığının değiştirilmesinin de restorasyonun uyumunu etkileyeceği bildirilmektedir (Olivera ve Saito 2006). Çalışmamızda siman film kalınlığının marjinal aralık değerlerini etkilememesi için simantasyon işlemi minimal düzeyde uygulandı ve CAD/CAM ile üretilecek metal altyapıların planlanması sırasında siman aralığı olarak  $26 \mu\text{m}$ 'lik değer seçildi. Bu siman aralığı değeri hastalara uygulanan sabit restorasyonlarda sık olarak tercih edilen ortalama değerdir. Sıkı temaslı grup olarak adlandırılan diğer CAD/CAM ile üretilen metal altyapılı alt gruplarda ise siman aralığı minimum değer olan  $10 \mu\text{m}$ 'lik değerde planlanarak oluşturulabilecek en iyi marjinal uyum sağlanmaya çalışıldı. Çalışmamızda indüksiyon ve konvansiyonel döküm gruplarına ait mum modelasyonlar yapılmadan önce güdüklere  $13 \mu\text{m}$  kalınlığa sahip die-spacer iki tabaka halinde uygulandı.



Marjinal uyumun değerlendirilmesi ile ilgili kaynaklarda birçok araştırmacı tarafından farklı yöntemler uygulanmıştır. Bu araştırmalarda en çok kullanılan 2 yöntem sırasıyla direkt mikroskopi yöntemiyle ölçüm ve kesit alınarak yapılan ölçümlerdir (Abbate ve ark. 1989, Weaver ve ark. 1991, Pera ve ark. 1994, Sulaiman ve ark. 1997, Suarez ve ark. 2003, Usanmaz 2005).

Marjinal aralık ölçüm teknikleri arasında kesit alınarak ölçüm yapılan yöntemde örnekler ölçümler için bölünüp zarar gördükleri için birden fazla aşamalı test ölçümlerinde bu metot uygun değildir. Rezin ve silikon replika tekniklerinde sabit noktaların tekrarlayan ölçümü konusunda zorluklar yaşanmaktadır (Usanmaz 2005). Çalışmamızda noktaların tekrarlayan ölçümlerde yer değiştirmesi tez sonuçlarını etkileyebileceği için bu yöntemler de tercih edilmemiştir. Çalışmamızda kolay tekrarlanabilir, birden çok aşamalı işlemler ardından aynı bölgelerden ölçümlere olanak sağlayan metot olan direkt ölçüm metodu tercih edilmiştir.

Ölçümler için standart bir yöntem bulunmamaktadır. Ölçüm parametreleri ve ölçümün hangi bölgelerden yapılması gerektiği hakkında görüş farklılıkları mevcuttur (Sorensen 1990). Goldin ve ark. (2005), Shiratsuchi ve ark. (2006), Sönmez (2008) ve Akkuş (2008), ölçümleri, dişlerin bukkal, mezial, lingual ve distal yüzeylere ayırarak yapmışlardır. Her örnekten yapılan ölçüm sayıları yapılan çalışmalara göre, kullanılan yöntemlere göre değişkenlik göstermektedir. Bu çalışmada da ölçümler bukkal, mezial, lingual ve distal yüzeyler belirlendikten sonra bu bölgeler arasından onar adet nokta belirlenerek yapılmıştır. Çalışmamızda örneklerin mutlak kenar uyumsuzluğu, restorasyonun bitim sınırı ile metal destek örneği üzerinde oluşturulmuş basamaktan, direkt yöntem kullanılarak ölçülmüştür. Direkt yöntemde, ölçümlerin güvenilir olması için, restorasyonlar ve güdüklükler hep aynı pozisyonda yerleştirilebilmeli, ölçüm yapılan noktalar hassas ve net olarak belirlenebilmeli (Balkaya ve ark. 2005) restorasyonların servikal kenarları ve dişlerin bitim hatları, net bir biçimde görülebilmelidir (Ushiwata ve ark. 2003). Literatürde, ölçüm noktalarının belirlenmesi için güdüklüklere işaretlemelerin yapıldığı çalışmalar mevcuttur (Konstantoulakis ve ark. 1998, Goldin ve ark. 2005). Çalışmamızda 4 farklı bölgeye uygun bir şablonla çentikler oluşturulmuş ve yüzeyler arasındaki bölgelerin kenarlarına da yine aynı şablonla eşit aralıklarda 10'ar adet daha küçük çentik oluşturulmuştur.

Marjinal uyumla ilgili birçok terim tanımlanmıştır. Bu terimler, araştırmalar arasında farklılık göstermektedir ve genellikle aynı ölçümler için farklı terimler ya da farklı ölçümler için aynı terimler kullanılabilir (Tsitrou ve ark. 2007). Çalışmamızda, Holmes ve ark. tarafından (1989) tanımlanan terminolojiye göre marjinal aralık tanımı yapılmıştır. Daha önce Holmes tarafından tanımlanan terimlerden en uygun ölçümün mutlak marjinal aralık olduğu belirtilmiştir. Çünkü bu aralık marjin bölgesindeki hatalar içinde ölçülen en büyük değerlerdir ve bu değer vertikal ve horizontal bölgelerdeki aralıkların açısal değerlerini de yansıttığı için gerçeğe en yakın ölçümdür (Holmes ve ark. 1989).

Marjinal aralık miktarını tespit etmek için sadece *in-vitro* çalışmalar değil, ayrıca *in-vivo* çalışmalar da yapılmaktadır. *In-vivo* yöntemle yapılan çalışmalarda standardizasyonu tam olarak sağlamak oldukça zordur (Aktepe 2005). *In-vitro* yöntemlerle elde edilen marjinal uyum değerleri, *in-vivo* yöntemlerle elde edilen değerleri tam olarak yansıtmamakla birlikte klinik uygulamalara rehber olacak bilgiler verebilmektedir (Gemalmaz ve ark. 2001).

Kashani ve ark. çalışmalarında, kenar açıklığının 100  $\mu\text{m}$ 'dan 200  $\mu\text{m}$ 'a çıktığı zaman siman çözünürlüğünün 3 kat arttığını ve siman film tabakasının hızla bozularak ikincil çürüklerin oluşmasına neden olduğunu belirterek, 100  $\mu\text{m}$ 'nin üzerindeki aralıkların kabul edilemeyeceğini belirtmiştir. Marjinal uyum konusunda Mclean ve Fraunhofer (1971) 120  $\mu\text{m}$ 'yi marjinal uyum açısından klinik kabul edilebilir sınır olarak bildirmişler ve bu değer literatürde genel olarak kritik sınır olarak kabul edilmiştir (Suarez ve ark. 2003). 150  $\mu\text{m}$ 'den fazla oluşan aralıklarda tükürüğün, simanın çözülmesine neden olduğu net bir ifadeyle belirtilmiştir (Boeckler ve ark. 2005). Çalışmamızda bu nedenlerden dolayı 120  $\mu\text{m}$  ve 150  $\mu\text{m}$  marjinal aralık sınırları kritik değerler olarak kabul edilerek marjinal açıklıklar bölge ve dayanak destekler ele alınarak değerlendirilmiştir.

CAD/CAM sistemleri geliştirilirken göz önünde tutulan ana hedefler; fabrika tarafından üretilmiş hazır bloklar kullanılarak yüksek kalite standartlarına sahip materyallerden restorasyonun üretilmesi, restorasyonun işleme prosedürlerinin standart haline getirilmesi ve üretim maliyetlerinin düşürülmesidir (Strub ve ark. 2006). Çalışmamızda her firmanın kendine ait önerdiği hazır metal alaşım bloklar ve

metal alaşım tozları kullanılarak materyal standardizasyonu sağlanmıştır. Ayrıca günümüzde kullanımı çok yaygın olmasa da giderek daha fazla sayıda hekim tarafından ve laboratuvarlarda kullanılmaya başlanan bazı CAD/CAM sistemleri geleneksel yöntemlerle karşılaştırılmıştır.

Farklı CAD/CAM sistemleriyle metal altyapı materyalini kullanarak metal-seramik kron ve köprü protezleri yapılabilmektedir. Literatürde farklı CAD/CAM sistemlerinin kenar uyumlarının incelendiği çalışmalar bulunmakla birlikte farklı tekniklerle üretilmiş metal altyapıların ve bu restorasyonların porselen fırınlamasının ardından da incelendiği ve karşılaştırıldığı bir çalışmaya rastlanmamıştır. Bununla birlikte incelenen çalışmaların tamamında kron ve 3 üyeli köprülerin metal altyapı ve vener materyali olarak porselen fırınlanmalarının ardından marjinal aralık ölçümleri yapılırken 3 üyeden daha fazla sayıdaki köprü üyeleriyle karşılaştırılan herhangi bir araştırmaya da rastlanmamıştır. Çalışmamızda 3 ve 4 üyeli köprülerde referans bölgeleri ve ortalamalara göre yapılan marjinal aralık ölçümlerinde gruplar içinde anlamlı bir fark bulunamamış olsa da ( $p>0.01$ ) 4 üyeli köprülerde 3 üyeli köprülere göre daha fazla marjinal aralık değerleri gözlenmiştir.

CAD/CAM sistemlerinin temel prensibi olan aşındırma tekniğinde kullanılan materyalin fabrikada üretilmiş hazır bloklar halinde bulunması, yapım aşamasında materyalin özelliklerini etkileyebilecek hataların elimine edilmesini sağlamaktadır (Ural 2006). Ayrıca klasik yöntemlerde olan revetmana alma ve döküm işlemlerinde meydana gelen mekanik ve ısısıl etkilerin dezavantajları azaltılmaktadır. Lazer sinterleme işleminde de sinterleme makinesinin içinde bulunan metal alaşım toz yatağı sayesinde homojen mekanik ve fiziksel özelliklere sahip metal altyapılar üretilmekte, karbon lazer ile birleştirilen metal tozları ile altyapının oluşumu sağlanarak revetmana alma, döküm işlemleri gibi birçok işlem sayısı azaltılabilmektedir; ancak lazer birleştirmesi sırasında yoğun bir ısı artışı söz konusu olmaktadır (Uçar ve ark. 2009). Son yıllarda birçok CAD/CAM sistemi geliştirilmiş olsa da bu çalışmada yaygın olarak kullanılmalarından dolayı direkt metal milleme ve direkt lazer sinterleme sistemleri tercih edilmiştir.

Hazır metal alaşım blok halinde işlenen metal milleme altyapıların CAD/CAM sistemlerinde aşındırılması tam sinterlenmiş zirkon ve tam seramik

sistemlere göre daha kolay, daha az maliyetli ve zaman açısından avantajlıdır. Ayrıca aşındırılma esnasında frezlerin uyguladığı kuvvetler daha azdır ve aşındırılma işleminin daha hassas olacağı bildirilmektedir (Raigrodski 2004a, Raigrodski 2004b, Liu 2005).

Metal altyapının lazer kaynağı ile sinterlenmesi sırasında distorsiyon meydana gelir ve bu da kenar uyumunun bozulmasına neden olur (Komine ve ark. 2005). Sinterleme sırasında meydana gelen büzülmenin kenar uyumuna etkisinin çok net olarak bilinmediğini ancak altyapı üretiminde mümkün olduğu kadar içbükey veya dışbükey olmayan düz formlar kullanılması gerektiği bildirilmiştir. Ayrıca üretici talimatlarına göre lazer sinterleme işleminin ardından altyapıların ideal fiziksel ve mekanik özelliklere sahip olmaları için 4.5 saat boyunca 750°C'de tutularak metal altyapının stabilite kazanmasının sağlanması önerilmektedir.

Çalışmamızda tek bir teknisyen tarafından üretilen metal seramik restorasyonda elde edilen gruplardaki (konvansiyonel ve indüksiyon metal altyapı grupları) marjinal aralık değerleri, CAD/CAM sistemleri ile üretilen restorasyonlardaki marjinal aralık değerlerinden daha yüksek bulunmuştur. Metal seramik sistemlerinin yapım aşamalarının CAD/CAM sistemlerinden farklı olarak revetmana alma ve döküm gibi termal ve mekanik değişimlerden kaynaklandığı bilinmektedir. Ayrıca çalışmamızda altyapı, dentin ve glazür safhalarında tespit edilen kenar uyumlarının birbirinden farklı olmasının farklı bir çalışmada da bildirildiği gibi (Ural 2006) metal seramik sistemlerde döküm ve tesviye işlemleri esnasında ve seramik sinterlenmesi esnasında seramik kitlesinde meydana gelen büzülme ve baskıdan kaynaklandığı düşünülmektedir.

Metal seramik restorasyonlarda, seramik fırınlanması aşamasından sonra meydana gelen kenar uyumu değişikliğinin çeşitli faktörlerden dolayı olabileceği bildirilmiştir. Bunlar; seramiğin fırınlanması esnasında oluşan büzülme, seramik ile altyapı metalinin ısısal genleşme katsayısı arasındaki fark, metal alaşımının kendi mekanik özellikleri, altyapı dizaynı, diş hazırlığı, alaşım yüzeyinde metal oksit oluşması, metal içindeki artık streslerin açığa çıkması, döküm kontaminasyonu, metal altyapının iç yüzeyinin seramik ile kontamine olması olarak sıralanmıştır (Campbell ve ark. 1995, Shillingburg ve ark. 2003, Tao ve ark. 2005). Metal seramik

restorasyonlarda fırınlama aşamalarında meydana gelen boyutsal değişikliğin incelendiği çalışmalarda farklı sonuçlar elde edilmiştir (Balkaya 1996, Gemalmaz ve ark. 1998). Çalışmalarda restorasyonları lingual kenar bölgelerinde tamamen saran bantın bu değişikliği azalttığı bildirilmiştir. Çalışmamızda klinik uygulamalara benzer bir biçimde 0.5 mm yüksekliğinde 1 mm kalınlığında metal bant hazırlanarak seramikten kaynaklanan distorsiyonun azaltılması hedeflenmiştir. Ayrıca porselen uygulaması, restorasyonların sınırından en az 0.1 mm uzakta olacak şekilde yapılarak kenar uyumunu etkilenmesi engellenmiştir. Çalışmamızda direkt lazer sinterleme ve konvansiyonel döküm yöntemleri ile elde edilen metal altyapıların ve porselen fırınlamalarının ardından kenar uyumlarında elde edilen değer aralıkları sırasıyla (56,63  $\mu\text{m}$ -154,77  $\mu\text{m}$ ), (72,99  $\mu\text{m}$ -170,83  $\mu\text{m}$ ) Ural'ın (2006) değer aralığına (65,88  $\mu\text{m}$ -155,92  $\mu\text{m}$ ) ve Gavelis ve ark.'nın (2004) metal altyapı açıklıkları ortalama değer aralığı ile (95 $\pm$ 17  $\mu\text{m}$ ) paralellik göstermektedir.

Yeo ve arkadaşları (2003) üç farklı tam seramik sisteminin kenar uyumunu in vitro olarak inceledikleri bir çalışmada Celay InCeram, geleneksel InCeram, IPS Empress-2 tabakalama tekniklerini kullanarak tam seramik kuron protezleri üretmişler ve kontrol grubu olarak metal seramik kuron protezi kullanmışlardır. Her deney örneğinin 50 noktasından mikroskop kullanarak yaptıkları ölçümlerde induksiyon döküm yöntemi ile hazırladıkları metal seramik kuronlarda porselen fırınlamasının ardından yaptıkları ölçümlerde 87 $\pm$ 34  $\mu\text{m}$ 'lik marjinal aralık ortalaması rapor etmişlerdir. Akkuş (2008) ise yine benzer bir çalışmada induksiyon döküm yöntemiyle elde edilen metal seramik kontrol grubunda metal seramik örneklerin aralık ortalamasının 83.15  $\mu\text{m}$  olduğunu rapor etmiştir. Örtorp ve ark. (2010) 3 üyeli köprülerde yaptıkları çalışmalarında induksiyon döküm metodu için ortalama aralık değeri olarak 87  $\mu\text{m}$ 'lik marjinal aralık rapor etmişlerdir. Çalışmamızda induksiyon metal altyapı grubunda elde edilen değer 89.28  $\mu\text{m}$  olarak kaydedilmiştir ve benzer çalışmalardaki marjinal aralık değerlerine paralellik göstermektedir.

Örtorp ve arkadaşları (2010) 3 üyeli metal altyapılarda 4 farklı metal altyapı üretim tekniği ile elde ettikleri örneklerde kesit alma yöntemiyle inceledikleri marjinal kenar aralıklarında direkt metal milledme yöntemi ile elde ettikleri metal altyapıların ortalama marjinal aralık değerlerini 83  $\mu\text{m}$  olarak kaydetmişlerdir; bu

ortalama aralık değerleri çalışmamızda elde edilen metal milleme ile üretilen metal altyapıların ortalama marjinal aralık değeri olan 71.19  $\mu\text{m}$  değeri ile paralellik göstermektedir. Aynı çalışmada direkt lazer sinterleme grupları için ise 60  $\mu\text{m}$ 'lik ortalama marjinal aralık değerleri rapor edilmiştir ve bu ortalama değerler çalışmamızın klinik lazer sinterleme örneklerinde elde edilen ortalama marjinal aralık değeri olan 56.63  $\mu\text{m}$  değeri ile uyuşmaktadır. rtorp ve ark. (2010) alışmalarında kesit alma ölçüm yöntemini kullanmışlar ve marjinal aralık ölçümlerini sadece metal altyapı eldesinin ardından gerçekleştirmişlerdir. Bu yüzden farklı yöntemlerle elde edilen metal altyapıların porselen ve glaze fırınlamalarının ardından marjinal aralıklarda ne gibi değişikliklerin olduğu hakkında bir kıyaslama yapılamamıştır. İlgili diğer literatürler incelendiğinde özellikle metal milleme ve lazer sinterleme grubu örnekleri için çok az sayıda literatüre rastlanmıştır ve bu literatürlerin bir kısmında iç uyum değerleri karşılaştırılmış; bazılarında ise kuronların ölçü yüzeylerinde i uyumlama yapılmıştır. Çalışmamızda sonuçların etkilenmemesi açısından sadece konvansiyonel ve indüksiyon gruplarına ait örneklerde döküm incileri ince bir rond frez yardımıyla uzaklaştırılmış ve ardından 50  $\mu\text{m}$ 'lik gren byklğindeki alüminyum oksit partikülleri ile 2 atm basınç altında 3 cm mesafeden kumlama yapılmıştır. Lazer sinterleme ve metal milleme gruplarında diğer gruplarda olduğu gibi belirgin bir düzeltme yapılmadığı gibi bu iki grupta da sonucu direkt olarak etkileyebilecek önemli üretim hatalarına ve uyumsuz köprülere rastlanmamıştır.

Renne W. ve arkadaşları (2012) alışmalarında masabaşı CAD/CAM milleme cihazları ile (Cerec, E40D, Richardson, Teksas, A.B.D.)  faklı preparasyon kategorisine ayırdıkları (iyi, orta, kötü preparasyon) toplam 75 kuronun marjinal aralıklarını değerlendirmişlerdir. Araştırmada lmler silikon replika tekniği ile yapılmıştır ve kabul edilebilir basamak dizaynı olarak derin chamfer ve modifiye shoulder basamak tipleri kabul edilmiştir. Çalışmamızda bu araştırmaya benzer olarak 1mm derinliğinde chamfer basamak tipi kullanılmıştır. Renne ve arkadaşları araştırmalarının sonucunda tek kuronlarda iyi preparasyon olarak adlandırdıkları grupta marjinal aralık ortalamasını 38.5  $\mu\text{m}$  olarak bulmuşlardır. Bu sonuç çalışmamızdaki sıkı temaslı metal milleme ortalamasına oldukça (40.4  $\mu\text{m}$ ) benzerdir. Yine aynı çalışmada orta kalitede preparasyonda marjinal aralık

ortalaması 58.2 µm, kötü kalitedeki preparasyonda marjinal aralık ortalaması ise 90.1 µm olarak bildirilmiştir. Bu aralık ortalaması da klinik metal milleme grubundaki aralık ortalamasına (73.56) yakın sayılabilir. Çalışmamızda CAD sırasında klinik işlemlerde çok sık olarak tercih edilen 26 µm siman aralığı ve 1/1.2 kole boğum pozisyonu seçenekleri kullanılarak klinikteki durum simüle edilmeye çalışılmıştır. Renne W. ve arkadaşları (2012) çalışmalarında diş hekimlerinin preparasyon kalitelerinin restorasyonun marjinal aralık miktarını direkt olarak etkilediğini bildirmişlerdir. Preparasyon sırasında döner aletlerle bırakılan sivri kenar ve köşeler milleme cihazları tarafından tam olarak taklit edilemez. Milleme cihazlarına ait döner aletlerin belirli çapları mevcuttur ve preparasyonda yapılan ani dönmeler, keskin kenarlar, oluk şeklindeki kenar bitimleri gibi hataları taklit edemedikleri için ya iç uyumlama ya da daha çok siman aralığı payı bırakılmaktadır. Çalışmamızda sıkı temaslı milleme grupları ortalamalarının aralık değerlerinin Renne ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmadakine benzer bir biçimde düşük çıkmasının nedeni standart ve düzgün güdükler kullanılması ve preparasyon hatalarının bu modellerde minimum düzeyde olması olarak açıklanabilir.

Pettenò D. ve ark. (2000) farklı metal seramik sistemlerinin kenar uyumlarını inceledikleri çalışmalarında seramik fırınlanmasından önce ve sonra ölçümler yapmıştır. İncelenen tüm deney örneklerinde seramik fırınlanmasından sonra kenar uyumunda azalma bulunmuştur. Bu bozulmanın metalin ısı işlemleri esnasında formunun bozulmasından kaynaklandığı bildirilmiştir. Bu deformasyonun kontrol edilebilmesinde kenar bitim şeklinin etkili olabileceği sonucuna varılmıştır (Pettenò ve ark. 2000). Tao ve ark. (2005) 1 mm, 3 mm, 5 mm farklı kenar bitim eğimlerine sahip örnekler üzerinde metal seramik sistemlerin uyumlarını inceledikleri bir çalışmada, yapım aşamalarının da uyuma etkisini değerlendirmişlerdir. Seramik fırınlanması esnasında seramikte oluşan büzülmeden ve metal ile seramik arasındaki ısısal genleşme katsayısı farkından dolayı metalde seramiğe doğru bir eğilme olduğu tespit edilmiştir. Başka bir deyişle ısı işlemleri sırasında, verner porselen metal altyapıyı kendisine doğru çekerek diştan uzaklaşma yönünde hareket ederek uyumsuzluğa neden olmaktadır (Tao ve ark. 2005). Shiratsuchi ve ark. (2006) metal seramik kuron protezlerinde yaptıkları çalışmada da seramik fırınlanmasından sonra marjinal aralık değerlerinde artış olduğunu, bu değişikliğin seramiğin fırınlanması

esnasında gösterdiği büzülmeden kaynaklandığını bildirmiştir. Çalışmamızda kullanılan restorasyonların üretim aşamalarında, altyapılarda elde edilen marjinal aralık değerleri ile üstyapı seramik fırınlanmasından sonraki değerler arasında metal milledme grubu hariç diğer bütün gruplarda istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur.

Tao ve arkadaşlarının (2005) çalışmalarında döküm sonrasında mezial ve distal bölgelerde, labial ve lingual bölgelere kıyasla daha fazla kenar açıklığı ölçülmüş olsa da seramik uygulamasından sonra en yüksek kenar açıklığı değerleri labial bölgede ölçülmüştür. Bizim çalışmamızda konvansiyonel 3 üyeli köprülerin metal aşamasında 5 numaralı dişin lingual bölgesinde, 7 numaralı dişin distal bölgesinde ölçülen marjinal aralıklar diğer bölgelere göre daha yüksek olarak kaydedilmişken, porselen fırınlanmasının ardından 5 numaralı dişte en yüksek aralık değeri bukkal bölgede, 7 numaralı dişte ise yine distal bölgededir. Konvansiyonel 4 üyeli köprülerin metal aşamasında ise 4 numaralı dişin mezial bölgesinde, 7 numaralı dişin distal bölgesinde aralık ortalamaları diğer bölgelerden yüksek iken porselen fırınlanmasının ardından 4 numaralı dişte en fazla aralık değeri distal bölgede 7 numaralı dişte ise lingual ve distal bölgededir. İndüksiyon dökümlerde ise 3 ve 4 üyeli köprüler için metal döküm aşamalarında premolar dişlerde en fazla aralık değerleri bukkal bölgede ölçülürken 7 numaralı dişlerde en fazla aralık değerleri mezial bölgelerde ölçülmüştür. Porselen fırınlamaları ardından ise 3 ve 4 üyeli köprülerde ölçülen en fazla aralık miktarları premolar dişlerde distal bölgede, 7 numaralı dişlerde ise mezial bölgelerdedir. CAD/CAM sistemleri ile hazırlanan 3 ve 4 üyeli köprü protezlerin metal döküm aşamaları ve porselen fırınlamalarının ardından premolar dişlerin distal noktalarda ölçülen kenar aralıkları diğer noktalara göre daha yüksektir. 7 numaralı dişlerde ise her iki ölçüm aşamasındaki en yüksek ortalama aralık değerleri mezial bölgelerde ölçülmüştür.

CAD/CAM sistemleri kullanılarak yapılan kenar uyumu çalışmalarında elde edilen değerler kabul edilebilir kenar açıklığı sınırı olan 120  $\mu\text{m}$ 'un altındadır (Hunter ve Hunter 1990, Sorensen ve ark. 1992). Çalışmamızda indüksiyon döküm ve CAD/CAM sistemleri kullanılarak üretilen farklı uzunluktaki köprü protezlerin ortalama aralık değerleri 120  $\mu\text{m}$ 'un altında ölçülmüştür. Ancak üye sayısı ve ölçüm bölgelerine göre yapılan daha detaylı sınıflandırmada indüksiyon döküm grubuna ait



ölçümlerde bukkal bölgede 4 üyeli köprülerde metalde döküm aşamasında 120 µm değerinin üstünde aralık bulunmazken porselen fırınlanması ardından 1 değer 120 µm'nin üzerinde ölçülmüştür. 3 üyeli köprülerde distal bölge metal döküm aşamasında bütün değerler 120 µm'nin altındayken porselen fırınlanması sonrası 3 adet değer bu ortalamanın üstündedir. 4 üyeli köprülerde ise metalde döküm aşamasında 1 değer ortalamanın üstünde ölçülürken, porselen fırınlanmasının ardından ise ortalamanın üstünde ölçülen aralık sayısı 4 olarak bulunmuştur. Mezial bölgede metal ve porselen aşamalarında 3 ve 4 üyeli köprülerde ortalamanın üstünde ölçülen değer sayıları ise sırasıyla metal için 0, porselen için 3 ve metal için 1, porselen için 2 olarak kaydedilmiştir. Metal milledme gruplarındaki 3 ve 4 üyeli köprü örneklerinde her iki fırınlama aşamasında da bütün bölgelerdeki ölçümlerin ortalama değerleri 120 µm'nin altındadır. Lazer sinterleme grubunda ise metal fırınlanmasının ardından yapılan ölçümlerde değer ortalamlarının tamamı 120 µm'nin altındadır fakat porselen fırınlanmasının ardından 3 üyeli köprülerde mezial bölgede 1 adet, 4 üyeli köprülerde ise distal bölgede 2 adet ve mezial bölgede 1 adet ortalama aralık ölçümü 120 µm değerinin üzerinde bulunmuştur.

Çalışmamızda ölçülen ortalamlar üzerinden yapılan bir diğer değerlendirmede 120 µm sınır aralığına göre indüksiyon döküm grubuna ait 3 üyeli köprü örneklerinde metal döküm aşamasında aralık ortalamlarının tamamı 120 µm değerinin altındayken porselen fırınlanmasının ardından 5 ve 7 numaralı dişlerde 3'er adet yüksek ortalama değeri gözlenmiştir. 4 üyeli köprü örneklerinde de 5 numaralı dişlerin ortalama aralık değer ortalamlarında metal ve porselen fırınlama aşamasında 2'şer adet yüksek ortalama değerine sahiptir. 7 numaralı dişte ise metal döküm sonrası gözlenmeyen yüksek değerler porselen fırınlanmasının ardından 4 adet ölçüm ortalamlarında gözlenmiştir. Metal milledme grupları bölgelere göre yapılan ortalama değer ölçümlerine benzer bir biçimde hiçbir ortalama değerinde kritik sınır olan 120 µm'yi aşmamışlardır. Lazer sinterleme grubuna ait köprü örneklerinde ise metal aşamada yüksek ortalama değer gözlenmezken, porselen fırınlanmasının ardından 4 üyeli köprülere ait alt 4 numaralı dişlerde 1 adet, alt 7 numaralı dişlerde ise 2 adet yüksek ortalama değer ölçülmüştür. Bu değerlere göre CAD/CAM sistemleriyle üretilen köprülerden özellikle metal milledme köprü örneklerinin hem yüzey hem de köprü uzunluğu faktörleri dahilinde en az aralık farkına sahip oldukları ve hiçbir ortalama kritik sınır olan 120 µm değer ortalamlarını geçmedikleri

söylenbilir. Lazer sinterleme grubunda da benzer sonuçlar bulunmasına rağmen porselen fırınlanmasının ardından yüksek bulunan değerler özellikle daha uzun 4 üyeli köprülerde ve köprü gövdesine en yakın dayanak bölgelerinden ölçülmüştür. İndüksiyon döküm grubunda lazer sinterleme grubuna göre daha çok yüksek ortalama açıklık değerleri ölçülmekle birlikte bu yüksek değerler lazer sinterleme grubuna benzer bölgelerde bulunmuş fakat indüksiyon 3 ve 4 üyeli köprülerdeki toplam yüksek aralık ortalama sayısı birbirine yakındır. Bu sonuçlara göre metal milledenim grubu köprülerinin fırınlanma aşamalarında diğer gruplara göre daha az distorsiyona uğradıkları ve istenilen özelliklere daha çok sahip oldukları, lazer sinterleme grubuna ait örneklerde ise köprü üye sayısı arttıkça distorsiyonun arttığı ve bu distorsiyonun daha çok destek dışlarının proksimal bölgelerinde oluştuğu, indüksiyon döküm grubuna ait köprü örneklerinde de üyelik sayısının aralık değerlerini lazer sinterleme örnekleri gibi çok etkilmediği fakat lazer sinterleme grubu örnekleriyle benzer bir şekilde yüksek değerlerin daha çok proksimal bölgelerde oluştuğu sonucu tespit edilmiştir.

Daha önce de belirtildiği gibi 150  $\mu\text{m}$ 'den fazla oluşan aralıklarda tükürüğün, simanın çözülmesine neden olduğu bildirilmiştir (Boeckler ve ark. 2005). Simanın ağız sıvılarından etkilenip çözülmesi riskini en aza indirmek için restorasyonun marjinleri, prepare edilen dişe mümkün olduğunca hassas oturmalıdır. Bu aralık miktarı göz önünde tutularak kritik sınır 150  $\mu\text{m}$  olarak kabul edilirse döküm gruplarına göre ölçülen ortalama yüksek aralık miktarları hesaplanmıştır. Bu değerlendirmede CAD/CAM ile elde edilen metal köprü örnekleri ve indüksiyon döküm örneklerinin metal ve porselen fırınlanma aşamalarının ardından yapılan ölçümlerde 150  $\mu\text{m}$  kritik sınırın üstünde herhangi bir ortalama değeri gözlenmemiştir. Konvansiyonel döküm grubuna ait ölçüm ortalamalarında ise hem 120  $\mu\text{m}$  hem de 150  $\mu\text{m}$  sınır değerleri için 3 ve 4 üyeli metal ve porselen örnekleri ölçümlerinde değerlerin neredeyse tamamı yüksek ortalama sınıfta yer almıştır. Bu durumda konvansiyonel gruba ait 3 ve 4 üyeli köprü örneklerinin diğer gruplara göre bakteriyel atak, siman çözülmesi ve kabul edilebilir aralık açısından uygun olmadıkları sonucuna varılabilir.

Araştırmamızda kullanılan döküm teknikleriyle üretilen köprülerin marjinal uyumları ile ilgili mutlak marjinal aralık ölçümleri değerlendirildiğinde, ölçüm değerlerimiz bütün grup ortalamalarında araştırmacıların marjinal aralık değeri için

kritik nokta olarak ortaya koydukları 200 µm 'lik değere ulaşmamıştır (Tinschert ve ark. 2001). Araştırmacılar, kritik seviyenin aşılması durumunda alveolar kemik rezorbsiyonun olabileceğini belirtmişlerdir. Bu sonuçlara bakıldığında araştırmamızda kullanılan döküm yöntemlerinin klinik olarak kullanılabilir olduğu söylenebilir fakat gerçekleştirilen bu çalışma ideal şartlarda gerçekleştirilmiştir. Ağız içi ortamındaki durum çalışmaya benzerlik gösterse de gingival retraksiyonun kalitesi, ağız içi oral sıvılar, ideal olmayan diş preparasyonları v.b. birçok faktör bulunmaktadır ve çalışmamızda bulunan değer ortalamaları klinik ortamda sağlanamayabilir ve bu aralık değerleri artabilir.

## 6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Bu tez çalışmasının non-parametrik analiz test yöntemleri kullanılarak yapılmasının limitleri dahilinde aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır;

1. Porselen fırınlamaları tüm gruplara ait örneklerde marjinal aralıklarda artmaya yol açmaktadır ve metal milleme grubu hariç diğer döküm yöntemleri için bu aralık farkları anlamlıdır ( $p<0.05$ ).

2. Metal milleme yöntemi ile hazırlanan metal seramik köprülerde porselen fırınlama sonrası oluşan marjinal aralık değişimi diğer yöntemlerle hazırlanan metal seramik köprülere göre anlamlı derecede daha az ( $p<0.05$ ) gözlenmiştir.

3. Metal altyapı sonrası üretimi yapılan marjinal aralık ölçümlerinde en düşük ortalama aralık değerleri lazer sinterleme grubu örneklerinde gözlenmiştir (56.63, 0.83) ve bu değer ortalaması diğer metal altyapı gruplarına göre anlamlı olarak daha düşüktür ( $p<0.05$ ).

4. Metal altyapı üretimi ve viner porselen uygulaması sonrası yapılan marjinal aralık ölçümlerinde en büyük aralık değişim farkları lazer sinterleme gruplarında gözlenmiştir ve bu aralık farkları istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p<0.05$ ).

5. Konvansiyonel gruba ait 3 ve 4 üyeli köprüler, marjinal aralık ölçümlerinin her iki aşamasında da ortalama olarak en yüksek aralık değerlerine sahiptir (metal 154.77  $\mu\text{m}$ ; porselen 170.83  $\mu\text{m}$ ) ve bu değer ortalamaları diğer gruplara göre anlamlı derecede daha yüksektir ( $p<0.05$ ).

6. Fırınlama aşamalarının ardından marjinal aralık ölçümleri birbirlerinden farklı olarak 3 ve 4 üyeli metal seramik köprü gruplarında sırasıyla konvansiyonel yöntemde 170.05  $\mu\text{m}$  171.61  $\mu\text{m}$ , indüksiyon yönteminde 90.95  $\mu\text{m}$  ve 87.60  $\mu\text{m}$ , metal milleme grubunda 72.42  $\mu\text{m}$  ve 73.56  $\mu\text{m}$ , lazer sinterleme yönteminde ise 75.37  $\mu\text{m}$  ve 80.63  $\mu\text{m}$  olarak bulunmuştur. Konvansiyonel yöntem ile hazırlanan metal seramik grup örnekleri hariç diğer gruplardaki değer ortalamaları klinikte kabul edilebilir marjinal aralık seviyelerinin altındadır.

7. Tüm gruplar arasındaki köprülerin farklı fırınlama aşamalarında 4,5 ve 7 no'lu dişlerdeki marjinal bölgede oluşan deformasyonlar rehber noktalar ele

alındığında marjinal kenarlarda düzensiz ve birbirinden bağımsız olarak gerçekleşmiştir; ancak örneklerin büyük bir kısmında vertikal deformasyonların ve marjinal aralıkların en çok görüldüğü rehber yüzeyler 4 ve 5 numaralı dişler için distal bölgeler, 7 numaralı dişler için ise mezial bölgelerdir ve bu bölgeler köprü gövdelerine yakın olan bölgelerdir.

8. Farklı metal altyapı elde etme yöntemlerinde grupların kendi içlerindeki 3 ve 4 üyeli köprüleri arasında metal döküm sonrası ve porselen fırınlaması sonrası yapılan ölçümlerde marjinal uyum farkları görülse de bu farklar her aşama için istatistiksel olarak anlamlı bulunamamıştır ( $p>0.05$ ). 4 üyeli köprülerin gövdelerine komşu dayanak diş bölgelerinde 3 üyeli aynı komşu bölgelere göre marjinal aralık değer ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamış olsa da ( $p>0.01$ ) 4 üyeli köprü gövdelerine komşu bölgelerde 3 üyeli aynı komşu bölgelere göre daha yüksek ortalama aralık değerleri kaydedilmiştir.

9. Farklı siman aralığı değerleri ile üretilen üç ve dört üyeli CAD/CAM restorasyonlarda marjinal uyum açısından anlamlı farklar bulunmuştur ( $p<0.05$ ). Lazer sinterleme grubuna ait örnekler metal milledme grubuna ait örneklere göre her iki farklı aşamadaki marjinal aralık ölçümlerinde de ideale daha yakın aralık değerleri göstermiş olup gruplar arasındaki farklar anlamlıdır ( $p<0.01$ ).

## ÖZET

### **Farklı Döküm Yöntemleri ve Alaşımlar Kullanılarak Elde Edilen Kuron Restorasyonların Marjinal Uyumlarının Karşılaştırılması**

Yapılan bu çalışmada bir veya birbirine komşu iki diş eksikliği nedeniyle uygulanan 3 veya 4 üyeli köprü restorasyonu söz konusu olduğunda farklı metal altyapı elde etme yöntemlerinin marjinal aralık üzerine etkileri değerlendirilmiştir. Ayrıca metal alt yapı üzerine estetik materyal olarak seramik materyalin uygulanması sırasında gerçekleşen ısı uygulaması ve fırınlama işlemlerinin de marjinal aralığı önceden kaydedilmiş metal alt yapı üzerinde meydana getirdiği değişiklik miktarları da değerlendirilmiştir. Buna ilave olarak konvansiyonel döküm metodu ile diğer yeni döküm tekniklerinin birbiri ile olan uyum farklılıkları da incelenmiştir. Çalışmamızda 6 farklı deney grubu 4 farklı üretim tekniği ile hazırlandı ve her grup için 10 adet 3 ve 4 üyeli metal destekli sabit bölümlü protez çalışmaya dahil edildi. Marjinal aralık ölçümleri her iki aşamadan sonra da gerçekleştirildi. Her bir kuron marjinine 40 nokta belirlenerek ölçümler için stereomikroskop kullanıldı. Metal altyapı hazırlanması ve seramik fırınlama aşamalarından sonraki marjinal aralık ölçümleri sırasıyla konvansiyonel döküm grubunda 3 üyeli köprülerde 160.33 µm ve 170.05 µm, 4 üyeli köprülerde 149.21 µm ve 171.61 µm, indüksiyon döküm grubunda 3 üyeli köprülerde 83.21 µm ve 90.95 µm, 4 üyeli köprülerde 81.70 µm ve 87.60 µm, lazer sinterleme grubunda 3 üyeli köprülerde 57.02 µm ve 75.37 µm, alt grubunda 27.00 µm ve 33.40 µm, 4 üyeli köprülerde 56.24 µm ve 80.63 µm, alt grubunda 31.9 µm ve 38.3 µm, metal milleme grubunda 3 üyeli köprülerde 71.31 µm ve 72.42 µm, alt grubunda 37.80 µm ve 40.40 µm, 4 üyeli köprülerde 71.06 µm ve 73.56 µm, alt grubunda 35.50 µm ve 37.70 µm olarak belirlendi ve konvansiyonel 3 ve 4 üyeli köprü grupları hariç diğer gruplardaki marjinal aralık değer ortalamaları klinikte kabul edilebilir marjinal aralık seviyelerinin altında olarak tespit edildi. Tüm metal-seramik köprü gruplarında marjinal aralık değişimleri porselen fırınlama aşamasından sonra artış gösterdi ve metal milleme grubu hariç diğer tüm gruplar arasındaki aralık değişimleri anlamlı olarak farklılık gösterdi. Genel olarak, metal milleme metal seramik köprü grupları arasında fırınlama aşamalarında marjinal aralık değişiminde fark gözlenmedi.

**Anahtar Kelimeler:** Kuron restorasyonlar, marjinal uyum, lazer sinterleme, metal milleme, indüksiyon döküm, konvansiyonel döküm

## ABSTRACT

### Comparison of Marginal Fit of Crown Restorations Fabricated With Different Casting Techniques and Alloys

This study sought to evaluate and compare the marginal and internal fit in vitro of single unit FDP's in different metal alloys made using four fabrication techniques, and to conclude the misfit is present. The specimens were fabricated with four different production techniques and they were evaluated within 6 groups where 10 three and four unit bridge simulations were assigned for each group. In addition, we examined the marginal adaptation of metal-ceramic bridges after the firing cycles for porcelain veneers and these scores were compared with the final marginal adaptations of the previously recorded scores for the metal framework groups. 40 points were defined at the crown margins and a stereomicroscope was used for measurements.

For the conventional casting group after the metal framework production and porcelain firing cycles marginal gap values were found to be 160,33  $\mu\text{m}$  and 170,05  $\mu\text{m}$  in 3 unit FPD's and 149.21  $\mu\text{m}$  and 171.61  $\mu\text{m}$  in 4 unit FPD's in order. For the induction casting group the values were 83.21  $\mu\text{m}$  and 90.95  $\mu\text{m}$  in 3 unit FPD's and 81.70  $\mu\text{m}$  and 87.60  $\mu\text{m}$  in 4 unit FPD's in order. Laser sintering 3 unit FPD's marginal gap measurements were 57.02  $\mu\text{m}$  and 75.37  $\mu\text{m}$ ; 27.00  $\mu\text{m}$  and 33.40  $\mu\text{m}$  for subgroup and 4 unit measurements were 56.24  $\mu\text{m}$  and 80.63  $\mu\text{m}$ ; 31.9  $\mu\text{m}$  and 38.30  $\mu\text{m}$  for subgroup in order. Direct metal milling 3 unit FPD's marginal gap measurements were 71.31  $\mu\text{m}$  and 72.42  $\mu\text{m}$ ; 37.80  $\mu\text{m}$  and 40.40  $\mu\text{m}$  for subgroup. 4 unit measurements were 71.06  $\mu\text{m}$  and 73.56  $\mu\text{m}$ ; 31.90  $\mu\text{m}$  and 38.30  $\mu\text{m}$  in order. All the groups were at the clinically acceptable levels except conventional casting method samples. In all metal-ceramic groups, the marginal gap changes occurred after porcelain firing stages and marginal gap changes were found statistically different in each groups. There were no statistically significant differences in the comparison of the marginal gap measurement changes between direct metal milling groups during the firing cycles.

**Key Words:** Crown restorations, marginal fit, laser-sintering, metal milling, induction casting, conventional casting

## KAYNAKLAR

- Abbate FM, Tjan AHL, Dent. D. *Comparison of the marginal fit of various ceramic crown systems*. J Prosthet Dent. 1989, 61:527-31.,
- Akça K, Demirel F. *Diş destekli sabit protezlerde kenar uyumu*. Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2000; 24: 24-29
- Akın A, Toksavul S. *CAD/CAM ve Preslenebilir Tam Seramik Sistemleri ile Yapılan Kuronların Marjinal ve İnternal Uyumlarının İn-vivo ve İn-vitro Karşılaştırmalı Olarak Araştırılması*. Ege Üniversitesi Doktora Tezi, İzmir, 2011, 118-129.
- Akın E. *Diş Hekimliğinde porselen*. 3. baskı, 1999. İstanbul Üniversitesi Basım Evi ve Film Merkezi İstanbul.
- Akkayan B, Caniklioğlu B. Tam seramik sistemi ile köprü protezi uygulaması: Vaka sunumu. *Akademik Diş Hekimliği Dergisi* 2001, 3.:13-18,
- Akkuş G. *Farklı CAD/CAM sistemleriyle hazırlanan kuron protezlerinde kenar uyumunun incelenmesi*, Doktora Tezi, İstanbul, 2008 66-68.
- Aktepe, E. *CAD-CAM Cerec 3 Sistemiyle Hazırlanan İnleylelerin Marjinal Adaptasyonlarının İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi Marmara Üniversitesi, Doktora Tezi*, 2005, İstanbul
- Alkumru H., Hullah W.R., Marquis P.M., Wilson H.J., *Factors affecting the fit of porcelain jacket crowns*, J Br. Dent. 1988., 164, 39-43,
- Anusavice KJ, Brantley WA. *Physical Properties of Dental Materials*. In: *Phillips' Science of Dental Materials*. Anusavice KJ, Eds. 11th Ed., St.Louis: Saunders, 2003: p. 41-69
- Anusavice KJ, Cascone P. *Dental Casting and Soldering Alloys*. In: *Phillips' Science of Dental Materials*. Anusavice KJ, Eds. 11th Ed., St.Louis: Saunders, 2003: p. 565-617.
- Avcı M. *Metal destekli porselen restorasyonlarda kullanılan kıymetsiz metal alaşımları*. Ankara Üniv Diş Hek Fak Derg 1990; 17(1): 145-150.
- Bagby M, Marshall SJ, Marshall Jr GW. *Metal ceramic compatibility: a review of the literature*. J Prosthet Dent, 1990;1:21-5.
- Balkaya M.C., *Porselen Pişirme İşleminin Farklı Alaşımların Kole Uyumuna Etkisi Üzerine Araştırmalar*, Protetik Diş Tedavisi Programı Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 1996.
- Balkaya Mehmet C., Cinar A., Pamuk S., *Influence of firing cycles on the margin distortion of 3 all-ceramic crown systems*, The Journal of Prosthetic Dentistry, 2005, 93, 346-55.
- Baran GR. *Cast and wrought base metal alloys*. In: *Restorative Dental Materials*. Craig RG, Powers JM, Eds. 11th Ed. St.Louis: Mosby, 2002b: p. 163-180.
- Berg E, Wagnere WC, Davik G, Doota ER. *Mechanical properties of laser welded cast and wrought titanium*. J Prosthet Dent 1995; 74: 250-257.



- Beuer F J. Schweiger, D. Edelhoff. *British Dental Journal* Volume 204, 2008, No:9, 505-511,
- Bindl A, Mörmann WH. *Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations*. *J Oral Rehabil* 2005;32:441–7.
- Boeckler AF, Stadler A, Fetz JM. The Significance of Marginal Gap and overextension Measurement in the Evaluation of the Fit of Complete Crowns. *The Journal Of Contemporary Dental Practice*. 2005, 6:2-12.
- Braegger, U., Matuliene, G., Krieger, A., Incici, E., Pjetursson, B.E., Salvi, G. & Lang, N.P. *Total costs of longterm dental care in patients with birth defects restored with FDPs and crowns on teeth and implants*. *Clinical Oral Implant Research*. 2007.
- Brintha J.J., Mohan J. *Comparative Evaluation of Marginal Accuracy of a Cast Fixed Partial Denture Compared to Soldered Fixed Partial Denture Made of Two Different Base Metal Alloys and Casting Techniques: An In vitro Study*. 2013, 13:3
- Boening K.W., Wolf B.H., Schmidt A.E., Kastner K., Walter M.H., *Clinical fit of procera all-ceram crowns*, *J. Prosthet. Dent.*, 2000, 84, 419-24.
- Byrne G., *Influence of finish-line form on crown cementation*. *Int J. Prosthodont*. 1992;5: 137-144
- Christensen G.J., *Marginal fit of gold inlay castings*, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 16, 297-305, 1986.
- Craig, R.G. *Restorative Dental Materials*. Eight Ed, 1989. The CV mosby Co. Toronto.
- Çınar A., Değişik *Kuron Sistemlerinde Kenar Uyumu*, *Protetik Diş Tedavisi Programı Doktora Tezi*, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 2001.
- Dahimo K, Andersson M, Gellerstend M, Karisson S. *On a new method to assess the accuracy of a CAD program*. *Int.J.Prosthodont* 2001; 14: 276-8
- Davis, D.R. *Comparison of fit of two types of all-ceramic crowns*. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1988, 59, 12-16.
- de Backer H., Van Maele, G., de Moor, N., Van deBerghe, L. & de Boever, J. *A 18-years retrospective survival of full crowns with or with-out posts*. *International Journal of Prosthodontics* 2006, 19: 136–142.
- De Melo RM, Travassos AC, Neisser MP. *Shear bond strengths of a ceramic system to alternative metal alloys*. *J Prosthet Dent* 2005;93:64–9.
- Donovan, T., Prince, J. *An analysis of margin configurations for metal-ceramic crowns*. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 53, 153-157, 1985.
- Duret F., Blouin, J., Duret, B. *CAD-CAM in dentistry*. *Journal Of American Dental Association*, 117, 715-720, 1988.

- Efeoğlu A. *Diş Hekimliği Tarihi*, Alemdar Ofset, İstanbul, 1992.
- Ersoy A.E. *Protetik restoratif alaşımlar*. *TDB Derg* 2002; 71: 86-90.
- Estimates of dental services completed in 1990 by private practitioners by dental specialty, 1990 survey of dental services rendered and distribution of dentists in the US by region and state, Chicago, American Dental Association, Survey Center, 1991.
- Faucher R. R., Nichols J.I., *Distortion related to margin design in porcelain-fused-to-metal restorations*, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1980, 43, 149-55.
- Felton D.A., Kanoy B.E., Bayne S.C., Wirthman G.P., *Effect of in vivo crown margin discrepancies on periodontal health*, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1991, 65, 358-64.
- Gardner FM. *Margins of complete crowns-literature review*. *J. Prosthet. Dent.* 1982; 48: 396-400
- Gemalmaz, D.ve Alkumru, H.N. *Marginal fit changes during porcelain firing cycles*. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1995, 73, 49-54.
- Gemalmaz, D.,Özcan, M.ve Alkumru, H.N. *A clinical evaluation of ceramic inlays bonded with different luting agents*. *Journal of Adhesive Dentistry*, 2001, 3, 273-283.
- Glantz PO, Ryge G, Jendresen MD, Nilner K. *Quality of extensive fixed prosthodontics after five years*. *J Prosthet Dent* 1984; 52:475-9.
- Goldin, E.B., Boyd N., W. Goldstein G., Hittelman E.L., Thompson V. *Marginal fit of leucite-glass pressable ceramic restorations and ceramic pressed-to-metal restorations*. *J Prosthet Dent*. 2005 93:143-7.
- Griggs JA. *Recent advances in materials for all ceramic restorations*. *Dent Clin North Am.* 2007;51(3):713-27.
- Groten M., Axmann D., Probst L., Weber H., *Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in-vitro testing*, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2000, 83, 40-9.
- Hansson O. *Casting accuracy of a nickel and beryllium-free cobalt–chromium alloy for crown and bridge prostheses and resin-bonded bridges*. *Swed Dent J* 1985, 9:105–115.
- Heymann HO. *Additional conservative esthetic procedures*. In: Sturdevart's, *The Art and Science of Operative Dentistry*. Robenson TM, Heymann HO, Swift EJ, Eds. 4th Ed., Missouri: Mosby Inc, 2002: p. 591-650.
- Hinman R. et al. *Improving the casting accuracy of fixed partial dentures*. *J Prosthet Dent* 1985, 53:466.
- Huang H.H., Lin C., Lee H., Yang H., Chen F.L., Wu S.C., Hsu C.C. *Effect of chemical composition of Ni-Cr dental casting alloys on the bonding characterization between porcelain and metal*. *Journal of Oral Rehabilitation*, 2005, 32:206-12.

- Holmes, R.J., Bayne, C.S., Holland, A.G., Sulik, D.W. *Considerations in measurements of marginal fit*. Journal of Prosthetic Dentistry, 62, 405-8, 1989.
- Irie, M., Suzuki, K. ve Watts D.C. *Marginal and flexural integrity of three classes of luting cement, with early finishing and water storage*. Dental Materials, 2004, 3-11.
- Jansen VK, Conrads G, Richter EJ. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. Int J Oral Maxillofac Implants, 1997,12: 527–540.
- Jedyrakiewicz N.M. ve Martin, N. *Cerec science, research and clinical application*. Compendium of Continuing Education in Dentistry, 2001, 22, 7-13.
- Jokstad, A. & Mjör, I.A. *Ten years' clinical evaluation of three luting cements*. Journal of Dentistry 1996, 24: 309–315.
- Kanazawa M, Inokoshi M., Dublication of a CAD/CAM system for fabricating complete dentures, Dental Materials Journal 2011; 30(1): 93–96.
- Kawahata N, Ono H, Nishi Y, Hamano T, Nagaoka E. *Trial of duplication procedure for complete dentures by CAD/CAM*. J Oral Rehabil 1997; 24: 540-548.
- Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. *Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives*, J ProsthetDent, 75:18-32, 1996.
- Konstantoulakis E, Nakajima H, Woody RD, Miller AW. *Marginal fit and surface roughness of crowns made with an accelerated casting technique*. J Prosthet Dent. 1998 80:337-45.
- Kovalev AI, Vainshtein DL, Mishina VP, Titov VI, Moiseev VF, Tolochko NK. *Selective laser sintering of steel powders to obtain products based on SAPR-models*. Metallurgist, 2000;4:206–9.
- Leinfelder KF. *An evaluation of casting alloys used for restorative procedures*. J. Am. Dent. Assoc 1997; 128: 37-45.
- Limkangwalmongkol P, Chiche GJ, Blatz MB. *Precision of fit of two margin designs for metal–ceramic crowns*. J. Prosthodont 2007;16:233–7.
- Lindquist, T.J.ve Connolly, J. *In vitro microleakage of luting cements and crown foundation material*. Journal of Prosthetic Dentistry, 2001, 85, 292-298.
- Liu P.R. *A panorama of dental CAD/CAM restorative systems*. Compendium of Continuing Education in Dentistry, 2005, 26, 507-527.
- Marklund S., Bergman, B., Hedlund, S.O. & Nil-son, H. *An intraindividual clinical comparison if two metal–ceramic systems: a 5-year prospective study*. International Journal of Prosthodontics 2003, 16: 70–73.
- McCabe JF. *Diş Hekimliği Maddeler Bilgisi*. Yedinci baskı. İstanbul: İ.Ü. Basımevi ve Film Merkezi, 1999.
- McCabe JF., Walls AWG. *Applied Dental Materials*. 9th Ed., Singapore: Blackwell Publishing Ltd, 2008.
- McLean, J.W *Evolution of dental ceramics*. J. Prosthet Dent, 2001;85: 61-6.

- McLean, J.W. *The Science and art of dental ceramics*. Vol I. Quintessence Publishing Co. Tokyo, 1980.
- Mehl, A., Hickel, R. *Current state of development and perspective of machine based production methods for dental restorations*. International Journal of Computerized Dentistry, 1999, 2, 9-35.
- Molin M., Karlsson S., *The fit of gold inlays and three ceramic inlay systems*. A clinical in vitro study, Acta Odontol. Scand., 51, 201-6, 1993.
- Mou, S.H., Chai, T., Wang, J.S. ve Shiau, Y.Y. *Influence of different convergence angles and tooth preparation heights on the internal adaptation of Cerec crowns*. Journal of Prosthetic Dentistry, 2002, 87, 248-255.
- Naylor WP. *Introduction to Metal Ceramic Technology*. Illinois: Quintessence Publishing Co, 2009.
- Nordlander J, Weir D, Stoffer W, Ochi S. *The taper of clinical preparations for fixed prosthodontics*, J. Prosthetic Dent. 1988, 60: 148-51
- O'Brien WJ. *Dental Materials and Their Selection*. 3rd. Ed., Chicago: Quintessence Publishing Co, 2002.
- Özcan M: *Fracture reasons in ceramic-fused-to-metal restorations*. J. Oral Rehabilitation 2003; 30:265-269.
- 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*. J. Dent. Mater. 2011, 27; 356-363.
- Papaioannou W, Quirynen M, van Steenberghe D. *The influence of periodontitis on the subgingival flora around implants in partially edentulous patients*. Clin Oral Implants Res 1996; 7:405–409.
- Pera, P., Gilodi, S., Bassi, F., Carossa, S. *In vitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crowns*. Journal of Prosthetic Dentistry, 1994, 72, 585-90.
- Petteno D, Schierano G, Bassi F, Bresciano ME, Carossa S. *Comparison of marginal fit of 3 different metal-ceramicsystems: an in vitro study*. Int J Prosthodont 2000; 5:405–8.
- Phillips, R.W. *Skinner's science of dental materials*, Eight edition, W.B Saunders Co. London. 2003.
- Piemjai M. *Effect of seating force, margin design and cement on marginal seal and retention of complete metal crowns*. Int J Prosthodont. 2001; 14: 6-412
- Product information: Procera®, Nobel Biocare <http://www.nobelbiocare.com>.
- Product information: Sirona Dental Systems, CEREC®<http://www.cereconline.com>.
- Raigrodski Ariel J., Chiche Gerard J., *The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: A review of the literature*, The Journal of Prosthetic Dentistry, 86, 520-5, 2001.
- Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, Hochstedler JL, Mohamed SE, Billiot S, et al. *The efficacy of posterior three-unit-zirconiumoxide-based ceramic fixed partial prostheses: a prospective clinical pilot study*. J Prosthet Dent 2006; 96:237-44.

- Reich S., Wichmann M., Nkenke E., Proeschel P., *Clinical fit of allceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems*, European Journal of Oral Sciences, 2005, 113, 174-9.
- Reitemeier, B., Hañsel, K., Kastner, C. & Walter, M.H. *Metal–ceramic failure in noble metal crowns: 7-year results of a prospective clinicaltrial in private practices*. International Journal of Prosthodontics 2006 19: 397–399.
- Renne W., McGill S.T., Forshee K.V., DeFee M.R., Mennito A.S. *Predicting marginal fit of CAD/CAM crowns based on the presence or absence of common preparation errors* J. Prost. Dent. 2012, 342:310-315
- Roberts H. W., Berzins D.W., Moore B. K., Charlton D. G. *Metal-Ceramic Alloys in Dentistry: A Review*. American College of Prosthodontics, 2009, 18: 188-194.
- Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. *Contemporary fixed prosthodontics*. 4th ed. St. Louis: Mosby; 2006. p. 409, 599, 606–8.
- Sarafianou A, Kafandaris NM. *Effect of convergence angle on retention of resin-bonded retainers cemented with resinous cements*. J. Prosthetic Dent. 1997, 77: 475-81.
- Sass F, Eames W. *Fit of unit-cast fixed partial dentures related to casting ring size and shape*. J Prosthet Dent 1980, 43:163–164
- Setcos JC, Babael Mahani A, Silvio LD, Mjor IA, Wilson NH. *The safety of nickel containing dental alloys*. Dent Mater 2006;22 (12) :1163-8.
- Shearer B., Gough M.B., Setchell D.J., *Influence of marginal configuration and porcelain addition on the fit of in-ceram crowns*, Biomaterials, 1996, 17, 1891-5.
- Shiratsuchi H., Komine F., Kakehashi Y., Matsumura H. *Influence of finish line design on marginal adaptation of electroformed metal-ceramic crowns*. J Prosthet Dent. 2006, 95:237-42.
- Shillingburg H.T., Hobo S., Whitsett LD., BrackettS.E., *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*, III. Baskı, Carol Stream (IL), Quintessence, 2003, s. 85-103, 142-154, 455.
- Shillingburg HT, Hobo S, Fisher DW. *Preparation design and magrin distortion in porcelain fused to metal restorations*. J. Prosthet. Dent. 1981; 29: 276-284
- Sönmez A. *Galvano kuronlarda marjinal adaptasyonun ve porselen bağlantısının in-vitro incelenmesi ve Ni-Cr alaşımlarla karşılaştırılması*, Doktora Tezi Ankara, 2008, 22-23.
- Sohmura T, Kusumoto N, Otani T, Yamada S, Wakabayashi K, Yatani H. *CAD/CAM fabrication and clinical application of surgical template and bone model in oral implant surgery*, Clin. Oral Impl. Res. 20, 2009; 87–93.
- Sorensen JA. *A standardized method for determination of crown margin fidelity*. J Prosthet Dent. 1990, 64: 18-24.

- Strub, J.R., Rekow, E.D. ve Witkowski, S. *Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities*. Journal of American Dental Association, 2006, 137, 1289-1296.
- Suarez, M.J., Villaumbrosia, P.G., Lozano, J.F.L. *Comparison of the marginal fit of procera all-ceram crowns with two finish lines*. International Journal of Prosthodontics. 2003, 16, 229-232.
- Sulaiman F, Chai J, Jamson LM, Wozniak W T. *A comparison of the marginal fit of In-Ceram, Ips Empress and procera crowns*. International Journal of Prosthodontics. 1997, 10:478-8.
- Tjan AML, Grant BE. *Marginal accuracy of temporary composite crowns*. J. Prosthet. Dent. 1987; 58: 417-420
- Tsitrou E. A, Northeast S. E, van Noort R. *Evaluation of marginal fit of three margin designs of resin composite crowns using CAD/CAM*. J. Dentistry. 2007, 35: 68-73
- 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 Oct;102(4):253-9.
- 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. 2006 Doktora Tezi. Samsun
- Usanmaz G. *Copy-Milling sistemiyle hazırlanmış üç üniteli iki farklı materyaldeki tam seramik köprülerin marjinal uyumlarının fırınlama aşamalarında karşılaştırılması*. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protez Programı. 2005 Doktora Tezi. Ankara.
- Ushiwata O, Moraes JV. *Method for marginal measurements of restorations: Accessory device for toolmakers microscope*. J Prosthet Dent. 2003, 83: 362-6.
- Van Noort, R. *Introduction to Dental Materials. Second Edition*. 2002, Mosby-may, England.
- Walton, T.R.a *10-year longitudinal study of fixed prosthodontics: clinical characteristics and outcome of single-unit metal-ceramic crowns*. The International Journal of Prosthodontics 1999, 12:519-526.
- Wang XC, Laoui T, Bonse J, Kruth JP, Lauwers B, Froyen B. *Direct selective laser sintering of hard metal powders: experimental study and simulation*. Int J Adv. Manuf. Tech. 2002;5:351-7.
- Wataha JC, Messer RL. *Casting alloys*. Dent Clin. North Am., 2004; 48: 499-512.
- Wataha JC. *Alloys for prosthodontic restorations*. J Prosthet Dent 2002a; 87: 351-63.
- Wataha JC. *Nature of metals and alloys*. In: *Restorative Dental Materials*. Craig RG, Powers JM, Eds. 11th Ed. St.Louis: Mosby, 2002b: p. 163-180.
- Weaver JD, Johnson GH, Bales DJ. *Marginal adaptation of castable ceramic crowns*. J Prosthet Dent. 1991, 66:747-53.

- Winkler S, Morris HF, Monteiro JM. *Changes in mechanical properties and microstructure following heat treatment of a nickel-chromium base alloy*. J Prosthet Dent 1984; 52(6): 821-827.
- Wöstmann B, Blöber T, Gouentenoudis M, Balkenhol M, Ferger P. *Influence of margin design on the fit of high-precious alloy restorations in patients*. Journal Of Dentistry. 2005, 33;611-8.
- Yavuzylmaz H. *Metal destekli estetik (Vener-kaplama) kuronlar*, Gazi Üniversitesi İletişim Fakültesi Basım Evi, Ankara, 1996.
- Yeo S.I., Yang J.H., Lee J.B. *In-vitro marginal fit of three all ceramic crown systems*. J. Prosthet. Dent. 2003, 90: 459-64.
- Zaimoğlu, A., Can, G., Ersoy, E., Aksu, L. *Diş Hekimliğinde maddeler bilgisi*. 1993. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği yayınları, yayın no:17, Ankara.

## ÖZGEÇMİŞ

7 Aralık 1982’de Filibe/BULGARİSTAN’da doğdu. İlköğrenimini Adapazarı Atatürk İlkokulunda, orta öğrenimini Sakarya Anadolu Lisesi’nde ve lise öğrenimini T. C. Ziraat Bankası Balıkesir Fen Lisesi’nde tamamladı.

2001 yılında Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’nde lisans eğitimine başladı. 2006 yılında Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’nden mezun oldu.

2008 yılında Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim dalında doktora eğitimine başladı. Doktora çalışmalarına devam etmektedir.