

**FARKLI KURON ALT YAPI TASARIMLARININ
MARJİNAL UYUMLARININ KARŞILAŞTIRILMASI VE
İTERNAL UYUMLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ**

Melike Pınar YILDIRIM

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Tez Danışmanı

Prof. Dr. Funda BAYINDIR

Doktora Tezi - 2013

**T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**FARKLI KURON ALT YAPI TASARIMLARININ
MARJİNAL UYUMLARININ KARŞILAŞTIRILMASI VE
İTERNAL UYUMLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ**

Melike Pınar YILDIRIM

**Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Doktora Tezi**

**Tez Danışmanı
Prof. Dr. Funda BAYINDIR**

**ERZURUM
2013**

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

FARKLI KURON ALT YAPI TASARIMLARININ MARJİNAL
UYUMLARININ KARŞILAŞTIRILMASI VE İNTERNAL
UYUMLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ

Melike Pınar YILDIRIM

Tez Savunma Tarihi : 05.11.2013

Tez Danışmanı : Prof. Dr. Funda BAYINDIR (Atatürk Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Lütfü İhsan ALADAĞ (Atatürk Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Musa Üstün GÜLDAĞ (Süleyman Demirel Üniv.)

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ (R.T.Erdoğan Üniv.)

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Ümit ERTAŞ (Atatürk Üniversitesi)

Onay

Bu çalışma yukarıdaki jüri tarafından **Doktora Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Yavuz Selim SAĞLAM
Enstitü Müdürü

Doktora Tezi
ERZURUM - 2013

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	V
ÖZET	VI
ABSTRACT.....	VII
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	VIII
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	IX
TABLOLAR DİZİNİ	XII
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Dental Porselenlerin Gelişimi	3
2.2. Dental Porselenlerin Yapısı	7
2.2.1. Feldspat.....	8
2.2.2. Kuartz.....	8
2.2.3. Kaolin.....	9
2.2.4. Akışkanlar ve Cam Modifiye Ediciler	9
2.2.5. Ara Oksitler.....	9
2.2.6. Renk Verici Pigmentler	9
2.2.7. Opaklaştırıcı Ajanlar.....	10
2.2.8. Floresans Özellik Sağlayan Ajanlar.....	10
2.3. Diş Kesim Prensipleri	10
2.3.1. Preparasyonun Biyomekanik İlkeleri.....	11
2.3.2. Posterior Tam Seramik Diş Preparasyonu	15
2.4. Porselenlerin Sınıflandırılması	16
2.4.1. İçeriklerine Göre Porselenler	16
2.4.2. Erime Isılarına Göre Porselenler.....	16

2.4.3. Şekillendirme Türlerine Göre Porselenler	16
2.4.4. Pişirme Metotlarına Göre Porselenler.....	16
2.4.5. Yapım Tekniğine Göre Porselenler	17
2.5. Metal Destekli Porselen Restorasyonlar	17
2.5.1. Metal Destekli Porselen Restorasyonlarının Aşamaları	19
2.5.2. Direkt Metal Lazer Sinterizasyonu (DMLS) Yoluyla Elde Edilen Metal Alt Yapı.....	22
2.5.3. Freze Tekniği ile Üretilen Metal Alt Yapı.....	23
2.6. Metal Alaşımların Tekrarlanan Döküm İşlemi	24
2.7. Tam Seramik Sistemler.....	26
2.7.1. Endikasyonları	27
2.7.2. Kontrendikasyonları.....	27
2.7.3. Avantajları	27
2.7.4. Dezavantajları	28
2.7.5. Tam Seramik Sistemlerin Sınıflandırılması.....	28
2.8. Marjinal ve İnternal Uyum	43
2.8.1. Direkt Güdük Üzerinden Ölçüm.....	49
2.8.2. Rezin Replika Tekniği	50
2.8.3. Siman Aralığı - Silikon Replika Tekniği	50
2.8.4. Kesit Alarak Ölçüm Tekniği.....	51
2.8.5. Üç Boyutlu Yüzey Tarama Yöntemi İle Ölçüm	51
2.9. Tekrarlanan Fırınlama İşlemi.....	51
3. MATERYAL VE METOT.....	53
3.1. Ana Modelin Hazırlanması.....	53
3.2. Test Örneklerinin Hazırlanması.....	54

3.2.1. Geleneksel Döküm Yoluyla Elde Edilen Metal Alt Yapıların Hazırlanması	54
3.2.2. Freze Tekniğiyle Üretilen Cr-Co Metal Alt Yapıların Hazırlanması	56
3.2.3. Direkt Metal Lazer Sinterizasyon (DMLS) Yoluyla Elde Edilen Cr-Co Metal Alt Yapıların Hazırlanması	57
3.2.4. Artık Metal Kullanılarak Geleneksel Döküm Yoluyla Elde Edilen Metal Alt Yapıların Hazırlanması	57
3.2.5. IPS Empress 2 Alt Yapılarının Hazırlanması	58
3.2.6. Kavo Everest Sistemi Alt Yapılarının Hazırlanması	60
3.2.7. Zirkohnzahn Sistemi Alt Yapılarının Hazırlanması	62
3.3. Marjinal Uyum Ölçümleri	63
3.4. İnternal Aralık Ölçümleri.....	66
3.5. Porselen Uygulaması İçin Alt Yapıların Fırınlanmaları	68
3.6. İstatistiksel Analiz.....	71
4. BULGULAR.....	72
4.1. Marjinal Aralıkların Karşılaştırılması.....	72
4.1.1. Fırınlama Öncesi Marjinal Aralıkların Karşılaştırılması	72
4.1.2. Fırınlama Sonrası Marjinal Aralıkların Karşılaştırılması	75
4.1.3. Marjinal Aralığın Fırınlama Öncesi ve Sonrası Değişimi	78
4.2. İnternal Aralıkların Karşılaştırılması	80
4.2.1. Fırınlama Öncesi İnternal Aralıkların Karşılaştırılması	80
4.2.2. Fırınlama Sonrası İnternal Aralıkların Karşılaştırılması	83
4.2.3. İnternal Aralığın Fırınlama Öncesi ve Sonrası Değişimi.....	86
5. TARTIŞMA.....	89
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	116
KAYNAKLAR	119

EKLER	148
EK-1. ÖZGEÇMİŞ	148
EK-2. ETİK KURUL RAPORU.....	149

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince bana her zaman yol gösteren, her türlü desteğini, bilgisini, vaktini ve yardımlarını esirgemeyen çok değerli doktora danışmanım Sn. Prof. Dr. Funda BAYINDIR'a, doktora eğitimim süresince bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine, tez izleme komite üyesi değerli hocalarım Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYSUŞ'a ve Prof. Dr. Ümit ERTAŞ'a ve çalışma arkadaşlarıma; bugünlere gelmemde en büyük pay sahibi olan, varlıklarından güç aldığım, hayatlarını çocuklarına adayan annem ve babam'a, biricik kardeşim Gizem'e sonsuz teşekkürlerimi sunarım. Bu tez, Atatürk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi'nce desteklenmiştir (Proje No:2012/380).

Melike Pınar YILDIRIM

ÖZET

Farklı Kuron Alt Yapı Tasarımlarının Marjinal Uyumlarının Karşılaştırılması ve Internal Uyumlarının Değerlendirilmesi

Amaç: Farklı yöntemlerle elde edilen alt yapıların birbirleriyle ve kendi aralarında; marjinal uyumlarının ve internal aralıklarının porselen fırınlama işlemi öncesi ve sonrasında kıyaslanmasıdır.

Materyal ve Metot: Paslanmaz çelik alaşımdan hazırlanan metal güdükler; her bir grupta 10 adet olmak üzere 7 gruba ayrıldı. Gruplara geleneksel döküm yoluyla, freze yöntemiyle, direkt metal lazer sinterizasyon yöntemiyle, artık metaller kullanılarak geleneksel döküm yöntemiyle, Zirkonzahn sistemiyle, Kavo Everest sistemiyle ve IPS Empress 2 sistemiyle alt yapılar hazırlandı. Porselen fırınlaması işlemi öncesi ve sonrasında marjinal ve internal aralık ölçümleri, direkt güdük üzerinden ölçüm tekniği ve silikon replika tekniği kullanılarak gerçekleştirildi. Verilerin değerlendirilmesinde tanımlayıcı istatistiksel metotların (ortalama, standart sapma) yanı sıra ikili grupların karşılaştırmasında Tukey's analizi ve ANOVA testleri kullanıldı. Sonuçlar, $p < 0.05$ anlamlılık düzeyinde değerlendirildi.

Bulgular: Porselen fırınlama işlemi öncesi ve sonrasında, en küçük marjinal açıklık Zirkonzahn Sisteminde ($17.70 \pm 3.50 \mu\text{m}$ ve $19.601 \pm 4.41 \mu\text{m}$), en büyük marjinal açıklık ise artık metallerin kullanıldığı döküm yönteminde ($131.29 \pm 31.98 \mu\text{m}$ ve $99.792 \pm 31.19 \mu\text{m}$) bulunmuştur. Internal aralık hacminde ise fırınlama öncesi ve sonrasında en küçük değer Kavo Everest sisteminde ($0.0256 \pm 0.002 \text{gr}$ ve $0.0249 \pm 0.003 \text{gr}$), en yüksek değer ise freze metal grubunda ($0.0425 \pm 0.007 \text{gr}$ ve $0.0458 \pm 0.005 \text{gr}$) bulunmuştur. Döküm ve freze yöntemiyle elde edilen metal alt yapılarda porselen fırınlaması sonucunda kenar açıklığında azalma olurken, internal aralık hacminde artış olmuştur. Tam seramik sistem alt yapılarında ise porselen fırınlaması neticesinde kenar açıklığında artış olurken, internal aralık hacminde azalma olmuştur.

Sonuç: Porselen fırınlama işleminin gerek metal destekli gerekse tam seramik sistemlerde, şekil değişikliğine neden olduğu; kenar uyumunu ve internal aralığı etkilediğini göstermiştir.

Anahtar Kelimeler: Internal uyum, marjinal uyum, metal-seramik sistemler, porselen fırınlaması, tam seramik sistemler.

ABSTRACT

Comparing Marginal Adaptation of Different Crown Copings Before and After Firing Cycles and Evaluating Internal Fit

Aim: Comparing marginal adaptation and internal gaps of copings with each other and among themselves which prepared by different methods, before and after porcelain firing.

Material and Method: Stainless steel dies were divided in 7 groups, and each group contains 10 samples. Copings were prepared by conventional casting, direct metal laser sintering, metal milling, conventional casting using residual metals, Zirkonzahn system, Kavo Everest system and IPS Empress 2 system. Measurements of marginal gap and internal fit datas made by direct measurement of die technique and silicon replica technique before and after porcelain firing. When analyzing data, descriptive statistical methods (mean, standard deviation) as well as the comparison of two groups Tukey's analyse and ANOVA tests were used. The significance level was set at $p < 0.05$.

Results: Zirkonzahn system showed the smallest marginal gap value ($17.70 \pm 3.50 \mu\text{m}$ and $19.601 \pm 4.41 \mu\text{m}$) and conventional casting using residual metals method showed the greatest marginal gap value ($131.29 \pm 31.98 \mu\text{m}$ and $99.792 \pm 31.19 \mu\text{m}$) before and after porcelain firings. The smallest internal gap volume value ($0.0256 \pm 0.002 \text{gr}$ and $0.0249 \pm 0.003 \text{gr}$) was found in Kavo Everest system and the greatest value ($0.0425 \pm 0.007 \text{gr}$ and $0.0458 \pm 0.005 \text{gr}$) was found in metal milling group before and after porcelain firings. After porcelain firings, there has been an increase in internal fit volume value, while marginal gap value decreased of copings which prepared by casting and milling technique. In all-ceramic system groups, marginal gap value increased and internal fit volume value decreased after porcelain firings.

Conclusion: It was obtained that porcelain firings caused morphological changes and effected marginal adaptation and internal fit both in all-ceramic systems and porcelain fused metal systems.

Key Words: All-ceramic systems, internal fit, marginal adaptation, porcelain firing, porcelain fused metal systems.

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

Al₂O₃	: Alüminyum oksit
atm	: Atmosfer basıncı
CAD	: Computer Aided Design (Bilgisayar Yardımı ile Tasarım)
CAM	: Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Yardımı ile Üretim)
CAD-CAM	: Computer Aided Design-Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Yardımı ile Tasarım-Bilgisayar Yardımı ile Üretim)
Cr-Co	: Krom-Kobalt
dk	: dakika
DMLS	: Direkt Metal Lazer Sinterleme
FM	: Freze yöntemiyle elde edilen alt yapı
GD	: Geleneksel döküm yöntemiyle elde edilen alt yapı
gr	: gram
IPS	: IPS Empress 2 yöntemiyle elde edilen alt yapı
KE	: Kavo Everest yöntemiyle elde edilen alt yapı
kg	: kilogram
K₂O	: Potasyum Oksit
LS	: Direkt metal lazer sinterizasyon yöntemiyle elde edilen alt yapı
MPa	: Megapaskal
Ni-Cr	: Nikel-Krom
SEM	: Scanning Electron Microscope
SLS	: Seçici Lazer Sinterleme
sn	: Saniye
TD	: Artık metallerin kullanıldığı geleneksel döküm yöntemiyle elde edilen alt yapı
Y-TZP	: Yitriya Tetragonal Zirkonyum Polikristali
ZRK	: Zirkonzahn yöntemiyle elde edilen alt yapı
ZrO₂	: Zirkonyum Dioksit
µm	: Mikrometre
°C/dk	: Santigrat derece/dakika
°	: Derece

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
Şekil 2. 1. Seramiğin bileşimi.....	8
Şekil 2. 2. Künt basamak kesimi	12
Şekil 2. 3. Künt basamak ve bizotajlı künt basamak	13
Şekil 2. 4. Oluk biçimli basamak.....	13
Şekil 2. 5. Bıçak sırtı kesim.....	14
Şekil 2. 6. Metal alt yapı ve metal destekli porselen	17
Şekil 2. 7. Metal seramik restorasyonların şematik görüntüsü.....	18
Şekil 2. 8. Frezelenmiş Cr-Co bloklar	23
Şekil 2. 9. Vita In-Ceram blok ve In-Ceram fırını.....	31
Şekil 2. 10. Celay ünitesi	36
Şekil 2. 11. Cerconeye ve Cercon Software	36
Şekil 2. 12. Lava CAD, Lava Scan ve Lava Therm	39
Şekil 2. 13. Marjinal bölge	43
Şekil 2. 14. Holmes ve arkadaşlarına göre uyumsuzluk terminolojisi	46
Şekil 3. 1. Metal güdüğün AutoCAD 2006 programında dizayn edilmesi ve metal güdük.....	53
Şekil 3. 2. Metal güdük.....	53
Şekil 3. 3. Mum blok ve polivinilsiloksan ölçü	54
Şekil 3. 4. Geleneksel döküm alt yapılar	56
Şekil 3. 5. Metal freze alt yapılar.....	56
Şekil 3. 6. Direkt metal lazer sinter alt yapılar	57
Şekil 3. 7. Artık metallerin kullanıldığı geleneksel döküm alt yapılar.....	58

Şekil 3. 8. IPS Empress 2 alt yapılar için mum modelaj, döküm yolu bağlanması, manşete alım	59
Şekil 3. 9. IPS Empress 2 alt yapılar	60
Şekil 3. 10. Kavo Everest Scan, Kavo Everest Engine ve Kavo Everest Therm	61
Şekil 3. 11. Kavo Everest örneklerin hazırlanması	61
Şekil 3. 12. Kavo Everest alt yapılar	62
Şekil 3. 13. Zirkonzahn örneklerin tasarımı	62
Şekil 3. 14. Zirkograph 025 ECO ve Keramikofen 1500 sinterleme fırını	63
Şekil 3. 15. Zirkonzahn sistemi alt yapıları	63
Şekil 3. 16. Simantasyon için sıkıştırma düzeneği	64
Şekil 3. 17. Akrilik blok	64
Şekil 3. 18. Mikroskop, mikroskoba entegre fotoğraf makinesi ve görüntülerin analiz edildiği bilgisayar.....	65
Şekil 3. 19. Freze metal örneğin kenar açıklığı	66
Şekil 3. 20. Kavo Everest örneğin kenar uyumu	66
Şekil 3. 21. Siman aralığı değerlendirmesi için akıcı kıvamlı silikon uygulaması	67
Şekil 3. 22. Hassas terazi ve silikon replikanın ağırlığının ölçümü	67
Şekil 3. 23. Silikon replikalar, alt yapılar ve metal güdükler	68
Şekil 3. 24. Metal alt yapıların fırınlanması	70
Şekil 3. 25. Tam seramik alt yapıların fırınlanması	71
Şekil 4. 1. Örneklerin fırınlama öncesi marjinal aralık değerlerine ait grafik.....	75
Şekil 4. 2. Fırınlama sonrası marjinal aralık değerleri	78
Şekil 4. 3. Yöntemlerin fırınlama öncesi ve sonrasına ait ortalama ve medyan değerleri	79
Şekil 4. 4. Fırınlama öncesi internal aralık değerleri.....	83

Şekil 4. 5. Fırınlama sonrası internal aralık değerleri.....	86
Şekil 4. 6. Yöntemin fırınlama öncesi ve sonrasına ait ortalama ve medyan değerleri..	87

TABLÖLAR DİZİNİ

<u>Tablo No</u>	<u>Sayfa No</u>
Tablo 2. 1. Yeniden eritme sırasında artık alaşıma, yeni alaşım eklenme oranlarına ilişkin literatür bilgi.....	26
Tablo 3. 1. Test örneklerinin elde edilmesinde kullanılan yöntemler	54
Tablo 3. 2. Sıcaklık tablolarında kullanılan kısaltmalar	68
Tablo 3. 3. Metal alt yapıların opaker fırınlama sıcaklıkları.....	69
Tablo 3. 4. Metal alt yapılar için mine ve dentin porseleni fırınlama sıcaklıkları	69
Tablo 3. 5. Metal alt yapılar için glazür fırınlama sıcaklıkları.....	69
Tablo 3. 6. Tam seramik sistemlerin alt yapıları için mine ve dentin porseleni ile glazür fırınlama sıcaklıkları	70
Tablo 4. 1. Alt yapı yöntemlerinin, istatistiksel analizlerde kullanılan kısaltmaları.....	72
Tablo 4. 2. Fırınlama öncesi için çoklu karşılaştırma tablosu.....	73
Tablo 4. 3. Fırınlama öncesi marjinal aralık değerleri birbirine yakınlık gösteren kümeler	75
Tablo 4. 4. Fırınlama sonrası için çoklu karşılaştırma tablosu	76
Tablo 4. 5. Fırınlama sonrası ortalamaları birbirine yakınlık gösteren kümeler.....	78
Tablo 4. 6. Yöntemlerin fırınlama işlemi öncesi ve sonrasına ait tanımlayıcı istatistikler	79
Tablo 4. 7. Yöntemlerin fırınlama işlemi öncesi ve sonrasına ait t-Testleri sonuçları ..	80
Tablo 4. 8. Fırınlama öncesi için çoklu karşılaştırma tablosu.....	81
Tablo 4. 9. Fırınlama öncesi ortalamaları birbirine yakınlık gösteren kümeler.....	83
Tablo 4. 10. Fırınlama sonrası için çoklu karşılaştırma tablosu	84
Tablo 4. 11. Fırınlama sonrası ortalamaları birbirine yakınlık gösteren kümeler.....	86

Tablo 4. 12. Yöntemlerin fırınlama işlemi öncesi ve sonrasına ait tanımlayıcı	
istatistikler.....	87
Tablo 4. 13. Yöntemlerin fırınlama işlemi öncesi ve sonrasına ait t-Testleri sonuçları	88

1. GİRİŞ

Protetik diş tedavilerinin önemli bir bölümünü, sabit protezler oluşturmaktadır. Bu tedavilerin amacı çeşitli nedenlerle kaybedilen estetik, fonasyon ve fonksiyonun hastaya geri kazandırılmasıdır. Bu nedenle, kuren protezlerinin destek dokularla olan ilişkilerini geliştirmek, araştırmacılar için her zaman gündemde kalmıştır.

Metal destekli porselen sistemleri, diş hekimliğinde sıklıkla tercih edilen bir tedavi şeklidir. Ancak bu sistemlerde estetik problemler, korozyon, diş eti renklenmesi, alerjik reaksiyonlar, metal-porselen bağlantı problemleri gibi sorunlarla karşılaşmaktadır.

Metal-seramik sistemlerin sebep olduğu bu olumsuzluklar, tam seramik sistemlere yönelmeye sebep olmuştur. Tam seramik restorasyonlar üzerinde yapılan çalışmalarla, renk ve şeffaflık açısından doğal dişlerle mükemmel uyumlu ve dayanıklılık açısından da yeterli olan materyaller ve teknikler geliştirilmiştir.

Restorasyonların uzun dönem başarısında, marjinal adaptasyon önemli bir parametredir. Geniş marjinal açıklıklar simanın hızlı şekilde çözünmesine, plak ve bakteri birikimine, gingival sulkustan sıvı akışına, mikrosızıntının neden olduğu kemik kaybına, tekrarlayan çürüklere ve periodontal hastalıklara sebep olur. Bu da protezin ağızda kalma süresini etkiler.

Diş preparasyonu ve marjinal basamak dizaynı, materyalin kırılma dayanımı için önemli faktörlerdir. Preparasyon sırasında oluşturulan basamak, çiğneme kuvvetlerinin dişe dengeli dağılmasını sağlarken, kurenun statik dayanıklılığını da artırır. Tam seramik restorasyonlarda dayanıklılığın sağlanabilmesi için, restorasyonun belirli bir kalınlıkta olması önemlidir. Bu durum da, yeterli ve dengeli diş preparasyonunun gerekliliğini ortaya koymaktadır. Yapılan çalışmalar shoulder tip basamağın, diğer basamak tiplerine göre daha üstün olduğunu göstermiştir. Bu verilere göre çalışmada,

kenar bitim formu olarak iç açısı yuvarlatılmış shoulder basamak tipi kullanılmıştır. Bu çalışmanın amacı, farklı yöntemlerle elde edilen metal destekli porselen sistemlerinin alt yapıları ile tam seramik sistemlerin alt yapılarının birbirleriyle ve kendi aralarında; marjinal uyumlarının ve internal aralıklarının porselen fırınlama işlemi öncesi ve sonrasında karşılaştırılmasıdır.

Çalışmanın hipotezi ise, CAD-CAM sisteminin alt yapıların üretiminde kullanılmasının, marjinal ve internal uyumları arttırdığı, ayrıca porselen fırınlamasının da alt yapıların marjinal ve internal uyumlarını değiştireceği yönündedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Porselenlerin Gelişimi

Seramik sözcüğü Grekçe “Toprakta yapılmış” anlamına gelen “keramikos” sözcüğünden türemiştir. Dilimizde “Kil kökenli pişmiş materyal” olarak tanımlanır.¹

Eksik dişleri tamamlama sanatının büyük yardımcısı olan porselen, M.S. 1000 yıllarında Çinliler tarafından kullanılmış, ancak XVI. yüzyılda Portekizli denizciler tarafından Avrupa’ya getirilmiştir. Bu tarihten 150 yıl önce İtalya’da, Medicislerin destekleriyle porselen yapılmaya çalışılmıştır.¹⁻⁵

Porselenin, diş hekimliğinde kullanılabileceğini ilk kez 1723 yılında Pierre Fauchard bildirmiştir. Fauchard 1747’de de, diş eksikliğinin yanındaki diş köklerini destek alarak, anterior tek ya da çoklu diş eksikliğini restore eden bir işlemi tarif etmiştir.^{6,7}

18. yy ortalarında, Fauchard protezlerin muhtelif şekillerini o zamanki ilmi nosyonlara uyacak şekilde bir sınıflamaya tabi tutmuş ve protezlerde kullanılan çeşitli maddelere ait kısa bilgileri ihtiva eden ilk yayını yapmıştır. Daha sonra 1756’da Ptaff ağızdan ölçü almak için balmumunu kullanmış, 1792’de Chamont ilk porselen tozunu ve porselen dişleri imal etmiş, hem protezlerde suni diş olarak ve hem de porselen tozları, doğal dişlerde dolgu maddesi olarak kullanılmaya başlanmıştır.⁸

İlk porselen diş materyalinin patent, 1789 yılında Fransız diş hekimi Nicholas Dubois de Chemant ve yine Fransız kimyager Alexis Duchâteau tarafından alınmıştır. Porselenin ilk kullanımı ise, 1774 yılında İngiltere’de Duchâteau’nun mineral yapıştırma dişlerin gelişmiş bir versiyonunu üretmesiyle olmuştur.^{2, 3, 9, 10} Bununla beraber, o dönem için bir protez materyalinin dişe yapışmasını sağlayacak malzemenin olmaması, bu pişirilmiş materyalin yaygın biçimde kullanılamamasına neden olmuştur.⁹

İlk kişisel porselen dişler, 1808 yılında Paris'e yerleşmiş İtalyan kökenli bir diş hekimi olan Giuseppe Angelo Fonzi tarafından geliştirilmiştir. Bu dişlerin arka kısımlarına yerleştirilen platin kramponlar, metalik bir dayanağa lehimlenebilme kolaylığı sağlamıştır.¹

Tek diş seramiklerini ilk kez 1808 yılında İtalyan asıllı Fonzi, Paris'te kullanmış, fakat opasite ve kırılmalık nedeniyle başarılı sonuçlar elde edememiştir.¹

Fransız diş hekimi Planteau, 1817'de Amerika Birleşik Devletleri'nde porselen dişleri kullanıma sunmuş, Peale ise 1822'de Philadelphia'da bu dişler için bir pişirme tekniği geliştirmiştir. Porselen dişler ticari olarak, Stockton tarafından 1825 yılında piyasaya sunulmuştur. İngiltere'de Ash 1837'de mevcut porselen dişleri daha da geliştirerek üretmiş, yine 1837'de Murphy platin folyo kullanarak cam inleylerin nasıl üretileceğini tarif etmiştir.¹¹

Paris alçısıyla ağız içinin ölçüsünü alma tekniği, Almanya'da 1756'da Ptaff tarafından geliştirilmiş fakat porselen dişlerin bir kaide plağı üzerinde yer alması 1839'da gerçekleşmiştir. 1844'te Stockton'un yeğeninin S.S. White Şirket'ini kurmasıyla, porselenin diş hekimliğinde kullanımında önemli ilerlemeler kaydedilmiştir.⁹

Morrison, 1869'da ilk veneer kuron tanımını yapmıştır.

Hazır porselen dişlerin aşındırılarak inleylerin yapılması, 1870'li yıllarda olmuştur. Bu arada cam inleylerin üretimi konusunda gelişmeler sağlanmıştır.¹²

A.E. Matteson, 1878'de doğal dişlerin görünen (bukkal veya labial) yüzeylerini açıkta bırakarak diğer yüzeylerini kapsayan "açık yüzeyli kuronlar" şekillendirmiştir.¹³

Herbst, 1882'de asbest ve alçı kullanarak elde ettiği kalıplarda ilk defa cam dökümünü gerçekleştirmiştir.²

1885'te Logan, porselen kuronlar ile tahtadan yapılan postlar arasındaki retansiyon problemini, porseleni platin bir posta bağlayarak çözmüştür. Bu restorasyona "Richmond Kuron" denilmektedir.¹⁰ Fonzi'nin platin pinli ilk porselen takım dişleri yapmasından sonra bu platin post kuronlar, metal-seramik sistemini kullanan ilk yenilikçi kavram olmuştur.

Land, ilk platin folyo matriksi kullanarak feldspatik porselen kuron ve inley yapımını 1886'da tarif etmiş ve bu buluşun patentini de 1889'da almıştır.^{1, 2, 11, 13-17} Bu yeni teknolojiyi kullanarak, diş hekimlerine estetik ve uyumlu restorasyonlar yapma olanağı doğmuştur. Charles Henry Land 1903'te porselen jaket kuronları yaparak, kuron uygulamalarının estetik yönünün gelişimine önemli katkılarda bulunmuştur. Land, porselen jaket kuronlar için diş hazırlarken subgingival bölgede epolman (omuz) oluşturmuştur. Kozmetik açıdan çok başarılı olan bu kuronlar, ancak 1920'li yıllarda yaygın olarak kullanılmaya başlamıştır. Günümüzde kullanılan porselen jaket kuronu ilk ortaya koyan, platin yaprak üzerinde porselen fırınlamayı başaran Dr. Charles Land olmuştur.¹⁸

Altın alt yapılı düşük ısı porseleni 1886'da geliştirilmiştir. Jenkins, 1898 yılında düşük ısı porseleninin renk özelliklerini ve sağlamlığını geliştirmiştir.¹⁹

Daha sonraları 1937'de Pincus, C.H. Land'in tanımladığı tekniği uygulayarak, seramik veneerlerin yapım tekniğinden bahsetmiştir.²⁰

Dr. Edward Spalding, Dr. Land'in prensiplerini düzenleyerek, tam seramik kuron yapım aşamalarını ve shoulder basamak tipini 1904 yılında net bir şekilde tarif etmiştir.²¹

Fishes, 1910 ve 1918 yıllarında dental seramik ve diğer materyallerin mekanik özelliklerini, ilk defa araştırarak yayınlamıştır.²² Albert Le Gro'nun yazmış olduğu "Diş

Hekimliğinde Seramik” isimli kitapla, dental seramiğin kullanımı 1925 yılından sonra daha da yaygınlaşmıştır.^{16, 22}

1931’de Legro, porselenin asitle pürüzlendirilebileceğini göstermiştir. 1933’te Brodsky, diş hekimliğinde kullanılabilecek revetmanı ilk olarak üretmiştir. 1949’da Moore ve Watt, fosfat bağlı revetmanı bulmuştur. 1955’de Buonocore, kimyasal olarak minerin pürüzlendirilebileceğini rapor etmiştir. Lössit eklenmesiyle 1950’lerde porselenin genleşme katsayısı yükseltilerek altın alaşımları ile güçlü bağlantısı sağlanmış,¹⁰ 1958 yılında Vines ve arkadaşları^{10, 23} vakum ile pişirilen ince porselen tozunu ve vakumlu fırınlamayı geliştirmişlerdir.

Morrison ve Warnick, etil silikat revetmanın diş hekimliğinde kullanımını 1959 yılında rapor etmiştir.¹²

Weinstein ve arkadaşları, 1962 yılında ilk defa %11-15 oranında K₂O içeren porselen tozu ile metal destekli seramik restorasyonları yapmışlardır.²³

McLean ve Hughes, alt yapısı %40-50 oranında alümina kristalleri ile güçlendirilmiş porselen ile jaket kuron yapımını 1965 yılında geliştirmişlerdir.^{5, 23, 24}

MacCulloch, 1968 yılında ilk defa cam döküm tekniğinin diş hekimliğindeki uygulamalarını rapor etmiştir. Francois Duret, 1971 yılında ilk defa CAD-CAM tekniği ile dental restorasyonların yapılabilmesini belirtmiştir. McLean ve Sced, 1976 yılında çift folyo tekniği ile platin folyoyu kuron iç yüzeyinde bırakarak alümina porselen jaket kuronların güçlendirilmesini sağlamışlardır. Mörmann ve Brandestini, 1980’de dental porseleni CAD-CAM sistemi ile muayenehane ortamında işleyebilen Cerec sistemini bulmuşlardır. Horn, mine porselenini asitle pürüzlendirerek “rezin bağlı restorasyon” kavramını 1983 yılında ortaya koymuştur. 1983’te Calamia, rezin bağlı restorasyonlarda porselenin asitle pürüzlendirilmesini tekrar tanımlamıştır. Adair ve Grossman, ilk ticari dökülebilir seramik olan Dicor’u 1985 yılında geliştirmiştir. Sadoun, cam infiltrasyonlu

alümina tekniği olan In-Ceram'ı 1985'te geliştirmiştir. Techceram, diş hekimliğinde termal sprey yöntemini 1990 yılında ticari olarak piyasaya sürmüştür.¹²

Ülkemizde metal destekli estetik kuronların rutin olarak pratiğe girmesi 1965 yılından sonra Prof. Dr. İlhan Çuhadaroglu'nun çalışmaları ile gerçekleşmiştir. 1970 yılından itibaren kıymetli metal alaşımlarına alternatif olabilecek ekonomik ve uygun yeni metal alaşımları kullanılarak kuron yapımı uygulanmış ve bunların klinik ve laboratuvar uygulamaları ile ilgili çeşitli araştırmalar yapılmıştır.¹³

CAD-CAM teknolojileri için holografiye dayanan optik olarak ölçü alma tekniği, 1973 yılında Altschuler tarafından tarif edilmiştir. Gerçek manada günümüze en yakın CAD-CAM gelişmesi Japonya'da 1988 yılında Kimura, Watanabe ve Shomura tarafından kaydedilmiştir.²⁵

1980 yılından itibaren dental porselenlerde, hem estetiği hem de dayanıklılığı arttıran tam seramik sistemlerini geliştirmeye yönelik birçok araştırma yapılmaktadır.⁵

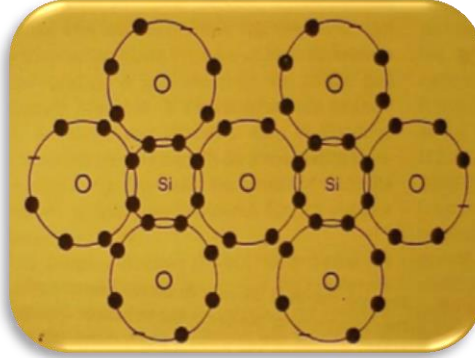
Diş hekimliği pratiğinde, teknolojinin de hızla gelişmesiyle her geçen gün yeni gelişmeler kaydedilmektedir.

2.2. Dental Porselenlerin Yapısı

Seramikler bir veya daha fazla metalin, metal olmayan bir elementle yaptığı bileşik olarak tanımlanır. Metal olmayan element oksijendir ve matriks görevi görür. Daha küçük yapıdaki metal ya da silikon gibi yarı metal atomlar, O₂ (oksijen) atomları arasında yer alır (Şekil 2.1.). Seramikler hem kovalent hem de iyonik bağlara sahiptir. Bu güçlü bağlar seramiklerin stabilite ve sertlik, kimyasal ve termik etkilere direnç, yüksek elastisite modülü gibi olumlu özelliklerinin kaynağıdır. Bu bağların yapısı aynı zamanda, seramiklerin kırılabilirliğinin da nedenidir.¹⁶

Genel anlamda seramik terimi; istenilen özellikleri elde etmek amacıyla yüksek ısıda pişirilerek metalik olmayan bir materyalden elde edilen herhangi bir ürünü

tanımlamaktadır.²⁶ Seramik; metal oksitler, bor içeren bileşikler, karpitler, nitritler gibi materyallerin kompleks karışımları ile ortaya çıkan inorganik bir materyaldir.



Şekil 2. 1. Seramiğin bileşimi

Porselen terimi ise; yüksek sıcaklıkta pişirilen feldspat, kuartz ve kaolin kompozisyonundan oluşan yapıyı ifade eder. Metal-seramik restorasyonlar için kullanılan dental seramikler bu aileye aittir ve genellikle “Dental Porselen” olarak ifade edilirler.²⁶

2.2.1. Feldspat

Potasyum alüminyum silikat ($K_2O_4Al_2O_36SiO_2$) ve albit'in ($Na_2OAl_2O_36SiO_2$) karışımıdır. Feldspat doğada potas (K_2O) ve soda (Na_2O) ile değişik oranlarda karışım halinde bulunur. Potas ve soda seramik restorasyonların yapılarının fırınlama kalitelerini artırır.^{27, 28} Erime derecesi $1100^{\circ}C$ - $1300^{\circ}C$ 'dir. Eritici ve birleştirici olarak etki eder. Porselen kitlesine akıcılık kazandırır ve şeffaflık verir. Porselene %70-85 oranında katılır.¹³ Pembe gri renktedir.^{1, 26, 29}

2.2.2. Kuartz (Silika-SiO₂)

Seramik yapısında dolduruculuk görevi yapar.^{27, 28} Erime derecesi $1700^{\circ}C$ 'dir. Erime ısını yükselterek porselenin sertliğini ve stabilitesini sağlar. Porselen kitlesine şeffaflık verir ve fırınlama sonrası kontraksiyonları engeller. Porselene %10-22 oranında katılır.¹³

2.2.3. Kaolin (Kil-Alüminyum Hidrat Silikat ($\text{Al}_2\text{O}_3\cdot 2\text{SiO}_2\cdot 2\text{H}_2\text{O}$))-(Çin Kili)

Tam arınmış kile, kaolin denir.³⁰ Erime ısısı 1300°C'dir. Porselen hamuruna plastisite kazandıran, opak yapıda dehidrate olmuş bir alüminyum silikat olup kitleye mat görünüm kazandırır, modelajı kolaylaştırır ve diğer elemanların bağlanmasına yardımcı olur. Porselene %1-3 oranında katılır.¹³

2.2.4. Akışkanlar ve Cam Modifiye Ediciler

Akışkanların amacı, silikon gibi cam yapıcı elementlerle oksijen arasındaki bağlantı miktarını azaltarak camın yumuşama ısını düşürmektir.¹⁶ Potasyum, sodyum ve kalsiyum oksitler, silikat ağının bütünlüğünü bozan akışkanlar olarak rol oynamaktadır.^{16, 31} Cam içindeki oksijen/silikat oranı büyük öneme sahip olup, camın viskozitesini ve ısısal genleşmesini etkilemektedir. Magnezyum, kalsiyum ve baryum oksit ise modifiye edici oksitler olarak rol oynamaktadır.¹⁶ Bu alkali metal oksitlerin kullanımı, orijinal cam oluşum ağının oluşturulması için dikkatle kontrol edilmelidir.³¹

2.2.5. Ara Oksitler

Diş hekimliğinde kullanılan porselenlerde temel yapı olan silisyum oksite, cam modifiye ediciler ve akışkanların ilavesiyle porselenin erime noktası düşerken, viskozitesi de azalmaktadır.¹⁶ Diş hekimliğinde kullanılan porselenlerin içerisine katılan ara oksitlerle, akışkanlığa karşı direnç düşürülmektedir. Bu nedenle porselenleri düşük fırınlama ısına sahip yüksek viskozitede üretmek gerekmektedir. Bu ise, ara oksitlerin kullanımı ile mümkün olmaktadır. Camın sertliği ve viskozitesi, alüminyum oksit gibi ara oksitlerin kullanımı ile artmaktadır.^{16, 31}

2.2.6. Renk Verici Pigmentler

Diş hekimliğinde kullanılan porselenlere, renklendirici olarak metal ve metal oksitleri ilave edilir.^{1, 16, 31, 32} Bunlara, renk fritleri de denir. Renk fritlerini elde etmek

için renksiz fritlere, metal oksitler eklenir. Elde edilen sıkıştırılmış renk fritleri, renkli cam tozları formunda, maksimum %7 oranında eklenir.^{16, 31}

Dental porselene katılan titanyum oksit sarı, manganez oksit eflatun, demir veya nikel oksit kahverengi, kobalt oksit mavi, bakır veya krom oksit yeşil renk verir.^{26, 33}

Floresanslık vermek amacıyla uranyum oksit veya lantanit oksitler kullanılmaktadır ancak radyoaktivite miktarı daha az olduğu için lantanit oksitler tercih edilmektedir. Kalay, titanyum ve zirkonyum oksit, opasite ayarlayıcı olarak porselene katılmaktadır.²⁶

2.2.7. Opaklaştırıcı Ajanlar

Diş rengine benzer etki oluşturulmasında porselene yoğun renk fritlerinin eklenmesi, porselenin fazla şeffaf olmasından dolayı yeterli olmamaktadır. Özellikle dentin renkleri yüksek opasiteye gerek duymaktadır. Opaklaştırıcı ajanların ilavesi çok hassas bir işlemdir. Opaklaştırıcı ajanlar genellikle çok ince parçacık boyutlarında öğütülmüş metal oksitleri içermektedir. Bu amaçla sıklıkla kullanılan oksitler; seryum oksit, titanyum oksit ve zirkonyum oksittir.^{16, 31}

2.2.8. Floresans Özellik Sağlayan Ajanlar

Belli bir dalga boyuna sahip ışınların cisim tarafından absorbe edilerek, daha uzun boylu bir radyasyon şeklinde geri yayılmasına “floresans”, bu tür cisimlere “floresan” denir.¹⁶ Porselen üreticileri, floresans özelliğinin elde edilmesinde büyük ilerlemeler sağlamışlardır. Bazı modern porselenler ultraviyole ışık altında, mavimsi beyaz bir floresans özelliğe sahiptirler. Bu özelliğin elde edilmesi uranyum tuzları ve sodyum diüronat gibi radyoaktif maddelerin eklenmesiyle gerçekleştirilmektedir.^{1, 16, 31}

2.3. Diş Kesim Prensipleri

G.V. Black ile başlayan biyomekanik prensipler kavramı çeşitli araştırmacıların önemli katkılarıyla geliştirilmiştir. Diş kesimine ait biyomekanik prensipler ve tasarımın

mekanik yeterliliğine ilişkin tartışmalar günümüz diş hekimliğinde hemen hemen son bulmuştur. Temel öğeler, ağız içi fonksiyonel kuvvetleri karşılayabilecek restorasyonların elde edilmesini sağlamıştır.³⁴

2.3.1. Preparasyonun Biyomekanik İlkeleri²⁴

1. Diş yapısının korunması
2. Tutuculuk ve direnç
3. Restorasyonun yapısal sağlamlığı
4. Marjinal bütünlük
5. Periodonsiyumun korunması

Marjinal Bütünlük

Sabit protezlerin başarısında veya başarısızlığında büyük oranda rol oynayan bir faktör de dişeti kenarı uyumudur. Bunun önemini vurgulayan Shillingburg ve arkadaşları,³⁵ “Oral kavitenin biyolojik ortamında restorasyonun uzun ömürlü olabilmesi, sadece sabit protez kenarının diş kesiminin bitiş çizgisine sıkıca adapte olması ile sağlanır” demektedirler.

Diş kesimi sırasında oluşturulan basamak, çiğneme kuvvetlerinin dişe dengeli dağılmasını sağlarken, krunun statik gücünü de arttırır.³⁶ Oklüzal temaslar sırasında stres yoğunlaşmasının olduğu bölge, servikal bölgedir. Bu nedenle protetik tedavi amacıyla yapılan tam seramiklerin diş kesiminde basamak şekli, gerilim dağılımında önemli rol oynamaktadır.³⁷ Yapılan çalışmalar, basamak şekillerine bağlı olarak meydana gelen stres birikimlerinin bu alanlarda önem kazandığını göstermektedir.^{7, 38, 39}

Preparasyonun bitiş çizgisinin konfigürasyonu restoratif materyalin marjindeki hacmini ve şeklini belirler ve ayrıca restorasyonun oturmasını ve marjinal adaptasyonunu etkiler.²⁴

Marjinal dizayn 3 temel tipte sınıflandırılabilir:³⁴

1. Künt basamak kesimi (Shoulder ve bizotajlı shoulder)
2. Oluk biçimli marjinal sınır (Chamfer ve bizotajlı chamfer)
3. Bıçak sırtı kesim (Knife edge)

Künt Basamak Kesimi (Shoulder)

Dişin uzun eksenine dik olarak hazırlanan bu marjinal dizayn (Şekil 2.2.), kuvvetin köke iletimini en iyi şekilde sağlar.³⁴

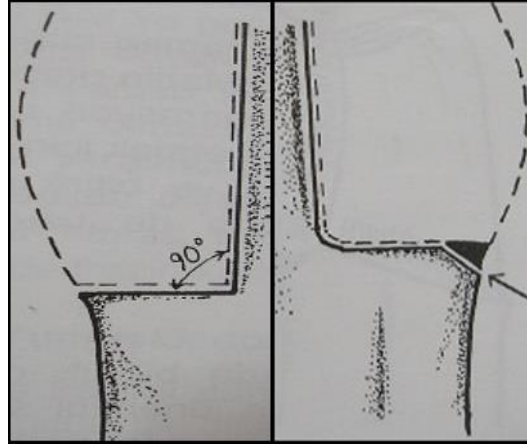


Şekil 2. 2. Künt basamak kesimi

Tam seramik kuronlar için seçilen basamak tipidir. Oklüzal kuvvetlere direnç sağlar ve porselende kırıklara neden olabilecek stresleri minimize eder. Sağlıklı restorasyon konturları ve maksimum estetik için alan oluşturur.²⁴

Bizotaj serbest dişeti kenarı seviyesinde olan, basamaktan dişeti cebi içine doğru ince uçlu elmas frezle ortalama 0.5 mm boyutunda açılı eğim preparasyonudur.³⁴

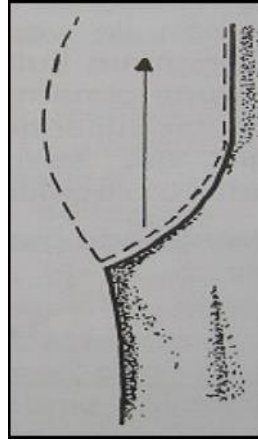
Bizotajla, basamak etrafında kalması mümkün olan mine artıkları da uzaklaştırılmış olur. Bizotaj eğiminin açıl değer 40°-70° arasında olmalıdır (Şekil 2.3.). Dişin aksiyal yüzeylerine göre tespit edilen bu açıl değer altında veya üstündeki eğimlerin sonuç restorasyonda periodontal membran veya serbest dişeti kenarına zarar verebileceği çeşitli araştırmalarla ortaya konmuştur.³⁴



Şekil 2. 3. Künt basamak ve bizotajlı künt basamak

Oluk Biçimli Marjinal Sınır (Chamfer ve Bizotajlı Chamfer)

Bu tip basamak kesimi, dişeti kenarında geniş bir açı ile (Şekil 2.4.) sonlanmaktadır.³⁴

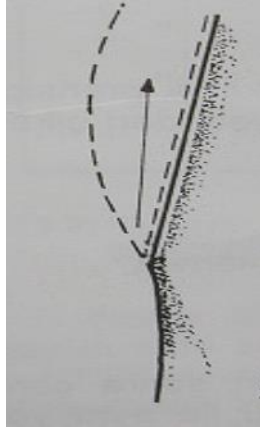


Şekil 2. 4. Oluk biçimli basamak

Oluk biçimli ve geniş açılı olan bu gingival sonlanma, bıçak sırtı sonlanmaya kıyasla daha dar olarak hazırlanmalıdır. Yeterli kenar kalınlığında ve sağlamlıkta restorasyonlar elde edilebilmektedir.³⁴

Bıçak Sırtı Kesim (Knife Edge)

Bıçak kenarını andıran (Şekil 2.5.) bitiş çizgisi konfigürasyonudur.³⁴ Bu bitiş çizgisine adapte olacak olan ince restorasyon marjini, doğru şekilde mum objede işlemek ve dökmek zordur. Bu restorasyonlar ağız ortamında kuvvetlere maruz kaldığında distorsiyon ihtimali yüksektir.²⁴



Şekil 2. 5. Bıçak sırtı kesim

Periodonsiyumun Korunması

Bitiş çizgilerinin lokasyonu, restorasyonun yapım kolaylığında ve restorasyonun sonuçtaki başarısında etkilidir. Mümkün olduğunca yumuşak geçişleri olan ve tamamen temizliğe açık olan marjinlerden en iyi sonuç beklenir. Mümkünse restorasyonun marjini, diş hekiminin kolaylıkla bitirebileceği ve hasta tarafından kolaylıkla temizlenebileceği bölgelerde lokalize olmalıdır.²⁴

Dişeti sağlığını korumak için, marjinal konumların mümkün olduğunca supragingival veya gingival seviyede bitirilmesi gerekmektedir. Klinisyen her ne kadar tecrübeli de olsa, özellikle subgingival marjin lokasyonlarında, krun kenarlarının görüş sahası dışında olduğu vakaların birçoğunda kabul edilebilir marjinal açıklık boyutundan daha fazla açıklıkları gözden kaçırabileceği ve inflamasyon için oldukça hassas olan bu bölgede patolojik değişikliklere neden olunabileceğinin unutulmaması gerekir.⁴⁰

Subgingival restorasyonlar, periodontitisin majör etiyolojik faktörlerinden biri olarak kabul edilmektedir. Ancak subgingival bitiş çizgisi de bazı durumlarda gerekli olabilir. Bu durumlar; tutuculuk ve direnç formu için yeterli krun uzunluğu elde etmek, erozyon, abrazyon veya diş yapısındaki çeşitli defektleri kompanse etmek, kırık ve çürüklerin gerisine uzanmak, endodontik olarak tedavi edilmiş dişler üzerine servikal krun ferrulesi hazırlamak ve renklenmiş dişlerin estetiğini geliştirmektir. Bu gibi

durumlarda epitelyal bağlantıya uzanmaktan kaçınılması önerilir.³⁶ Gingival krestle aynı seviyede lokalize olan marjinlerin gerek gingival krestin üstüne, gerekse altına yerleştirilenlerden daha az inflamasyona neden olduğu rapor edilmiştir. Supragingival lokalizasyonun en az zarar veren lokalizasyon olduğu ve serbest dişeti ile aynı seviyede bitimin ise orta derecede hasar potansiyeli olduğu bulunmuştur.²⁴

2.3.2. Posterior Tam Seramik Diş Preparasyonu

Tam seramik restorasyonların başarısında, diş kesimi ve servikal alanda oluşturulan basamak dizaynı, belirleyici faktörlerdir.⁴¹ Seramik restorasyonlarda önemli bir özellik olan dayanıklılık, belirli kalınlığın oluşturulmasıyla sağlanabilir. Bu durum yeterli ve dengeli diş kesiminin gerekliliğini ortaya koymaktadır.^{41, 42}

Restorasyon için tam seramik kuron düşünüldüğü zaman; dişin arktaki pozisyonu, oklüzal ilişki, dişin morfolojik özellikleri bir bütün olarak değerlendirilmelidir. Tam seramik kuron preparasyonu mümkün olduğunca eşit porselen kalınlığı sağlayacak ve porselene maksimum destek verecek şekilde hazırlanmalıdır.^{24, 43}

Kuron harabiyetine veya preparasyona fazla taper verilmesine bağlı olarak oluşan aşırı porselen kalınlığı da dayanıklılık üzerinde olumsuz etkiye sahiptir. Çünkü kuronun dayanıklılığını sağlayan hacmi değil, preparasyon ve uyumun doğruluğudur.⁴³ Aşırı kısaltılmış preparasyonlar, stres konsantrasyonları yaratacaktır ve bu da kırıklara neden olacaktır. Preparasyonun keskin köşe ve kenarları kırılmalara neden olacaktır, bu nedenle stres birikimini engellemek için yuvarlatılmalıdır.²⁴

Premolar ve anterior dişlerden daha fazla çapa sahip ve daha büyük oklüzal kuvvetlerin geldiği yerlerde lokalize olan molarlar, genellikle anterior ve premolarlardan daha fazla taper açısı ile prepare edilirler. Bu nedenle 10° ile 20° taper ve minimum 4 mm kuron uzunluğu molarlar için kabul edilen değerlerdir. Hem

shoulder hem de chamfer bitiş çizgisi bu kuronlar için uygundur.²⁴ Bitiş çizgisi derinliği 0.8 - 1 mm arasında olmalıdır.⁴⁴

Posterior bir tam seramik diş preparasyonunda nonfonksiyonel tüberküllerde 2 mm, fonksiyonel tüberküllerde 2.5 mm preparasyon ideal kabul edilmektedir.⁴⁴ Bu kuronlar için aksiyal redüksiyonun 1.5 mm'yi aşması gereksizdir. Oklüzo-servikal/fasio-lingual oranının 0.4 veya daha yüksek olması tavsiye edilir.³⁶

2.4. Porselenlerin Sınıflandırılması

Dental porselenler, aşağıdaki şekillerde sınıflandırılabilir.

2.4.1. İçeriklerine Göre Porselenler^{13, 45, 46}

1. Feldspatik porselen
2. Alüminöz porselen
3. Metale bağlanan porselen

2.4.2. Erime Isılarına Göre Porselenler^{13, 26, 46}

1. Yüksek ısı porseleni (1315°C - 1370°C)
2. Orta ısı porseleni (1090°C - 1260°C)
3. Düşük ısı porseleni (870°C - 1065°C)
4. Ultra düşük ısı porseleni (650°C - 850°C)

2.4.3. Şekillendirme Türlerine Göre Porselenler¹³

1. Fırınlanan porselenler
2. Dökülebilir porselenler
3. Presleme ile hazırlanan seramikler
4. İnfiltrasyon seramikler
5. Frezeleme ile üretilen seramikler

2.4.4. Pişirme Metotlarına Göre Porselenler⁴⁵

1. Atmosfer basıncı altında

2. Vakumla pişirilen porselenler

2.4.5. Yapım Tekniğine Göre Porselenler^{25, 47}

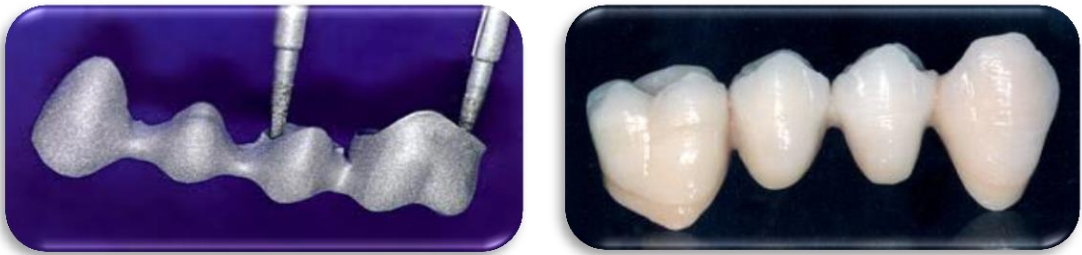
1. Metal destekli porselen restorasyonlar

- Metal alt yapı üzerinde bitirilen dental porselenler
- Metal folyo üzerinde bitirilen dental porselenler

2. Tam seramik restorasyonlar

2.5. Metal Destekli Porselen Restorasyonlar

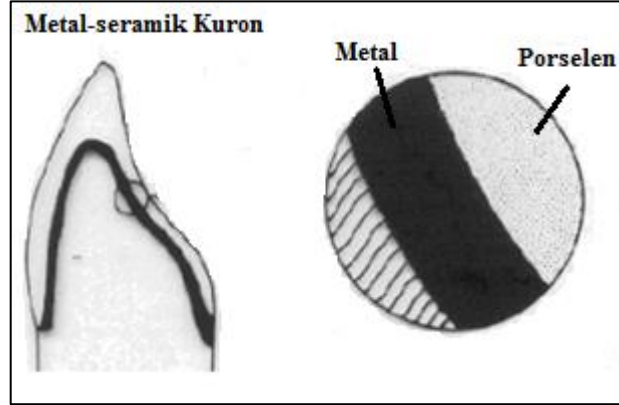
Günümüzde yaygın olarak kullanılan metal-seramik sistemi, porseleni; üstün estetik özellikleri ile metal alt yapıya bağlayarak kırılmaya neden olan gerilim kuvvetlerine karşı daha dirençli kılmış ve kuron-köprü protezleri için beklenen gereksinimleri büyük ölçüde karşılamıştır. Metal destekli seramik restorasyonlar, preparasyonu yapılmış diş üzerine yerleştirilen metal alt yapı ve bu yapı üzerine fırınlanan porselenden oluşurlar. Metal alt yapı öncelikle bir ön ısı uygulamasına tabi tutularak, yüzeyin oksitlenmesi sağlanır. Daha sonra metal rengini maskelemek için titanyum dioksit, zirkonyum oksit, kalay oksit gibi oksitler içeren opak porselen uygulanır. Bunun üzerine dentin, mine ve glazür porselenleri şekillendirilir ve fırınlanır (Şekil 2.6.).²⁸



Şekil 2. 6. Metal alt yapı ve metal destekli porselen

Metal seramik kuronlar, diş hekimliğinde kullanılmaya başlandığından beri, pek çok biçimde adlandırılmıştır. “Ceremco kuron,” “porselen veneer kuron” (PVC), “altın

destekli porselen” (PFG) ve 1970 ve 80’li yıllarda diş hekimliği literatüründe yaygın biçimde kullanılan “metal destekli porselen” (PFM) bunlardan birkaçıdır.²⁴



Şekil 2. 7. Metal seramik restorasyonların şematik görüntüsü

Metal-seramik uygulaması, diş hekimliğinde sıklıkla tercih edilen bir tedavi seçeneğidir. Ancak metal-seramik uygulamalarında farklı özelliklere sahip iki materyal bir arada kullanıldığından, birbirleriyle uyumlu olmaları gerekmektedir. Kullanılan metal alaşımı ile seramik materyali arasında mekanik, kimyasal, ısısal ve estetik özellikler açısından denge kurulabilmelidir. Ancak metal-seramik uygulamalarının en büyük olumsuzluğu, estetik yetersizlikleridir. Metal alt yapının ışığı geçirmemesi ve özellikle kole bölgesinde metalin yansması, arzu edilmeyen bir durumdur. Metalin seramik yapıdan yansmasını önlemek amacıyla metal alt yapı üzerine uygulanan opaker tabakası da, çoğu kez krunun estetiğini olumsuz yönde etkilemektedir. Bu durum, ön bölgedeki diş eksikliklerinde yapılan metal-seramik köprü uygulamalarında daha da önem kazanmaktadır.

Bu olumsuz etkilerin giderilmesi amacıyla teknolojinin gelişmesine paralel olarak 1980’lerin başında, tam seramik sistemleri alanında yeni atılımlar gerçekleştirilmiştir. Bu çalışmaların sonucunda günümüzde klinik olarak sabit bir protetik restorasyonun sahip olması gereken fonksiyon, estetik, biyolojik uyum ve hijyenik özellikler gibi gereksinimler, tam seramik sistemler ile sağlanabilmektedir.⁴⁸

Bu özellikler içerisinde estetik; gerek hasta gerekse diş hekimi açısından vazgeçilmez bir unsurdur. Doğal dişlerin sahip olduğu canlı görünüm, dişin yapısındaki prizmatik ve interprizmatik yapıların gelen ışığı yansıtma kapasitesine bağlıdır. Dişlerin rengi yüzey yapısından, restorasyonu çevreleyen dişeti dokusundan ve ortamın ışığından etkilenir. Tamamlanan restorasyonun başarılı kabul edilebilmesi için doğal dişe benzer renk derinliğine ve şeffaflığa sahip olması gerekir. Tam seramik sistemler ile metal alt yapının yansımalarının olumsuz etkisi ortadan kalkmakta ve restorasyon yüzeyine gelen ışığın geçişine imkan verilmektedir. Ayrıca kullanılan restoratif materyaller arasında en yüksek biyolojik uyumu gösterdikleri de bilinmektedir.⁴⁹

Metal destekli seramik restorasyonların, %97-99 başarı oranına rağmen birçok dezavantajları vardır.^{12, 50} Bunlar:

1. Seramiğin bağlandığı metalin alerjik reaksiyon potansiyeli ve korozyon toksisitesi,
2. Metal alaşımının içerdiği gümüş nedeniyle seramiklerde renk değişimine neden olma olasılığı,
3. Metal ile seramik arasındaki ısısal genleşme katsayısı uyumsuzluğu nedeniyle bağlanma dayanıklılığının azalması,
4. Dişte, hem metal hem seramiğe yer sağlamak için yapılacak preparasyon miktarının fazla olması,
5. Metalin ışık geçirgenliğinin olmaması nedeniyle, renk derinliğindeki yetersizliği ve restorasyonun doğal görünümünü elde etmedeki güçlük.

2.5.1. Metal Destekli Porselen Restorasyonlarının Aşamaları

Metal Alt Yapı

Geleneksel düşük ısı seramiği tek başına kullanıldığında mekanik özellikleri yeterli olmaz, bu yüzden metal alt yapı ile desteklenmesi gerekir. En yaygın olarak kullanılan tipi ise Cr-Co alaşımlarıdır. Alt yapı için kullanılacak metalin kalınlığı,

alaşımın tipine göre değişkenlik göstermekle birlikte ideal kalınlık miktarı 0.5 mm olarak bildirilmiştir.^{16, 24, 51-54}

Straussberg ve arkadaşları,⁵⁵ metalin 0.5 mm'nin altında bir kalınlığa sahip olması durumunda çiğneme basınçları altında deforme olacağını belirtmişlerdir. Silver ve arkadaşları⁵³ ise metalin 0.5 mm'den daha ince olması halinde; seramik büzülmesine bağlı olarak, özellikle marjinal kısımda, metalin deforme olabileceği ve alt yapı uyumunun bozulacağını belirtmişlerdir.

Metal kalınlığı restorasyonun tipine, kuron ya da köprü protezi oluşuna ve hekimin diş preparasyonu esnasında kaldırdığı diş dokusu miktarına göre değişkenlik göstermektedir.

Oksit Tabakası

Çoğu metal alt yapı hazırlanıp temizlendikten sonra, seramik uygulaması öncesi oksidasyon işlemine tabi tutulur. Bu ısı işlem sırasında metal üzerinde oluşan metal oksit tabakası, seramiğin metal üzerine bağlanmasında anahtar rol oynar. Soy metaller okside olmadığı için alaşıma ilave edilen minör metaller, oksit tabakasının oluşumunda rol oynar. Alaşım tiplerine göre de oksidasyon işlemi değişkenlik gösterir.⁵⁴

Opak Seramik Tabakası

Dentin ve mine seramikleri, doğal diş dokusuna benzer görüntüyü taklit etmek amacıyla formüle edildikleri için metal alt yapının koyu rengini maskeleyemezler. Bu sorunu çözmek için üretilen opak seramikleri ile oluşturulan opak tabakası, metal renginin maskelenmesi işlemini gerçekleştirir. Vakum altında pişim işlemi tamamlanmış opak tabakasının kalınlığı, uygulanan seramik markasına ve metal alt yapının rengine göre değişkenlik gösterir. 0.2 - 0.3 mm uniform kalınlık, genel olarak ideal kabul edilir.^{56, 57}

Dentin Seramik Tabakası

Seramik renginin oluşturulması, opak tabakası ile başlarken rengi belirleyen asıl bileşen; içinde pigmentasyona uğramış metal oksitlerin bulunduğu dentin tabakasıdır. Daha doğru bir seramik renginin oluşturulması ve asgari dayanıklılık için minimum 0.5 - 1 mm maksimum 1.5 - 2 mm dentin ve mine seramiği kalınlığına ihtiyaç vardır.^{24, 57}

Mine Seramiği Tabakası

Mine seramiği, doğal diş minesini taklit etmek üzere geliştirilmiş olup, dentin seramiğine oranla daha fazla ışık geçirgenliğine sahiptir. Mine seramiği, ışık geçirgenliğini sağlaması için genelde kesici kenar/oklüzal yüzey ve ara yüz bölgelerine uygulanmakla birlikte dentin seramiği işlenen tüm yüzeye de uygulanabilir.

İdeal olarak mine seramiğinin pişiminin, dentin seramiği ile beraber tek seferde yapılması tercih edilir. Böylece dentin ile mine seramiği arasındaki renk geçişleri daha doğala yakın elde edilmiş olur.

Glazür Tabakası

Metal-seramik restorasyonların yapımının son aşaması, şekillendirilmesi tamamlanmış yapının, üretici firma talimatlarına göre belirli bir sıcaklığa kadar ısıtılıp yüzeyde kısmen erimiş ve parlak bir hal almış seramik tabakası oluşturmaktır. Bu işleme “doğal glazür” adı verilir.

Yaygın olarak kullanılan diğer yöntem ise yüzeye sadece cam faz içeren glazür seramiği uygulayıp, pişim işlemi yaparak gerekli parlaklığın sağlanmasıdır. Glazür tabakası aynı zamanda yüzeydeki muhtemel çatlakları doldurarak mekanik özellikleri artırır.^{58, 59}

2.5.2. Direkt Metal Lazer Sinterizasyonu (DMLS) Yoluyla Elde Edilen Metal Alt Yapı

Hızlı prototip üretim yöntemi 1971 yılında Ciraud tarafından ortaya atılmıştır. 1977 yılında ise “seçici lazer sinter” ve “seçici lazer eritme” fikirleri ortaya konmuştur. Seçici lazer sinter (SLS) ve seçici lazer eritme (SLE), partikül düzeyinde metal alaşım tozlarının, lazer kaynağı yardımıyla spesifik derecelerde eritilip birbirleriyle kaynaştırılması işlemleridir. Seçici lazer sinter, kısmi eritme; seçici lazer eritme ise tam eritme prosedürü olarak bilinmektedir. Çünkü kısmi eritme işleminde metal tozunun sadece çevresel kısmı eritilirken, tam eritme işleminde metal tozu bütünüyle eritilmektedir.⁶⁰

Lazer sinterleme prosedürünün dental alanda kullanılması, CAD-CAM teknolojilerinin gelişmesiyle beraber başlamıştır. Temelde lazer sinterleme, bir CAD-CAM sistemidir. Tarayıcı sayesinde bilgisayar ortamına aktarılan modellerin tasarımı dijital ortamda yapılır, elde edilen data doğrultusunda birkaç saat içerisinde istenilen ürünler ortaya çıkar.⁶¹

Bilinen CAD-CAM yöntemlerine alternatif olarak son yıllarda, hızlı prototip üretim teknikleri protetik diş tedavisinde kullanım alanı bulmuştur.⁶² Yapılan çalışmalar yüz protezlerinin, hareketli protezlerin iskelet alt yapılarının ve sabit restorasyonların metal alt yapılarının hızlı prototip üretim teknikleri kullanılarak elde edilebildiğini ortaya koymaktadır.⁶²⁻⁶⁵

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.⁶⁶

Bu yöntemlerde üretim; modelaj, tijleme, revetmana alma gibi geleneksel döküm işlemleri uygulanarak veya CAD-CAM sistemlerinde olduğu gibi freze cihazları ile

blok halindeki malzeme şekillendirilerek gerçekleşmemektedir. Hızlı prototip üretim teknikleri ana parçadan malzeme uzaklaştırmak yerine, malzemeyi yığarak üretim yapma özelliği ile günümüz CAD-CAM sistemlerine kıyasla maliyetten büyük ölçüde tasarruf sağlamaktadır.⁶⁰

Lazer sinter prosedürü, post sinterizasyon sürecine ihtiyaç duyar. Normalde ürünler makineden çıktıktan sonra direkt olarak kullanıma sunulmamakta, makineden çıktıktan sonra fırınlama işlemine tabi tutularak yapısal bütünlüğün tamamlanması sağlanmaktadır.⁶¹

Lazer sinterleme cihazları ile üretilen metal alt yapılarda, döküm işlemleri esnasında meydana gelen büzülme ortadan kalkmakta ve 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 alt yapılarının fabrikasyonlarında da kullanılmalarını sağlamaktadır.⁶²

2.5.3. Freze Tekniği ile Üretilen Metal Alt Yapı

CAD-CAM teknolojisi ile metal alt yapı üretimidir. Klasik yöntem yerine tamamen bilgisayar ve makine üzerinden üretime geçilmiştir. Hammadde olarak metal bloklar kullanılır (Şekil 2.8.).



Şekil 2. 8. Frezelenmiş Cr-Co bloklar

Milling teknolojisi, klasik sistemin aksine tesviye işlemini minimum seviyeye indirmektedir. Bu sayede teknisyen kaynaklı hassasiyet kaybına sebep olacak birçok hata elimine edilmiştir.

Freze Tekniğinin Avantajları

Bu yöntemle üretilen alt yapıların fiziksel özellikleri ve dayanıklılığı çok yüksektir. CAD-CAM teknolojisiyle üretildiğinden, diş hekimliğinde mükemmel kabul edilen 20 µm hassasiyetle işlenmektedir. Homojen bir yapıya sahiptir. Hata potansiyelini ciddi oranda azaltarak, alt yapı kalitesindeki dalgalanmaları ortadan kaldırmaktadır. Metaller sulu ortamda kesildiğinden, diğer eski sistemlere göre geleneksel sisteme nazaran daha dayanıklı, daha sağlam bir alt yapı sunar.

Freze sistemde hastalar ve hekimler kadar kazançlı çıkan bir diğer grup da laboratuvar teknisyenleridir. Yapılacak işi, üretilmeden önce üç boyutlu olarak görüp, dijital ortamda gerekli düzeltmeleri yapıp, daha stabil alt yapılar oluşturabilmektedirler.

2.6. Metal Alaşımların Tekrarlanan Döküm İşlemi

Diş hekimliğinde kullanılan alaşımlar, yeterli klinik performans için en uygun fiziksel, kimyasal ve biyolojik özelliklere sahip olmalıdır. Dental alaşımların klinik olarak uygunluklarını gösteren bu faktörler arasında, istenilen değerlerde fiziksel/mechanik özelliklere sahip olmaları koşulu oldukça önemlidir. Titanyum esaslı sistemler hariç olmak üzere temel metal alaşımları, soy veya yüksek soy alaşımlara oranla genellikle daha üstün mekanik özelliklere sahiptir. Titanyum alaşımlarının fiziksel özellikleri, alaşıma bağlı olarak önemli ölçüde değişmektedir.⁶⁷

Dental laboratuvarlarda ilk dökümden artan alaşımlar, ekonomik nedenlerle eritme ve döküm yoluyla yeniden kullanılmaktadırlar. Ancak tekrar eritme/döküm işleminin özellikle temel metal alaşımlarının mikroyapılarında büyük değişikliklere

neden olacağı, bu değişikliklerin alaşımların fiziksel ve mekanik özelliklerinde bozulmaya yol açabileceği bildirilmiştir.⁶⁸

Tekrarlanan döküm işleminin, dental alaşımların kimyasal bileşimini de değiştirebileceğine işaret edilmiştir.^{69, 70}

Bileşimdeki oran değişikliklerinin de, elde edilen dökümlerin bu tür özellikleri üzerinde etkili oldukları bilinmektedir.^{68, 71}

Konuyla ilgili bazı kaynaklarda, soy metal alaşımlarının bileşimlerinde önemli bir değişiklik meydana gelmeksizin iki veya üç kez tekrar eritilebilecekleri belirtilmiştir.^{72, 73}

Ancak, artık metalin yeni alaşımla birlikte kaç kez kullanılabileceği ve bu tür tekrarlanan dökümler sonrası, fiziksel ve biyolojik özellikler yönünden klinik olarak kabul edilebilir dökümlerin elde edilip edilemeyeceği konularında net bilgiler mevcut değildir.⁷⁶

Önceden dökülmüş “artık” metal ile birlikte, bir miktar yeni metalin kullanılması yaygın bir uygulamadır. Bu sayede, alaşımın önceki döküm işlemleri sırasında kaybettiği veya zarar gören bileşenlerinin telafi edilmesi amaçlanmaktadır.⁷⁵

Konu ile ilgili literatürlerde, yeniden eritme sırasında temel metal alaşımlarına, $1/2^{28, 77, 78}$ veya $1/3^{77}$ oranında yeni alaşım eklenebileceğine ilişkin bilgiler mevcuttur (Tablo 2.1.).

Tablo 2. 1. Yeniden eritme sırasında artık alaşıma, yeni alaşım eklenme oranlarına ilişkin literatür bilgi

Yazar/Araştırmacı	Alaşım Tipi	Yeni Alaşım Ekleme Oranı
Leinfelder ve arkadaşları ⁶⁸	Altın alaşımı	1/2
Phillips ⁷³	Altın alaşımı	1/2
Anderson ⁷⁴	Sarı altın alaşımı Beyaz altın alaşımı	1/3 1/2
Jochen ve arkadaşları ⁷⁵	Ag-Pd alaşımı	1/2
Anusavice ve arkadaşları ⁷⁶	Soy metal alaşımı	1/2
Zaimoğlu ve arkadaşları ²⁸	Soy/Temel metal alaşımı	1/2
Hesby ve arkadaşları ⁷⁷	Temel metal alaşımı	1/2 veya 1/3
Henriques ve arkadaşları ⁷⁸	Cr-Co alaşımı	1/2

Tekrarlanan döküm işleminin, dental alaşımlarda gerek bileşim ve gerekse mikroyapıda değişikliklere yol açarak mekanik özellikleri etkileyebileceğine işaret edilmektedir.⁷¹

2.7. Tam Seramik Sistemler

Porselen; estetik, doku dostu ve uygun fiziksel özellikleri ile en çok kullanılan restoratif malzemelerdendir. Ancak porselenin fiziksel özelliklerini kuvvetlendirmek üzere geliştirilmiş olan metal destekli porselenler, metal alt yapının varlığı nedeniyle yeterli estetik ve biyolojik uyumluluğa sahip değildir. Bu nedenlerden dolayı da tam seramik sistemler geliştirilmiştir.^{79, 80}

Yapılan restorasyonlar renk derinliği, ışık geçirgenliği ve doğal dişte bulunan yapıyı verebilmelidir. Doğal diş, ışığın arka tarafa doğru iletilmesine izin verirken, metal destekli porselen kuron sadece ışığın yansımaya izin verir. Tamamı seramik restorasyonlar ışık iletimine izin verdiklerinden, komşu dişlerle uyumlu bir estetiğin sağlanabilmesi için kullanılması gereken materyallerdir.^{81, 82}

2.7.1. Endikasyonları^{32, 81, 83, 84}

1. Travma veya çürük nedeniyle kırılmış dişlerde,
2. Doğumsal veya kazanılmış diş renklenmelerinde,
3. Abrasyon, atrizyon veya erozyon sonucu aşınmış dişlerde,
4. Diastemalı vakalarda,
5. Diş arkında yerleşim bozukluğu olan dişlerde,
6. Şekil bozukluğu olan dişlerde,
7. Doğumsal veya kazanılmış kısa dişsiz boşlukların varlığında,
8. Kule defektlerinde,
9. Black 1, 2, 3, 4, 5 kaviterlerde,
10. Madde kaybı fazla olan endodontik tedavili dişlerde,
11. Çene-yüz protezlerinde,
12. Metal alerjisi olan kişilerde, tam seramik restorasyonlar endikedir.

2.7.2. Kontrendikasyonları^{32, 81, 84, 85}

1. Kısa kuron boyuna sahip dişler,
2. Örtülü kapanış gibi oklüzal bozukluklar,
3. Bruksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıklara sahip bireyler,
4. Çiğneme basıncının yüksek olduğu bölgeler ve kapanışın uygun olmadığı vakalar,
5. Kontakt sporla uğraşanlarda ön grup dişlerin restore edilmesi olarak sayılabilir.

2.7.3. Avantajları⁸³

1. Metal seramik kuronlarda gözlenen seramiğin en altındaki opak tabakasından kaynaklanan, gelen ışığın doğal olmayan yansımaları ve saçılması gibi optik olaylar

olmadığından ve gelen ışık büyük oranda kuronun içinden geçebildiğinden dolayı doğal dişe yakın bir estetiğe sahip olmaları,

2. X-ışınlarını geçirmeleri nedeniyle, alttaki dişin kök kanalının veya mevcut dolgularının rahatlıkla görülebilmesi,

3. Metal destekli seramik restorasyonlarda görülen metal alaşıma bağlı korozyon, toksik ve alerjik etkilerin görülmemesi,

4. Isı ve elektrik yönünden kötü bir iletken olmaları nedeniyle alttaki dişi iyi bir şekilde korumaları,

5. Seramik restorasyonla, seramik alt yapı kusursuz bir birleşme yaptığı için, metal seramik birleşimlerinde kabarcık, çatlak veya ayrılma gibi sorunların görülmemesi,

6. Metal-seramik restorasyonlarda görülen translüsens eksikliğinin görülmemesi,

7. Alaşımda gümüş varlığında, veneer porseleninin renk değiştirmesi gibi sorunların, tam seramik kuronlarda görülmemesi,

8. Metal-seramik restorasyonlarda görülen metal alaşıma bağlı olarak oluşan, dişetindeki gri renklenmenin görülmemesidir.

2.7.4. Dezavantajları⁸³

1. Diş kesiminin metal destekli seramik kuronlara göre daha fazla dikkat ve ayrıntı gerektirmesi,

2. Basamaklı kesim gerektirdiği için üst çene arka bölgede uygulanmasının zor olması,

3. Daha dikkatli ve titiz bir laboratuvar çalışması gerektirmesi,

4. Maliyetinin yüksek olması ve ek laboratuvar ekipmanı gerektirmesidir.

2.7.5. Tam Seramik Sistemlerin Sınıflandırılması

Tam seramik sistemler içeriklerine ve yapım tekniklerine göre gruplandırılabilir:

Seramik Alt Yapıların İçeriklerine Göre Sınıflandırılması;

Alümina Porselenler

- 1)Alümina alt yapılı: Vitadur-N
- 2)Alümina-magnezya alt yapılı: Cerestore
- 3)Alümina alt yapı üzerine cam infiltrasyonu:
 - In-Ceram Alümina
 - In-Ceram Spinell (alümina-magnezya alt yapılı)
 - In-Ceram Zirkonya (alümina-zirkonyum oksit alt yapılı)
- 4)Alümina alt yapının CAD-CAM sistemi ile oluşturulması: Procera

Güçlendirilmiş Konvansiyonel Feldspatik Porselenler

- 1)Ekstra lösit ile güçlendirilmiş feldspatik porselen: Optec
- 2)Fiber ile güçlendirilmiş feldspatik porselen: Mirage 2

Cam seramikler

- 1)Tetrasilisik flor mika kristalleri içeren cam seramikler: Dicor
- 2)Hidroksiapatit kristali içeren cam seramikler: Cerapearl
- 3)Lösit kristali içeren cam seramikler: IPS Empress, Finesse
- 4)Lityum disilikat içeren cam seramikler: IPS Empress 2, IPS e.max
- 5)Zirkonyum oksit içeren seramikler: Cercon, Zirkonzahn

Yapım Tekniklerine Göre Tam Seramik Sistemlerin Sınıflandırılması;

Folyo Tekniği:

Renaissance, Sunrise, Flexobond

Isıya Dayanıklı Refrakter Model Üzerinde Hazırlanan Tam Seramik

Restorasyonlar:

Vitadur-N, Cerestore, Hi-Ceram, In-Ceram, Duceram, Optec, Mirage 2, Techceram

Dökülebilir Cam Seramikler:

Dicor, Cerapearl

Isı ve Basınçla Şekillendirilen Seramikler:

IPS Empress, IPS Empress 2, Finesse, Evopress, Carrara Press

Kopya Freze Tekniğine Dayalı Sistemler:

Celay, Cercon, Zirkonzahn

Bilgisayar Destekli Freze Tekniğine Dayalı Sistemler (CAD-CAM):

Kavo Everest, Lava, DCS-Precident, Procera, Cicero, Cerec, Duret, Denzir, Rekow, Comet, Hint-Els, Zeno

Folyo Tekniği

Renaissance ve Sunrise

Yeni tip folyo sistemlerindendirler. Bu teknikler orijinal folyo tekniğinin modifikasyonudur. Porselenin kırılma direncini arttırmak için geleneksel jaket kuronların içinde bulunan platin folyonun grimsi bir renk oluşturması nedeniyle, altın folyo kullanılmıştır. Bu sistemler yeterli estetik, iyi bir marjinal adaptasyon ve kullanım kolaylığı sağlamalarına rağmen kırılma direncinin geleneksel kuronlardan daha düşük olması ve çok üyeli restorasyonlarda başarısız olması kullanımını sınırlamıştır.^{81, 86, 87}

Isıya Dayanıklı Refrakter Model Üzerinde Hazırlanan Tam Seramikler

Vitadur-N

Al_2O_3 alt yapıllı alüminöz porselendir. %40-50 Al_2O_3 'ten oluşur ve dentin ile mine yapımında kullanılan porselenden %40-50 daha dayanıklıdır. Seramik içerisindeki Al_2O_3 , çatlakların ilerlemesini engeller. Restorasyonunun son şekli, kor materyalinin ısısal genleşme katsayısına uygun feldspatik porselen ile verilir. Ancak alümina içeren porselenin en önemli dezavantajları mat, opak görüntü vermesi ve pürüzlü yapısıdır.¹⁰

Cerestore

Bu sistem 1984 yılında piyasaya sunulmuştur. %65-70 Al_2O_3 , %8 MgO içerir ($MgAl_2O_3$). %87 inorganik (Al_2O_3 , cam, MgO,...), %13 organik (silikon, rezin,...) yapılıdır.⁴⁸ Kor materyali olarak kullanılır. Yüksek alümina yapılıdır ve düşük ekspansiyon gösteren alüminöz porselen ile kaplanmaktadır. Avantajı, kor seramiğinin fırınlanması sırasındaki büzülmenin en aza indirilmiş olmasıdır. Fırınlama sırasında pörözite ve düzensizlikler oluşması dezavantajdır.^{86, 88, 89} Cerestore kuronlar daha sonraları, All-ceram (Innotek Dental Corp, ABD) ticari ismiyle piyasaya sunulmuştur.⁹⁰

In-Ceram

Dr. Mickael Sadoun tarafından 1989 yılında Fransa'da geliştirilmiştir.⁹¹ %90 Al_2O_3 içeren kor materyalidir. Anterior kuron-köprü ve posterior kuron yapımı için yeterli dayanıklılık ve sertliğe sahiptir.⁹² Alümina, spinel (alümina ve magnezyum karışımı bir alaşım) ve zirkonya içerikli olmak üzere 3 tipi vardır. Alt yapılar farklı üretim teknikleriyle elde edilir ve farklı translüsensliklere sahiptirler. In-Ceram alümina, yüksek oranda lōsit içeren konvansiyonel seramiklerden 2.5 - 3.5 kez daha dayanıklıdır ve bu materyalin aşırı kuvvetle karşılaşmayan üç üyeli anterior köprü yapımında kullanılabileceği belirtilmiştir. In-Ceram Zirkonya'nın tanıtılmasıyla da posterior köprülerin yapılabileceği olasılığı öne sürülmüştür.⁹³



Şekil 2. 9. Vita In-Ceram blok ve In-Ceram fırını

Alt yapının opak oluşundan dolayı estetik sınırlanmıştır ve bu yüzden sistem posterior tam seramik köprü yapımı için önerilmektedir ancak istenilen bağlantı yüzey alanı boyutunun eksikliği sıkça tam seramik köprü yapımını kontrendike kılmaktadır.⁹⁴

Hi-Ceram

İlk kez 1972 yılında Southan ve Jorgensen tarafından fosfat bağlı revetman üzerinde platin yaprak kullanılmaksızın alümina seramiği fırınlanarak elde edilmiştir. Hi-Ceram (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) güçlendirici faz olarak %50 alümina kristalleri içeren dispersiyon yöntemiyle kuvvetlendirilmiş bir dental porselendir. Alümina içeriğinin arttırılması, gerilme dayanıklılığını da arttırmıştır.⁹³

Techceram

Techceram (Techceram Ltd, Shipley, Birleşik Krallık), In-Ceram sisteminde olduğu gibi özel dizayn edilmiş refrakter güdük üzerine uygulanır ancak farklı olarak slip-casting tekniği ile değil; termal püskürtme tekniği ile elde edilir. Maalesef ki bu yüksek alümina içerikli seramiklerin, asitleme işlemi zordur. Ancak; Techceram üreticileri termal püskürtme işlemi sırasında zaten mikropöröz bir yüzey oluştuğunu ileri sürerek bu sorunun ortadan kalktığını iddia etmişlerdir.¹²

Optec

Kristalin lösit içeren ve kor kullanılmaksızın tam porselen kuron yapımında kullanılan bir sistemdir. Lösit konsantrasyonu %50.6'dır ve IPS Empress porselenden ve klasik metal destekli porselenden daha fazladır. Folyo veya ısıya dayanıklı güdük üzerinde yapılabilen bu sistemin feldspatik porselenden daha dirençli olmasına rağmen, kor yapılı sistemlerden beklenildiği kadar güçlü bulunmamıştır. En önemli avantajı üç üyeli köprü yapılabilmesidir. Yarı şeffaf bir yapı sergilemesi nedeniyle estetiği sağlamaktır.^{86, 95, 96}

Mirage 2

Mirage 2 sisteminde (Myron International Inc, Kansas, ABD) feldspatik porselene zirkonya fiberler eklenmiştir. Böylece çatlak oluşumunun azaltılması ve makaslama transformasyonunun inhibe edilmesiyle sertliğin arttırılması sağlanmıştır. Bu ilave, translüsensliğini azaltmıştır. Ancak bu durum, renklenmiş diş yapısı maskelenmek isteniyorsa bir avantaj sayılabilir.⁹³

Dökülebilir Cam Seramikler

Dicor

Dicor (Dentsply GmbH, Almanya) 1983 yılında Grossman ve 1984 yılında Adair'in çalışmaları sonucunda kullanıma sunulmuştur. Kullanılan materyal mika-cam-seramik (hacimce %45 cam, %55 kristalin tetrasilisik flor mika) kompozisyonudur. İçeriğinde bulunan florid, kristalin faz için gereklidir ve akışkanlığı arttırmaktadır.⁹² Konvansiyonel kayıp mum tekniği ile cam dökümünün kombine edildiği bir metotla uygulanır.⁸⁸

Cam seramiklerin başlıca avantajı; yarı kristal yapılarının baskı kuvvetlerine dayanıklılık göstermesidir. Kristal yapı, çatlakların ilerlemesini engeller.⁹⁷

Cerapearl

Cerapearl ilk kez Hobo ve Kyocera tarafından dökümü yapılabilen apatit bir seramik olarak geliştirilmiştir. Hidroksiapatit; doğal diş minesinin esas inorganik yapısal elemanıdır ve ancak bu hidroksiapatit materyalinin özelliklerine benzer yapıdaki bir restorasyon malzemesi doğal dişe benzeyebilir. Cerapearl (Kyocera Corporation, Japonya) doğal diş minesine benzer özelliklere sahip, dökülebilir apatit seramik materyalidir. Bu materyalde kristalizasyon sonucu apatit kristalleri oluşmaktadır. Dicor'a benzeyen, ancak ana kristal yapı olarak hidroksiapatit kullanan bir sistemdir.⁹⁸

Isı ve Basınçla Şekillendirilen Seramikler

IPS Empress

Zürich Üniversitesi'nde Wohlwend tarafından 1987 yılında, lösit ile güçlendirilmiş bir cam seramik olan IPS Empress sistemi (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) geliştirilmiştir. In-Ceram seramik alt yapı yapımında “slip-cast” teknolojisine güvenmekteyken; IPS Empress, Cerestore'dakine benzer bir “injection-molding (enjeksiyon-döküm)” tekniği kullanmaktadır. Yüksek alümina içerikli kor materyali yerine, IPS Empress sadece birkaç mikrometre çaplı latent çekirdekleştirici ajanlar içeren özel bir cam içerir. Bu materyalin dayanıklılığı, cam matris içindeki kontrollü kristalizasyon sayesinde. Kayıp mum tekniği ve pres döküm tekniğinin birlikte kullanıldığı bir tekniktir. Lösit ile kuvvetlendirilmiş cam seramik tabletler, ısı ile yumuşatılarak yavaş yavaş preslenir.⁸⁸

IPS Empress 2

1998 yılında tanıtılan IPS Empress 2 sisteminde (Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein) kimyasal yapı daha farklıdır. Lösit kristali yoktur. İki yapıdan oluşur: Alt yapısı (ingot), lityum disilikat ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) içerir ve dayanıklılığı artırır. Üst yapı seramiği ise florapatit içerir ve restorasyonun translüensliğini arttırarak daha doğal bir görünüm sağlar.

Diğer tüm seramikler ile aynı endikasyonları taşımasının yanında 2. premolar en distaldeki destek diş olması koşuluyla üç üyeye kadar köprü de yapılabilir.^{92, 99} IPS Empress 2 ingotlar, IPS Empress ile aynı fırında preslenirler ancak presleme ısısı 920°C 'dir ve presleme işlemi 5 bar basınç altında 5 - 15 dakika kadar sürmektedir.

Kuron ve köprülerin doğru şeklinin elde edilmesi için önce fulkontur mum modelaj uygulanır. Tüm mum modelajdan eşit miktarda eksiltme yapılmasından sonra, model revetmana alınarak mumu eritilir ve EP500 fırınında (Ivoclar-Vivadent,

Liechtenstein) ısıyla preslenir.⁹⁴ IPS Empress 2 alt yapı, modele uyumlandırılır ve daha sonra ağız içinde denenir. Marjinal uyumu klinik olarak kontrol edilir. Alt yapı, sinterize florapatit cam seramik ile kaplanır ve tekrar klinik kontrolleri yapılır. Diş şekli, dokusu ve rengindeki düzeltmeler yapıp, son fırınlama işlemi ile tamamlanır. Bu cam içeren materyallerin, daha translüsens restorasyonların yapımına imkan vermelerine rağmen, dayanıklılıklarının arttırılması için asitlenip, adeziv simantasyon ile simante edilmeleri önerilmektedir.

Kopya Freze Tekniğine Dayalı Sistemler

Celay

Dr. Stefan Eindenbenz tarafından geliştirilen Celay (Vident Co. Mikrona Technologies AG, Almanya) tam seramik sisteminde, laboratuvar teknisyenine ihtiyaç yoktur.⁹² Dr. Sadoun tarafından 1989 yılında geliştirilen Vita In-Ceram sistemi ile metal alt yapıya gerek olmadan üç üyeli köprüler de dahil olmak üzere tam seramik restorasyonların üretimi mümkün olmuştur. In-Ceram Alümina tekniğinde, alüminyum içeriği %80'lere ulaşmıştır. Ancak geleneksel In-Ceram sistemi olarak ifade edilen bu sistemin dezavantajı, porselen hamurunun hazırlanması, sinterlenmesi ve infiltrasyon aşaması için uzun zamanlar gerekmesidir. Bu amaçla 1993 yılında geliştirilen Celay sisteminde endüstriyel olarak önceden hazırlanmış ve sinterlenmiş Celay Alümina bloklarının (Vita Celay Alumina Blanks, Vident, ABD) kullanılması ile restorasyonun hazırlanması için gerekli olan süre kısalmıştır.¹⁰⁰ Celay sistemi, diş hekimlerinin metal desteksiz restorasyonların kor kısmını, kopya-freze tekniği ile porselen bloktan elde etmesini sağlar.



Şekil 2. 10. Celay ünitesi

Cercon

Cercon sistem (DeguDent, Hanau, Almanya), klasik (CAM) (Computer Aided Manufacturing) ve sanat (CAD-CAM) olmak üzere iki farklı alt yapı seçeneği sunmaktadır. Klasik seçeneğinde, prepare edilen dişe ait güdük üzerinde alt yapının mum örneği hazırlanarak, Cercon cihazının ana parçasına (Cercon brain) yerleştirilir. Bu örnek, cihazın lazer sistemi ile taranır ve elde edilen verilerin freze ünitesine aktarılmasıyla yarı sinterize zirkonyum bloklardan alt yapı elde edilir. Sanat modunda ise alt yapı tasarımı ve üretimi de bilgisayar destekli yapılmaktadır.¹⁰¹ Mum örneğin boyutları, sinterizasyon esnasında meydana gelecek büzülme oranına göre büyütülmektedir.^{102, 103}



Şekil 2. 11. Cercone ve Cercon Software

Zirkonzahn

Zirkonzahn Milling sistem (Steger, Ahrntal, İtalya) ile yüksek stabiliteye sahip restorasyonlar yapılabilmektedir. Yitrium ile desteklenmiş zirkonyum dioksitin

(sertleşmemiş, frezelenmeye uygun halde) ön sinterlenmesi tamamlanır ve kazıma için hazır hale getirilir. Hacim olarak %25 daha büyük frezelenen restorasyon yaklaşık 1500°C'deki sinterleme fırınında orijinal boyutuna geri döner. Zirkon materyali, sinterleme öncesinde daldırma yöntemiyle Vita renk skalasının 16 rengine boyanabilir ve sıvı renkler zirkonyumun sinterlenmesi esnasında 0.2 mm kadar içeriye penetre olur. Zirkonyum restorasyonlar özel olarak geliştirilmiş yeni bir freze sistemi kullanılarak gerçekleştirilir. Bu sistem ile her tür preparasyon; paralel olmayan kesimler de dahil olmak üzere, makinanın 5 aks üzerindeki hareket kabiliyetinden dolayı kolaylıkla frezelenebilirler.

Zirkonun sinterleme işlemi bittikten sonra herhangi bir yüzey işlemi uygulanması gerekmez. Üzerine sulu kıvamlı dentin ile bağlantı pişirmesi yapılır. Böylece hem yüzey gerilimi azaltılır hem de kolelerdeki büzülme kontrol altına alınır. Zirkonyumun ısısal genleşme katsayısı, pişirmelere bağlı olarak değişmediğinden fazla sayıda yapılan fırınlamalar, alt yapı üzerinde olumsuz etki yaratmaz ve kabarcık ya da çatlaklar oluşmaz. Dikkat edilecek bir nokta; oklüzal yüzün merkezine aşırı porselen yığmamaya özen gösterilmesidir. Aksi halde pişirme (820°C) esnasındaki büzülmeden dolayı porselenin kalkmasına ve oklüzalde hava kabarcığına sebep olabilir. Kısa bir dönem geçici olarak ağızda kullanılmasından sonra da restorasyon üzerinde düzeltmeler yapmak mümkündür. Tekrar fırınlığında çatlak ve hava kabarcıkları oluşmaz.

Bilgisayar Destekli Freze Tekniğine Dayalı Sistemler (CAD-CAM)

Kavo Everest Sistemi

Kavo firması tarafından üretilen, ön ve arka bölgelerde uygulanabilecek kuron ve köprü protezlerinin alt yapısının oluşturulması için kullanılan bir CAD-CAM sistemidir. Temel olarak tarayıcı ünite, aşındırıcı ünite ve sinterleme fırınından oluşan

bu sistemde alt yapılar zirkonyum oksit, titanyum veya cam seramik bloklardan da elde edilebilmektedir.

Sistem; Everest scan, Everest engine, Everest therm ve bu üniteler arası koordinasyonu sağlayan ve tasarımın yapıldığı bilgisayardan oluşmaktadır. Everest scan, alçı modeli optik olarak tarayan ünitelerdir. Everest engine, alt yapı bloklarını bilgisayardan gelen komuta göre aşındıran ünitelerdir. Everest therm, aşındırılması tamamlanmış alt yapının, sinterleme işlemini yapan fırındır. Bilgisayar ekranı, sistemin özel yazılımı sayesinde taranmış modeli yansıtan ve bu model üzerinde sanal olarak modelajın yapılmasını sağlayan ekrandır.

Aşındırmaya öncelikle krunun iç yüzeyinden başlanır. İç yüzeyi bitirilen restorasyon, özel bir reçineyle doldurularak sabitlenir. Burada amaç dış yüzey aşındırılırken, materyale içten destek sağlamaktır. Aşındırma işlemi yarı otomatiktir, teknisyen işlemin yarısında sisteme müdahale etmelidir. Dış yüzeyin aşındırılması tamamlandıktan sonra alt yapının içindeki reçine ısıtılarak uzaklaştırılır. 1500°C’de 12 saatte sinterleme işlemi tamamlanır. Alt yapılar tamamlandıktan sonra tabakalama tekniği ile üst yapı tamamlanır; makyaj ve glazür yapılır. Adeziv veya geleneksel simantasyon yapılabilir.¹⁰⁴

Lava

2002 yılında piyasaya sunulan Lava tam seramik sisteminde (3M ESPE, Almanya) yarı sinterlenmiş Y-TZP kullanılmaktadır. Sistem, özel tarayıcı (Lava Scan), kazıma ünitesi (CAM, Lava Form) ve sinterleme fırınından (Lava Therm) oluşmaktadır (Şekil 2.12.).



Şekil 2. 12. Lava CAD, Lava Scan ve Lava Therm

Lava sisteminde dişsiz kısımlar ve prepare edilen dişler Lava Scan ile taranır, Lava CAD yazılımı otomatik olarak kenar dizaynı ve gövde tasarımı yapar. Dizayn işlemi sonrasında yarı sinterlenmiş ZrO_2 seramik blok Lava Form ile kazınır. CAM ünitesi 21 üye alt yapıya kadar müdahale gerektirmeden çalışabilir. ZrO_2 bloktan elde edilen alt yapı, olması gerektiğinden hacimce %20-25 oranında daha büyüktür. Sonrasında yapılan sinterleme işlemi ile hacimce küçülme sağlanarak zirkonyum alt yapıya gerçek boyutu, yoğunluğu ve direnci kazandırılır. Sinterlenen alt yapılar, zirkonyanın termal ekspansiyon katsayısı ile uyumlu olan Lava Ceram seramik materyali ile bitirilir.¹⁰⁵

DCS-Precident

DCS-Precident Sistem (Digitizing Computer System) (DCS Dental AG, Allschwil, İsviçre), hem bilgisayar destekli tasarım, hem de bilgisayar destekli üretimden yararlanır. İlk olarak 1990 yılında kullanılmaya başlanmış olup, restorasyon alt yapıları tam sinterize Y-TZP bloklardan (DC-Zirkon) şekillendirilmektedir. PreciScan adı verilen tam otomatik lazer tarayıcı bir optik sensör ile dişe temas etmeden destek dişin kendisine, komşu dişlere ve çevre dokulara ait koordinat bilgilerini elde etmek için ölçümler yapmaktadır. Otomatik ölçümde cihaz her iki çenenin de modelini elde edebilmekte ve 14 prepare dişi tarayıp, 30 üyeye kadar alt yapıyı simultane olarak PreciMill frezeleme ünitesinde yapabilmektedir. Molar bölgedeki bağlantıların kesitleri

minimum 3 mm olmalıdır. DCS-Precident sistemde kullanılan materyaller cam seramik, In-Ceram, zirkonyum, metaller ve fiberle güçlendirilmiş kompozitler olabilir. Üst yapılar ise alt yapıyla uyumlu termal genleşmeye sahip veneer porseleni (Vita D ceramics) ile yapılır.¹⁰⁶

Procera

Procera sistemi (Nobel Biocare AB, Göteborg, Sandvik Hard Materials AB, Stockholm, İsveç) CAD-CAM konseptini benimsemiş bir sistemdir. Andersson ve Oden tarafından 1993 yılında, yoğun çabalar sonucunda geliştirilmiştir. Başlangıçta bu sistem, titanyum alt yapı ile düşük ısı veneer porseleninin kombinasyonundan oluşan kuron ve köprülerin yapımı için kullanılmıştır. Daha sonraları bu CAD-CAM teknolojisi Procera AllCeram kuron yapımı için geliştirilmiştir. Bu kuronlar yoğun sinterize edilmiş, yüksek saflıkta alüminyum oksit kopingin düşük ısılı All-Ceram Veneer porseleni ile kaplanması ile elde edilirler.⁹⁴ Procera sistemi ile CAD-CAM teknolojisi kullanılarak; alüminyum oksit alt yapı (Procera AllCeram), zirkonyum oksit alt yapı (Procera AllZirkon) ve titanyum alt yapı restorasyonlar (Procera AllTitan) ile titanyum veya alüminyum oksit abutmentler, implant üstü tam seramik kuronlar ve implant üstü titanyum köprü alt yapılarının üretimi mümkündür.¹⁰⁵ Bu yöntemde, kesilmiş dişlerin modelleri, bilgisayar destekli özel tasarlanmış safir uçlu tarayıcı ile okunup, her diş için yaklaşık 30000 ölçüm alınır. Elde edilen veriler bilgisayarda toplanır. Bu veriler elektronik olarak biri İsveç diğeri Amerika'da olmak üzere sadece iki merkezde bulunan CAM ünitesine aktarılır. Alt yapılar bu iki merkez laboratuvarından birinde üretilir.

Cicero

Cicero (Computer Integrated Ceramic Reconstruction) sistemi (Cicero Dental Systems B.V. Hoorn, Hollanda); optik tarama, seramik sinterleme ve CAM esaslarına dayanmaktadır. Restorasyonlar maksimum statik ve dinamik oklüzal ilişkilere göre

üretilmektedir. Bu sistem de, Procera sistem gibi merkez laboratuvarında üretilir. Cicero sisteminin çalışma aşamaları; model hazırlığı, optik tarama, dizayn, sinterizasyon, sentrik oklüzyon ayarı, artikülasyon ayarları, tabakaların oluşturulması ve bilgisayar destekli yapım aşaması olarak özetlenebilir. Sistemde prepare edilen dişin bulunduğu çenenin tüm ölçüsü elde edilir, lazer tarayıcı ile önce güdük model tek başına, sonra modelin tümü taranır. Kapanış modeli üzerine yerleştirilen model, tekrar taranır. Veri bankasında bulunan hazır kuronlardan en uygun olanı, sistem tarafından belirlenir.¹⁰⁵

CEREC Sistemi (CEramic REConstruction System)

Cerec sisteminde tarama, bilgisayara aktarma ve torna tek bir taşınabilir üniteye toplanmıştır.⁹² Bu yöntem 1985 yılında uygulanmaya başlanmıştır, 1994'te 2. jenerasyonu tanıtılmış ve 2000 yılında da Cerec 3 piyasaya sunulmuştur.⁹³ Bilgisayar yardımı ile tasarım ve bilgisayar yardımı ile üretimde kullanılan ilk sistemlerden biri olup; başlangıçta inley, onley yapımı için tasarlanmıştır. Cercon, Lava, Procera gibi sistemlerde laboratuvar ortamında restorasyonlar elde edilirken, hasta başı uygulamaları için kullanılan tek CAD-CAM sistemi CEREC'tir.

Genellikle, prepare diş yüzeyi bilgisayar ekranına uygun görüntüyü sağlayacak yeterli yansıtıcılığa sahip değildir. Bu yüzden, preparasyonu ve çevre diş dokularını uygun bir ışık yansıtıcı ajanla (Cerec Optispray, Sirona Dental Systems, Inc., Almanya) kaplamak gerekmektedir.¹⁰⁷ Ölçüm işlemi tamamlandıktan sonra, veriler pozitif dijital xyz data modeli olarak kaydedilirler ve anlık video görüntüsü şeklinde görüntülenir. Tasarım çizgileri bu görüntü üzerinde çizilir.

Bulucuları bu işleme, fiziksel ölçü alma işleminin yerini tuttuğu için “optik ölçü” adını vermişlerdir.

Duret Sistem

Dr. Francois Duret tarafından 1971 yılında geliştirilmiştir. Karmaşık bir görüntüleme ve bilgisayar dizaynı gerektiren bir sistemdir. Sistem, dişlerin görüntülerini almak için lazer tarayıcı kullanır. İnley, onley, tam kuron ve 4 üniteye kadar sabit köprüler yapabilmektedir. Diş prepare edildikten sonra toksik olmayan beyaz özel bir materyalle kaplanır. Dental başlığa benzeyen lazer tarayıcı ile bukkal, lingual, mezial, distal ve karşıt oklüzal yüzeylerin görüntüsü alınır. Restorasyonun tasarımı yapılır. Bu sistem, sınırlı bir ticari başarı göstermiştir.^{108, 109}

Denzir Sistem

CAD-CAM teknolojisini kullanan yeni bir sistemdir. Bu sistemde seramik inley üretmek amacıyla zirkonyum dioksit blokları kullanılmaktadır. Bu bloklar, yttrium oksit ile kısmen sabitlenmiş zirkonya seramik tozu içerir. Sistem Procera sistemine benzemekle beraber, asitle pürüzlendirme uygulanmaz. Simantasyonu rezin esaslı bir siman ile yapılır.^{110, 111}

Rekow Sistem

Sistem, fotografik esaslara dayanmaktadır. Modifiye kamera, prepare edilen dişin, komşu dişlerin ve karşıt oklüzal yüzeyin stereo görüntüsünü Ektachrome 400 ASA (Kodak, ABD) film üzerine kaydeder. Daha sonra görüntü dental laboratuvara gönderilir. CAD-CAM sistem kuronun iç yüzeyini hesap ederken, dış yüzey diş morfolojileri kütüphanesinden alınır. Restorasyon 5 akslı torna makinesinde hazırlanır.¹⁰⁸

Comet Sistem

Bu sistem, her üst yapı için mum örnek varken ya da olmaksızın 3 boyutlu veri kaydını sağlar. Destek dişlerin ve mum örneklerin karmaşık yüzey formları, kuronların, parsiyel protez yapılarının veya implant destekli üst yapıların üretimi için kaydedilir.

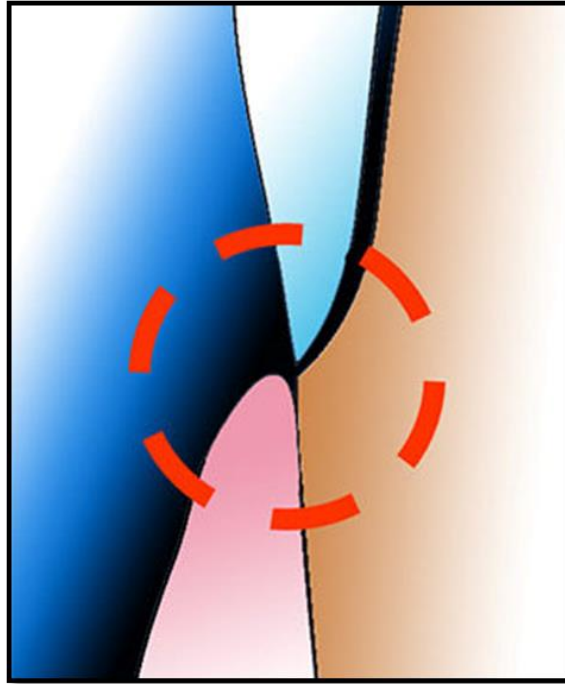
Kaydetme için CCD (Charge Coupled Device) kamera kullanılır, veri aralığı 400.000 - 1 milyon arasındadır. Ardından CAD programı kullanılarak restorasyon dizayn edilir, veri kesme ünitesine aktarılır ve restorasyon tamamlanır.¹¹²

2.8. Marjinal ve İnternal Uyum

Uyumun ortaya konan tanımı, uyumu ölçmek ve değerlendirmek için kullanılan yöntem ve teknikler, araştırmacıdan araştırmacıya farklılık göstermektedir. Uyum en iyi olarak, diş ile restorasyon arasındaki yüzeyde ölçülen çeşitli noktaların uyumsuzluğu olarak tanımlanır. Dişle restorasyon arasındaki ölçümler; iç yüzeyde, kenarda ya da restorasyonun dış yüzeyi boyunca olan noktalarda yapılabilir.¹¹³

Dental restorasyonların uzun ömürlü olabilmesi için iyi bir marjinal uyumun olması çok önemlidir.¹¹⁴ Yeterli uyumun olmayışı, hem diş hem de destek dokular için zararlıdır.¹¹³

Yapılan araştırmalara göre, diş hekimliğinde ve laboratuvar tekniklerindeki ilerlemelere rağmen, protetik restorasyonların marjinal uyumu her zaman istenildiği gibi olamamaktadır. Bu da önemli ölçüde periodontal rahatsızlıkları ortaya çıkarmaktadır.¹¹⁵



Şekil 2. 13. Marjinal bölge

Kırılma direnci ve estetiğin dışında marjinal ve internal uyum, tam seramik kuronların başarısı ve klinik kalitesi için çok önemli faktörlerdir.¹¹⁶⁻¹¹⁸ Uygun marjinal adaptasyon ve dizayn, siman ajanlarının çözünmesini engelleyen esas faktörler olduğu için başarılı bir kuronda bulunması gereken özelliklerdir.¹¹⁹

Uygun marjinal adaptasyona rağmen diş restorasyon ara yüzünde daima mikroskopik bir aralık vardır. Siman ajanı bu bölgede çözünmeye uğrayabilir. Bu problemi minimize etmek için restorasyonun marjini, diş preparasyonuna mümkün olduğu kadar hassas bir şekilde uyumlanmalıdır. Marjinal uyumu ve minimum siman kalınlığını sağlayan önemli faktörler; diş preparasyon dizaynı, internal uyumlama tekniği, restorasyon yapımında kullanılan materyaller ve yapım tekniği, simantasyon prosedürü, porselen fırınlama siklusu, mesleki faktörler¹²⁰ ve die-spacer uygulama teknikleri'dir.¹²¹

Geniş marjinal açıklıklar plak birikimine, gingival sulkustan sıvı akışına ve kemik kaybına, tekrarlanan çürüklere ve periodontal hastalıklara,¹²² simanın çözünmesine ve marjinal sızıntıya neden olurlar.¹²³

Tek bir tanım ile marjinal uyumu tanımlamak mümkün değildir.¹²⁴ Marjinal aralık genellikle, preparasyonun bitiş çizgisinden restorasyonun servikal marjinine kadar olan dikey boyut olarak düşünülebilir.¹²⁵ Bununla birlikte pratikte morfolojik değişiklikler, yuvarlanmış marjinler veya defektlerden dolayı tek bir tanım ile kesin aralığı tanımlamak neredeyse imkansızdır.¹²⁶

Sabit restorasyonların değerlendirilmesinde kırılma dayanıklılığı ve estetikten ayrı olarak klinik kalite ve başarı için, marjinal ve internal uyumun yeterli olması da en önemli kriterlerdendir. Bir kuronun marjinal açıklığının artması, siman çözünme hızını ve mikrosızıntıyı arttırır. Oral kaviteden mikrosızıntı, vital pulpanın inflamasyonuna neden olabilir.^{123, 127} Bu durum sekonder çürük ve pulpitis ile sonuçlanabilmektedir.¹²⁸

Zayıf marjinal adaptasyon plak retansiyonunu artırır ve periodontal hastalıkların başlamasına neden olan subgingival floranın değişimine neden olur.¹²³ Minimal kenar açıklığı, dişi sekonder çürük ve periodontal sorunlardan korumaya yardımcı olacaktır ve böylece restore edilmiş dişi, daha uzun süre dayanıklılık gösterecektir. Bu aralığın miktarı siman tabakasının kalınlığına da bağlıdır. Bu tabakayı; preparasyon dizaynı, die-spacer, kuronun yerleştirilmesi esnasında uygulanan kuvvet, basamak dizaynı ve yüzey özellikleri gibi pek çok faktör etkilemektedir. Ayrıca diğer bir faktör de kuronun kendi kenar uyumsuzluğudur.¹²⁸⁻¹³¹

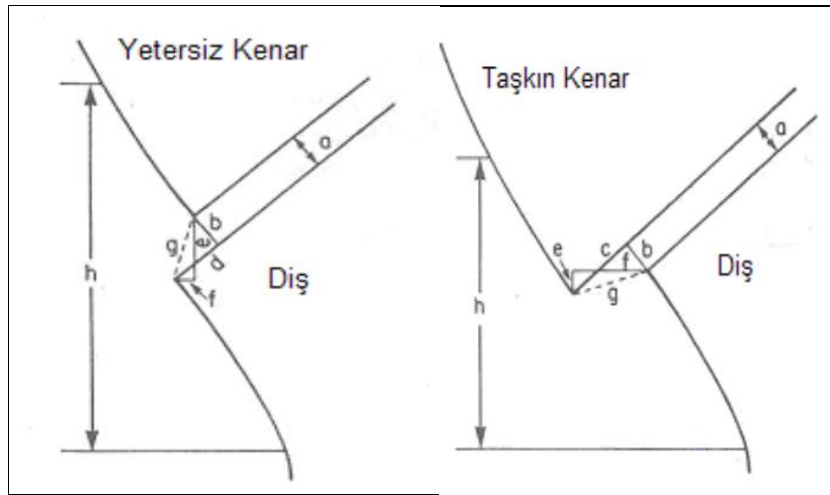
Klinik olarak bir kuronun marjinlerde dişe ne kadar adapte olduğunun önemli olması kadar, siman aralığı da önemlidir. Siman aralığı ya da internal uyum, retansiyon ve rezistans formunu tehlikeye atmayacak şekilde uniform bir kalınlıkta olmalıdır. Tam seramik kuronlar, döküm alaşım alternatiflerinden daha kırılğan oldukları için bu durum daha da önem kazanmaktadır. Kuron uyumunun hassasiyeti, klinik prognozu etkileyebilir.

Tuntiprawon ve arkadaşları,¹³² tam seramik kuronlarda, ortalama internal aralık 73 µm olduğunda, oldukça fazla kompresif dayanıklılık gösterdiklerini bildirmişlerdir. Ayrıca ortalama internal aralığın 122 µm'ye yükselmesinde, adaptasyonda önemli bir farklılık gözlenmezken; dayanıklılıkta düşüş olduğunu bulmuşlardır. Bu yüzden, bir tam seramik kuron hassas bir uyumla üretilebilirse, klinik başarısı için çok daha iyi bir prognoz gösterecektir.¹³³

Geleneksel olarak bilinen 50 - 100 µm'lik simantasyon aralığı kabul edilebilir miktarlardır. Bilimsel bulgular olmasa da, 200 - 300 µm aralıklarda da adeziv simantasyondan bahsedilir. Ancak seramik restorasyonun altında, kalın bir adeziv siman tabakası olması dişin desteklenmesini azaltmakta ve seramiğin kırılma riskinin artmasına neden olmaktadır. Oldukça ince bir siman tabakası ise, simante edilmiş

restorasyonun ömrünü olumsuz yönde etkilemektedir. Polimerizasyon sırasında oluşan kontraksiyon stresleri ince rezin siman tabakalarında daha çok önem kazanmaktadır. Donma, kritik stres değerine ulaşırsa adeziv bağlantıda prematür kopmalar görülebilmektedir.¹³⁴

Marjinal uyumun belirlenmesinde ölçüm yapılan noktaların belirlenmesi ve “uyum” olarak bahsedilen terminoloji araştırmacılara bağlı olarak değişmektedir. Çalışmalarda aynı terim, farklı ölçümleri belirtebilirken, aynı ölçümler için farklı terimler de kullanılabilmektedir. Uyumun ölçülmesinde yayınlarda marjinal adaptasyon, internal adaptasyon, vertikal oturma, radyografik açıklık, klinik uyum yeteneği gibi özelliklerden bahsedilmektedir.¹¹² Bu karmaşayı azaltmak için Holmes ve arkadaşları¹¹² kullanılan terimleri şu şekilde açıklamışlardır (Şekil 2.14.).



Şekil 2. 14. Holmes ve arkadaşlarına göre uyumsuzluk terminolojisi

- a. İnternal aralık
- b. Marjinal aralık
- c. Taşkın kenar
- d. Yetersiz kenar
- e. Vertikal marjinal açıklık
- f. Horizontal marjinal açıklık

g. Mutlak marjinal açıklık

h. Oturma uyumsuzluğu

Preparasyon yüzeyinden, kuron iç yüzeyine yapılan dik ölçüm “internal aralık” olarak tanımlanır. Aynı ölçüm kenarda yapılırsa “marjinal aralık” olarak adlandırılır. Vertikal marjinal uyumsuzluk, kuron kenarından preparasyon sınırının izdüşümüne çizilen paralelin ölçülmesiyle belirlenir ve “vertikal marjinal açıklık” olarak isimlendirilir. Horizontal marjinal uyumsuzluk, preparasyon kenarından kuron kenarının izdüşümüne çizilen dikmenin ölçülmesiyle belirlenir ve “horizontal marjinal açıklık” olarak tanımlanır. Ayrıca kuron kenarı, taşkın ya da yetersiz olabilir. “Taşkın kenar”, marjinal aralıktan kuron kenarına çizilen dik mesafedir. “Yetersiz kenar” ise, marjinal aralıktan dişin basamak ile prepare edilen destek diş duvarı arasındaki açığa çizilen dik mesafedir. Marjinal aralık ve taşkınlık veya yetersizlik miktarının açısal kombinasyonu, “mutlak marjinal açıklık”tır. Başka bir deyişle marjinal aralık ile taşkın/yetersiz kenarın hipotenüsüdür. Vertikal marjinal açıklık ile horizontal marjinal açıklığın açısal kombinasyonu da aynı şekilde “mutlak marjinal açıklık”ı vermektedir. Bu iki kenar da aynı hipotenüse aittir. Mutlak marjinal açıklık, kuron kenarı ile preparasyonun basamak ile prepare edilen destek diş duvarı arasındaki açı arasından ölçülür. Kuron kenarında, hiçbir taşkınlık ya da yetersizlik olmadığında marjinal aralıkla mutlak marjinal açıklık aynıdır. Eğer hiç marjinal aralık gözlenmezse, mutlak marjinal açıklık kuronun taşkınlık ya da yetersizlik miktarına eşit olur. Kuronun oturmaması durumunda, kuronun dış yüzeyi ve diş üzerinde aynı doğrultuda belirlenen iki nokta arasındaki uzaklığın, noktaların kuron kenarına olan uzaklıkları toplamından farkı “oturma uyumsuzluğu” olarak adlandırılır.¹¹² Bunun en önemli nedeni protezi yapıştırmak için kullanılan simanın, film kalınlığıdır.

Siman film kalınlığı bazı nedenlerle değişiklik gösterir. Bu nedenler;¹³⁵

1. Protezi yerleştirmedeki uygulanan kuvvet,
2. Protezi yerleştirme esnasında gücün uygulanış şekli,
3. Protezin oturmasını engelleyen ya da simanın akışkanlığını rahatlatan bir konfigürasyon varlığı,
4. Protezin kesilmiş diş üstündeki uyumu olarak belirtilmiştir.

Restorasyonun oturacağı yerin geometrik şekli, prepare edilmiş dişin yan yüzeylerinin eğim derecesi, kullanılan simanın viskozitesi, simantasyon süresi, die-spacer uygulaması ve kenar bitim şekli, preparasyon ile restorasyon arasındaki uyumu etkileyen diğer önemli faktörlerdir.^{135, 136}

Diş yapısı ve restorasyon arasındaki marjinal uyumsuzluk, diş yapısı ve restoratif materyal arasındaki mikrosızıntı (bakteri, sıvı, molekül ve iyon geçişi) ile sonuçlanır. Mikrosızıntının klinik komplikasyonları arasında periodontal hastalıklar, postoperatif hassasiyet, marjinal renklenme, tekrarlayan rkler, pulpa inflamasyonu, pulpa nekrozları ve potansiyel olarak kanal tedavisi yer almaktadır. Mikrosızıntı olmaması, sabit restorasyonların klinik ömrünü arttırmada en önemli faktörlerden biriiken, mikrosızıntı varlığı ise, en geçerli başarısızlık nedeni sayılmaktadır.¹²⁷

Yeterli uyum olmaması, hem diş, hem de destek periodontal dokularda zararlı etkiler oluşturur. Bir restorasyonda, materyallerin fiziksel ve mekanik özelliklerinden farklı olarak uyumları, kesin olarak tanımlanmamıştır. Ölçümlerin referans noktaları ve “uyum”u açıklayan tanımlama terminolojileri araştırmacılar arasında farklılık göstermektedir. Uyum en iyi olarak, diş ile restorasyon arasındaki yüzeyde ölçülen çeşitli noktaların uyumsuzluğu, olarak tanımlanmıştır.¹¹²

Bu konuyla ilgili yapılan araştırmalar incelendiğinde çok farklı sonuçlarla karşılaşılmıştır.^{90, 137} Bunun nedeni çeşitli faktörlere dayanır. Ölçümlerdeki referans noktaları ve uyum tanımlamaları, araştırmacılara göre büyük ölçüde çeşitlilik gösterir ve

birçok çalışma kendi tanımlamalarına göre sonuçlarını şekillendirmiştir. Bu durum; çalışma, rapor ve bildirilerdeki karışıklığın daimi kaynağı olarak görülür.¹³⁸

Kuronların kabul edilen marjinal aralığı pek çok metot kullanılarak incelenir.^{109,}
¹¹⁵ Pekçok araştırmacı çıplak gözle görülemeyen veya bir sond ile fark edilemeyen klinik olarak kabul edilebilir marjinal açıklığı saptamak için çalışmalar yapmıştır.¹²⁰ Günümüzde marjinal uyumun ölçümü için mevcut olan standart bir metot yoktur.¹³³ Ancak yapılmış olan çalışmalar incelendiğinde, marjinal ve internal uyumun ölçümü için kullanılan yöntemler şu şekilde sıralanabilir:

1. Direkt güdük üzerinden ölçmek¹³⁹⁻¹⁴¹
2. Rezin replika tekniği¹⁴²
3. Siman aralığı-silikon replika tekniği^{134, 143-148}
4. Kesit alarak ölçüm tekniği^{136, 140, 149-154}
5. Üç boyutlu yüzey tarama cihazları kullanılarak yapılan ölçümler^{154, 155}

2.8.1. Direkt Güdük Üzerinden Ölçüm

Direkt güdük üzerinden ölçüm yöntemi en bilinen, uygulaması kolay ve tercih edilen bir metottur.¹³⁹⁻¹⁴¹ Bu yöntemde, restorasyon hazırlandığı örnek üzerine yerleştirilir ve stereomikroskop veya elektron mikroskobuyla marjinal aralığın fotoğrafı alınır. Alınan fotoğraflar üzerinde manuel ölçümler yapılabileceği gibi, bu fotoğraflar üzerinden özel bilgisayar programları yardımıyla daha detaylı ve kolay ölçümler yapılabilir. Ölçüm yapılan restorasyon zarar görmez ve değişik aşamalar arasındaki farkın ölçülmesi veya simantasyon öncesi ve sonrası ölçümlerde kullanılması uygundur. Ölçüm, direkt olarak yapıldığı, dublikasyon veya ara madde gerektirmediği için daha hassastır. Bu yöntemle sadece marjinal açıklık miktarı ölçülebilir. Restorasyonun iç uyumunu ölçmek için örnekten kesit almak ya da silikon replika tekniğini kullanmak gereklidir.

2.8.2. Rezin Replika Tekniği

Rezin replika tekniğinde ölçüm yapılmak istenen restorasyonun marjin bölgesinin ölçüsü alınır.¹⁴² Alınan bu dairesel silikon kalıbın içine, patern rezin uygulanarak restorasyonun marjin bölgesi, rezinden dublike edilmiş olur. Elde edilen rezin replika üzerinden ölçümler yine direkt yöntemde olduğu gibi yapılabilir. Sabit restorasyonlarda, destek dişler üzerinde ölçüm yaparken mikroskop altında konumlandırmak ve netlik sağlamak zordur; özellikle proksimal bölgelerden görüntü almak mümkün değildir. Bu yöntemin avantajı, destek dişlerin replikasının elde edilmesi ile proksimal bölgelerden de ölçümler yapılabilmesidir. Replika, bir silindire benzer ve mikroskop altında özel cihazlara bağlanarak rotasyonel hareketle birçok ölçüm, kolaylıkla yapılabilir. Bu yöntemin dezavantajı ise, replikasyon sırasında kullanılan patern rezinde meydana gelen büzülme ve detay kaybının ölçümlerde hata payı oluşturmastır.

2.8.3. Siman Aralığı - Silikon Replika Tekniği

Siman aralığı-silikon replika tekniği restorasyonların marjin ve iç uyumlarının ölçümünde kullanılır.^{113, 134, 143, 144} Bu yöntemde ilk önce kuronun içine akıcı kıvamlı silikon koyulur ve dişin ya da güdüğün üzerine belirli bir kuvvet uygulanarak yerleştirilir. Diş ya da güdük kurondan ayrıldığında, kuron iç kısmında kalan akıcı kıvamlı silikonun üzerine, akıcı kıvamlı silikona destek sağlaması için daha kıvamlı silikon materyali enjekte edilir. Sonuçta oluşan yapıda akıcı kıvamlı silikon kalınlığı; siman aralığını ya da iç uyumunu gösterirken; orta kıvamlı silikonun bulunduğu bölge prepare edilmiş diş temsil eder. Bu birleşik yapıdan alınan kesitler üzerinden ölçüm yapılır. Kesitlerin mikroskop altında ölçümleri kolaydır.

2.8.4. Kesit Alarak Ölçüm Tekniği

Kesit alarak ölçüm tekniğinde kuron-diş yapısı simante edildikten 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 alınması ya da kademeli olarak aşındırma yapılması suretiyle ölçüm yapılır. Kesit alındığında, marjinal açıklık veya iç uyumun gözlenmesi için boya maddesi gerekmeyeceği düşünülüyorsa, kuron-diş yapısı boya maddelerine batırılmadan da rezine gömülüp kesitler alınabilir.^{136, 140, 149-153}

2.8.5. Üç Boyutlu Yüzey Tarama Yöntemi İle Ölçüm

Üç boyutlu yüzey tarama teknolojisi, son yıllarda hızla gelişmiştir. Diş hekimliğinde CAD-CAM sistemiyle üretilen restorasyonların çoğunda üç boyutlu tarama teknolojisi kullanılmaktadır. Üç boyutlu yüzey tarama teknolojisini kullanarak marjinal uyumu ölçülecek diş veya restorasyon sisteminde, dışın preperasyon yüzeyi ile restorasyonun iç yüzeyi, tarayıcılarla üç boyutlu olarak taranmaktadır.¹⁵⁴ Elde edilen dijital yüzeyler bilgisayar programları ile karşılaştırılabilmekte ve böylece restorasyona zarar vermeden her bölgedeki marjinal uyum ve simantasyon aralığının incelenmesi mümkün olmaktadır. Bu ölçüm tekniğinde hassasiyet, üç boyutlu tarama sistemine bağlıdır. Tarama sistemindeki hata payı, sonuçlara direkt olarak yansımaktadır.

2.9. Tekrarlanan Fırınlama İşlemi

Materyal ve tekniklerdeki gelişmelere rağmen, doğal diş rengine uygun porselenlerin elde edilmesi zorlanılan bir konudur. Metal destekli seramiklerde altının pahalı olması nedeniyle, temel metal alaşımlarına ilgi artmıştır. Bu alaşımlar piyasaya girmeden önce, laboratuvar ve klinik testlerden geçmiştir. Ayrıca çeşitli uyumluluk testleri (bağlanma, ısıl uyumluluk, kenar açıklığı gibi) ve alaşım üzerinde bulunan

porselenin rengi, floresans özelliği, mikro yapısı ve parlaklığı üzerine tekrarlanan fırınlamaların etkisini araştıran çalışmalara gerek duyulmuştur.¹⁵⁶⁻¹⁶⁰

Yapılan çalışmalar, tekrarlanan fırınlama aşamalarının, gerek metal destekli gerekse metal desteksiz porselen sistemlerinde, şekil değişikliğine neden olduğunu ve kenar uyumunu etkilediğini göstermiştir.^{79, 161, 162}

Metal desteksiz porselen sistemlerinde, restorasyona iyi bir estetik ve dayanıklılık kazandırmak amacıyla, tekrarlanan fırınlama işlemleri uygulanmaktadır.^{79, 80, 90, 163} Ancak bu işlemler sırasında restorasyonun kenar uyumu bozulabilir, klinik başarı düşebilir.¹⁶⁴⁻¹⁶⁶ Literatürde tekrarlanan fırınlamaların, porselende şekil değişikliğine ve buna bağlı olarak kenar uyumunda değişime neden olduğunu gösteren çalışmalar vardır.^{79, 115, 151, 161, 162, 167-170}

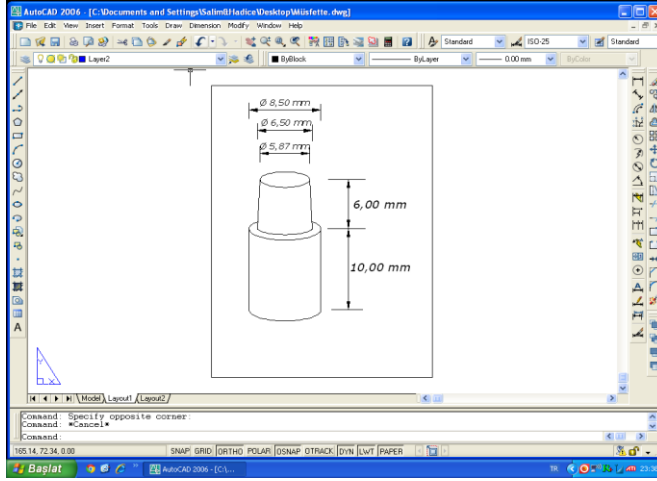
Karmaşık bir geometriye sahip olan kuronda şekil değişimlerini belirlemek zordur. Yan duvarlarda, çevresel olarak içeriye doğru gelişen yer değişimi sonucunda, kuron kenarlarındaki aralığın eni ve yüksekliğinde bir artış söz konusu olabilir. Bu da kuronun, prepare dişe oturmasını güçleştirir. Kenar bölgesinde sadece yukarı ve dışarı doğru oluşan yer değiştirme, aralığın eni ve yüksekliğinde benzer bir değişikliğe neden olabilir. Dayanak diş ile restorasyon arasında die-spacer ile elde edilen boşluk, restorasyonun oturmasında önemli rol oynar. Yan duvarların içe doğru yer değişimi, bu boşluğun kullanımı ile bir ölçüde giderilebilir.¹⁶¹

Arnold ve Aquilino,¹⁷⁰ tekrarlanan porselen fırınlamalarının hazırlanmış olan seramik veya metal kenar uyumunda önemli ölçüde değişime neden olduğu ve shoulder basamakla hazırlanan kenarda, porselen ilavesi ile klinik olarak kabul edilebilir kenar uyumunun elde edilebileceğini belirtmişlerdir.

3. MATERYAL VE METOT

3.1. Ana Modelin Hazırlanması

Kesilmiş dişleri temsil eden alaşım örneklerin 6 mm kuron boyu, 1 mm basamak genişliği ve her iki duvarda 3° olmak üzere toplam 6°'lik koniklik açısıyla boyutları belirlenerek, profesyonel bir çizim programında (AutoCAD 2006, Autodesk Inc, Kaliforniya, ABD) dizaynı tasarlanıp; 70 adet örnek CNC torna tezgahında (Space Turn LB2000, Okuma Corp, Japonya) hazırlandı (Şekil 3.1.). Kenar bitim formu olarak iç açısı yuvarlatılmış 90° shoulder kenar bitim şekli^{24, 113, 148, 171, 172} uygulandı.



Şekil 3. 1. Metal güdüğün AutoCAD 2006 (Autodesk Inc, Kaliforniya, ABD) programında dizayn edilmesi ve metal güdük

Örneklerin vestibül yüzlerinin belirlenmesi ve böylece kuron için tek giriş yolunun sağlanması amacıyla metal örneklere çentikler açılarak, labial yüzleri belirlendi (Şekil 3.2.).



Şekil 3. 2. Metal güdük

Hazırlanan örnekler herbir grupta 10 adet olacak şekilde üst çene ark formundaki mum bloklara, rastgele yerleştirildi. Hazırlanan bloklardan, polivinil siloksan tip ölçü maddesi (Elite P&P, Zhermack, İtalya) kullanılarak, Wash tekniği ile ölçüler alınıp (Şekil 3.3.), hareketli güdük tekniğiyle modeller elde edildi.



Şekil 3. 3. Mum blok ve polivinilsiloksan ölçü

3.2. Test Örneklerinin Hazırlanması

Tablo 3. 1. Test örneklerinin elde edilmesinde kullanılan yöntemler

Metal Alt Yapılar	1)Geleneksel döküm yöntemi
	2)Metal bloktan freze yöntemi
	3)Direkt metal lazer sinterizasyon yöntemi
	4)Artık metallerin kullanıldığı geleneksel döküm yöntemi
Seramik Alt Yapılar	5)Zirkonzahn (Zirkonzahn, İtalya) sistemi
	6)Kavo Everest (Kavo Dental GmbH, Almanya) sistemi
	7)IPS Empress 2 (Ivoclar, Liechtenstein) sistemi

3.2.1. Geleneksel Döküm Yoluyla Elde Edilen Metal Alt Yapıların Hazırlanması

Alçı model üzerine kenar bitim sınırından 1 mm uzakta kalacak şekilde 1 tabaka 10 µm kalınlığında die-spacer (Yeti Dental, Almanya) uygulandı ve 60 sn kuruması için

beklendi. Sarma ve damlatma yöntemleri kullanılarak mum örneğin modelajı tamamlanıp, döküm yolu ve döküm hunisi (Waxwire, Bego, Almanya) bağlandı. Örneklerin üzerine yüzey gerilimi azaltıcı madde (Aurofilm, Bego, Almanya) uygulandı. Fosfat bağlı revetman (Bellavest-T, Bego, Almanya) üretici firma talimatlarına uygun şekilde hazırlandı. Hazırlanan akıcı kıvamdaki revetman, manşet kalıbının içerisine dolduruldu. Daha sonra revetman kalıp, vibratör cihazının üzerinde 1 dk süreyle tutularak, hava kabarcıklarının yüzeye çıkması sağlandı.

Hazırlanan revetman kalıplar, döküm kanalları aşağı doğru bakacak şekilde seramik döküm potalarıyla birlikte mum eliminasyonu işlemi için ön ısıtma fırınına (Infratherm-II AT, GMG Elektronik, Türkiye) yerleştirildi. Fırın, önce 25 dk'da 300°C'ye kadar ısıtıldı. Bu sıcaklıkta 15 dk bekletildikten sonra, yine 25 dk'da 900°C'ye kadar ısıtılarak bu sıcaklıkta da 15 dk bekletildikten sonra mum uçurma ve ön ısıtma işlemleri tamamlandı.

Fırından bir maşa yardımıyla çıkarılan manşet ve döküm potası bekletilmeden indüksiyonlu ısıtma ve santrifüjlü döküm fırınına (Mikrotek, Türkiye) konuldu. Döküm için gereken miktarda Cr-Co metal alaşımı çekirdekleri (Microlit Isı, Schütz Dental Group, Almanya) seramik döküm potasının içine yerleştirildi. Metal alt yapılar için her dökümde %100 saf metal alaşımları kullanıldı.

İndüksiyonlu döküm fırınının kapağı kapatılarak ısıtma ve döküm işlemine geçildi. Fırın, üretici firma talimatlarına uygun şekilde 1 dk içinde 1400°C'ye kadar ısıtıldı. Metal alaşım çekirdekleri, eriyik haline geldikten sonra 20 sn süreyle santrifüj altında döküm işlemi gerçekleştirildi. Soğuma işleminden sonra revetman artıkları, 50 µm'lik alüminyum oksit partikülleri (Korox 50, Bego, Almanya) ile kumlanarak temizlendi. Revetmanın temizlenmesi esnasında oluşabilecek madde kayıpları göz önüne alınarak, örneklerin 0.5 mm kalınlıkta olup olmadığı tesviye işlemi sonrasında

kumpasla kontrol edilip, standartların dışındaki örnekler çalışmaya dahil edilmeyip, yerlerine yeni dökümler yapıldı. Böylece 10 adet Cr-Co döküm alt yapı hazırlanmış oldu (Şekil 3.4.).



Şekil 3. 4. Geleneksel döküm alt yapılar

3.2.2. Freze Tekniğiyle Üretilen Cr-Co Metal Alt Yapıların Hazırlanması

Alçı model üzerine kenar bitim sınırından 1 mm uzakta kalacak şekilde 1 tabaka 10 µm kalınlığında die-spacer (Yeti Dental, Almanya) uygulandı ve 60 sn kuruması için beklendi. Modeller üç boyutlu optik tarayıcı (Dental Wings Inc, Montreal, Kanada) ile bilgisayar ortamına aktarıldı. Dizayn programı (DWOS yazılım, Dental Wings Inc, Montreal, Kanada) yardımıyla 0.5 mm kalınlığında metal alt yapılar tasarlanarak, Cr-Co esaslı metal bloktan (Whitepeaks Dental Systems GmbH&Co., Almanya), freze makinesi (Fedi 18, Mariotti & C. Attrezzatura Dentale, İtalya) ile kazındı. Örneklerin kalınlıkları kumpas yardımıyla kontrol edilerek, 0.5 mm olacak şekilde ayarlandı, standartlara uymayan örnekler çalışmaya dahil edilmeyip yerlerine yenileri hazırlandı (Şekil 3.5.).



Şekil 3. 5. Metal freze alt yapılar

3.2.3. Direkt Metal Lazer Sinterizasyon (DMLS) Yoluyla Elde Edilen Cr-Co Metal Alt Yapıların Hazırlanması

Alçı model üzerine kenar bitim sınırından 1 mm uzakta kalacak şekilde 1 tabaka 10 µm kalınlığında die-spacer (Yeti Dental, Almanya) uygulandı ve 60 sn kuruması için beklendi. Alçı model lazer tarayıcı (Hint-Els Scanner, Hint-Els DentaCAD Systeme, Almanya) ile taranarak veriler bilgisayar ortamına aktarıldı. Tasarım işlemi, dizayn programı (DWOS yazılım, Dental Wings Inc, Montreal, Kanada) yardımıyla gerçekleştirildi. Bilgisayar ortamında oluşturulan veriler, üretim kısmına aktarılarak lazer metal sinterizasyon (EOSINT M 280, EOS GmbH Electro Optical Systems, Almanya) yöntemiyle Cr-Co metal alaşım tozundan (SINTTECH, Clermont-Ferrand, Fransa) alt yapılar hazırlandı (Şekil 3.6.). Alt yapıların kalınlıkları kumpasla ölçülerek 0.5 mm olacak şekilde ayarlandı, standartlara uymayanlar çalışmaya dahil edilmeyip, yerlerine yenileri yapıldı.



Şekil 3. 6. Direkt metal lazer sinter alt yapılar

3.2.4. Artık Metal Kullanılarak Geleneksel Döküm Yoluyla Elde Edilen Metal Alt Yapıların Hazırlanması

Alçı model üzerine kenar bitim sınırından 1 mm uzakta kalacak şekilde 1 tabaka 10 µm kalınlığında die-spacer (Yeti Dental, Almanya) uygulandı ve 60 sn kuruması için beklendi. Alçı model üzerinde mum modelasyonları hazırlanan alt yapılara, döküm yolu ve döküm hunisi bağlanıp, örneklerin üzerine yüzey gerilimi azaltıcı madde (Aurofilm, Bego, Almanya) uygulandı. Üretici firmanın önerileri doğrultusunda hazırlanan fosfat

bağlı revetman (Bellavest T, Bego, Almanya) karıştırma apareyinde (Motova, Bego, Almanya) karıştırılarak manşete alma işlemi tamamlandı. Revetman sertleştikten sonra manşet, mum örneğin uzaklaştırılması için ön ısıtma fırınına (Mikrotek Mfx-1025, Mikrotek Dental, Ankara, Türkiye) konularak önce 250°de 30 dk, daha sonra 950°de 30 dk bekletildi. Kayıp mum tekniğiyle revetman içerisinde oluşan boşluğa daha önceki dökümlerden elde edilen artık metal alaşımları eritilerek indüksiyon döküm makinesinde (Mikrotek Inf-2010, Mikrotek Dental, Ankara, Türkiye) döküm işlemi tamamlandı. Revetman artıkları 50 µm'lik alüminyum oksit partükülleri (Korox 50, Bego, Almanya) ile kumlanarak temizlendi. Revetmanın temizlenmesi esnasında oluşabilecek madde kayıpları göz önüne alınarak, örneklerin 0.5 mm kalınlıkta olup olmadığı tesviye işlemi sonrasında kumpasla kontrol edilip, standartların dışındaki örnekler çalışmaya dahil edilmeyip, yerlerine yeni dökümler yapıldı (Şekil 3.7.).



Şekil 3. 7. Artık metallerin kullanıldığı geleneksel döküm alt yapılar

3.2.5. IPS Empress 2 Alt Yapılarının Hazırlanması

Alçı model üzerine kenar bitim sınırından 1 mm uzakta kalacak şekilde 1 tabaka 10 µm kalınlığında die-spacer (Yeti Dental, Almanya) uygulandı ve 60 sn kuruması için beklendi. Ardından modelaj mumundan (Glattes Gusswachs, Bego, Almanya) önceden hazırlanan silikon kalıp yardımıyla modelaj yapıldı. Mum örnekler 2 mm çapında mum çubuk ile manşetin tabanına bağlandı. Mum örnekler manşete yerleştirildikten sonra

üretici firmanın önerileri doğrultusunda özel revetman (IPS Empress 2 Special Investment Material, Ivoclar, Liechtenstein) kullanılarak manşete alındı (Şekil 3.8.).



Şekil 3. 8. IPS Empress 2 alt yapılar için mum modelaj, döküm yolu bağlanması, manşete alım

Revetmanın sertleşmesi için 1 saat bekletilmesini takiben, seramik tablet (IPS Empress 2 Ingots Staining Technique, Ivoclar, Liechtenstein) ve Al_2O_3 piston ön ısıtma fırınına kondu. Fırın sıcaklığı, oda sıcaklığından başlayarak dakikada 3 derece artacak şekilde $850^{\circ}C$ 'ye kadar yükseltip ve bu sıcaklıkta 90 dakika bekletildi. Mumun eliminasyonu sağlandıktan sonra presleme işlemine geçildi. Fırının (EP 500, Ivoclar, Liechtenstein) içinde; seramik tablet ve Al_2O_3 piston manşetin içindeki yuvaya yerleştirilerek, tabletler $920^{\circ}C$ ve 5 atm basınçta, eriyen mumdan kalan boşluğa preslendi.

Presleme işlemi bittikten sonra manşet fırından çıkartılıp, oda ısısında soğuması sağlandı. Döküm kanalı elmas disk (Diatech Dental AG, Heerbrugg, İsviçre) ile kesildi.

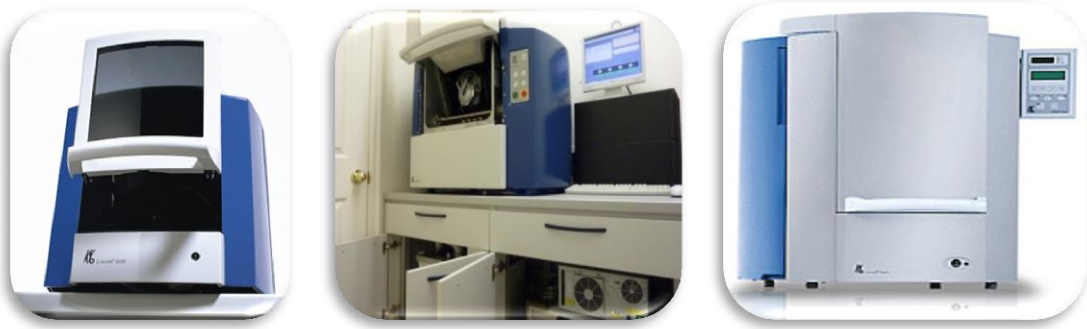
Örneklerin üzerinde kalan revetman artıkları, örnekler özel bir sıvıda (IPS Empress 2 Invex, Ivoclar, Liechtenstein) bekletilerek temizlendi. Böylece 10 adet IPS Empress 2 kuron alt yapısı elde edildi (Şekil 3.9.).



Şekil 3. 9. IPS Empress 2 alt yapılar

3.2.6. Kavo Everest Sistemi Alt Yapılarının Hazırlanması

Alçı model üzerine kenar bitim sınırından 1 mm uzakta kalacak şekilde 1 tabaka 10 µm kalınlığında die-spacer (Yeti Dental, Almanya) uygulandı ve 60 sn kuruması için beklendi. Alçı model, tarayıcı üniteye (Şekil 3.10.) (Kavo Everest Scan Pro, Kavo Dental GmbH, Viberach, Almanya) yerleştirildi. Restorasyon tipi, kullanılacak materyal, restorasyonu hazırlanacak olan güdüğün numarası gibi bilgiler bilgisayara girildi ve tarama işlemi başlatıldı. Alçı model optik olarak taranırken modelin bağlı olduğu tabla, otomatik olarak yatay ve dikey yönde dönme hareketi yaparak, görüntüler kaydedildi. Bu görüntülerden oluşturulan sanal model ekrana sistem tarafından yansıtıldı. Sistemin özel yazılımı (Energy CAD, Kavo Dental GmbH, Viberach, Almanya) kullanılarak bu model üzerinde sanal olarak modelajın yapılmasına; tasarım aşamasına geçildi.



Şekil 3. 10. Kavro Everest Scan, Kavro Everest Engine ve Kavro Everest Therm

Tasarım işlemi bittiğinde alt yapı bloklarından yarı sinterlenmiş zirkonya blok (ZS Blank, Kavro Dental GmbH, Viberach, Almanya), aşındırma ünitesine (Şekil 3.10.) (Everest Engine, Kavro Dental GmbH, Viberach, Almanya) yerleştirilerek; aşındırmaya öncelikle kuronun iç yüzeyinden başlandı. Daha sonra dış yüzey aşındırılırken materyale içten destek sağlamak amacıyla restorasyonun içi, özel bir reçineyle (Everest wax, Kavro Dental GmbH, Viberach, Almanya) doldurularak blok sabitlendi. Bitirme frezlerinin gren büyüklüğü, dönme hızı, uygulanan basınç sistem tarafından otomatik olarak ayarlanarak alt yapı hazırlığı tamamlandı. Dış yüzeyin aşındırılması tamamlandıktan sonra alt yapının içindeki reçine ısıtılarak uzaklaştırıldı (Şekil 3.11.).



Şekil 3. 11. Kavro Everest örneklerin hazırlanması

Aşındırma işlemi tamamlanan alt yapılar sinterleme fırınında (Şekil 3.10.) (Everest Therm, Kavro Dental GmbH, Viberach, Almanya) üretici firmanın talimatlarına

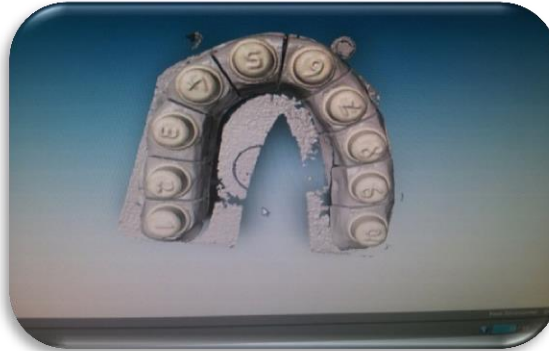
uygun olarak sinterlendi (12 saat süreyle, 1500°C sıcaklıkta, %20.66 büzülme oranı). Böylece ana modele uygun kuron protezi için, Kavo Everest CAD-CAM sistemiyle hazırlanmış 10 adet alt yapı elde edilmiş oldu (Şekil 3.12.).



Şekil 3. 12. Kavo Everest alt yapılar

3.2.7. Zirkohnzahn Sistemi Alt Yapılarının Hazırlanması

Alçı model üzerine kenar bitim sınırından 1 mm uzakta kalacak şekilde 1 tabaka 10 µm kalınlığında die-spacer (Yeti Dental, Almanya) uygulandı ve 60 sn. kuruması için beklendi. Alçı model tarayıcıda (Optical Scanner S600) taranarak, hazırlanacak olan alt yapıların tasarımı yapıldı (Şekil 3.13.).



Şekil 3. 13. Zirkonzahn örneklerin tasarımı

Prefabrik Y-TZP zirkonyum oksit bloklardan (ICE Zirkon, Zirkonzahn, İtalya) kopyalama/frezeleme (Şekil 3.14.) (Zirkograph 025 ECO, Zirkonzahn, İtalya) yöntemiyle 10 adet alt yapı materyali elde edildi.



Şekil 3. 14. Zirkograph 025 ECO ve Keramikofen 1500 sinterleme fırını

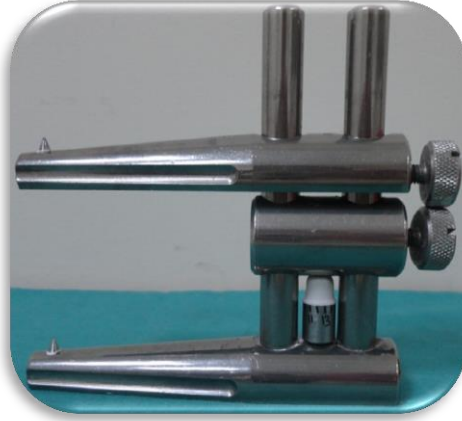
Örnekler üretici firma önerisi doğrultusunda sinterleme fırınında (Şekil 3.14.) (Keramikofen 1500, Zirkonzahn, İtalya) 1500°C’de 8 saat süreyle sinterlendi. Sinterleme sonrası örnekler %25 oranında boyutsal değişiklik gösterdi. Böylece 0.5 mm kalınlıkta, 10 adet kuron alt yapı elde edildi (Şekil 3.15.).



Şekil 3. 15. Zirkonzahn sistemi alt yapıları

3.3. Marjinal Uyum Ölçümleri

Hazırlanan alt yapı örneklerinin marjinal ve internal uyum ölçümleri, ana modellerin elde edildiği metal güdükler üzerinde yapıldı. Ölçümler yapılırken, alt yapıların metal güdükler üzerinde oynamaması için kuronun bir yüzeyine öjenolsüz geçici simantasyon (Cavex Temporary Cement, Cavex, Hollanda) işlemi uygulandı. Simante edilen alt yapı ve metal güdük, üretici firmanın talimatlarına uygun olarak 10 dk kadar özel bir düzenekte bekletildi (Şekil 3.16.).



Şekil 3. 16. Simantasyon için sıkıştırma düzeneği

Metal güdükler üzerindeki referans noktalarının ölçümü yapılırken, alt yapıların hareket etmemesini ve stabil bir basınç altında kalmasını sağlamak amacıyla ayrıca ölçüm düzeneğini de üzerinde taşıyan, şeffaf akrilikten (Paladent RR, Heraeus Kulzer GmbH, Almanya) silikon kalıp yardımıyla bir blok hazırlandı (Şekil 3.17.). Metal güdüğün yerleştiği yuvaya doku düzenleyici malzemeyle (Visco-gel, Dentsply, Almanya) astar yapılarak, güdüğün yuvada sıkışması sağlandı.

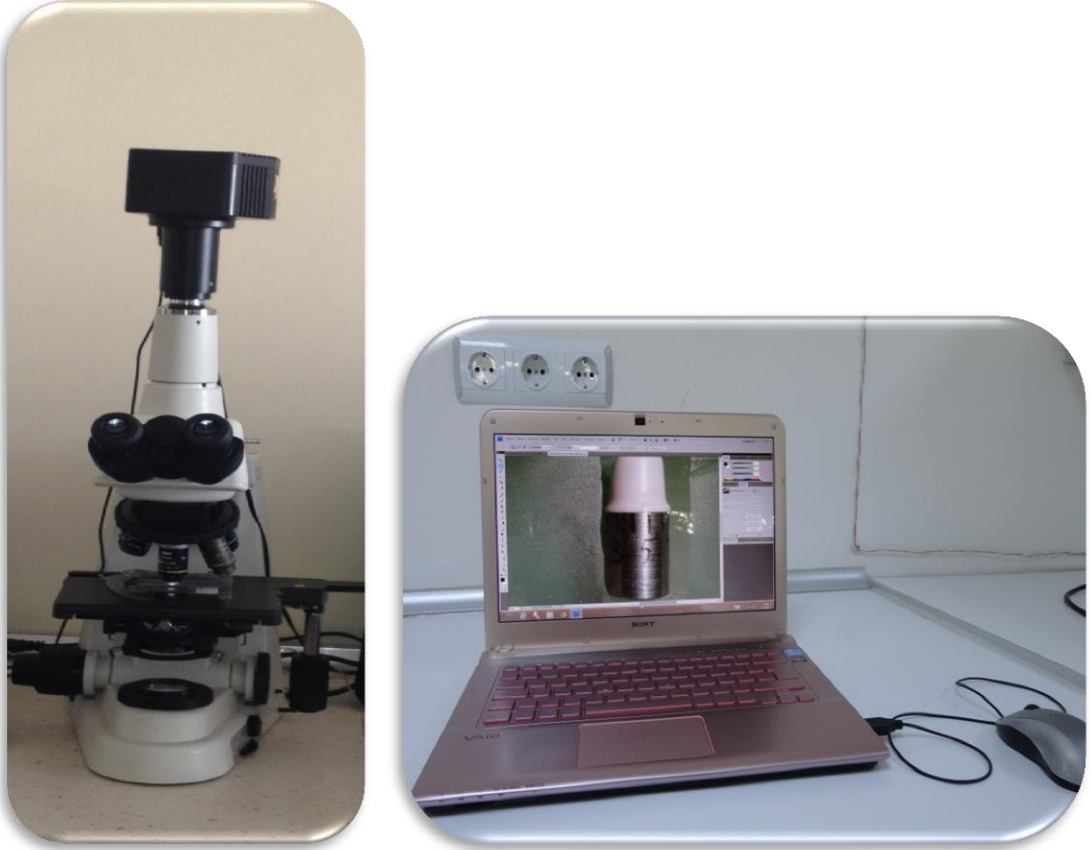
Herbir güdüğün üzerinde asetat kalemle (Faber-Castell, Almanya) 14 nokta işaretlenip numaralandırıldı. Ölçümler bu işaretlerin olduğu bölgelerden yapıldı.



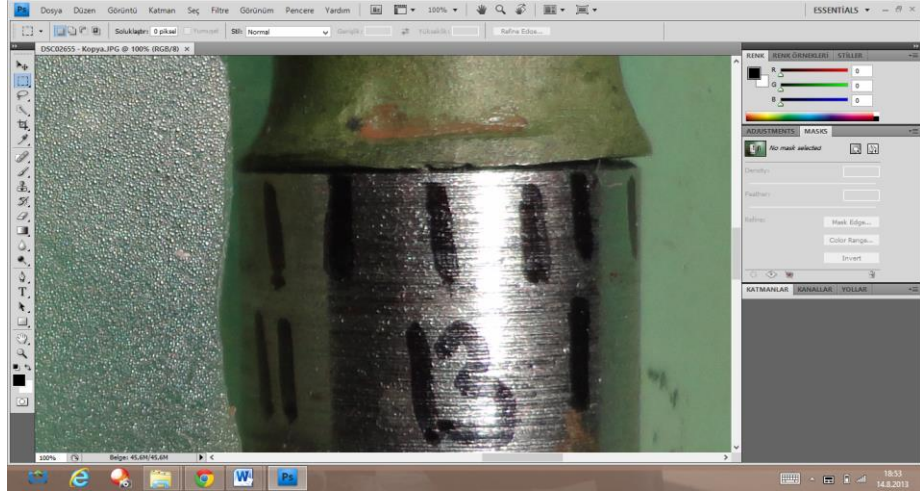
Şekil 3. 17. Akrilik blok

Marjinal uyum ölçümlerinden önce stereomikroskop ve mikroskoba entegre dijital fotoğraf makinesi (Şekil 3.18.) (Nikon H550S, Nikon Instruments Inc., Japonya)

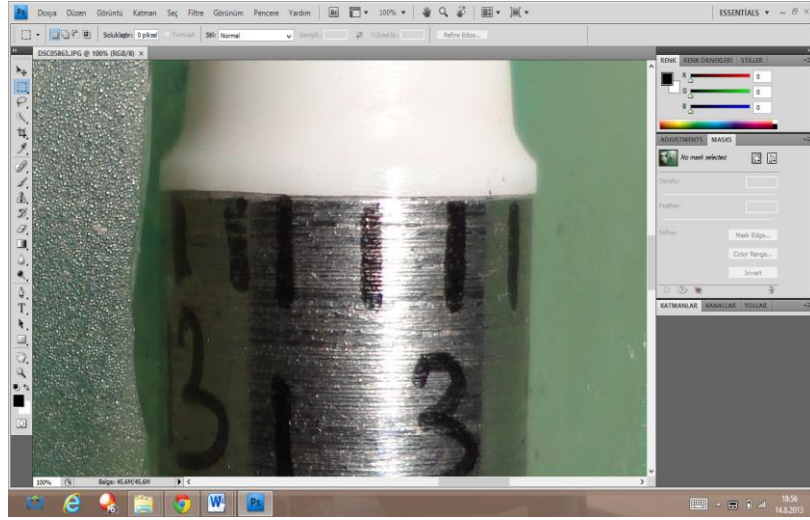
ile elde edilen görüntüye ait hata payını en aza indirmek amacıyla bir cetvelle çekimler yapıp, uygun büyütme değeri ve yerleşim belirlendi. Mikroskobun üst parçasına sabitlenmiş dijital fotoğraf makinesi ile x40 büyütmede, örnekler üzerindeki referans noktalarından fırınlama işlemi öncesi ve sonrasında toplam 4743 fotoğraf çekilip, 2940 ölçüm yapılmıştır. Çekilen fotoğraflar bilgisayara kaydedilerek profesyonel bir fotoğraf düzenleme programıyla (Photoshop CS4, Adobe Systems Software, ABD) değerlendirilmiştir. Marjinal aralık ölçümleri kuron bitim kenarı ile metal güdük üzerinde hazırlanan basamak arasındaki mesafe ölçülerek saptanmıştır (Şekil 3.19. ve Şekil 3.20.). Ölçüm değerleri, mikrometre (μm) cinsinden kaydedilmiştir.



Şekil 3. 18. Mikroskop, mikroskoba entegre fotoğraf makinesi ve görüntülerin analiz edildiği bilgisayar



Şekil 3. 19. Freze metal örneğin kenar açıklığı



Şekil 3. 20. Kavo Everest örneğin kenar uyumu

3.4. İnternal Aralık Ölçümleri

Alt yapı örneklerin internal aralık ölçümleri silikon replika tekniğiyle^{134, 143, 144} yapıldı. İnternal uyumun değerlendirilmesi amacıyla kuron alt yapısı ile metal güdük arasına akıcı kıvamlı polivinilsiloksan ölçü maddesi (Elite P&P, Zhermack, İtalya) konup (Şekil 3.21.), polimerizasyon tamamlanıncaya kadar (üretici firma talimatına göre 5 dk) özel bir sıkıştırma düzeneğinde bekletildi. Çıkarılan silikon örnekler, üzerindeki herhangi bir eksiklik ya da yırtık açısından değerlendirilip; yırtık ya da eksiklik olanlar çalışmaya dahil edilmeyip silikon replikalar yenilendi.



Şekil 3. 21. Siman aralığı değerlendirmesi için akıcı kıvamlı silikon uygulaması

Elde edilen silikon replikalar, Atatürk Üniversitesi Eczacılık Fakültesi Analitik Kimya Anabilim Dalı Laboratuvarındaki hassas terazi (Denver Instruments Inc, Bohemia, ABD) ile tartıldı (Şekil 3.22.).^{146, 171, 173} Veriler fırınlama işlemi öncesi ve sonrası şeklinde, gram (gr) cinsinden kaydedildi.



Şekil 3. 22. Hassas terazi ve silikon replikanın ağırlığının ölçümü



Şekil 3. 23. Silikon replikalar, alt yapılar ve metal güdükler

3.5. Porselen Uygulaması İçin Alt Yapıların Fırınlanmaları

Fırınlama işlemi öncesi marjinal aralık ölçümleri bitirilen örnekler, porselen uygulanması amacıyla üretici firmaların talimatları doğrultusunda fırınlamaya tabi tutulmuştur (Tablo 3.3., 3.4., 3.5. ve 3.6.). Fırınlama işlemi, Programat P300 porselen fırınında (Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein) gerçekleştirildi (Şekil 3.24. ve 3.25.). Ancak marjinal aralık ya da internal aralık bölgesinde herhangi bir porselen taşkınlığına engel olmak amacıyla sadece fırınlama sıcaklıkları uygulanmış; opaker, dentin porseleni, mine porseleni ya da glazür materyalleri uygulanmamıştır.

Tablo 3. 2. Sıcaklık tablolarında kullanılan kısaltmalar

Kullanılan Kısaltma	
B	Başlangıç sıcaklığı
t	Fırın sıcaklığının dakikada artışı
T	Uygulanan en yüksek sıcaklık
V ₁	Vakum başlangıç sıcaklığı
V ₂	Vakum bitiş sıcaklığı
S	Ön kurutma süresi

Tablo 3. 3. Metal alt yapıların opaker fırınlama sıcaklıkları

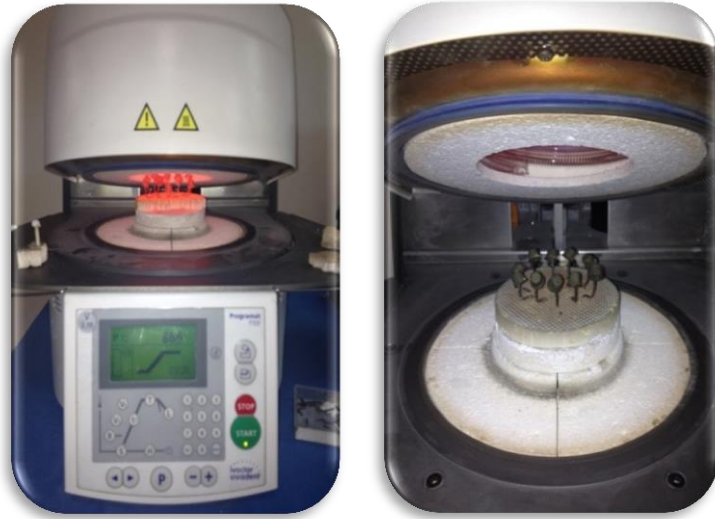
	B	t	T	V₁	V₂	S
Geleneksel Döküm	520°	60°C/dk	975°	600°	970°	3 dk
Freze Metal	520°	60°C/dk	975°	600°	970°	3 dk
Lazer Sinter	520°	60°C/dk	975°	600°	970°	3 dk
Tekrarlayan Döküm	500°	80°C/dk	950°	580°	949°	3 dk

Tablo 3. 4. Metal alt yapılar için mine ve dentin porseleni fırınlama sıcaklıkları

	B	t	T	V₁	V₂	S
Geleneksel Döküm	520°	53°C/dk	935°	600°	934°	30 sn
Freze Metal	520°	53°C/dk	935°	600°	934°	30 sn
Lazer Sinter	520°	53°C/dk	935°	600°	934°	30 sn
Tekrarlayan Döküm	580°	53°C/dk	930°	600°	929°	30 sn

Tablo 3. 5. Metal alt yapılar için glazür fırınlama sıcaklıkları

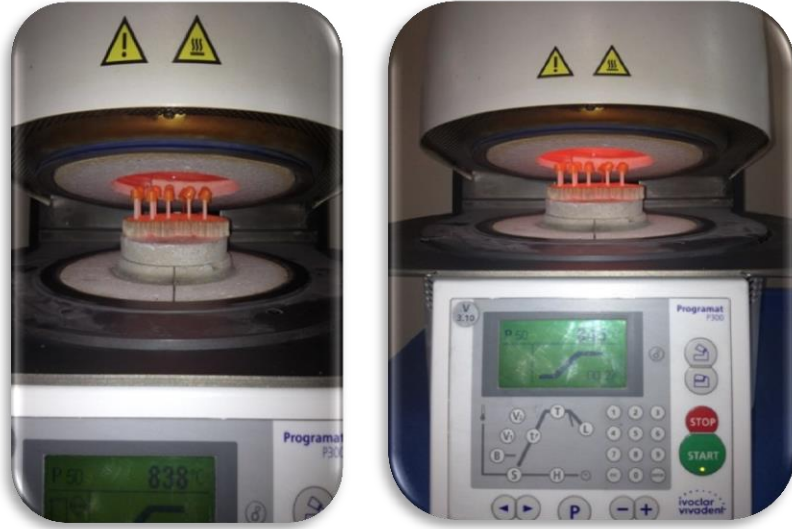
	B	t	T	V	S
Geleneksel Döküm	550°	55°C/dk	880°	-	1 dk
Freze Metal	550°	55°C/dk	880°	-	1 dk
Lazer Sinter	550°	55°C/dk	880°	-	1 dk
Tekrarlayan Döküm	600°	50°C/dk	915°	-	5 dk



Şekil 3. 24. Metal alt yapıların fırınlanması

Tablo 3. 6. Tam seramik sistemlerin alt yapıları için mine ve dentin porseleni ile glazür fırınlama sıcaklıkları

	B	t	T	V₁	V₂	S
IPS Empress 2 Dentin	403°	50°C/dk	750°	450°	750°	4 dk
IPS Empress 2 Glazür	403°	60°C/dk	725°	-	-	7 dk
Zirkonzahn Dentin	550°	50°C/dk	940°	600°	939°	5 dk
Zirkonzahn Glazür	600°	55°C/dk	920°	-	-	3 dk
Kavo Everest Dentin	500°	55°C/dk	915°	450°	914°	4 dk
Kavo Everest Glazür	600°	55°C/dk	873°	-	-	2 dk



Şekil 3. 25. Tam seramik alt yapıların fırınlanması

Fırınlama işlemleri biten örneklerin, fırınlama sonrası marjinal uyum ölçümleri aynı yöntemle, aynı araştırmacı tarafından, aynı şartlar altında yapılarak veriler kaydedildi.

3.6. İstatistiksel Analiz

Çalışmada istatistiksel analizler, SPSS 15.0 programı (SPSS Inc., ABD) yardımıyla yapılmıştır. Verilerin değerlendirilmesinde tanımlayıcı istatistiksel metotların (ortalama, standart sapma) yanı sıra, ikili grupların karşılaştırılmasında Tukey'in çoklu karşılaştırma testi ve ANOVA testleri kullanılmıştır. Sonuçlar, $p < 0.05$ anlamlılık düzeyinde değerlendirilmiştir.

4. BULGULAR

Tablo 4. 1. Alt yapı yöntemlerinin, istatistiksel analizlerde kullanılan kısaltmaları

Kısaltma	Alt Yapı Yöntemi
GD	Geleneksel döküm yöntemiyle elde edilen alt yapı
FM	Freze yöntemiyle elde edilen alt yapı
LS	Direkt metal lazer sinterizasyon yöntemiyle elde edilen alt yapı
TD	Artık metallerin kullanıldığı geleneksel döküm yöntemiyle elde edilen alt yapı
ZRK	Zirkonzahn yöntemiyle elde edilen alt yapı
KE	Kavo Everest yöntemiyle elde edilen alt yapı
IPS	IPS Empress 2 yöntemiyle elde edilen alt yapı

4.1. Marjinal Aralıkların Karşılaştırılması

4.1.1. Fırınlama Öncesi Marjinal Aralıkların Karşılaştırılması

Tüm grupların fırınlama öncesi marjinal aralığının, yöntemler arası farklılık durumunu incelemek için varyans analizi tekniği kullanılmıştır. ANOVA tablosu incelendiğinde, gruplar arasında istatistiksel olarak fark olduğu görülmüştür ($p<0.05$). Farklılığın hangi yöntemler arasında olduğunu incelemek için, post-hoc testlerinden Tukey'in çoklu karşılaştırma testi seçilmiştir. Bu testin sonuçları Tablo 4.2.'de verilmiştir.

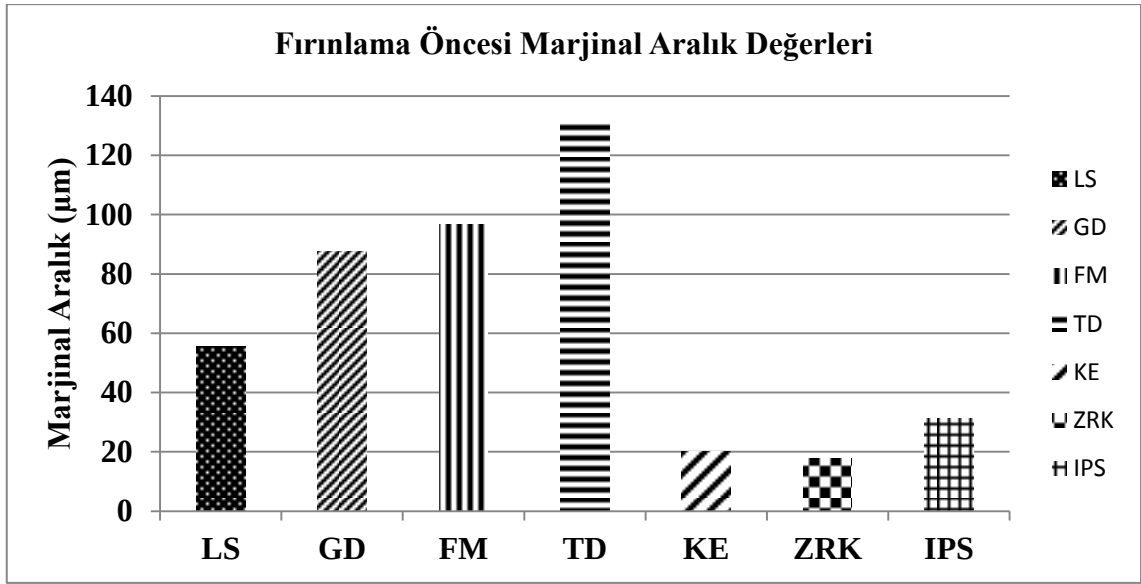
Tablo 4. 2. Fırınlama öncesi için çoklu karşılaştırma tablosu

Yöntem	Yöntem	Ortalama Fark	Standart Hata	p
LS	GD	-32.0554336*	9.9114026	.030
	FM	-41.2171257*	9.9114026	.002
	TD	-75.8267407*	9.9114026	.000
	KE	35.3692964*	9.9114026	.012
	ZRK	37.7694679*	9.9114026	.006
	IPS	24.20425929	9.9114026	.199
GD	LS	32.0554336*	9.9114026	.030
	FM	-9.161692152	9.9114026	.967
	TD	-43.7713071*	9.9114026	.001
	KE	67.4247300*	9.9114026	.000
	ZRK	69.8249014*	9.9114026	.000
	IPS	56.2596929*	9.9114026	.000
FM	LS	41.2171257*	9.9114026	.002
	GD	9.161692152	9.9114026	.967
	TD	-34.6096150*	9.9114026	.015
	KE	76.5864222*	9.9114026	.000
	ZRK	78.9865936*	9.9114026	.000
	IPS	65.4213850*	9.9114026	.000
TD	LS	75.8267407*	9.9114026	.000
	GD	43.7713071*	9.9114026	.001
	FM	34.6096150*	9.9114026	.015
	KE	111.1960371*	9.9114026	.000
	ZRK	113.5962086*	9.9114026	.000
	IPS	100.0310000*	9.9114026	.000

Yöntem	Yöntem	Ortalama Fark	Standart Hata	p
KE	LS	-35.3692964*	9.9114026	.012
	GD	-67.4247300*	9.9114026	.000
	FM	-76.5864222*	9.9114026	.000
	TD	-111.1960371*	9.9114026	.000
	ZRK	2.400171427	9.9114026	1.000
	IPS	-11.1650371	9.9114026	.918
ZRK	LS	-37.7694679*	9.9114026	.006
	GD	-69.8249014*	9.9114026	.000
	FM	-78.9865936*	9.9114026	.000
	TD	-113.5962086*	9.9114026	.000
	KE	-2.400171427	9.9114026	1.000
	IPS	-13.5652086	9.9114026	.816
IPS	LS	-24.20425929	9.9114026	.199
	GD	-56.2596929*	9.9114026	.000
	FM	-65.4213850*	9.9114026	.000
	TD	-100.0310000*	9.9114026	.000
	KE	11.1650371	9.9114026	.918
	ZRK	13.5652086	9.9114026	.816

Çoklu karşılaştırma tablosu incelendiğinde p değeri 0.05'ten küçük olan ikililer istatistiksel olarak farklılık göstermektedir.

Alt yapıların, fırınlama öncesine ait marjinal açıklık değerleri; Zirkohnzahn sisteminde $17.70 \pm 3.5 \mu\text{m}$, Kavo Everest sisteminde $20.10 \pm 4.92 \mu\text{m}$, IPS Empress 2 sisteminde $31.26 \pm 20.06 \mu\text{m}$, direkt metal lazer sinterizasyon grubunda $55.47 \pm 31.63 \mu\text{m}$, geleneksel döküm yönteminde $87.52 \pm 16.93 \mu\text{m}$, freze metal grubunda $96.68 \pm 26.24 \mu\text{m}$ ve artık metallerin kullanıldığı geleneksel döküm yönteminde $131.29 \pm 31.98 \mu\text{m}$ olarak ölçülmüştür. Fırınlama öncesi marjinal uyum ölçümlerinin dağılımları Şekil 4.1.'de gösterilmiştir.



Şekil 4. 1. Örneklerin fırınlama öncesi marjinal aralık değerlerine ait grafik

Tablo 4. 3. Fırınlama öncesi marjinal aralık değerleri birbirine yakınlık gösteren kümeler

Yöntem	Kümeler			
	1	2	3	4
ZRK	17.700			
KE	20.100			
IPS	31.265	31.265		
LS		55.470		
GD			87.525	
FM			96.687	
TD				131.296

Yukarıdaki tabloya göre fırınlama öncesi marjinal aralık ortalamaları birbirine en yakın yöntemler 4 kümeye ayrılmıştır. 1. küme en düşük marjinal aralık ortalamasına sahip yöntemler, 4. küme ise en yüksek marjinal aralık ortalamasına sahip yöntemlerdir.

4.1.2. Fırınlama Sonrası Marjinal Aralıkların Karşılaştırılması

Fırınlama sonrası marjinal aralığın, yöntemler arası farklılık durumunu incelemek için varyans analizi tekniği kullanılmıştır. ANOVA tablosu incelendiğinde gruplar arasında istatistiksel olarak fark olduğu görülmüştür ($p < 0.05$). Farklılığın hangi yöntemler arasında olduğunu incelemek için post-hoc testlerinden Tukey'in çoklu karşılaştırma testi seçilmiştir. Bu testin sonuçları Tablo 4.4.'te verilmiştir.

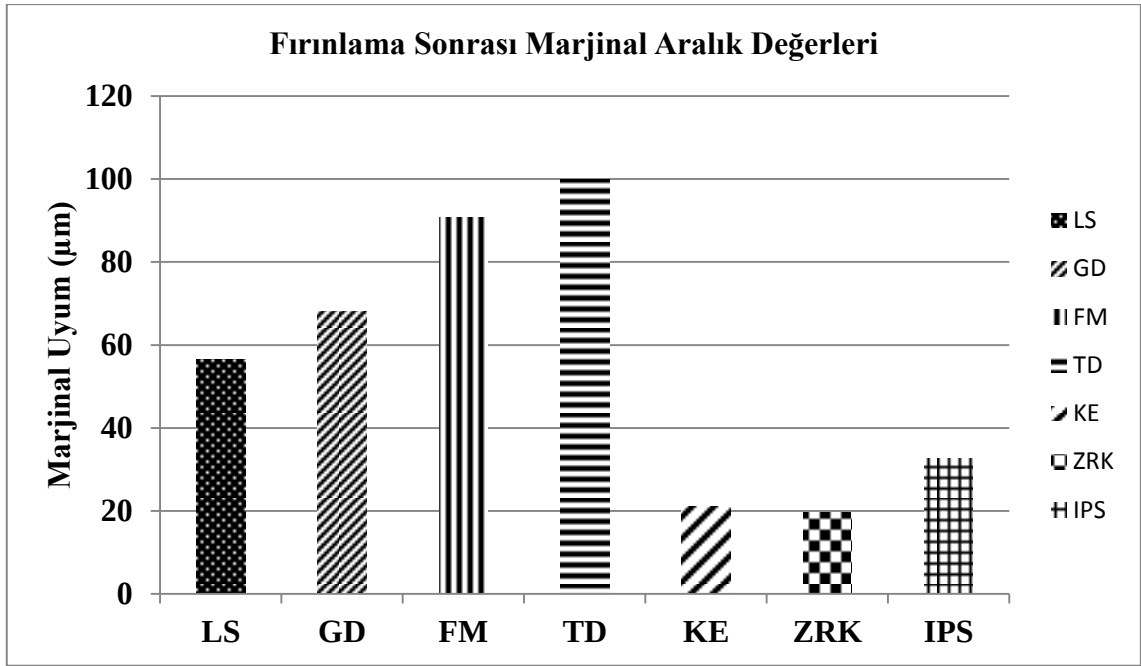
Tablo 4. 4. Fırınlama sonrası için çoklu karşılaştırma tablosu

Yöntem	Yöntem	Ortalama Fark	Standart Hata	p
LS	GD	-11.54700786	8.0090684	.777
	FM	-34.1357750*	8.0090684	.001
	TD	-43.2154629*	8.0090684	.000
	KE	35.4366100*	8.0090684	.001
	ZRK	36.9751257*	8.0090684	.000
	IPS	23.86982	8.0090684	.059
GD	LS	11.54700786	8.0090684	.777
	FM	-22.58876714	8.0090684	.087
	TD	-31.6684550*	8.0090684	.004
	KE	46.9836179*	8.0090684	.000
	ZRK	48.5221336*	8.0090684	.000
	IPS	35.4168279*	8.0090684	.001
FM	LS	34.1357750*	8.0090684	.001
	GD	22.58876714	8.0090684	.087
	TD	-9.0796879	8.0090684	.915
	KE	69.5723850*	8.0090684	.000
	ZRK	71.1109007*	8.0090684	.000
	IPS	58.0055950*	8.0090684	.000
TD	LS	43.2154629*	8.0090684	.000
	GD	31.6684550*	8.0090684	.004
	FM	9.0796879	8.0090684	.915
	KE	78.6520729*	8.0090684	.000
	ZRK	80.1905886*	8.0090684	.000
	IPS	67.0852829*	8.0090684	.000

Yöntem	Yöntem	Ortalama Fark	Standart Hata	p
KE	LS	-35.4366100*	8.0090684	.001
	GD	-46.9836179*	8.0090684	.000
	FM	-69.5723850*	8.0090684	.000
	TD	-78.6520729*	8.0090684	.000
	ZRK	1.538515713	8.0090684	1.000
	IPS	-11.5667900	8.0090684	.776
ZRK	LS	-36.9751257*	8.0090684	.000
	GD	-48.5221336*	8.0090684	.000
	FM	-71.1109007*	8.0090684	.000
	TD	-80.1905886*	8.0090684	.000
	KE	-1.538515713	8.0090684	1.000
	IPS	-13.1053057	8.0090684	.660
IPS	LS	-23.86982	8.0090684	.059
	GD	-35.4168279*	8.0090684	.001
	FM	-58.0055950*	8.0090684	.000
	TD	-67.0852829*	8.0090684	.000
	KE	11.5667900	8.0090684	.776
	ZRK	13.1053057	8.0090684	.660

Çoklu karşılaştırma tablosu incelendiğinde, p değeri 0.05'ten küçük olan ikililer istatistiksel olarak farklılık göstermektedir.

Alt yapıların, fırınlama sonrasına ait marjinal açıklık değerleri; Zirkonzahn sisteminde $19.60 \pm 4.41 \mu\text{m}$, Kavo Everest sisteminde $21.13 \pm 8.54 \mu\text{m}$, IPS Empress 2 sisteminde $32.70 \pm 16.37 \mu\text{m}$, direkt metal lazer sinterizasyon grubunda $56.57 \pm 25.51 \mu\text{m}$, geleneksel döküm yönteminde $68.12 \pm 10.95 \mu\text{m}$, freze metal grubunda $90.71 \pm 11.84 \mu\text{m}$ ve artık metallerin kullanıldığı geleneksel döküm yönteminde $99.79 \pm 31.19 \mu\text{m}$ olarak ölçülmüştür. Fırınlama sonrası marjinal uyum ölçümlerinin dağılımları Şekil 4.2.'de gösterilmiştir.



Şekil 4. 2. Fırlama sonrası marjinal aralık değerleri

Tablo 4. 5. Fırlama sonrası ortalamaları birbirine yakınlık gösteren kümeler

Yöntem	Kümeler				
	1	2	3	4	5
ZRK	19.601				
KE	21.139				
IPS	32.706	32.706			
LS		56.576	56.576		
GD			68.123	68.123	
FM				90.711	90.711
TD					99.791

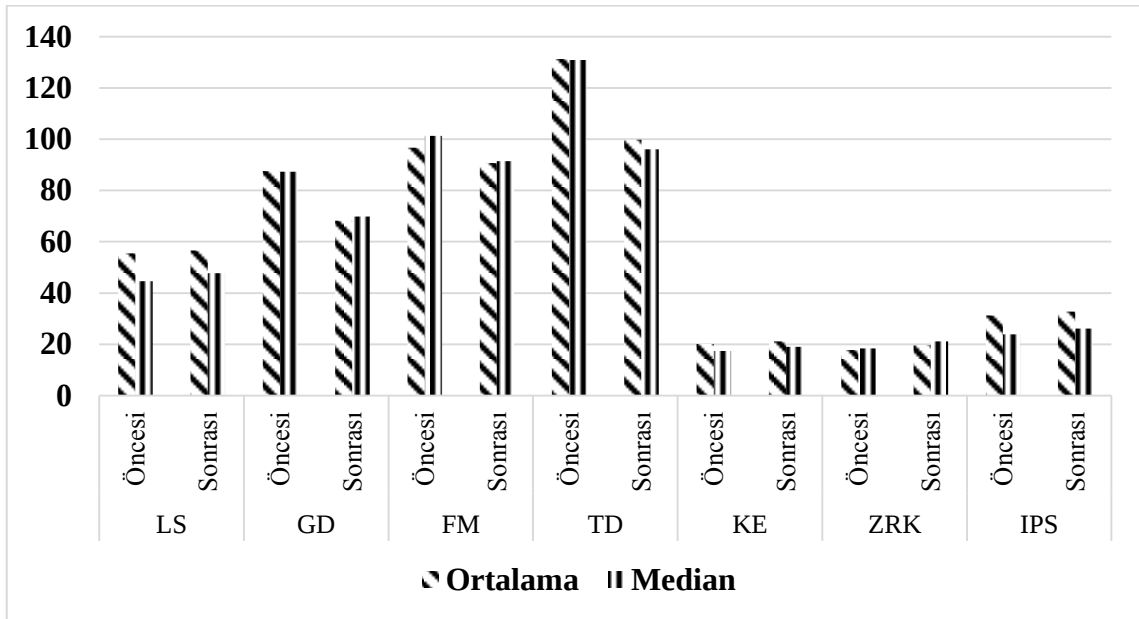
Yukarıdaki tabloya göre; fırınlama sonrası marjinal aralık ortalamaları birbirine en yakın yöntemler 5 kümeye ayrılmıştır. 1. küme en düşük marjinal aralık ortalamasına sahip yöntemler, 5. küme ise en yüksek marjinal aralık ortalamasına sahip yöntemlerdir.

4.1.3. Marjinal Aralığın Fırlama Öncesi ve Sonrası Değişimi

Marjinal aralığın fırınlama öncesi ve fırınlama sonrası oluşan farklılıkların istatistiksel olarak anlamlı olup olmadığının belirlenmesi için Eşli Örneklem t-Test'leri (Paired t-Tests) kullanılmıştır. Yöntemlerin fırınlama öncesi ve sonrası tanımlayıcı istatistikleri ve t-Testlerinin sonuçları Tablo 4.6. ve Tablo 4.7.'de verilmiştir.

Tablo 4. 6. Yöntemlerin fırınlama işlemi öncesi ve sonrasına ait tanımlayıcı istatistikler

Yöntem	Fırınlama	Ortalama	Median	Standart Sapma	p
LS	Öncesi	55.47001	44.5394	31.63691	0.660
	Sonrası	56.57613	47.7142	25.51265	
GD	Öncesi	87.52544	87.2969	16.93443	0.001
	Sonrası	68.12313	69.8308	10.9583	
FM	Öncesi	96.68714	101.278	26.24048	0.325
	Sonrası	90.7119	91.4521	11.84039	
TD	Öncesi	131.2968	130.92	31.98229	0.006
	Sonrası	99.79159	96.0887	31.19747	
KE	Öncesi	20.10071	17.396	4.921911	0.697
	Sonrası	21.13952	18.9742	8.546636	
ZRK	Öncesi	17.70054	18.28	3.507712	0.111
	Sonrası	19.601	21.1025	4.418854	
IPS	Öncesi	31.26575	23.8561	20.06562	0.514
	Sonrası	32.70631	26.0984	16.37233	



Şekil 4. 3. Yöntemlerin fırınlama öncesi ve sonrasına ait ortalama ve medyan değerleri

Yukarıdaki grafiğe göre fırınlama öncesi ve sonrasına göre marjinal aralıkların en küçük değeri Zirkonzahn sisteminde, en büyük değeri ise artık metallerin kullanıldığı geleneksel döküm yönteminde bulunmuştur.

Metal destekli sistemlerden; geleneksel döküm (19.40 μm), freze metal (5.97 μm) ve artık metallerin kullanıldığı geleneksel döküm (31.50 μm) yöntemlerinin

ortalama marjinal aralık değerlerinde, fırınlama sonrası azalma görülürken; direkt metal lazer sinterizasyon (1.10 μm), Kavo Everest (1.03 μm), Zirkonzahn (1.90 μm) ve IPS Empress 2 (1.44 μm) sistemlerinde ise fırınlama sonrası ortalama marjinal aralık düzeylerinde çok az miktarda artış gözlenmiştir.

Tablo 4. 7. Yöntemlerin fırınlama işlemi öncesi ve sonrasına ait t-Testleri sonuçları

	Ortalamaların Farkları	Farkların Standart Sapması	t	p	
LS	-1.1061164	7.68971406	-0.455	0.660	
GD	19.4023093	13.2705087	4.623	0.001	<0.05
FM	5.9752343	18.15873	1.041	0.325	
TD	31.5051614	27.5449809	3.617	0.006	<0.05
KE	-1.0388029	8.16624196	-0.402	0.697	
ZRK	-1.9004586	3.40067467	-1.767	0.111	
IPS	-1.4405557	6.70411737	-0.679	0.514	

t-Testleri sonucu $p < 0.05$ olan değerler, ilgili yöntemde fırınlama işleminin, marjinal aralık değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yarattığını belirtir. Fırınlama işlemi, geleneksel döküm ve artık metallerin kullanıldığı geleneksel döküm yöntemlerinin marjinal aralık değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir azalmaya neden olmuştur; freze metal grubundaki azalma ise istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Marjinal aralıkta en büyük azalma artık metallerin kullanıldığı geleneksel döküm yönteminde (31.50 μm), en büyük artış da Zirkonzahn sisteminde (1.90 μm) gözlenmiştir.

4.2. İnternal Aralıkların Karşılaştırılması

4.2.1. Fırınlama Öncesi İnternal Aralıkların Karşılaştırılması

Tüm grupların fırınlama öncesi internal aralığının, yöntemler arası farklılık durumunu incelemek için varyans analizi tekniği kullanılmıştır. ANOVA tablosu incelendiğinde gruplar arasında istatistiksel olarak fark olduğu görülmüştür ($p < 0.05$).

Farklılığın hangi yöntemler arasında olduğunu incelemek için post-hoc testlerinden Tukey'in çoklu karşılaştırma testi seçilmiştir. Bu testin sonuçları aşağıdaki tabloda verilmiştir.

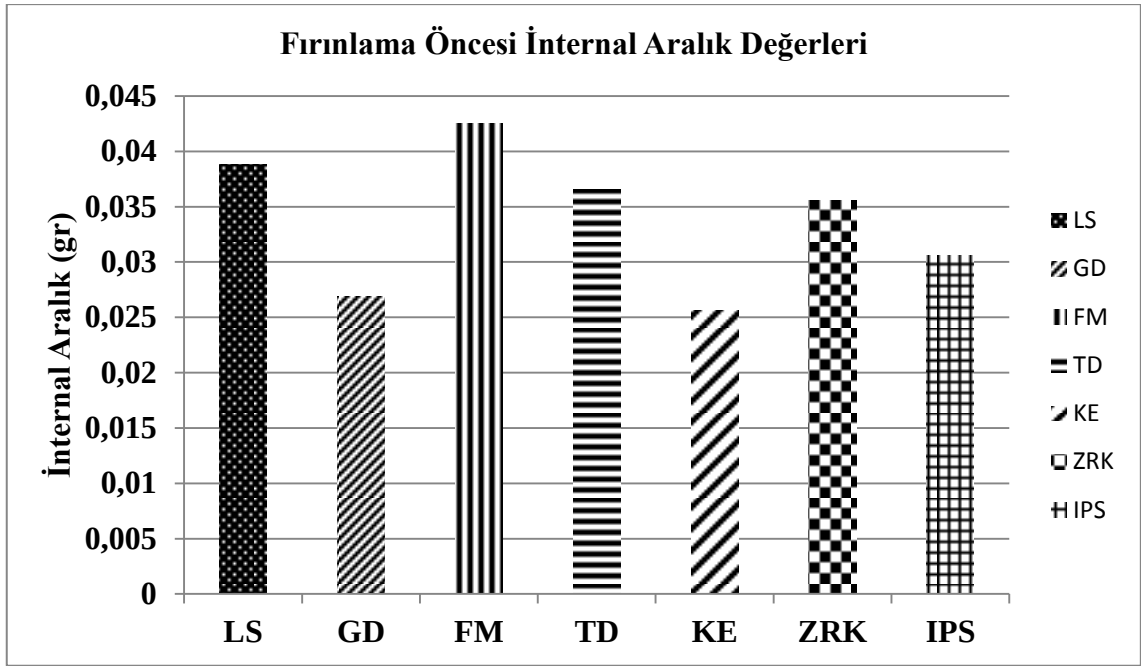
Tablo 4. 8. Fırınlama öncesi için çoklu karşılaştırma tablosu

Yöntem	Yöntem	Ortalama Fark	Standart Hata	p
LS	GD	0.0119600*	0.0022973	.000
	FM	0.0036800	0.0022973	.682
	TD	0.0023000	0.0022973	.952
	KE	0.0131900*	0.0022973	.000
	ZRK	0.0033000	0.0022973	.780
	IPS	0.0082100*	0.0022973	.012
GD	LS	-0.0119600*	0.0022973	.000
	FM	-0.0156400*	0.0022973	.000
	TD	-0.0096600*	0.0022973	.002
	KE	0.0012300	0.0022973	.998
	ZRK	-0.0086600*	0.0022973	.006
	IPS	-0.0037500	0.0022973	.662
FM	LS	0.0036800	0.0022973	.682
	GD	0.0156400*	0.0022973	.000
	TD	0.0059800	0.0022973	.143
	KE	0.0168700*	0.0022973	.000
	ZRK	0.0069800	0.0022973	.051
	IPS	0.0118900*	0.0022973	.000
TD	LS	-0.0023000	0.0022973	.952
	GD	0.0096600*	0.0022973	.002
	FM	-0.0059800	0.0022973	.143
	KE	0.0108900*	0.0022973	.000
	ZRK	0.0010000	0.0022973	.999
	IPS	0.0059100	0.0022973	.152

Yöntem	Yöntem	Ortalama Fark	Standart Hata	p
KE	LS	-0.0131900*	0.0022973	.000
	GD	-0.0012300	0.0022973	.998
	FM	-0.0168700*	0.0022973	.000
	TD	-0.0108900*	0.0022973	.000
	ZRK	-0.0098900*	0.0022973	.001
	IPS	-0.0049800	0.0022973	.328
ZRK	LS	-0.0033000	0.0022973	.780
	GD	-0.0086600*	0.0022973	.006
	FM	-0.0069800	0.0022973	.051
	TD	-0.0010000	0.0022973	.999
	KE	-0.0098900*	0.0022973	.001
	IPS	0.0049100	0.0022973	.344
IPS	LS	-0.0082100*	0.0022973	.012
	GD	0.0037500	0.0022973	.662
	FM	-0.0118900*	0.0022973	.000
	TD	-0.0059100	0.0022973	.152
	KE	0.0049800	0.0022973	.328
	ZRK	-0.0049100	0.0022973	.344

Çoklu karşılaştırma tablosu incelendiğinde p değeri 0.05'ten küçük olan ikililer istatistiksel olarak farklılık göstermektedir.

Alt yapıların fırınlama öncesine ait internal uyum değerleri, Kavo Everest sisteminde 0.0256 ± 0.002 gr, geleneksel döküm yönteminde 0.0268 ± 0.002 gr, IPS Empress 2 sisteminde 0.0306 ± 0.004 gr, Zirkonzahn sisteminde 0.0355 ± 0.004 gr, artık metallerin kullanıldığı geleneksel döküm yönteminde 0.0365 ± 0.004 gr, direkt metal lazer sinterizasyon grubunda 0.0388 ± 0.007 gr ve freze metal grubunda 0.0425 ± 0.007 gr olarak ölçülmüştür. Fırınlama öncesi internal uyum ölçümlerinin dağılımları, Şekil 4.4.'te gösterilmiştir.



Şekil 4. 4. Fırınlama öncesi internal aralık değerleri

Tablo 4. 9. Fırınlama öncesi ortalamaları birbirine yakınlık gösteren kümeler

Yöntem	Kümeler		
	1	2	3
KE	0.02564		
GD	0.02687		
IPS	0.03062	0.03062	
ZRK		0.03553	0.03553
TD		0.03653	0.03653
LS			0.03883
FM			0.04251

Yukarıdaki tabloya göre fırınlama öncesi internal aralık ortalamaları birbirine en yakın yöntemler 3 kümeye ayrılmıştır. 1. küme en düşük internal aralık ortalamasına sahip yöntemler, 3. küme ise en yüksek internal aralık ortalamasına sahip yöntemlerdir.

4.2.2. Fırınlama Sonrası İnternal Aralıkların Karşılaştırılması

Fırınlama sonrası internal aralığın yöntemler arası farklılık durumunu incelemek için, varyans analizi tekniği kullanılmıştır. ANOVA tablosu incelendiğinde gruplar arasında istatistiksel olarak fark olduğu görülmüştür ($p < 0.05$). Farklılığın hangi

yöntemler arasında olduğunu incelemek için, post-hoc testlerinden Tukey'in çoklu karşılaştırma testi seçilmiştir. Bu testin sonuçları aşağıdaki tabloda verilmiştir.

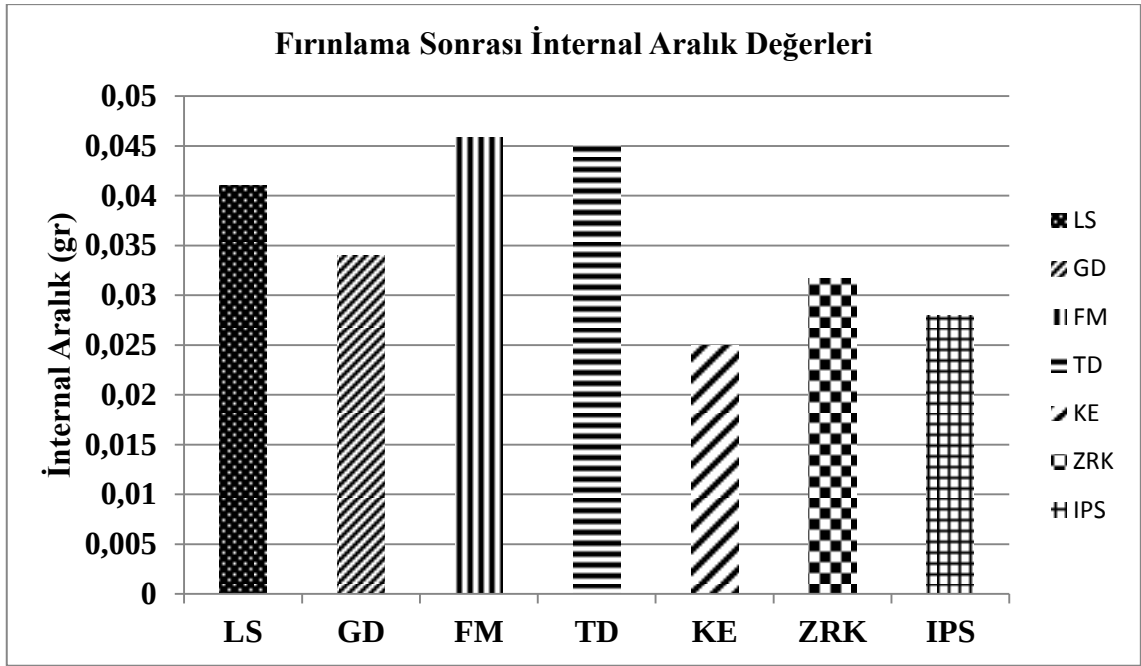
Tablo 4. 10. Fırınlama sonrası için çoklu karşılaştırma tablosu

Yöntem	Yöntem	Ortalama Fark	Standart Hata	p
LS	GD	0.0070600*	0.0023044	.048
	FM	-0.0047900	0.0023044	.378
	TD	-0.0039600	0.0023044	.607
	KE	0.0161000*	0.0023044	.000
	ZRK	0.0093500*	0.0023044	.003
	IPS	0.0131200*	0.0023044	.000
GD	LS	-0.0070600*	0.0023044	.048
	FM	-0.0118500*	0.0023044	.000
	TD	-0.0110200*	0.0023044	.000
	KE	0.0090400*	0.0023044	.004
	ZRK	0.00229	0.0023044	.954
	IPS	0.0060600	0.0023044	.135
FM	LS	0.0047900	0.0023044	.378
	GD	0.0118500*	0.0023044	.000
	TD	0.0008300	0.0023044	1.000
	KE	0.0208900*	0.0023044	.000
	ZRK	0.0141400*	0.0023044	.000
	IPS	0.0179100*	0.0023044	.000
TD	LS	0.0039600	0.0023044	.607
	GD	0.0110200*	0.0023044	.000
	FM	-0.0008300	0.0023044	1.000
	KE	0.0200600*	0.0023044	.000
	ZRK	0.0133100*	0.0023044	.000
	IPS	0.0170800*	0.0023044	.000

Yöntem	Yöntem	Ortalama Fark	Standart Hata	p
KE	LS	-0.0161000*	0.0023044	.000
	GD	-0.0090400*	0.0023044	.004
	FM	-0.0208900*	0.0023044	.000
	TD	-0.0200600*	0.0023044	.000
	ZRK	-0.00675	0.0023044	.067
	IPS	-0.0029800	0.0023044	.853
ZRK	LS	-0.0093500*	0.0023044	.003
	GD	-0.00229	0.0023044	.954
	FM	-0.0141400*	0.0023044	.000
	TD	-0.0133100*	0.0023044	.000
	KE	0.00675	0.0023044	.067
	IPS	0.0037700	0.0023044	.660
IPS	LS	-0.0131200*	0.0023044	.000
	GD	-0.0060600	0.0023044	.135
	FM	-0.0179100*	0.0023044	.000
	TD	-0.0170800*	0.0023044	.000
	KE	0.0029800	0.0023044	.853
	ZRK	-0.0037700	0.0023044	.660

Çoklu karşılaştırma tablosu incelendiğinde p değeri 0.05'ten küçük olan ikililer istatistiksel olarak farklılık göstermektedir.

Alt yapıların, fırınlama sonrasına ait internal uyum değerleri; Kavo Everest sisteminde 0.0249 ± 0.003 gr, IPS Empress 2 sisteminde 0.0279 ± 0.003 gr, Zirkonzahn sisteminde 0.0317 ± 0.002 gr, geleneksel döküm yönteminde 0.0339 ± 0.007 gr, direkt metal lazer sinterizasyon yönteminde 0.0410 ± 0.005 gr, artık metallerin kullanıldığı geleneksel döküm yönteminde 0.0450 ± 0.005 gr ve freze metal grubunda 0.0458 ± 0.005 gr olarak ölçülmüştür. Fırınlama sonrası internal uyum ölçümlerinin dağılımları Şekil 4.5.'te gösterilmiştir.



Şekil 4. 5. Fırınlama sonrası internal aralık değerleri

Tablo 4. 11. Fırınlama sonrası ortalamaları birbirine yakınlık gösteren kümeler

Yöntem	Kümeler		
	1	2	3
KE	0.02495		
IPS	0.02793	0.02793	
ZRK	0.03170	0.03170	
GD		0.03399	
LS			0.04105
TD			0.04501
FM			0.04584

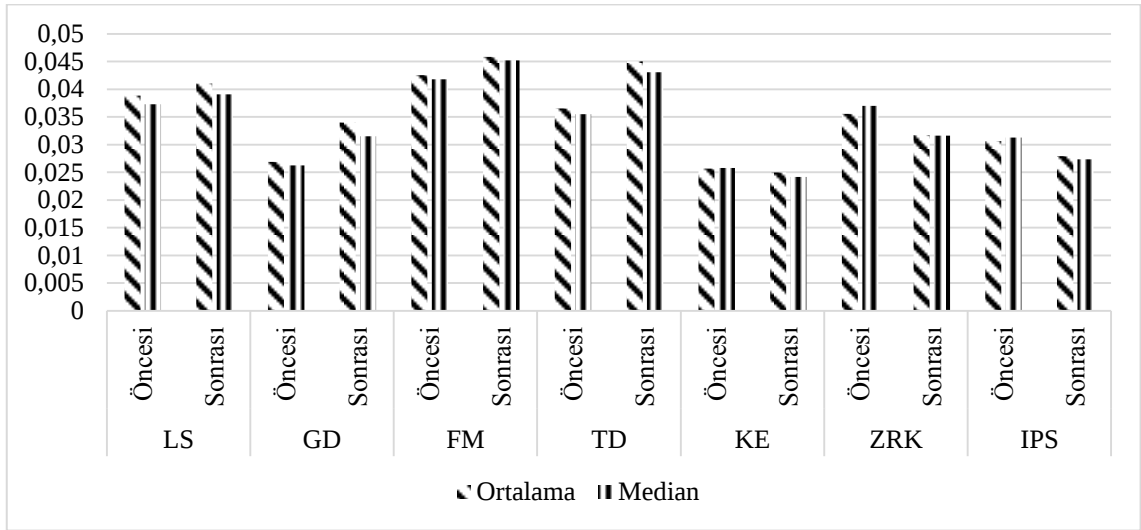
Yukarıdaki tabloya göre fırınlama sonrası internal aralık ortalamaları birbirine en yakın yöntemler 3 kümeye ayrılmıştır. 1. küme en düşük internal aralık ortalamasına sahip yöntemler, 3. küme ise en yüksek internal aralık ortalamasına sahip yöntemlerdir.

4.2.3. İnternal Aralığın Fırınlama Öncesi ve Sonrası Değişimi

İnternal aralığın fırınlama öncesi ve fırınlama sonrasında oluşan farklılıklarının, istatistiksel olarak anlamlı olup olmadığının belirlenmesi için Eşli Örneklem t-Test'leri (Paired t-Tests) kullanılmıştır. Yöntemlerin fırınlama öncesi ve sonrası tanımlayıcı istatistikleri ve t-Testlerinin sonuçları Tablo 4.12. ve Tablo 4.13.'te verilmiştir.

Tablo 4. 12. Yöntemlerin fırınlama işlemi öncesi ve sonrasına ait tanımlayıcı istatistikler

Yöntem	Fırınlama	Ortalama	Median	Standart Sapma	P
LS	Öncesi	0.03883	0.03725	0.007471	0.159
	Sonrası	0.04105	0.03905	0.005938	
GD	Öncesi	0.02687	0.02625	0.002833	0.016
	Sonrası	0.03399	0.0315	0.007429	
FM	Öncesi	0.04251	0.0418	0.007244	0.009
	Sonrası	0.04584	0.0452	0.005465	
TD	Öncesi	0.03653	0.03545	0.004198	0.000
	Sonrası	0.04501	0.04305	0.005558	
KE	Öncesi	0.02564	0.02575	0.00206	0.545
	Sonrası	0.02495	0.02415	0.00355	
ZRK	Öncesi	0.03553	0.0370	0.004993	0.015
	Sonrası	0.03170	0.0316	0.002563	
IPS	Öncesi	0.03062	0.03125	0.004648	0.221
	Sonrası	0.02793	0.02735	0.003936	



Şekil 4. 6. Yöntemin fırınlama öncesi ve sonrasına ait ortalama ve medyan değerleri

Yukarıdaki grafiğe göre fırınlama öncesi ve sonrasına göre internal aralıkların en küçük değeri Kavo Everest sistemi, en büyük değeri de freze metal grubudur.

Tablo 4. 13. Yöntemlerin fırınlama işlemi öncesi ve sonrasına ait t-Testleri sonuçları

	Ortalamaların Farkları	Farkların Standart Sapması	t	p	
LS	-0.00222	0.004574519	-1535.000	0.159	
GD	-0.00712	0.007610636	-2958.000	0.016	<0.05
FM	-0.00333	0.003187144	-3304.000	0.009	<0.05
TD	-0.00848	0.003718960	-7211.000	0.000	<0.05
KE	0.00069	0.003470014	0.629	0.545	
ZRK	0.00383	0.004042015	2996.000	0.015	<0.05
IPS	0.00269	0.006467088	1315.000	0.221	

t-Testleri sonucu $p < 0.05$ olan değerler, ilgili yöntemde fırınlama işleminin internal aralıklarda istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yarattığını göstermektedir. Geleneksel döküm, freze metal ve artık metallerin kullanıldığı geleneksel döküm yöntemlerinde, fırınlama işlemi sonrasında internal aralık değerleri istatistiksel olarak anlamlı bir yükselme göstermişken, Zirkonzahn sisteminde fırınlama işlemi sonrasında internal aralık değerleri anlamlı bir düşüş göstermiştir. İnternal aralıkta en büyük artış, artık metallerin kullanıldığı geleneksel döküm yönteminde, en büyük azalış da Kavo Everest sisteminde gözlenmiştir.

5. TARTIŞMA

Kuron yapımı ile çeşitli nedenlerle kaybolan diş dokusu restore edilerek, dişin fonksiyonu yeniden sağlanırken, zarar gören koronal kısmın konturları ve morfolojisi yeniden elde edilir. Bu sayede dental arkın bütünlüğü devam ettirilmekte ve hastanın estetik görüntüsü düzeltilebilmektedir.

Dental seramikler, doğal dentisyonun görünüşünü en iyi şekilde taklit edebilecek optimum estetik özelliklere sahip materyaller olarak değerlendirilirler.¹⁷⁴⁻¹⁷⁶ Dental materyal olarak porselenin korozyona, aşınmaya ve asitlere direncinin birçok materyale göre daha üstün olması,^{4, 92} yüksek baskı dayanıklılığı, diş yapısına benzer ısısal genleşme katsayısına sahip olması ve biyouyumluluğu; araştırmaların bu materyal üzerinde yoğunlaşmasını sağlamıştır.^{174, 177} Bu materyallerin değerlendirilmesinde; estetik, mekanik performans, ekonomik uygunluk ve kullanım kolaylığı gibi faktörler önemlidir. Ne yazık ki, bir gereksinim için ideal olan materyal diğer kriterlerde nadiren başarılı olabilmektedir. Örneğin yüksek dayanıklılık performansına sahip bir materyal, genellikle doğal dişlerin renk ve translüsensi karakterinden yoksundur.¹⁷⁸

Protetik tedavilerde başarının temel ölçütleri arasında yer alan estetik, diş hekimliğinde çağlar boyunca ilgi alanı olmuştur. Bu nedenle estetik açıdan en uygun materyal ve yöntem arayışları halen devam etmektedir.

Porselen materyali, estetiğin önemli bir simgesi olmasına rağmen, materyalin mekanik özelliklerinin yetersizlikleri, araştırmaların günümüzde de sürmesinin odak noktasını oluşturmaktadır. Bu özelliklerinin başında kırılabilirliği, çekme ve makaslama streslerine karşı dayanımının yetersiz oluşu gelmektedir.¹

Metal destekli seramik restorasyonlar, klinik dayanıklılıkları ve estetik özelliklerinden dolayı son 40 yıldır sabit protodontide oldukça popülerdir.¹⁷⁹ Metal destekli seramik kuronların dayanıklılık, uzun dönem kullanılabilirlik ve geliştirilmiş

estetik sonuçları pek çok kişiyi cesaretlendirmesine rağmen, metal alt yapı doğal estetiğe izin vermeyecek bir başarısızlık gösterir.¹⁸⁰ Metal destekli seramiklerin metal alt yapıdan dolayı gingival marjinde gri görünüme neden olduğu bilinir.¹⁸¹ Ayrıca metal porselen sisteminde metal rengini maskelemek için opaker kullanılır ve bu yüzden doğal dişin translüsensisi aynen taklit edilemez.¹⁸²

Metal seramiklerin gelişmesi ve mekanik başarısızlıkların karşılanması ile ilgili yeterli sonuçlar alınmışsa da, ışık geçirgenliğinin yetersiz oluşu, metallerin korozyon özelliği, marjinal uyumun sağlanmasındaki zorluk gibi faktörler, metal desteksiz seramiklere olan ilgiyi ve bu konudaki arayışı devam ettirmiştir.

Bir restorasyonun başarısı, çeşitli faktörlere bağlıdır. Restorasyonun marjinal uyumu da bunların arasındadır. Yeterli uyumun olmayışı, simanın çözünmesine ve plak retansiyonuna neden olacağı için hem dış açısından hem de periodontal dokular açısından potansiyel zararlı bir etkidir.

Preparasyonun, marjinal uyum üzerindeki etkisi önemlidir. Oral kavitenin biyolojik ortamında restorasyonun uzun ömürlü olabilmesi için sabit protez kenarının, diş kesiminin bitiş çizgisine sıkıca adapte olması gerekmektedir.³⁴

Kuron ve prepare edilmiş diş arasındaki marjinal açıklıkta artış; gingival endeksle ölçülen, gingival inflamasyonda artışa neden olur.¹⁶³

Restorasyonların başarısının değerlendirilmesinde birçok mekanik test yöntemi kullanılmaktaysa da, biyolojik bir ortamda kullanılan bu restorasyonların başarısında marjinal uyumun değerlendirilmesi son derece önemlidir.¹¹⁷ Marjinal uyum; periodontal sağlık ve estetik sonuçlar açısından ön planda yer almaktadır. Bu nedenle araştırmamızda test örneklerinde marjinal ve internal uyumun değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Marjinal uyum, tam seramik kuronların uzun dönem başarısında önemli bir kriterdir.¹³⁸ Kuronların marjinal uyumsuzluğunun neden olduğu sorunlar; periodontal hastalıkların ve çürüğün temel etkeni olan plak birikimine sebep olması,¹⁸³ estetik problemler¹⁸⁴ ve siman ajanında çözünmenin artmasıdır.¹³⁸

Marjinal uyumun tanımlanması, araştırmacıya bağlı olarak değişebilmektedir ve genellikle farklı ölçümler için aynı terimler ya da aynı ölçümler için farklı terimler kullanılabilir. ¹⁸⁵ Çalışmada Holmes ve arkadaşları¹¹² tarafından açıklanan terminolojiye göre, marjinal aralık değerlendirilmiştir. Terminolojilerinde, en uygun ölçümün mutlak marjinal aralık olduğunu söylemişlerdir. Çünkü bu aralık her zaman marjindeki hatalar için en büyük ölçüm değerine sahip olacaktır ve kuronun vertikal ve horizontal uyumsuzluğunun açısız kombinasyonu olduğu için, o noktadaki tüm uyumsuzluğu yansıtacaktır.

Marjinal uyum ölçümlerinde, kuronların simantasyonu önemli bir tartışma konusu olmuştur. Çoğu araştırmacı, simante edilmemiş kuronları analiz etmiş,^{165, 186} ya da simantasyon sonrası da inceleme yapmıştır.¹⁸⁷ Sonraları, tüm bu çalışmaların amacının, siman film kalınlığını bulmak olduğu konusunda hemfikir olunmuştur.¹²⁶ Chung ve arkadaşları,¹⁸⁸ ne tip siman kullanıldığının değil de, siman film kalınlığının önemli olduğunu söylemişlerdir.¹⁸⁸

Marjinal aralık, simantasyondan sonra genellikle artar. Bu nedenle restorasyon simante edildikten sonra ölçümlerin yapılması, aralık hakkında doğru fikirler verecektir.¹⁸⁹ Çalışmada da alt yapı örnekleri, metal güdüklere geçici simanla simante edilerek, marjinal aralık ölçümleri gerçekleştirilmiştir.

Simantasyon işlemi sırasında çoğunlukla parmak basıncı uygulanmaktadır.^{125, 145,}
^{173, 190-192} Bu basınç yaklaşık olarak 8 ± 1.3 kg'dır. İlgili kaynaklar incelendiğinde uygulanan kuvvetin miktarının arttırılmasının, uyumu etkilemediği daha yüksek

basıncın restorasyonda başarısızlıklara yol açtığı rapor edilmiştir.⁹⁰ Çalışmada standart bir kuvvetin uygulanması için simantasyon işlemi özel bir sıkıştırma düzeneğinde gerçekleştirilmiştir.

Okutan ve arkadaşları,¹⁹¹ Kavo Everest sistemini kullanarak hazırladıkları 32 adet zirkonyum silikat seramik kuron protezinin kenar uyumlarını, simantasyon öncesi ve sonrasında, çiğneme simülasyonu uygulayarak değerlendirmiştir. Siman olarak, cam iyonomer ve rezin siman kullanmışlardır. Reçine replika tekniğinin kullanıldığı çalışmada, cam iyonomer siman grubunda simantasyon öncesinde $32.7 \pm 6.8 \mu\text{m}$, simantasyon sonrasında ise $33 \pm 6.7 \mu\text{m}$ kenar açıklığı; rezin siman grubunda ise simantasyon öncesinde $44.6 \pm 6.7 \mu\text{m}$, simantasyon sonrasında ise $46.6 \pm 7.7 \mu\text{m}$ kenar açıklığı ölçülmüştür. Simantasyon sonrası kenar aralık değerinin arttığını bildirmişlerdir.

Kenar uyumunu tespit etmek için *in-vivo* ve *in-vitro* çalışmalar yapılmaktadır. *İn-vivo* yöntemle yapılan çalışmalarda, standardizasyonu sağlamak mümkün değildir.¹⁹³ Ayrıca *in-vitro* çalışmalara kıyasla, *in-vivo* çalışmaların uygulanması daha zordur. *İn-vitro* yöntemlerle elde edilen kenar uyumu değerleri, *in-vivo* yöntemlerle elde edilen değerleri tam olarak yansıtmamakla birlikte klinik uygulamalara rehber olacak bilgiler verebilmektedir.¹⁹⁴

Birçok araştırmacı marjinal uyum ölçümlerinde, çelik veya rezin güdükler kullanmışlardır.^{112, 115, 116} Bu yöntemin avantajı, aşınmaların engellenmesi ve böylelikle örneklerin tam olarak standardizasyonunu sağlamaktır. Rosentritt ve arkadaşları¹⁹⁵ ise doğal diş, metal alaşım ve polimer güdükler üzerinde hazırladıkları tam seramik molar kuronların marjinal uyumunu SEM ile değerlendirmiş, yapay güdükler ile doğal diş arasında marjinal uyum açısından fark olmadığını bildirmişlerdir.

Çalışmada destek diş örneklerinin hazırlanmasında; doğal dişlerde standart bir preparasyonun sağlanmasının zor olması nedeniyle, doğal diş yerine metal güdük tercih edilmiştir. Literatürde marjinal uyumun değerlendirildiği birçok çalışmada da standardizasyonun sağlanabilmesi ve aşınmayı önlemek amacıyla metal veya rezin güdükler kullanılmıştır.^{90, 115, 146, 196-198}

Çalışmada metal örneklerin preparasyonunda, temel preparasyon prensipleri²⁴ takip edilmiş ve kenarda gerilim stresini azaltmak üzere, tam seramik sistemler için tavsiye edilen shoulder tarzında bitiş çizgisi kullanılmıştır. Shoulder tipi bitiş çizgisinde, basamak ile prepare edilen destek diş duvarı arasındaki açığı hafifçe yuvarlatmanın, restorasyonun uyumu açısından önemli olduğu bildirilmiştir.^{196, 199} Çalışmada kenar sonlanma şekli olarak literatürde birçok araştırmacının tavsiye ettiği şekilde, iç açısı yuvarlatılmış shoulder basamak tipi uygulanmıştır.^{115, 120, 137, 148, 172, 190, 198-201}

Preparasyonun bitiş çizgisinin konfigürasyonu; restoratif materyalin marjindeki hacmini ve şeklini belirler, ayrıca restorasyonun oturmasını ve marjinal adaptasyonunu etkiler.²⁴ Hem shoulder hem de chamfer bitiş çizgisi, tam seramik kuronlar için seçilebilen marjinal dizaynlardır.³⁶ Shoulder marjinal dizayn, kuvvetin köke iletimini en iyi şekilde sağlar.³⁴ Bu tip marjinal dizayn, oklüzal kuvvetlere karşı direnci artırır ve porselende kırıklara neden olabilecek stresleri minimize eder. Sağlıklı restorasyon konturları ve maksimum estetik sağlar.²⁴

Doyle ve arkadaşları,^{202, 203} tam seramik kuronlar için shoulder bitiş formunun kullanımını tavsiye etmişlerdir. Çalışmalarında bu tip bitiş formunun sıkışma kuvvetlerine neden olmadığını, ancak chamfer bitiş çizgisinin sıkışma kuvvetlerine neden olduğunu bildirmişlerdir.

Rinke ve arkadaşları,²⁰⁴ kesici ve premolar diş üzerinde hazırladıkları In-Ceram kuronların marjinal uyumlarını, shoulder ve 120° açılı chamfer tip basamaklarda

incelemişler ve shoulder preparasyonunun chamfer preparasyona göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha küçük marjinal aralık gösterdiğini ortaya koymuşlardır.

Ayrıca, shoulder marjinal dizayn, chamfer marjinal dizayna göre siman kaçışına daha kolay izin vermekte,^{115, 196, 205} bu durum da marjinal açıklığın daha az olmasını sağlamaktadır.

Shillingburg ve arkadaşları,⁵² metal destekli porselenlerde, shoulder ve chamfer şeklinde hazırlanan metal alt yapıların porselen fırınlama işlemi sonrasındaki deformasyonunu araştırmışlar ve shoulder tip basamağın (5 - 10 µm), chamfer tip basamağa (25 - 45 µm) göre daha az deformasyona uğradığı sonucunu ortaya koymuşlardır. Bu çalışmayla uyumlu olarak, Faucher ve Nicholls²⁰⁶ da yaptıkları çalışmalarında shoulder basamağın, ısı karşısında deformasyondan daha az etkilendiğini ortaya koymuşlardır.

Tam seramik kuron yapımı için kullanılan sistem de, basamak şeklini etkiler. Örneğin Procera sisteminde kullanılan metal tarayıcı ucun küre şeklinde olması nedeniyle, mutlaka chamfer basamak preparasyonu yapılmalıdır.⁹¹ Ancak Cerec sistemi için hem chamfer hem de iç açısı yuvarlatılmış shoulder basamak preparasyonu uygulanabilir.

Klinik çalışmalar, preparasyonların taper açısının tutarlı olmadığını ve idealden sapmalar olduğunu bildirmiştir.²⁰⁷ 2° ile 6.5° arasındaki taper açısının ideal olduğu düşünülmektedir.³⁵ Bu bilgilerle bağlantılı olarak çalışmada kullanılan metal güdükler, her iki aksiyal duvarda 3'er derece olmak üzere, toplam 6°'lik taper açısıyla hazırlanmıştır.

Marjinal uyum ile ilgili çalışmalarda, farklı örnek sayıları kullanılmıştır. Beschnidt ve Strub,¹³⁷ her bir grup için 10 örnek, May ve arkadaşları,¹³³ her grup için 5 örnek, Leong ve arkadaşları²⁰⁸ ile Schaerer ve arkadaşları¹⁸⁶ her grup için 6, Oruç ve

Tulunoğlu,²⁰⁹ her grup için 8 örnek kullanmıştır. Pek çok araştırmacı bu sayıyı 10 olarak belirlemiştir. Çalışmada ise her bir grup için, 10 adet örnek kullanılmıştır.

CAD-CAM sistemleri geliştirilirken planlanan temel hedefler; fabrika tarafından üretilmiş hazır bloklar kullanılarak yüksek kalite standardında malzemelerden restorasyonun üretilmesi, restorasyonun şekillendirme prosedürünün standardize edilmesi ve üretim maliyetinin düşürülmesidir.²¹⁰

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.²¹¹ Ayrıca klasik yöntemlerde olan revetmana alma ve döküm işlemlerinde meydana gelen mekanik ve ısısal etkiler ortadan kalkmaktadır.

Quintas ve arkadaşları²¹² farklı seramikler, farklı simantasyon malzemeleri ve farklı kenar bitim şekillerinin dikey kenar açıklığına etkisini *in-vitro* olarak incelemişlerdir. IPS Empress 2, In-Ceram Alümina ve Procera teknikleri kullanılarak hazırlanan kuron protezlerinde kenar uyumu, profil projeksiyon cihazı ile ölçülmüştür. Simantasyon öncesi ve sonrasında; Procera sisteminde 25 µm ve 44 µm, IPS Empress 2 sisteminde 68 µm ve 110 µm, In-Ceram Alümina grubunda ise 57 µm ve 117 µm kenar açıklığı elde edilmiştir. Kenar bitim şekli ve simandan bağımsız olarak Procera sistemi ile hazırlanmış örneklerde en başarılı kenar uyumu değerleri bulunmuş ve bunun da CAD-CAM sistemlerinin, laboratuvar aşamalarının azalmasından ve üretim prosedürünün tekrarlanabilirliğinden kaynaklanmış olabileceği belirtilmiştir.

Son yıllarda birçok CAD-CAM sistemi geliştirilmiş olsa da bu çalışmada, yaygın olarak kullanılmalarından ve literatür bulgularına sahip olmalarından dolayı farklı yöntemlerle elde edilen metal alt yapı örnekleri ile (geleneksel metal döküm,

direkt lazer metal sinterizasyon, freze metal, artık metallerin kullanıldığı geleneksel döküm) Kavo Everest, IPS Empress 2 ve Zirkonzahn sistemleri kullanılmıştır.

Marjinal uyum; simantasyon basıncı, simantasyonun süresi ve die-spacer²⁰⁰ uygulamalarından da etkilenir.²¹³ Olivera ve Saito²¹⁴ da die-spacer uygulaması ve siman aralığının değiştirilmesinin, restorasyonun uyumunu etkileyeceğini bildirmişlerdir. Quintas ve arkadaşları,²¹² yeterli die-spacer uygulamasının kuron marjini uyumunda oldukça önemli olduğunu belirtmiştir.

Çalışmada örneklerin tümünde standardize bir şekilde eşit die-spacer kalınlığı (tek kat; 10 µm kalınlıkta) kullanılmıştır.

Teorik olarak yapıştırıcı simanın kalınlığının 20 - 40 µm aralığında olması gerektiği bildirilmiştir.²¹⁵ Siman film kalınlığının artması veya azalması internal uyumu ve bağlantılı olarak marjinal uyumu etkilemektedir. Marjinal ve internal uyumun değerlendirilmesinde, siman film kalınlığının etkili olduğu ve bu kalınlığın belirtilen değerlerin dışında olmasının internal uyumla beraber marjinal uyumu da etkilediği Nakamura ve arkadaşlarının²¹⁶ çalışmasında belirtilmiştir.

Dental sondların kullanımı ve kopyasını oluşturmak için ölçü alımı, marjinal aralığın belirlenmesinde hassas metotlar değildir.²¹⁷ Kesit görüntüsünün alınmasında da madde kayıpları oluşabilmektedir. Mikroskop yüksek güçteki imaj büyütmesi ile oldukça hassas ölçümlere izin vermesinden dolayı, marjinal aralık değerlendirmelerinde sıklıkla kullanılır.¹¹⁹ Bazı araştırmacılar dijital mikroskop,^{114, 138, 147, 198} bazı araştırmacılar stereomikroskop,^{115, 123, 137, 192, 200, 218} bazı araştırmacılar ise bilgisayara bağlantılı ışık mikroskobu^{116, 145, 200, 219-221} kullanmıştır.

Groten ve arkadaşları,¹²⁶ farklı yöntemlerle hazırladıkları In-Ceram kuronların marjinal uyumunu ışık mikroskobu ile değerlendirmiş ve SEM ile ışık mikroskobundan alınan sonuçların doğruluğunu teyit etmişlerdir. Yöntemler arasında anlamlı fark

olmadığını ve SEM ile ışık mikroskobundan elde edilen verilerin güvenilirliğinin benzer olduğunu bildirmişlerdir.

Bu çalışmada da kesit alma esnasında tam seramik sistem alt yapılarında madde kaybının olmasını engellemek, çevresel ölçümü sağlayabilmek ve fırınlama öncesinde ve sonrasında ölçüm yapabilmek amacıyla kesit alma yöntemi kullanılmamıştır. Bunun yerine marjinal aralık ölçümleri, uygulaması kolay, tekrarlanabilir, örnekler zarar vermeyen ve çevresel ölçüme izin veren bir yöntem olan direkt güdük üzerinden ölçüm tekniği kullanılarak yapılmıştır. Bu yöntemde mikroskop kullanılarak büyütme sağlanmış, dijital fotoğraf makinesiyle görüntüler elde edilip, bilgisayara kaydedilerek, marjinal açıklıklar profesyonel bir görüntü analiz programı ile hesaplanmıştır. Kenar uyumunun değerlendirildiği bazı çalışmalarda da, mikroskop ile büyütme yapılarak, görüntülerin fotoğrafı çekilip, görüntü analiz programlarıyla kenar açıklıkları ölçülmüştür.^{138, 146, 172, 173, 190, 191, 222-224}

Yapılan çalışmalar incelendiğinde, marjinal ve internal uyumu konu alan çalışmaların genellikle tam seramik sistemler üzerinde yoğunlaştığı, metal-seramik sistemler üzerine tam seramik sistemlere nazaran daha az çalışma olduğu gözlenmiştir. Bu nedenle çalışmada incelenen dört ayrı metal alt yapı yöntemiyle literatüre katkı sağlanması planlanmaktadır.

Çalışmada marjinal aralık ölçümü için veneer porselen kullanılmadan, sadece kor yapıların marjinal uyumu değerlendirilmiştir; çünkü korlar ile esas olarak, veneerlenmiş kuronun tüm uyumu belirlenir.^{117, 123, 137, 224} Bu nedenle çalışmada korlar arasındaki farklılıklar üzerine odaklanılmıştır. Sulaiman ve arkadaşları¹¹⁷ seramiğin kor yapısının yapımı, veneer porselenin yapımı ve glazür aşaması sonrası ayrı ayrı mikroskopla yaptıkları marjinal aralık ölçümlerinde her bir seramik için aşamalar

arasında bir fark bulamamışlar ve kor incelemesinin marjinal uyum için bir değer taşıdığını bildirmişlerdir.

Quintas ve arkadaşları,²¹² farklı marjinal dizayn ve simantasyon ajanlarının IPS Empress, In-Ceram Alümina ve Procera'nın marjinal uyumuna etkisini inceledikleri araştırmalarında, sadece kor yapılarını kullanmışlardır. Veneer uygulamaları standart olduğu için kor yapım tekniklerindeki farklılıkların, marjinal uyumu etkilediğini bildirmişlerdir.

120 μm 'ye kadar olan marjinal açıklık, klinik olarak kabul edilebilir değerdir.^{79, 138, 143, 225, 226} Tam seramik kuronların marjinal uyumları sadece gingival sağlık açısından değil, simantasyon sonrası oklüzal uyumlama gerekliliğini azaltmak açısından da önemlidir.²¹²

May ve arkadaşları,¹³³ simante edilmiş restorasyonların marjinal aralığının teorikte 25 - 40 μm arasında olması gerektiğini vurgulayıp, ancak klinikte bu durumun çok ender gözlemlendiğini bildirmişlerdir.

Levine'nin²¹⁵ çalışmasına göre teorik olarak, restorasyonların siman film kalınlığı 20 - 40 μm olmalıdır.

Uzun dönemli prognozun iyi olması için klinik olarak kabul edilebilir marjinal aralık ise McLean ve von Fraunhofer'e²²⁵ göre 120 μm ve Bjorn ve arkadaşlarına²²⁷ göre ise en fazla 200 μm olmalıdır.

Nakamura ve arkadaşlarının²¹⁶ yaptığı çalışmada CEREC 3 kuronların internal aralıkları 116 - 162 μm arasında, marjinal aralıkları ise 53 - 108 μm arasında bulunmuştur.

Witkowski ve arkadaşları,²²⁸ yaptıkları araştırmada Kavo Everest, DCS ve PRO50 CAD-CAM sistemlerini kullanarak titanyum alt yapılar hazırlamışlardır. Geleneksel döküm yöntemiyle hazırlanan titanyum kopingleri de, kontrol grubu olarak

kullanmışlardır. Restorasyonların kenar uyumlarını, uyumlandırma öncesinde ve sonrasında, yatay ve dikey yönde incelemişlerdir. Uyumlandırma öncesi kenar açıklığı değerleri 32.9 - 127.8 μm arasında değişirken, uyumlandırma sonrası bu değerler 3.4 - 58.4 μm arasında tespit edilmiştir. Çalışmanın sonucunda CAD-CAM sistemlerinde uyumlandırmanın kenar aralığını anlamlı derecede azalttığı bildirilmiştir.

Çetinkaya,²²⁹ kıymetsiz metal alaşımından 3 farklı sistemle üretilmiş metal alt yapıların kenar uyumlarını karşılaştırmıştır. Seçici lazer sinterleme yoluyla elde edilen metal alt yapılarda 48.63 - 54.90 μm , geleneksel döküm yöntemiyle elde edilen metal alt yapılarda 75.56 - 85.21 μm ve seçici lazer sinterleme yoluyla elde edilen plastik alt yapıların geleneksel sistemle dökülmesiyle elde edilen metal alt yapılarda ise 66.04 - 73.23 μm değerleri arasında kenar açıklığı bulmuştur.

Bu çalışmada da seramik fırınlaması öncesinde Zirkonzahn sisteminde 17.70 ± 3.5 μm , Kavo Everest sisteminde 20.10 ± 4.92 μm , IPS Empress 2 sisteminde ise 31.26 ± 20.06 μm , direkt metal lazer sinterizasyon yönteminde 55.47 ± 31.63 μm , geleneksel döküm yönteminde 87.52 ± 16.93 μm , freze metal yönteminde 96.68 ± 26.24 μm ve artık metallerin kullanıldığı geleneksel döküm yönteminde 131.29 ± 31.98 μm kenar açıklığı bulunmuştur. En az kenar açıklığı Zirkonzahn CAD-CAM sisteminde bulunurken, en fazla kenar açıklığı ise artık metallerin kullanıldığı geleneksel döküm yönteminde bulunmuştur.

Çalışmada seramik fırınlaması sonrasında Zirkonzahn sisteminde 19.60 ± 4.41 μm , Kavo Everest sisteminde 21.13 ± 8.54 μm , IPS Empress 2 sisteminde 32.70 ± 16.37 μm , direkt metal lazer sinterizasyon yönteminde 56.57 ± 25.51 μm , geleneksel döküm yönteminde 68.12 ± 10.95 μm , freze metal yönteminde 90.71 ± 11.84 μm ve artık metallerin kullanıldığı geleneksel döküm yönteminde ise 99.79 ± 31.19 μm kenar açıklığı bulunmuştur. En küçük kenar açıklığı Zirkonzahn CAD-CAM sisteminde

bulunurken, en yüksek kenar açıklığı ise artık metallerin kullanıldığı geleneksel döküm yönteminde bulunmuştur.

Porselen fırınlama işlemi öncesinde internal aralık uyumunun değerlendirilmesi amacıyla hassas terazide tartılan silikon replikaların ortalama ağırlıkları Kavo Everest sisteminde 0.0256 ± 0.002 gr, geleneksel döküm yönteminde 0.0268 ± 0.002 gr, IPS Empress 2 sisteminde 0.0306 ± 0.004 gr, Zirkonzahn sisteminde 0.0355 ± 0.004 gr, artık metallerin kullanıldığı geleneksel döküm yönteminde 0.0365 ± 0.004 gr, direkt metal lazer sinterizasyon grubunda 0.0388 ± 0.007 gr ve freze metal grubunda 0.0425 ± 0.007 gr olarak bulunmuştur.

Porselen fırınlama işlemi sonrasında ise hassas terazide tartılan silikon replikaların ortalama ağırlıkları Kavo Everest sisteminde 0.0249 ± 0.003 gr, IPS Empress 2 sisteminde 0.0279 ± 0.003 gr, Zirkonzahn sisteminde 0.0317 ± 0.002 gr, geleneksel döküm yönteminde 0.0339 ± 0.007 gr, direkt metal lazer sinterizasyon yönteminde 0.0410 ± 0.005 gr, artık metallerin kullanıldığı geleneksel döküm yönteminde 0.0450 ± 0.005 gr ve freze metal grubunda ise 0.0458 ± 0.005 gr olarak bulunmuştur.

Çalışmada internal aralık ölçümlerinde geleneksel döküm ile elde edilen örneklerin internal aralık değerlerinin düşük çıkmasının, mum modelaj safhasında ısıtılan spatül ile mumun alçı modele sıkıca adapte edilmesine bağlı olduğu düşünülmektedir.

En yüksek kenar açıklığı değerleri ve fırınlama sonrasında meydana gelen en büyük internal aralık hacim değişimi, artık metallerin kullanıldığı geleneksel döküm yönteminde bulunmuştur. Bu sonucun tekrar eritme/döküm prosedürünün, temel metal alaşımların mikroyapılarını değiştirmesi, buna bağlı olarak da alaşımın fiziksel ve mekanik özelliklerinin bozulması nedeniyle oluştuğu düşünülmektedir.

Seramik fırınlaması sonrası geleneksel döküm, freze metal ve artık metallerin kullanıldığı geleneksel döküm yöntemlerinde kenar açıklığı değerlerinde azalma olurken, direkt metal lazer sinterizasyon yönteminde 1.1 μm 'lik bir artış meydana gelmiştir. Direkt metal lazer sinterizasyon yönteminin üretim prosedüründe, metal tozları lazer ışını ile işlenip üretim tamamlandıktan sonra, metal alt yapılar argon atmosferi altında ön fırınlama işlemine tabi tutulur. Üretici firmanın Termal Stres Giderme (Thermal Stress Relieving) ismini verdiği işlemin amacı; atomların birbirine yaklaşmasını sağlayarak, metal içerisinde biriken artık streslerin yok edilmesidir. Direkt metal lazer sinterizasyon yönteminde uygulanan bu işlem sonucunda, alt yapı örneklerinde fırınlama öncesi ve sonrası kenar açıklığı değerlerinde ihmal edilebilir bir değişiklik olmuştur.

Metal seramik restorasyonlarda, seramik fırınlaması aşamasından sonra meydana gelen kenar uyumu değişikliğinin çeşitli faktörlere bağlı olabileceği bildirilmiştir. Bunlar; seramiğin pişirilmesi esnasında oluşan büzülme, seramik ile alt yapı metalinin ısısal genleşme katsayısı arasındaki fark, metal alaşımının kendi mekanik özellikleri, alt yapı dizaynı, diş preparasyonu, alaşım yüzeyinde metal oksit oluşması, metal içindeki artık streslerin açığa çıkması, döküm kontaminasyonu, metal alt yapının iç yüzeyinin seramik ile kontamine olması olarak sıralanmıştır.^{52, 230, 231} Çalışmada örneklerin standardizasyonunu sağlamak ve iç yüzeylerinin seramik malzemesi ile kontamine olmasını engellemek amacıyla seramik uygulaması yapılmadan, üretici firmaların talimatlarına uygun derecelerde seramik fırınlamaları gerçekleştirilmiştir. Test edilen bütün alt yapılar seramik fırınlaması sonucu, kenar uyumu değişikliği göstermiştir. Metal alt yapılardan; geleneksel döküm, freze metal ve artık metallerin döküldüğü grupta kenar açıklığında azalma meydana gelmiştir. Fakat aynı grupların internal uyum değerlerinde ise artış meydana gelmiştir. Kenar açıklığının azalmasını, ısı

karşısında alt yapıların yan duvarlarının vertikal yönde sünmeye uğramasıyla, internal hacmin genişlemesini de yan duvarların aynı zamanda esnemeye uğramasıyla açıklayabiliriz. Tam seramik sistemlerde ise kenar açıklığında artış meydana gelirken, internal alanda hacim azalması gözlenmiştir.

Tekrarlanan fırınlama aşamalarının, gerek metal destekli gerekse metal desteksiz porselen sistemlerinde, şekil değişikliğine neden olduğu ve kenar uyumunun etkilendiği bildirilmiştir.^{79, 161, 162}

Colpani ve arkadaşları,¹⁴⁶ akıcı kıvamlı silikon kullanarak replika tekniğiyle ve replikaların ağırlığını tartarak inceledikleri kuronların internal aralık değerlerinde aynı sonucu elde ettiklerini, her iki yöntemin arasında bir fark bulamadıklarını bildirmişlerdir.

Hamza ve arkadaşları,¹⁹⁸ Y-TZP ve lityum disilikat seramikleri kullanarak, Kavo Everest ve Cerec inLab CAD-CAM sistemleriyle elde ettikleri kuronların marjinal uyumlarını değerlendirmişlerdir. Y-TZP kuronlarda Kavo Everest sisteminde 14 ± 5.2 μm , Cerec inLab sisteminde ise 86.1 ± 28.8 μm açıklık elde etmişlerdir. Lityum disilikat kuronlarda ise Kavo Everest sisteminde 28.1 ± 7.9 μm , Cerec inLab sisteminde 40.2 ± 6.7 μm açıklık elde etmişlerdir. Elde ettikleri sonuçlara göre, marjinal aralığın kullanılan CAD-CAM sistemine ve seramik tipine bağlı olduğunu bildirmişlerdir.

Cho ve arkadaşları,²⁰⁰ inceledikleri iki farklı dökülebilir seramik sisteminde tekrarlayan fırınlamaların mine ve dentin uygulaması esnasında marjinal aralığı arttırdığı; ancak renklendirme ve cila aşamasında ise azalttığına değinmişlerdir.

Quante ve arkadaşlarının²³² yaptığı bir çalışmada, bilgisayar destekli lazerle eritme yöntemiyle hazırlanan tek üye metal alaşımlı kuronların ortalama marjinal aralıklarının 74 μm ile 99 μm arasında değiştiği görülmüştür.

Fransson ve arkadaşlarının,²²⁶ metal destekli porselenlerle yaptıkları araştırmada ise 200 µm'luk açıklığın kabul edilebilir olduğu bildirilmiştir. Boening ve arkadaşlarının²³³ yaptıkları çalışmada, Fransson ve arkadaşlarının²²⁶ çalışması ile benzer sonuçlar elde edilmiştir.

Tan ve arkadaşları²²² geleneksel döküm ve CAD-CAM sistemini karşılaştırdıkları çalışmalarında, titanyum ve soy metalleri kullanmışlardır. CAD-CAM grubunda titanyumu, Kavo Everest ile işlemişler; WAX-CAM grubunda öncelikle mum bloktan kazınan örnek Kavo Everest sistem tarayıcısıyla yeniden taranarak titanyum bloktan kazınmıştır; WAX-CAST grubunda ise geleneksel kayıp mum tekniğiyle soy metaller işlenmiştir. Ölçülen dikey kenar açıklıkları şu şekilde bildirilmiştir: CAD-CAM grubunda 79.43 ± 25.46 µm; WAX-CAM grubunda 73.12 ± 24.15 µm; WAX-CAST grubunda ise 23.91 ± 9.80 µm.

Yöndem ve arkadaşları,²³⁴ yaptıkları araştırmada geleneksel döküm tekniği ile elde edilen Cr-Co alt yapılar, freze Cr-Co alt yapı ve grade 5 titanyum bloktan freze yöntemiyle elde edilen alt yapıların marjinal uyumunu değerlendirmiştir. Metal alt yapıların ana model üzerindeki ölçümleri sonucu ortaya çıkan ortalama değerler ve standart sapmalarına göre; klasik döküm tekniği kullanılarak yapılan Cr-Co alt yapılarda 49.6 ± 8.76 µm, CAD-CAM tekniği kullanılarak elde edilen Cr-Co alt yapılarda 10.72 ± 1 µm ve CAD-CAM tekniği kullanılarak elde edilen titanyum alt yapılarda ise 16.35 ± 2.99 µm kenar açıklığı saptamışlardır. Kruskal-Wallis testi, kullanılan teknikler ve metal alt yapılar arasında önemli derecede fark olduğunu göstermiştir. En fazla marjinal aralık değerleri, geleneksel döküm tekniği kullanılarak yapılan alt yapılarda meydana gelmiştir. CAD-CAM ile elde edilen Cr-Co alt yapıların marjinal aralık değerleri, diğerlerine göre anlamlı derecede düşük bulunmuştur.

Ortorp ve arkadaşları,²²³ 32 adet, üç üniteli metal destekli köprünün internal aralıklarını değerlendirmişlerdir. Test örnekleri olan 32 adet köprü, dört farklı yöntemle elde edilmiştir. Gruplar, LW (Lost Wax): geleneksel kayıp mum tekniği ile döküm, MW (Milled Wax): mum bloktan kazıma ve geleneksel kayıp mum tekniği ile döküm, MC (Milled Cr-Co): freze metal, DMLS: direkt metal lazer sinterleme şeklinde isimlendirilmiştir. Ölçümler sonucu elde edilen ortalama internal aralık değerleri ise DMLS grubunda 84 μm , MW grubunda 117 μm , LW grubunda 133 μm , MC grubunda ise 166 μm 'dir. CAD-CAM grubundaki bu yüksek değer, kullanılan cihazın hassasiyetine bağlı olduğu bildirilmiştir. Çalışmamız sonuçlarıyla uyumlu olarak, en düşük değerlerin aksiyal duvarlarda ve basamak yüzeyinde, en yüksek değerlerin de oklüzal yüzeyde elde edildiğini bildirmişlerdir.

Uçar ve arkadaşları¹⁷³ yapmış oldukları bir çalışmada, lazer sinterizasyonla elde edilen Cr-Co metal alt yapılarla, döküm yoluyla elde edilen Cr-Co ve Ni-Cr alt yapıları, internal uyum açısından karşılaştırmışlardır. Bu çalışmada internal aralığı ölçmek için akıcı kıvamlı silikon ölçü maddesinden yararlanılmış ve alt yapıların içinde kalan ölçü maddeleri tartılmıştır. Replikaların ölçülen ortalama ağırlıkları; lazer sinter Cr-Co grubunda 14.34 mg, döküm Ni-Cr grubunda 9.36 mg, döküm Cr-Co grubunda ise 7.85 mg olarak saptanmıştır. Replikalardan kesit aldıklarında elde edilen ortalama internal aralık değerleri ise döküm Cr-Co grubunda 50.6 μm , döküm Ni-Cr grubunda 58.2 μm , lazer sinter Cr-Co grubunda ise 62.6 μm olarak kaydedilmiştir.

Lopes ve arkadaşları,¹¹⁸ yeni metal ve dökümden artmış olan artık metali tekrar dökerek ürettikleri kuronların marjinal uyumlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında, artık metalin dökülmesiyle elde edilen alt yapıların marjinal aralık değerlerinde anlamlı derecede artış olduğunu ve söz konusu değerlerin klinik olarak kabul edilemeyeceğini bildirmişlerdir. Bu çalışmada da artık metallerin tekrar dökülmesiyle elde edilen alt

yapılarla, diğer bütün yöntemlerle elde edilen alt yapılar arasında fırınlama öncesinde ve sonrasında anlamlı farklar bulunmuştur.

Hammerle ve arkadaşları,²³⁵ galvenize altın destekli porselen (PFGG:Porcelain fused galvanized gold) protezi ile metal destekli porselen (PFM:Porcelain fused metal) protezlerinin kenar açıklığını, simantasyon öncesinde ve sonrasında değerlendirmiştir. Simantasyon öncesinde PFGG grubunda 53.7 μm , PFM grubunda ise 36 μm kenar açıklığı; simantasyon sonrasında da PFGG grubunda 48.5 μm , PFM grubunda da 40.2 μm kenar açıklığı saptamışlardır.

Tao ve arkadaşları,²³⁰ farklı marjinal dizayna sahip örnekler üzerinde metal seramik sistemlerin uyumlarını inceledikleri çalışmalarında, yapım aşamalarının da uyuma etkisini değerlendirmişlerdir. Çalışma sonuçlarına göre seramik fırınlaması esnasında seramikte oluşan büzülmeden ve metal ile seramik arasındaki ısısal genleşme katsayısı farkından dolayı metalde, seramiğe doğru bir eğilme olduğu bildirilmiştir. Döküm sonrasında; mezial ve distal noktalarda, labial ve lingual noktalara kıyasla daha fazla kenar açıklığı ölçülmüş olsa da seramik uygulamasından sonra en yüksek kenar açıklığı değerleri labial yüzdeki noktalarda ölçülmüştür. Ayrıca kenar bitim açısı arttıkça, mezial ve distal yüzlerdeki kenar açıklığında daha fazla artış olduğu tespit edilmiştir.

Akbar ve arkadaşları,²³⁶ CEREC 3 sistemini kullanarak, chamfer ve shoulder preparasyon ile hazırlanan, Paradigm MZ100 kompozit kuronların marjinal aralıklarını değerlendirmişler ve chamfer grubunda $65.9 \pm 38.7 \mu\text{m}$, shoulder grubunda ise $46.0 \pm 9.2 \mu\text{m}$ değerlerinde bulmuşlardır.

Goldin ve arkadaşları,²³⁷ metal seramik restorasyon (MCR), metal destekli preslenebilir porselen (PTM) ve preslenebilir seramik restorasyon (PCR) sistemlerinin marjinal uyumlarını, mikroskop ile inceleyerek karşılaştırmışlardır. MCR grubunda 94

$\pm 41 \mu\text{m}$, PTM grubunda $88 \pm 29 \mu\text{m}$ ve PCR grubunda ise $81 \pm 25 \mu\text{m}$ kenar açıklığı saptamışlardır. Yapılan istatistiksel analiz sonucunda gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Albert ve El-Mowafy²¹⁹ Procera All Ceram ile metal destekli porselen sistemini, doğal dişler üzerinde 4 farklı siman kullanarak mikrosızıntı ve kenar açıklığı açısından incelemişlerdir. En fazla mikrosızıntı, her iki grup için de çinkofosfat simanda gözlenmiştir. Procera All Ceram kuronların ortalama marjinal aralık değeri $54 \mu\text{m}$, metal destekli porselen kuronların ortalama marjinal aralık değerini ise $29 \mu\text{m}$ olarak bildirmişlerdir.

Yeo ve arkadaşları,²²⁰ üç farklı tam seramik sisteminin kenar uyumunu *in-vitro* olarak inceledikleri bir çalışmada Celay In-Ceram, geleneksel In-Ceram, IPS Empress 2 tabakalama tekniklerini kullanarak tam seramik kuron protezleri üretmişler ve kontrol grubu olarak metal seramik kuron protezi kullanmışlardır. Üst keser dişin kullanıldığı çalışmada, 6° 'lik taper açısıyla preparasyon hazırlanarak, kenar bitim formu olarak 1 mm genişliğinde shoulder basamak seçilmiştir. Işık mikroskobu kullanarak yaptıkları ölçümlerde, metal destekli seramik sistemde $87 \pm 34 \mu\text{m}$, Celay In-Ceram sistemde $83 \pm 33 \mu\text{m}$, geleneksel In-Ceram sistemde $112 \pm 55 \mu\text{m}$, IPS Empress 2 sistemde $46 \pm 16 \mu\text{m}$ kenar açıklığı bildirilmiştir. Yapılan analiz sonucunda IPS Empress 2 sistemi ile kontrol grubu arasında, istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmiştir. Ayrıca IPS Empress 2 grubundaki örneklerin diğer sistemlere göre minimal kenar açıklığına sahip olduğu ve bu değerlerin homojen bir şekilde dağılımının olduğunu belirtmişlerdir. Klinik olarak kabul edilebilir kenar açıklığının ise $120 \mu\text{m}$ olduğunu bildirmişlerdir.

Coli ve Karlsson,¹⁰⁹ preparasyonları yapılan santral ve premolar dişler için Denzir CAD-CAM sistemini kullanarak, zirkonyum dioksit bloktan hazırladıkları alt yapıların internal ve marjinal uyumlarını silikon replika tekniği ile değerlendirdikleri *in-*

vitro çalışmada ortalama marjinal açıklık değerini; premolar kuronlar için 42 µm, santral kuronlar için ise 34 µm bulmuşlardır. Çalışmalarında örneklerden kesit alarak, mikroskop altında incelemişlerdir.

Bilgisayar ortamında ve manuel olarak dizayn edilmiş zirkonya esaslı alt yapılar ile metal döküm alt yapıların marjinal uyumlarının karşılaştırıldığı bir çalışmada marjinal aralıklar; LAVA sistemde 24.6 ± 14.0 µm, Celay sistemde 64.9 ± 25.2 µm, DCS sistemde 110.9 ± 36.5 µm, Zirkonzahn sistemde ise 112.1 ± 22.6 µm değerlerinde bulunmuştur. Kontrol grubu olarak kullanılan metal alt yapılarda ise, 120.1 ± 33.3 µm değerinde bulunmuştur.²³⁸

İmplant destekli sabit protezler üzerine yapılan bir çalışmada, fırınlama ısılarının kenar açıklığı üzerine etkileri değerlendirilmiştir. Fırınlama öncesi bildirilen kenar açıklıkları; IPS Empress 2 kuronlarda 120 ± 26 µm, DC-Titan kuronlarda 121 ± 38 µm, Cr-Co kuronlarda 121 ± 39 µm ve DC-Zirkon kuronlarda ise 162 ± 66 µm iken; fırınlama sonrası bildirilen kenar açıklıkları ise IPS Empress 2 kuronlarda 56 ± 24 µm, DC-Titan kuronlarda 121 ± 38 µm, Cr-Co kuronlarda 88 ± 27 µm ve DC-Zirkon kuronlarda ise 162 ± 66 µm'dir.²³⁹

Her ne kadar metal destekli sabit protezler uzun yıllar diş hekimliğinde başarılı bir şekilde kullanılmışsa da yetersizlikleri, öncelikle elektroformed kuronları ve farklı alaşımları ortaya çıkarmıştır. Bunların ortak özellikleri; altlarında daha ince fakat güçlendirilmiş bir metal alt yapı bulunmasıdır ve üzerinde kalın bir porselen üst yapı ile estetik yeterlilik sağlanmaya çalışılmasıdır.²⁴⁰⁻²⁴⁶ Fakat alaşımlarda kullanılan nikelin, hastalarda alerjiye neden olduğu, berilyumun ise teknisyenlere oral yol ve deri teması ile olan zehirli etkileri yapılan araştırmalarda ortaya çıkmıştır.^{86, 247-249} Daha sonra araştırılan titanyumun; berilyum ve nikel içermediği için biyouyumluluğunun çok iyi olduğu tespit edilmiştir.²⁵⁰ Fakat titanyuma, geleneksel yöntemlerle porselen

uygulanırken sorunlarla karşılaşmıştır. Titanyumun dökümündeki yetersizlikler, araştırmacıları farklı yöntemler bulmaya yönlendirmiştir.

CAD-CAM sistemlerinde restorasyonun tasarlanmasında kullanılan yazılımın kısıtlamaları, tarayıcı kameranın sahip olduğu donanım kısıtlamaları ve aşındırıcı ünitenin hassasiyeti, oluşturulan restorasyonun kenar uyumunu etkilemektedir.²⁵¹

Andersson ve arkadaşları,²⁵² Procera sisteminin aşındırma ünitesinin hassasiyetini araştırdıkları çalışmalarında, hata tespit etmişlerdir. Bu hatanın, araştırmada kullandıkları titanyum bloğun ve/veya aşındırıcı frezin bükülmesinden kaynaklanmış olabileceğini bildirmişlerdir. Aşındırıcı frez ve aşındırma ünitesinin kendi mekanik parçaları, üretilecek protez ile aşındırıcı frezin geometrik uyumu ve aşındırma hızına bağlı hatalar, aşındırma işleminin hassasiyetini etkilemektedir.²⁵²

Cerec sistemi ile yapılan bir restorasyonun uyumu; sistemi kullanan hekimin tecrübesine, sistemin veri alıcısı, kamera, freze ünitesi gibi donanım özelliklerine ve yazılım programına bağlıdır.²⁵³ Cerec restorasyonun tüm uyumunu etkileyen faktörlerden birisi de, tarayıcı için preparasyonu görünür hale getiren optik pudranın kalınlığıdır.²⁵⁴

CAD-CAM sistemlerinde direkt diş üzerinden veya hazırlanmış yalancı köklü model üzerinden elde edilen bilgiler ışığında üretim yapılmaktadır. Bu sebeple herhangi bir CAD-CAM sisteminin tarayıcısının okuma hassasiyeti,²⁵⁵ aşındırma gibi üretim aşamaları²⁵⁶ restorasyonun kenar ve iç uyumunu doğrudan etkilemektedir. Diğer faktörlere bağlı olmaksızın sadece tarayıcı ünitenin hassasiyeti 10 µm olarak bildirilmiştir.²⁵⁶

Koçak²⁵⁵ yapmış olduğu *in-vivo* çalışmasında, ön destek dişi premolar, arka destek dişi molar diş olan ve Cercon sistemiyle yapılan köprü protezlerini internal uyum açısından değerlendirmiştir. Silikon replika tekniği kullanılarak, ışık mikroskopunda

internal aralık ölçümleri yapılmıştır. Premolar dişlerde ortalama internal aralık $137.96 \pm 51.05 \mu\text{m}$ olarak bulunmuşken, molar dişlerde $142.70 \pm 47.81 \mu\text{m}$ olarak bulunmuştur. İnternal aralık ölçümleri; oklüzal, aksiyal ve basamak bölgelerinde yapılp ortalamaları alınmıştır. Hem molar diş hem de premolar diş internal ölçümlerinde en yüksek değerler oklüzal bölgelerde, en düşük değerler ise basamak bölgelerinde ölçülmüştür. Restorasyonun farklı bölgelerinde farklı değerler elde edilmesinin sebebinin ise CAD-CAM sistemindeki okuyucu lazer ucun çapının genişliğinin, bazı eğimli yüzeyleri okuyamamasından kaynaklanabileceği bildirilmiştir. Ayrıca basamak bölgesinde değerlerin düşük olmasının lazer okuyucunun bu bölgeyi dik açılı olarak algılamasından kaynaklanmış olabileceği belirtilmiştir. Bu sonuçlarla ilişkili olarak çalışmadaki internal aralık uyumu için elde edilen silikon örnekler incelendiğinde, oklüzal bölgedeki silikon kalınlığının, aksiyal duvarlardaki ve basamak üzerindeki silikon kalınlığından çok daha kalın olduğu gözlenmiştir. İnternal aralığın incelendiği bazı çalışmalarda da oklüzal bölge ve basamak yüzeyindeki silikon replika kalınlığı, aksiyal duvardaki silikon replika kalınlığından daha fazla bulunmuştur.^{146, 148, 257}

CAD-CAM restorasyonlarda; dizayn kalitesinin yüksek olması, preparasyonun andırkatsız olması, belirgin bitiş çizgileri ve keskin açılar olmaması tercih edilmektedir.²⁵⁸ Tüm kenarlar yuvarlatılarak stres yoğunlaşmasının önlenmesi ve preparasyon yüzeylerinin düzgün hazırlanmasıyla uyumun arttırılması önerilmektedir.^{36,}

259

CAD-CAM sistemleri ile ilgili en önemli sorunlardan biri de sistemin sahip olduğu çözünürlüğün, üretilmesi planlanan protezin iç yüzeyi ile kesik dişin dış yüzeyi arasındaki uyumu sağlayacak kadar detay hassasiyetine sahip olup olmadığıdır.²⁵² Bu nedenle farklı sistemleri kıyaslamanın yollarından biri de bu sistemlerle üretilmiş protezlerin, açıklık miktarlarının ölçülmesidir. Kenar açıklığının $100 \mu\text{m}$ 'den az olması

klirik olarak kabul edilebilir standart olarak değerlendirilmektedir. Ancak üretim prosedüründe bu standardın sağlanıp sağlanamadığı, birçok firma tarafından rapor edilmemiştir.^{252, 256}

Komine ve arkadaşları,²⁶⁰ CAD-CAM sistemleriyle hazırlanan alt yapı formunun düz veya eğimli olmasının, kenar uyumuna etkisini araştırmışlardır. Çalışmada kullanılan zirkonya alt yapılarda eğimli / düz preparasyonların marjinal aralıkları; Cercon sisteminde 120 µm / 88 µm, Cerec In-Lab sisteminde 96.8 µm / 86.5 µm, Xawex sisteminde ise 147.3 µm / 113.4 µm olarak bildirilmiştir. Alt yapı dizaynının, kenar uyumunu etkilediğı sonucuna varılmıştır.

Cerec sistemi ile yapılan bir restorasyonun uyumu; sistemi kullanan hekimin veya teknisyenin tecrübesine, sistemin veri alıcısı, kamera, freze ünitesi gibi donanım özelliklerine ve yazılım programına bağlıdır.²⁵³ Bindl ve Mormann,²⁶¹ Cerec 1 ve Cerec 2 ünite, yazılım programını değiştirerek üretilen Vita Mark II kuronların marjinal uyumunu karşılaştırmışlardır. Grup 1; Cerec 1 ve Cerec 4.21 yazılımı; grup 2; Cerec 2 ve Cerec 4.21 yazılımı; grup 3; Cerec 2 ve Cerec 4.24 yazılımından oluşmaktadır. Ölçülen marjinal aralıklar grup 1’de 308 ± 95 µm, grup 2’de 243 ± 48 µm, grup 3’te ise 207 ± 63 µm olarak bulunmuştur. Sonuçta Cerec 2 kuronların (207 ± 63 µm), Cerec 1’e (308 ± 95 µm) kıyasla; Cerec 4.24 yazılımının (207 ± 63 µm), Cerec 4.21 yazılımına göre (243 ± 48 µm) daha iyi sonuçlar verdiğini bulmuşlardır. Bu çalışmada 200x büyütmede taramalı elektron mikroskobu kullanmışlardır ve Cerec sistem için daha önce belirtilen marjinal aralıklardan daha yüksek değerler bulduklarını belirtmişlerdir.

Tsitrou ve arkadaşları,¹⁸⁵ Cerec 3 kuronların ortalama marjinal aralığını 3 farklı preparasyon şeklinde (bevel, chamfer, shoulder) silikon replika tekniğıyle ve daha sonra da rezin simanla yapıştırarak değerlendirmişlerdir. Silikon replika tekniğinde marjinal aralık değerlerini bevel basamakta 105 ± 34 µm, chamfer basamakta 94 ± 27 µm,

shoulder basamakta ise $91 \pm 22 \mu\text{m}$ olarak bulmuşlardır. Resin simanla yapıştırdıktan sonra yapılan ölçümlerde bevel basamakta $102 \pm 28 \mu\text{m}$, chamfer basamakta $91 \pm 11 \mu\text{m}$ ve shoulder basamakta ise $77 \pm 8 \mu\text{m}$ olarak bulmuşlardır. Yapılan istatistiksel analiz ile üç kenar bitim formunun birbirinden farklı olmadığı bildirilmiştir.

Kabul edilmiş bir standart olmamasına rağmen; Christensen¹⁴⁹ klinik olarak kabul edilebilir subgingival marjinal açıklığı $34 - 119 \mu\text{m}$, kabul edilebilir supragingival açıklığı ise $2 - 51 \mu\text{m}$ olarak belirtmiştir. McLean ve von Fraunhofer,²²⁵ klinik olarak kabul edilebilir marjinal açıklığı $120 \mu\text{m}$ ile sınırlandırmışlardır. Lofstrom ve Barakat²⁶² klinik olarak uyumu iyi olan kuronların mikroskopik incelemesi sonucunda marjinal açıklığı $7 - 65 \mu\text{m}$ olarak bulmuşlardır. Bu kriterler göz önüne alındığında çalışmamızda elde edilen sonuçlar, bildirilen bu açıklıklarla oldukça uyumludur. Sadece artık metallerin kullanıldığı geleneksel döküm sisteminin fırınlama öncesindeki kenar açıklığı, kabul edilebilir kritik sınırdan $11.29 \mu\text{m}$ 'luk bir farkla ($131.29 \mu\text{m}$), yüksek çıkmıştır.

Çalışmada elde edilen sonuçlar, ideal olarak kabul edilen sonuçlarla oldukça uyumludur. Fakat yapılan diğer çalışmalar incelendiğinde çok çeşitli sonuçlar olduğu gözlenmiştir. Çalışmaların sonuçları arasındaki bu farklılıklar; ölçümlerin *in-vivo* veya *in-vitro* ortamlarda yapılmasına, örneklerin ölçüsü alınırken kullanılan yöntemden, ölçü maddesinin boyutsal stabilitesi, alt yapıların üretim şekli ve üretildiği malzeme çeşitliliği, aralıkların ölçümünde kullanılan yöntem, kullanılan mikroskop ve büyütme faktörü farkı, ölçüm için kullanılan dayanak güdük farkı, güdüğün preparasyon şekli, kenar bitim konfigürasyonu, seramik fırınlaması yapılması ve/veya yapılmaması, ölçümlerin lokalizasyonu ve sayısı, kumlama yapılırken meydana gelen madde kayıpları, ölçümlerin simante edildikten sonra ya da simantasyon yapılmadan veya silikon replikalar elde edilerek alındığına bağlı olarak değişiklik göstermiş olabilir.

Ender ve Mehl,¹⁵⁵ geleneksel ölçü yöntemiyle optik ölçü yöntemini karşılaştırdıkları çalışmalarında; geleneksel ölçü yönteminin hassaslık ve doğruluğunun, optik ölçü yöntemine göre daha güvenilir olduğunu bildirmişlerdir.

Kabul edilebilir bağlanma dayanımı elde edebilmek için olması gereken adeziv siman aralığı hakkında tartışmalı fikirler mevcuttur. Amerikan Diş Hekimleri Birliği (ADA) spesifikasyonları No:8'e göre kuron restorasyonları için siman film kalınlığı; eğer Tip 1 yapıştırıcı siman kullanılıyorsa 25 µm, Tip 2 yapıştırıcı siman kullanılıyorsa 40 µm'den fazla olmamalıdır.¹³³ Rezin esaslı yapıştırıcı ajanların fiziksel ve klinik özellikleri dikkate alındığında 50 - 100 µm'lik bir internal aralığın optimal rezin performansı sağladığı bilinmektedir.¹³⁴ Ancak optik taramanın doğruluğu da her zaman güvenilir olmayabilir.

Farklı üretim yöntemlerinin incelendiği bir çalışmada; slip cast (In-Ceram Zirkonya), ısı ve basınçla presleme (IPS Empress 2), CAD-CAM (Cerec inLab, Decim, DCS, Procera) teknikleri ile hazırlanan kuron protezlerinin kenar ve iç uyumları SEM ile incelenmiştir. In-Ceram Zirkonya kuronlarda 25 ± 18 µm, IPS Empress 2 kuronlarda 44 ± 23 µm, Procera kuronlarda 17 ± 16 µm, Decim kuronlarda 23 ± 17 µm, Cerec inLab kuronlarda 43 ± 23 µm, DCS kuronlarda ise 33 ± 20 µm kenar açıklığı ölçülmüştür.¹²³

Aynı çalışmadaki internal aralık değerleri ise In-Ceram Zirkonya kuronlarda 94 ± 84 µm, IPS Empress 2 kuronlarda 105 ± 53 µm, Procera kuronlarda 136 ± 68 µm, Decim kuronlarda 81 ± 30 µm, Cerec inLab kuronlarda 114 ± 58 µm ve DCS kuronlarda ise 110 ± 79 µm olarak bulunmuştur.¹²³

Çalışmada incelenen CAD-CAM yöntemiyle hazırlanan gruplarda elde edilen değerlerin geleneksel yöntemlerle hazırlananlarla benzerlik gösterdiği bildirilmiştir.

Ayrıca çalışmada incelenen CAD-CAM sistemlerinde ölçülen kenar uyumu değerleri birbirlerine benzerlik göstermiştir.

Tuntiprawon ve Wilson,¹³² tam seramik kuronların kompresif dayanıklılıkları için en iyi internal aralık mesafesinin 70 µm olduğunu bildirmişlerdir. Mou ve arkadaşları¹³⁴ taper açısını ve kuron yüksekliğini değiştirerek oluşturdukları test gruplarıyla, Cerec kuronlar için en iyi internal aralığı bulmaya çalışmışlardır. Ölçtükleri en iyi 2 internal aralık değerinden, 121 ± 41 µm değerini 12° taper açısı ve 6 mm kuron yüksekliğiyle; 115 ± 42 µm değerini ise 12° taper açısı ve 4 mm kuron yüksekliğiyle elde etmişlerdir.

Akın²⁶³ yapmış olduğu çalışmada CAD-CAM ve preslenebilir tam seramik sistemleriyle elde ettiği kuronları, marjinal ve internal aralık açısından alt yapı ve bitim aşamalarında karşılaştırmıştır. CAD-CAM ve pres gruplarının toplam internal aralıklarının alt yapı aşamasında yapılan ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunurken; bitim aşamasında yapılan ölçümlerde istatistiksel olarak anlamlı bir fark elde edilmemiştir. CAD-CAM grubunda hem marjinal hem internal aralıktaki artış anlamlı bulunurken; pres grubunda tekrarlanan fırınlamalardan sonra marjinal aralık ve internal aralıktaki artış anlamlı olmamıştır. Çalışmada bulunan kenar açıklıkları ise CAD-CAM grubunda fırınlama öncesinde 125.66 µm, fırınlama sonrasında 167.35 µm; preslenen grupta ise fırınlama öncesinde 183.65 µm, fırınlama sonrasında da 190.91 µm'dir. Bu çalışmada da örneklerin insizal kısmındaki internal aralık değerleri ölçülen diğer aralıklara göre anlamlı derecede farklılık göstermektedir.

Shiratsuchi ve arkadaşları,²⁶⁴ metal seramik kuronların kenar açıklığını porselen fırınlama işlemi öncesi ve sonrasında değerlendirmişlerdir. Elde ettikleri sonuçlara göre seramik fırınlamasından sonra kenar açıklığında artış olduğunu, bu değişikliğin aynı zamanda preparasyonun kenar bitim şeklinden de etkilendiğini bildirmişlerdir.

Lee ve arkadaşlarının¹⁷¹ yaptığı çalışmada, Procera kopinglerin marjinal açıklıkları $72.2 \pm 7 \mu\text{m}$ iken; porselen uygulaması sonrasında Procera kuronların marjinal açıklıklarının arttığı görülmüş ve $89.6 \pm 9.5 \mu\text{m}$ olarak bulunmuştur. Aynı çalışmada Procera kuronların marjinal açıklığı ($89.6 \pm 9.5\mu\text{m}$), Cerec 3D kuronların marjinal açıklığı ($94.4 \pm 11.6\mu\text{m}$) ile karşılaştırılmış ve aralarında anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Scotti ve arkadaşları²⁶⁵ konvansiyonel In-Ceram kuronlara, porselen uygulamasının kopingin uyumunu etkilemediğini bulmuşlardır. Ancak Balkaya ve arkadaşları¹²⁰ ise porselen fırınlamasının In-Ceram kuronların marjinal uyumunu değiştirdiğini belirtmişlerdir. Bu çalışmaya göre glazür fırınlamasının üç farklı yöntemle elde edilmiş tam seramik kuronların marjinal uyumu üzerine herhangi bir etkisi olmadığı, marjinal uyumdaki değişimlerin dentin ve mine porselenlerinin fırınlanması esnasında oluştuğu bildirilmiştir.

Celay In-Ceram Alümina ve Zirkonya destekli tam seramik köprü gruplarında incelenen marjinal açıklık değişiminin (vertikal deformasyon) cam infiltrasyonu ve glazür aşamasından sonra olduğu görülmüştür. Cam infiltrasyonundan sonra vertikal deformasyon miktarı In-Ceram Alümina ve Zirkonya destekli tam seramik köprü gruplarında farklılık göstermiştir. Dentin aşamasından sonra ise tam seramik köprü gruplarında, vertikal deformasyonun olmadığı bildirilmiştir.²⁶⁶

Çalışmada elde edilen sonuçlar, hipotezimizi kısmen desteklemektedir. CAD-CAM sisteminin kullanıldığı alt yapı sistemlerinden, Zirkozahn ve Kavo Everest sistemlerinde ($p<0.05$) minimal marjinal ve internal aralık değerleri elde edilmiştir. CAD-CAM ve hızlı prototipleme yöntemlerinin kombinasyonu olan direkt metal lazer sinterizasyon yönteminde de diğer metal alt yapı gruplarına nazaran en küçük marjinal aralık değerleri saptanmıştır. Ancak CAD-CAM sisteminin kullanıldığı freze metal

yönteminde elde edilen marjinal aralık değeri (96.68 μm), klinik olarak kabul edilebilir (120 μm) değerin altında olmasına rağmen, Zirkonzahn ve Kavo Everest sistemleri kadar başarılı sonuçlar elde edilememiştir. Bu sonucun metal bloğun ya da aşındırıcı ucun eğilmesi, tarayıcının okuma hassasiyeti, aşındırma işleminin hızı ve/veya aşındırma esnasında soğutma işleminin uygulanmaması gibi nedenlerden kaynaklandığını düşünmekteyiz. Ayrıca porselen fırınlama işlemi, alt yapıların marjinal ve internal uyumlarında değişikliğe neden olmuştur.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Farklı Kuron Alt Yapı Tasarımlarının Marjinal Uyumlarının Karşılaştırılması ve İnternal Uyumlarının Değerlendirilmesini amaçlayan çalışmamızın sınırları dahilinde, şu sonuçlar elde edilmiştir:

1. Porselen fırınlama işleminden sonra geleneksel döküm ve freze yöntemiyle elde edilen metal alt yapıların marjinal açıklıklarında azalma gözlenirken, internal aralık hacimlerinde artış gözlenmiştir.
2. Direkt metal lazer sinterizasyon yöntemiyle elde edilen alt yapıların kenar açıklığında $1.1 \mu\text{m}$ 'lik bir değişim meydana gelmiştir. Bu değişim miktarı, diğer metal alt yapılardaki kenar açıklığı değişimine göre istatistiksel olarak önemli bulunmamıştır ($p>0.05$).
3. Porselen fırınlama işleminden sonra tam seramik sistem alt yapılarının kenar açıklığında artış meydana gelirken, internal aralık hacimlerinde de azalma meydana gelmiştir.
4. Porselen fırınlama işlemi öncesinde, test edilen alt yapıların kenar açıklığı değerleri Zirkozahn sisteminde $17.70 \pm 3.5 \mu\text{m}$, Kavo Everest sisteminde $20.10 \pm 4.92 \mu\text{m}$, IPS Empress 2 sisteminde $31.26 \pm 20.06 \mu\text{m}$, direkt metal lazer sinterizasyon yönteminde $55.47 \pm 31.63 \mu\text{m}$, geleneksel döküm yönteminde $87.52 \pm 16.93 \mu\text{m}$, freze metal yönteminde $96.68 \pm 26.24 \mu\text{m}$ ve artık metallerin kullanıldığı geleneksel döküm yönteminde ise $131.29 \pm 31.98 \mu\text{m}$ olarak ölçülmüştür.
5. Porselen fırınlama işlemi sonrasında, test edilen alt yapıların kenar açıklığı değerleri Zirkozahn sisteminde $19.60 \pm 4.41 \mu\text{m}$, Kavo Everest sisteminde $21.13 \pm 8.54 \mu\text{m}$, IPS Empress 2 sisteminde $32.70 \pm 16.37 \mu\text{m}$, direkt metal lazer sinterizasyon yönteminde $56.57 \pm 25.51 \mu\text{m}$, geleneksel döküm

yönteminde $68.12 \pm 10.95 \mu\text{m}$, freze metal yönteminde $90.71 \pm 11.84 \mu\text{m}$ ve artık metallerin kullanıldığı geleneksel döküm yönteminde ise $99.79 \pm 31.19 \mu\text{m}$ olarak ölçülmüştür.

6. Porselen fırınlama işlemi öncesinde, alt yapıların internal aralık değerleri Kavo Everest sisteminde 0.0256 ± 0.002 gr, geleneksel döküm yönteminde 0.0268 ± 0.002 gr, IPS Empress 2 sisteminde 0.0306 ± 0.004 gr, Zirkonzahn sisteminde 0.0355 ± 0.004 gr, artık metallerin kullanıldığı geleneksel döküm yönteminde 0.0365 ± 0.004 gr, direkt metal lazer sinterizasyon yönteminde 0.0388 ± 0.007 gr ve freze metal yönteminde 0.0425 ± 0.007 gr olarak ölçülmüştür.
7. Porselen fırınlama işlemi sonrasında, alt yapıların internal aralık değerleri Kavo Everest sisteminde 0.0249 ± 0.003 gr, IPS Empress 2 sisteminde 0.0279 ± 0.003 gr, Zirkonzahn sisteminde 0.0317 ± 0.002 gr, geleneksel döküm yönteminde 0.0339 ± 0.007 gr, direkt metal lazer sinterizasyon yönteminde 0.0410 ± 0.005 gr, artık metallerin kullanıldığı geleneksel döküm yönteminde 0.0450 ± 0.005 gr ve freze metal yönteminde de 0.0458 ± 0.005 gr olarak ölçülmüştür.
8. Artık metallerin yeniden dökülmesiyle elde edilen alt yapıların kenar açıklığının yüksek değerlerde olmasının nedeni alaşımı oluşturan metallerin birleşme oranındaki değişikliğe ve buna bağlı olarak da fiziksel ve kimyasal yapının bozulmasının neden olduğu düşünülmektedir.
9. CAD-CAM sistemiyle elde edilen alt yapıların marjinal ve internal uyumlarının gruplar arasında daha başarılı bulunmasının sebebinin de laboratuvar aşamalarının azalması ve üretim prosedürünün tekrarlanabilir olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

10. Artık metallerin yeniden kullanılarak dökülmesiyle elde edilen grup dışında, diğer bütün test örneklerimizde klinik olarak kabul edilebilir 120 µm kenar açıklığından daha düşük değerler elde edilmiştir.
11. Test edilen tam seramik sistemlerden çok iyi sonuçlar alınmışken, metal destekli sistemlerden kabul edilebilir değerlerde sonuçlar alınmıştır. Protetik tedavilerde rutin olarak kullanılan metal destekli sistemlerin üretim prosedürlerinin geliştirilmesi gerektiğinin kanaatindeyiz.

KAYNAKLAR

1. Akın E. *Diş Hekimliğinde Porselen*. 3. Baskı. İstanbul, İstanbul Üniversitesi Basım Evi ve Film Merkezi, 1999.
2. Jones DW. Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dental Clinics of North America*, 1985, 29: 621-644.
3. Anusavice KJ. Recent developments in restorative dental ceramics. *Journal of the American Dental Association*, 1993, 124: 72-84.
4. Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1992, 67: 859-865.
5. O'Brien WJ. *Dental Materials and Their Selection*. 3. Baskı. Chicago, Quintessence Publishing Co. Inc., 2002.
6. Fuzzi M, Rappelli G. Ceramic inlays: clinical assessment and survival rate. *Journal of Adhesive Dentistry*, 1999, 1: 71-79.
7. Malament KA, Socransky SS. Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 14 years. Part II: effect of thickness of Dicor material and design of tooth preparation. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1999, 81: 662-667.
8. Zembilci G, Çalikkocaoğlu S. *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi*. 1. Baskı. İstanbul, Yenilik Basımevi, 1973: 2-10.
9. Anusavice KJ. *Phillip's Science of Dental Materials*. 10. Baskı. Philadelphia, W.B. Saunders Company, 1996.
10. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1996, 75: 18-32.
11. Murphy JL. *Popular Treatise on the Structure, Diseases, and Treatment of the Human Teeth: With an Illustration of the Present State of Dental Mechanism*. 1. Baskı. Londra, Whittaker, 1837.

12. Wildgoose DG, Johnson A, Winstanley RB. Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2004, 91: 136-143.
13. Yavuzylmaz H. *Metal Destekli Estetik (Veneer-Kaplama) Kronlar*. 1. Baskı. Ankara, Gazi Üniversitesi İletişim Fakültesi Basımevi, 1996: 2-15.
14. Hoffmann-Axthelm W. *History of dentistry*. 1. Baskı. Chicago, Quintessence Pub., 1981.
15. Efeoğlu A. *Diş Hekimliği Tarihi*. 1. Baskı. İstanbul, Alemdar Ofset, 1992.
16. McLean JW. *Science and Art of Dental Ceramics. volume 1: The Nature of Dental Ceramics and Their Clinical Uses*. 1. Baskı. Chicago, Quintessence Publishing Co. Inc., 1979.
17. Sproull RC. A history of porcelain in dentistry. *Bulletin of the History of Dentistry*, 1978, 26: 3-10.
18. Efeoğlu A, Demirhan Erdemir A, Öncel Ö. *Başlangıçtan Günümüze Diş Hekimliği*. İstanbul, Nobel Tıp Kitabevleri, 2000.
19. Tylman SD. *Theory and Practice of Crown and Fixed Partial Prosthodontics*. 6. Baskı. Saint Louis, C.V., Mosby Co., 1970.
20. Pincus CL. Building Mouth Personality, California State Dental Association, 1937, San Jose, California.
21. Spalding EB. Replacing the entire natural enamel with porcelain. *Dental Items of Interest*, 1904, 26: 401-410.
22. Memikoğlu MM. Tam Seramik Posterior Sabit Parsiyel Restorasyonların In-Vitro ve In-Vivo Uygulanabilirliği ve Sınırlamaları Yönünden İncelenmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi, Ankara: Ankara Üniversitesi, 1997.

23. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2001, 85: 61-66.
24. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*. 3. Baskı. Illinois, Quintessence Publishing Co. Inc., 1997.
25. Mehl A, Hickel R. Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. *International Journal of Computerized Dentistry*, 1999, 2: 9-35.
26. Craig GR, Powers MJ. *Restorative Dental Materials*. 11. Baskı. St. Louis, Mosby Company, 2002.
27. Khajotia SS, Mackert JR, Jr., Twiggs SW, Russell CM, Williams AL. Elimination, via high-rate laser dilatometry, of structural relaxation during thermal expansion measurement of dental porcelains. *Dental Materials*, 1999, 15: 390-396.
28. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy AE, Aksu ML. *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi*. 1. Baskı. Ankara, Ankara Üniversitesi Basımevi, 1993: 461.
29. Craig RG. *Restorative Dental Materials*. 8. Baskı. St Louis, Mosby Company, 1989.
30. Daftary F, Donovan T. Effect of four pretreatment techniques on porcelain-to-metal bond strength. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1986, 56: 535-539.
31. Coşkun A. Farklı Metal Desteksiz Porselen Sistemlerinin Kenar Uyumu ve Mikrosızıntıya Etkisi ile Eğilme Dayanıklılıklarının İncelenmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi. Doktora Tezi, Sivas: Cumhuriyet Üniversitesi, 2002.

32. Taşveren S, Özdemir AK. Yüksek miktarda alumina ile güçlendirilmiş metal desteksiz porselen sistemleri. *Cumhuriyet Dental Journal*, 2005, 8: 128-132.
33. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett DL. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*. 2. Baskı. Chicago, Quintessence Publising, 1981.
34. Zaimoğlu A, Can G. *Sabit Protezler*. 1. Baskı. Ankara, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, 2004.
35. Shillingburg HT, Jacobi R, Brackett SE. *Fundamentals of Tooth Preparations for Cast Metal and Porcelain Restorations*. 1. Baskı. Chicago, Quintessence Books, 1991.
36. Goodacre CJ, Campagni WV, Aquilino SA. Tooth preparations for complete crowns: an art form based on scientific principles. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2001, 85: 363-376.
37. Güngör MA, Dünder M, Karaoğlu Ç, Sonugelen M, Artunç C. Tam seramik malzemelerde basamak şeklinin gerilim dağılımına etkisi: Sonlu elemanlar stres analizi. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2005, 26: 145-153.
38. Butel EM, Campbell JC, DiFiore PM. Crown margin design: a dental school survey. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1991, 65: 303-305.
39. Ohyama T, Yoshinari M, Oda Y. Effects of cyclic loading on the strength of all-ceramic materials. *International Journal of Prosthodontics*, 1999, 12: 28-37.
40. Kurtiş B. Sabit protetik restorasyonlarda kron marjini pozisyonları ve marjinal uyumluluğun periodontal sağlık üzerine etkisi. *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2001, 28: 111-118.
41. Proos KA, Swain MV, Ironside J, Steven GP. Influence of margin design and taper abutment angle on a restored crown of a first premolar using finite element analysis. *International Journal of Prosthodontics*, 2003, 16: 442-449.

42. Castellani D, Baccetti T, Giovannoni A, Bernardini UD. Resistance to fracture of metal ceramic and all-ceramic crowns. *International Journal of Prosthodontics*, 1994, 7: 149-154.
43. Chiche GJ, Pinault A. *Esthetics of anterior fixed prosthodontics*. 1. Baskı. Chicago, Quintessence Publishing Co. Inc., 1994.
44. Blair FM, Wassell RW, Steele JG. Crowns and other extra-coronal restorations: preparations for full veneer crowns. *British Dental Journal*, 2002, 192: 561-564, 567-571.
45. Mc Lean JW. *The Science and Art of Dental Ceramics Volume II: Bridge Design and Laboratory Procedures in Dental Ceramics*. Chicago, Quintessence Pub, 1979: 25, 28, 31-37, 189, 241.
46. Touati B, Miara P, Nathanson D. *Esthetic Dentistry and Ceramic Restorations*. London, Martin Dunitz Ltd., 1999: 21-49.
47. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. *Journal of the American Dental Association*, 1997, 128: 297-307.
48. Gökçe HS, Beydemir B. Yüksek Dirençli Seramik Sistemlerin Dayanıklılığı. *Gülhane Tıp Dergisi*, 2002, 44: 457-463.
49. Antunes RP, Magalhaes F, Matsumoto W, Orsi IA. Anterior esthetic rehabilitation of all-ceramic crowns: a case report. *Quintessence International*, 1998, 29: 38-40.
50. Christensen GJ. Porcelain-fused-to-metal vs. nonmetal crowns. *Journal of the American Dental Association*, 1999, 130: 409-411.
51. Johnston JF, Mumford G, Dykema RW. Porcelain veneers bonded to metal castings. *Physicians' drug manual*, 1963, 1963: 1-32.

52. Shillingburg HT, Jr., Hobo S, Fisher DW. Preparation design and margin distortion in porcelain-fused-to-metal restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1973, 29: 276-284.
53. Silver M, Klein G, Howard MC. An evaluation and comparison of porcelain-fused-to-cast metals. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1960, 10: 1055-1064.
54. Yamamoto M. *Metal-Ceramics: Principle and Methods of Makoto Yamamoto*. 1. Baskı. Illinois, Quintessence Publishing Co. Inc., 1985.
55. Straussberg G, Katz G, Kuwata M. Design of gold supporting structures for fused porcelain restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1966, 16: 928-936.
56. Naylor WP. *Introduction to Metal Ceramic Technology*. 1. Baskı. Chicago, Quintessence Publishing Co. Inc., 1992.
57. Barghi N, Lorenzana RE. Optimum thickness of opaque and body porcelain. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1982, 48: 429-431.
58. Fairhurst CW, Lockwood PE, Ringle RD, Thompson WO. The effect of glaze on porcelain strength. *Dental Materials*, 1992, 8: 203-207.
59. Griggs JA, Thompson JY, Anusavice KJ. Effects of flaw size and auto-glaze treatment on porcelain strength. *Journal of Dental Research*, 1996, 75: 1414-1417.
60. Santos EC, Shiomi M, Osakada K, Laoui T. Rapid manufacturing of metal components by laser forming. *International Journal of Machine Tools & Manufacture*, 2006, 46: 1459-1468.
61. Liu QB, Leu MC, Schmitt SM. Rapid prototyping in dentistry: technology and application. *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 2006, 29: 317-335.

62. Williams RJ, Bibb R, Eggbeer D, Collis J. Use of CAD/CAM technology to fabricate a removable partial denture framework. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2006, 96: 96-99.
63. Williams RJ, Bibb R, Rafik T. A technique for fabricating patterns for removable partial denture frameworks using digitized casts and electronic surveying. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2004, 91: 85-88.
64. Wu GF, Zhou B, Bi YP, Zhao YM. Selective laser sintering technology for customized fabrication of facial prostheses. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2008, 100: 56-60.
65. Akova T, Ucar Y, Tukay A, Balkaya MC, Brantley WA. Comparison of the bond strength of laser-sintered and cast base metal dental alloys to porcelain. *Dental Materials*, 2008, 24: 1400-1404.
66. Kumar S. Selective laser sintering: A qualitative and objective approach. *Journal of the Minerals Metals & Materials Society*, 2003, 55: 43-47.
67. Wataha JC. Alloys for prosthodontic restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2002, 87: 351-363.
68. Leinfelder KF, Lemons JE. *Clinical Restorative Materials and Technique*. 1. Baski. Philadelphia, Lea&Febiger, 1988.
69. Reisbick MH, Brantley WA. Mechanical property and microstructural variations for recast low-gold alloy. *International Journal of Prosthodontics*, 1995, 8: 346-350.
70. Ayad MR. Compositional stability and marginal accuracy of complete cast crowns made with as-received and recast type III gold alloy. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2002, 87: 162-166.

71. Horasawa N, Marek M. The effect of recasting on corrosion of a silver-palladium alloy. *Dental Materials*, 2004, 20: 352-357.
72. Phillips RW. *Elements of Dental Materials*. 1. Baskı. Philadelphia, W.B. Saunders Co., 1984.
73. Phillips RW. *Skinner's Science of Dental Materials*. 9. Baskı. Philadelphia, W.B. Saunders Company, 1991.
74. Anderson JN. *Applied Dental Materials*. 5. Baskı. Oxford, Blackwell Scientific Publications, 1976: 88, 94.
75. Jochen DG, Caputo AA, Matyas J. Reuse of silver-palladium ceramic metal. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1991, 65: 588-591.
76. Anusavice KJ, Cascone P. Dental Casting and Soldering Alloys. İçinde: Anusavice KJ (editör). *Phillips' Science of Dental Materials*, 11. Baskı. St. Louis, W.B. Saunders Co., 2003: 578.
77. Hesby DA, Kobes P, Garver DG, Pelleu GB, Jr. Physical properties of a repeatedly used nonprecious metal alloy. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1980, 44: 291-293.
78. Henriques GE, Consani S, Rollo JM, Andrade e Silva F. Soldering and remelting influence on fatigue strength of cobalt-chromium alloys. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1997, 78: 146-152.
79. Boyle JJ, Jr., Naylor WP, Blackman RB. Marginal accuracy of metal ceramic restorations with porcelain facial margins. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1993, 69: 19-27.
80. Denissen HW, Wijnhoff GFA, Veldhuis AAH, Kalk W. 5-Year Study of All-Porcelain Veneer Fixed Partial Dentures. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1993, 69: 464-468.

81. Wall JG, Cipra DL. Alternative crown systems. Is the metal-ceramic crown always the restoration of choice? *Dental Clinics of North America*, 1992, 36: 765-782.
82. Lehner CR, Scharer P. All-ceramic crowns. *Current Opinion in Dentistry*, 1992, 2: 45-52.
83. Toksavul S, Artunç C, Ulusoy M, Toman M. *Tüm Seramik Kronlar*. İzmir, Meta Basım Matbaacılık, 2002: 3-5.
84. Yüksel G, Çekiç C, Özkan P. Metal Desteksiz Porselen Sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2000, 10: 79-89.
85. Memikoğlu MM. Tam Seramik Posterior Sabit Parsiyel Restorasyonların In-Vitro ve In-Vivo Uygulanabilirliği ve Sınırlamaları Yönünden İncelenmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi. Doktora Tezi, Ankara: Ankara Üniversitesi, 1997.
86. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. *Contemporary Fixed Prosthodontics*. 3. Baskı. St. Louis, Mosby Company, 2001.
87. Chiche GJ, Pinavit A. *Esthetic of Anterior Fixed Prosthodontics*. 1. Baskı. London, Quintessence Publishing Co. Inc., 1994.
88. Naylor WP, Beatty MW. Materials and techniques in fixed prosthodontics. *Dental Clinics of North America*, 1992, 36: 665-692.
89. Sozio RB, Riley EJ. Shrink-free ceramic. *Dental Clinics of North America*, 1985, 29: 705-717.
90. Weaver JD, Johnson GH, Bales DJ. Marginal adaptation of castable ceramic crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1991, 66: 747-753.

91. Odman P, Andersson B. Procera AllCeram crowns followed for 5 to 10.5 years: a prospective clinical study. *International Journal of Prosthodontics*, 2001, 14: 504-509.
92. Şenyılmaz P, Çiftçi Y, Canay Ş, Şiranlı A. Tam Seramik Restorasyonlar. *Akademik Dental Diş Hekimliği Dergisi*, 2004, 6: 32-37.
93. Qualtrough AJ, Piddock V. Dental ceramics: what's new? *Dental Update*, 2002, 29: 25-33.
94. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dental Clinics of North America*, 2004, 48: viii, 531-544.
95. Erçoban E. Farklı Kor Yapım Tekniğine Sahip In-Ceram ve IPS Empress Tam Porselen Sistemlerinin Farklı Dentin Kalınlıkları ve Farklı Fırınlama Sayılarında Gösterdikleri Renk Değişikliklerinin İncelenmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi. Doktora Tezi, Ankara: Ankara Üniversitesi, 1998.
96. Cattell MJ, Chadwick TC, Knowles JC, Clarke RL, Lynch E. Flexural strength optimisation of a leucite reinforced glass ceramic. *Dental Materials*, 2001, 17: 21-33.
97. Grossman DG. Cast glass ceramics. *Dental Clinics of North America*, 1985, 29: 725-739.
98. Nahara Y, Sadamori S, Hamada T. Clinical evaluation of castable apatite ceramic crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1991, 66: 754-758.
99. Dundar M, Gungor MA, Cal E. Multidisciplinary approach to restoring anterior maxillary partial edentulous area using an IPS Empress 2 fixed partial denture: a clinical report. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2003, 89: 327-330.
100. Akkayan B, Caniklioğlu B. Tam Seramik Sistemi ile Köprü Protezi Uygulaması: Vaka Sunumu. *Akademik Dental Diş Hekimliği Dergisi*, 2001, 3: 13-18.

101. Palin W, Burke FJ. Trends in indirect dentistry: 8. CAD/CAM technology. *Dental Update*, 2005, 32: 566-572.
102. Filser F, Kocher P, Weibel F, Luthy H, Scharer P, Gauckler LJ. Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). *International Journal of Computerized Dentistry*, 2001, 4: 89-106.
103. Luthardt RG, Holzhueter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dental Materials*, 2004, 20: 655-662.
104. Kavo Everest. CAD/CAM System and Everest Elements brochure. 2009
105. Şener ID, Türker ŞB. Kimyasal Yapılarına Göre Tam Seramik Restorasyonlar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2009, 19: 61-67.
106. Karaalioğlu OF, Yeşil Duymuş Z. Diş hekimliğinde uygulanan CAD/CAM sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2008, 18: 25-32.
107. Mormann WH, Bindl A. The Cerec 3--a quantum leap for computer-aided restorations: initial clinical results. *Quintessence International*, 2000, 31: 699-712.
108. Alaçam T, Nalbant L, Alaçam A. *Rezin ve seramik esaslı inley onley sistemleri 'İleri Restorasyon Teknikleri'*. 1. Baskı. Ankara, Polat Yayınları, 1998: 309-340.
109. Heymann HO, Bayne SC, Sturdevant JR, Wilder AD, Jr., Roberson TM. The clinical performance of CAD-CAM-generated ceramic inlays: a four-year study. *Journal of the American Dental Association*, 1996, 127: 1171-1181.
110. Coli P, Karlsson S. Fit of a new pressure-sintered zirconium dioxide coping. *International Journal of Prosthodontics*, 2004, 17: 59-64.

111. Sundh A, Sjogren G. A comparison of fracture strength of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *Journal of Oral Rehabilitation*, 2004, 31: 682-688.
112. Fasbinder DJ. CAD/CAM ceramic restorations in the operator and laboratory. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 2003, 24: 595-598, 600-604; quiz 605.
113. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1989, 62: 405-408.
114. Renne W, McGill ST, Forshee KV, DeFee MR, Mennito AS. Predicting marginal fit of CAD/CAM crowns based on the presence or absence of common preparation errors. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2012, 108: 310-315.
115. Abbate MF, Tjan AH, Fox WM. Comparison of the marginal fit of various ceramic crown systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1989, 61: 527-531.
116. Pera P, Gilodi S, Bassi F, Carossa S. In vitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1994, 72: 585-590.
117. Rinke S, Huls A, Jahn L. Marginal accuracy and fracture strength of conventional and copy-milled all-ceramic crowns. *International Journal of Prosthodontics*, 1995, 8: 303-310.
118. Sulaiman F, Chai J, Jameson LM, Wozniak WT. A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress, and Procera crowns. *International Journal of Prosthodontics*, 1997, 10: 478-484.
119. Lopes MB, Consani S, Sinhoreti MA, Correr-Sobrinho L. Influence of recasting palladium-silver alloy on the fit of crowns with different marginal configurations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2005, 94: 430-434.

120. Ushiwata O, de Moraes JV. Method for marginal measurements of restorations: accessory device for toolmakers microscope. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2000, 83: 362-366.
121. Balkaya MC, Cinar A, Pamuk S. Influence of firing cycles on the margin distortion of 3 all-ceramic crown systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2005, 93: 346-355.
122. Drummond JL, King TJ, Bapna MS, Koperski RD. Mechanical property evaluation of pressable restorative ceramics. *Dental Materials*, 2000, 16: 226-233.
123. Jacobs MS, Windeler AS. An investigation of dental luting cement solubility as a function of the marginal gap. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1991, 65: 436-442.
124. Groten M, Axmann D, Probst L, Weber H. Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in-vitro testing. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2000, 83: 40-49.
125. Kokubo Y, Nagayama Y, Tsumita M, Ohkubo C, Fukushima S, Vult von Steyern P. Clinical marginal and internal gaps of In-Ceram crowns fabricated using the GN-I system. *Journal of Oral Rehabilitation*, 2005, 32: 753-758.
126. Groten M, Girthofer S, Probst L. Marginal fit consistency of copy-milled all-ceramic crowns during fabrication by light and scanning electron microscopic analysis in vitro. *Journal of Oral Rehabilitation*, 1997, 24: 871-881.
127. Toman M, Toksavul S, Artunc C, Turkun M, Schmager P, Nergiz I. Influence of luting agent on the microleakage of all-ceramic crowns. *Journal of Adhesive Dentistry*, 2007, 9: 39-47.

128. Kokubo Y, Ohkubo C, Tsumita M, Miyashita A, Vult von Steyern P, Fukushima S. Clinical marginal and internal gaps of Procera AllCeram crowns. *Journal of Oral Rehabilitation*, 2005, 32: 526-530.
129. Toman M, Toksavul S, Akin A. Bond strength of all-ceramics to tooth structure: using new luting systems. *Journal of Adhesive Dentistry*, 2008, 10: 373-378.
130. Toman M, Toksavul S, Sarikanat M, Nergiz I, Schmager P. Fracture resistance of endodontically treated teeth: effect of tooth coloured post material and surface conditioning. *European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 2010, 18: 23-30.
131. Toman M. Preslenebilir Tüm Seramik Kronların Marjinal Uyum ve Mikrosızıntısının İn Vitro ve İn Vivo Olarak Araştırılması. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi. Doktora Tezi, İzmir: Ege Üniversitesi, 2004.
132. Tuntiprawon M, Wilson PR. The effect of cement thickness on the fracture strength of all-ceramic crowns. *Australian Dental Journal*, 1995, 40: 17-21.
133. May KB, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR. Precision of fit: the Procera AllCeram crown. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1998, 80: 394-404.
134. Mou SH, Chai T, Wang JS, Shiao YY. Influence of different convergence angles and tooth preparation heights on the internal adaptation of Cerec crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2002, 87: 248-255.
135. Anusavice KJ. *Phillips' Science of Dental Materials*. 11. Baskı. Philadelphia, W.B. Saunders Company, 2003.
136. Alkumru H, Hullah WR, Marquis PM, Wilson HJ. Factors affecting the fit of porcelain jacket crowns. *British Dental Journal*, 1988, 164: 39-43.

137. Beschmidt SM, Strub JR. Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. *Journal of Oral Rehabilitation*, 1999, 26: 582-593.
138. Suarez MJ, Gonzalez de Villaumbrosia P, Pradies G, Lozano JF. Comparison of the marginal fit of Procera AllCeram crowns with two finish lines. *International Journal of Prosthodontics*, 2003, 16: 229-232.
139. Giordano RA. Dental ceramic restorative systems. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 1996, 17: 779-782, 784-786 passim; quiz 794.
140. Strating H, Pameijer CH, Gildenhuys RR. Evaluation of the marginal integrity of ceramometal restorations. Part I. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1981, 46: 59-65.
141. Gemalmaz D, Alkumru HN. Marginal fit changes during porcelain firing cycles. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1995, 73: 49-54.
142. Stappert CF, Dai M, Chitmongkolsuk S, Gerds T, Strub JR. Marginal adaptation of three-unit fixed partial dentures constructed from pressed ceramic systems. *British Dental Journal*, 2004, 196: 766-770; discussion 760, quiz 780.
143. Boening KW, Wolf BH, Schmidt AE, Kastner K, Walter MH. Clinical fit of Procera AllCeram crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2000, 84: 419-424.
144. Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P. Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *European Journal of Oral Sciences*, 2005, 113: 174-179.
145. Yildiz C, Vanlioglu BA, Evren B, Uludamar A, Ozkan YK. Marginal-internal adaptation and fracture resistance of CAD/CAM crown restorations. *Dental Materials Journal*, 2013, 32: 42-47.

146. Colpani JT, Borba M, Della Bona A. Evaluation of marginal and internal fit of ceramic crown copings. *Dental Materials*, 2013, 29: 174-180.
147. Kim KB, Kim JH, Kim WC, Kim HY, Kim JH. Evaluation of the marginal and internal gap of metal-ceramic crown fabricated with a selective laser sintering technology: two- and three-dimensional replica techniques. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 2013, 5: 179-186.
148. Souza RO, Ozcan M, Pavanelli CA, Buso L, Lombardo GH, Michida SM, Mesquita AM, Bottino MA. Marginal and internal discrepancies related to margin design of ceramic crowns fabricated by a CAD/CAM system. *Journal of Prosthodontics*, 2012, 21: 94-100.
149. Christensen GJ. Marginal fit of gold inlay castings. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1966, 16: 297-305.
150. Davis DR. Comparison of fit of two types of all-ceramic crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1988, 59: 12-16.
151. Hung SH, Hung KS, Eick JD, Chappell RP. Marginal fit of porcelain-fused-to-metal and two types of ceramic crown. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1990, 63: 26-31.
152. Shearer B, Gough MB, Setchell DJ. Influence of marginal configuration and porcelain addition on the fit of In-Ceram crowns. *Biomaterials*, 1996, 17: 1891-1895.
153. Alani AH, Toh CG. Detection of microleakage around dental restorations: a review. *Operative Dentistry*, 1997, 22: 173-185.
154. Luthardt RG, Bornemann G, Lemelson S, Walter MH, Huls A. An innovative method for evaluation of the 3-D internal fit of CAD/CAM crowns fabricated

- after direct optical versus indirect laser scan digitizing. *International Journal of Prosthodontics*, 2004, 17: 680-685.
155. Ender A, Mehl A. Accuracy of complete-arch dental impressions: a new method of measuring trueness and precision. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2013, 109: 121-128.
 156. Jorgenson MW, Goodkind RJ. Spectrophotometric study of five porcelain shades relative to the dimensions of color, porcelain thickness, and repeated firings. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1979, 42: 96-105.
 157. Buchanan WT, Svare CW, Turner KA. The effect of repeated firings and strength on marginal distortion in two ceramometal systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1981, 45: 502-506.
 158. Barghi N. Color and glaze: effects of repeated firings. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1982, 47: 393-395.
 159. Dederich DN, Svare CW, Peterson LC, Turner KA. The effect of repeated firings on the margins of nonprecious ceramometals. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1984, 51: 628-630.
 160. Ecker GA, Moser JB, Wozniak WT, Brinsden GI. Effect of repeated firing on fluorescence of porcelain-fused-to-metal porcelains. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1985, 54: 207-214.
 161. Gemalmaz D, Berksun S, Kasapoglu C, Alkumru HN. Distortion of metal-ceramic fixed partial dentures resulting from metal-conditioning firing. *Quintessence International*, 1996, 27: 193-201.
 162. Campbell SD, Pelletier LB. Thermal cycling distortion of metal ceramics: Part I-Metal collar width. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1992, 67: 603-608.

163. Felton DA, Kanoy BE, Bayne SC, Wirthman GP. Effect of in vivo crown margin discrepancies on periodontal health. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1991, 65: 357-364.
164. Vahidi F, Egloff ET, Panno FV. Evaluation of marginal adaptation of all-ceramic crowns and metal ceramic crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1991, 66: 426-431.
165. Holmes JR, Sulik WD, Holland GA, Bayne SC. Marginal fit of castable ceramic crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1992, 67: 594-599.
166. Castellani D, Baccetti T, Clauser C, Bernardini UD. Thermal distortion of different materials in crown construction. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1994, 72: 360-366.
167. Morris HF. Department of Veterans Affairs Cooperative Studies Project No. 242. Quantitative and qualitative evaluation of the marginal fit of cast ceramic, porcelain-shoulder, and cast metal full crown margins. Participants of CSP No. 147/242. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1992, 67: 198-204.
168. Chaffee NR, Lund PS, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM. Marginal adaptation of porcelain margins in metal ceramic restorations. *International Journal of Prosthodontics*, 1991, 4: 508-516.
169. Wanserski DJ, Sobczak KP, Monaco JG, McGivney GP. An analysis of margin adaptation of all-porcelain facial margin ceramometal crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1986, 56: 289-292.
170. Arnold HN, Aquilino SA. Marginal adaptation of porcelain margins in ceramometal restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1988, 59: 409-417.

171. Lee KB, Park CW, Kim KH, Kwon TY. Marginal and internal fit of all-ceramic crowns fabricated with two different CAD/CAM systems. *Dental Materials Journal*, 2008, 27: 422-426.
172. Bhowmik H, Parkhedkar R. A comparison of marginal fit of glass infiltrated alumina copings fabricated using two different techniques and the effect of firing cycles over them. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 2011, 3: 196-203.
173. 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. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2009, 102: 253-259.
174. Borges GA, Sophr AM, de Goes MF, Sobrinho LC, Chan DC. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2003, 89: 479-488.
175. Webber B, McDonald A, Knowles J. An in vitro study of the compressive load at fracture of Procera AllCeram crowns with varying thickness of veneer porcelain. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2003, 89: 154-160.
176. Nagai T, Kawamoto Y, Kakehashi Y, Matsumura H. Adhesive bonding of a lithium disilicate ceramic material with resin-based luting agents. *Journal of Oral Rehabilitation*, 2005, 32: 598-605.
177. Pagniano RP, Seghi RR, Rosenstiel SF, Wang R, Katsube N. The effect of a layer of resin luting agent on the biaxial flexure strength of two all-ceramic systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2005, 93: 459-466.
178. Quinn JB, Sundar V, Lloyd IK. Influence of microstructure and chemistry on the fracture toughness of dental ceramics. *Dental Materials*, 2003, 19: 603-611.

179. Rammelsberg P, Eickemeyer G, Erdelt K, Pospiech P. Fracture resistance of posterior metal-free polymer crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2000, 84: 303-308.
180. Paul SJ, Pietrobon N. Aesthetic evolution of anterior maxillary crowns: a literature review. *Practical Periodontics and Aesthetic Dentistry*, 1998, 10: 87-94; quiz 96.
181. Blatz MB. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. *Quintessence International*, 2002, 33: 415-426.
182. Josephson BA, Schulman A, Dunn ZA, Hurwitz W. A compressive strength study of complete ceramic crowns. Part II. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1991, 65: 388-391.
183. Sorensen JA. A rationale for comparison of plaque-retaining properties of crown systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1989, 62: 264-269.
184. Gu XH, Kern M. Marginal discrepancies and leakage of all-ceramic crowns: influence of luting agents and aging conditions. *International Journal of Prosthodontics*, 2003, 16: 109-116.
185. Tsitrou EA, Northeast SE, van Noort R. Evaluation of the marginal fit of three margin designs of resin composite crowns using CAD/CAM. *Journal of Dentistry*, 2007, 35: 68-73.
186. Schaerer P, Sato T, Wohlwend A. A comparison of the marginal fit of three cast ceramic crown systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1988, 59: 534-542.
187. Sorensen JA. A standardized method for determination of crown margin fidelity. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1990, 64: 18-24.
188. Chung K, Duh J. Properties of glass--ceramic materials for fixed partial denture construction. *Journal of Oral Rehabilitation*, 1996, 23: 590-598.

189. Baldissara P, Baldissara S, Scotti R. Reliability of tactile perception using sharp and dull explorers in marginal opening identification. *International Journal of Prosthodontics*, 1998, 11: 591-594.
190. Holden JE, Goldstein GR, Hittelman EL, Clark EA. Comparison of the marginal fit of pressable ceramic to metal ceramic restorations. *Journal of Prosthodontics*, 2009, 18: 645-648.
191. Okutan M, Heydecke G, Butz F, Strub JR. Fracture load and marginal fit of shrinkage-free ZrSiO₄ all-ceramic crowns after chewing simulation. *Journal of Oral Rehabilitation*, 2006, 33: 827-832.
192. Aboushelib MN, Elmahy WA, Ghazy MH. Internal adaptation, marginal accuracy and microleakage of a pressable versus a machinable ceramic laminate veneers. *Journal of Dentistry*, 2012, 40: 670-677.
193. Aktepe E. CAD/CAM Cerec 3 Sistemiyle Hazırlanan İnleylelerin Marjinal Adaptasyonlarının İn-Vitro Olarak Değerlendirilmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi. Doktora Tezi, İstanbul: Marmara Üniversitesi, 2005.
194. Gemalmaz D, Ozcan M, Alkumru HN. A clinical evaluation of ceramic inlays bonded with different luting agents. *Journal of Adhesive Dentistry*, 2001, 3: 273-283.
195. Rosentritt M, Plein T, Kolbeck C, Behr M, Handel G. In vitro fracture force and marginal adaptation of ceramic crowns fixed on natural and artificial teeth. *International Journal of Prosthodontics*, 2000, 13: 387-391.
196. Cho L, Choi J, Yi YJ, Park CJ. Effect of finish line variants on marginal accuracy and fracture strength of ceramic optimized polymer/fiber-reinforced composite crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2004, 91: 554-560.

197. Syu JZ, Byrne G, Laub LW, Land MF. Influence of finish-line geometry on the fit of crowns. *International Journal of Prosthodontics*, 1993, 6: 25-30.
198. Hamza TA, Ezzat HA, El-Hossary MM, Katamish HA, Shokry TE, Rosenstiel SF. Accuracy of ceramic restorations made with two CAD/CAM systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2013, 109: 83-87.
199. Probst L, Geis-Gerstorfer J, Kirchner E, Kanjantra P. In vitro evaluation of a glass-ceramic restorative material. *Journal of Oral Rehabilitation*, 1997, 24: 636-645.
200. Cho SH, Nagy WW, Goodman JT, Solomon E, Koike M. The effect of multiple firings on the marginal integrity of pressable ceramic single crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2012, 107: 17-23.
201. Euan R, Figueras-Alvarez O, Cabratosa-Termes J, Brufau-de Barbera M, Gomes-Azevedo S. Comparison of the marginal adaptation of zirconium dioxide crowns in preparations with two different finish lines. *Journal of Prosthodontics*, 2012, 21: 291-295.
202. Doyle MG, Munoz CA, Goodacre CJ, Friedlander LD, Moore BK. The effect of tooth preparation design on the breaking strength of Dicor crowns: 2. *International Journal of Prosthodontics*, 1990, 3: 241-248.
203. Doyle MG, Goodacre CJ, Munoz CA, Andres CJ. The effect of tooth preparation design on the breaking strength of Dicor crowns: 3. *International Journal of Prosthodontics*, 1990, 3: 327-340.
204. Rinke S, Margraf G, Jahn L, Huls A. [The quality appraisal of copy-milled complete-ceramic crown structures (Celay/In-Ceram)]. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*, 1994, 104: 1495-1499.

205. Lin MT, Sy-Munoz J, Munoz CA, Goodacre CJ, Naylor WP. The effect of tooth preparation form on the fit of Procera copings. *International Journal of Prosthodontics*, 1998, 11: 580-590.
206. Faucher RR, Nicholls JL. Distortion related to margin design in porcelain-fused-to-metal restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1980, 43: 149-155.
207. Parker MH, Malone KH, 3rd, Trier AC, Striano TS. Evaluation of resistance form for prepared teeth. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1991, 66: 730-733.
208. Leong DK, Chai JY, Gilbert JL. Marginal fit of machine-milled and cast titanium single crowns. *Northwestern Dental Research*, 1994, 4: 13-14.
209. Oruc S, Tulunoglu Y. Fit of titanium and a base metal alloy metal-ceramic crown. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2000, 83: 314-318.
210. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *Journal of the American Dental Association*, 2006, 137: 1289-1296.
211. Ural Ç. Beş Farklı Seramik Restorasyon Yapım Yönteminde Marjinal Uyumların İn-Vitro Olarak Değerlendirilmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi. Doktora Tezi, Samsun: Ondokuz Mayıs Üniversitesi, 2006.
212. Quintas AF, Oliveira F, Bottino MA. Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish lines, and luting agents: an in vitro evaluation. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2004, 92: 250-257.
213. Gavelis JR, Morency JD, Riley ED, Sozio RB. The effect of various finish line preparations on the marginal seal and occlusal seat of full crown preparations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1981, 45: 138-145.

214. Olivera AB, Saito T. The effect of die spacer on retention and fitting of complete cast crowns. *Journal of Prosthodontics*, 2006, 15: 243-249.
215. Levine WA. An evaluation of the film thickness of resin luting agents. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1989, 62: 175-178.
216. Nakamura T, Dei N, Kojima T, Wakabayashi K. Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD/CAM all-ceramic crowns. *International Journal of Prosthodontics*, 2003, 16: 244-248.
217. Jahangiri L, Wahlers C, Hittelman E, Matheson P. Assessment of sensitivity and specificity of clinical evaluation of cast restoration marginal accuracy compared to stereomicroscopy. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2005, 93: 138-142.
218. Saber FS, Abolfazli N, Mahboub F, Razavi FE. The effect of occlusal surface relief of dies on marginal adaptation of metal-ceramic casting copings. *Journal of Prosthodontics*, 2013, 22: 287-291.
219. Albert FE, El-Mowafy OM. Marginal adaptation and microleakage of Procera AllCeram crowns with four cements. *International Journal of Prosthodontics*, 2004, 17: 529-535.
220. Yeo IS, Yang JH, Lee JB. In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2003, 90: 459-464.
221. Yücel MT. Farklı Tip Tam Seramik Kronların Marjinal Uyumlarının İn-vitro Olarak Değerlendirilmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi. Doktora Tezi, Konya: Selçuk Üniversitesi, 2005.
222. Tan PL, Gratton DG, Diaz-Arnold AM, Holmes DC. An in vitro comparison of vertical marginal gaps of CAD/CAM titanium and conventional cast restorations. *Journal of Prosthodontics*, 2008, 17: 378-383.

223. Ortorp A, Jonsson D, Mouhsen A, Vult von Steyern P. The fit of cobalt-chromium three-unit fixed dental prostheses fabricated with four different techniques: a comparative in vitro study. *Dental Materials*, 2011, 27: 356-363.
224. Beuer F, Aggstaller H, Edelhoff D, Gernet W, Sorensen J. Marginal and internal fits of fixed dental prostheses zirconia retainers. *Dental Materials*, 2009, 25: 94-102.
225. McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *British Dental Journal*, 1971, 131: 107-111.
226. Fransson B, Oilo G, Gjeitanger R. The fit of metal-ceramic crowns, a clinical study. *Dental Materials*, 1985, 1: 197-199.
227. Bjorn AL, Bjorn H, Grkovic B. Marginal fit of restorations and its relation to periodontal bone level. II. Crowns. *Odontologisk Revy*, 1970, 21: 337-346.
228. Witkowski S, Komine F, Gerds T. Marginal accuracy of titanium copings fabricated by casting and CAD/CAM techniques. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2006, 96: 47-52.
229. Çetinkaya E. Lazer Cusing®, Hızlı Prototipleme ve Konvansiyonel Döküm Teknikleri İle Oluşturulan Metal Alt Yapıların Marjinal Uyumlarının İn Vitro İncelenmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi. Doktora Tezi, İstanbul: Marmara Üniversitesi, 2013.
230. Tao J, Yoda M, Kimura K, Okuno O. Fit of metal ceramic crowns cast in Au-1.6 wt% Ti alloy for different abutment finish line curvature. *Dental Materials*, 2006, 22: 397-404.
231. Campbell SD, Sirakian A, Pelletier LB, Giordano RA. Effects of firing cycle and surface finishing on distortion of metal ceramic castings. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1995, 74: 476-481.

232. Quante K, Ludwig K, Kern M. Marginal and internal fit of metal-ceramic crowns fabricated with a new laser melting technology. *Dental Materials*, 2008, 24: 1311-1315.
233. Boening KW, Walter MH, Reppel PD. Non-cast titanium restorations in fixed prosthodontics. *Journal of Oral Rehabilitation*, 1992, 19: 281-287.
234. Yöndem İ, Öztürk AN, Aykent F, Yücel MT. Yapım Tekniklerinin Farklı Metal Altyapıların Marjinal Uyumu Üzerine Etkisi. *Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2011, 20: 108-112.
235. Hammerle CH, Mesaric W, Lang NP. Marginal fit of porcelain crowns with galvanized frames. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*, 1994, 104: 740-745.
236. Akbar JH, Petrie CS, Walker MP, Williams K, Eick JD. Marginal adaptation of Cerec 3 CAD/CAM composite crowns using two different finish line preparation designs. *Journal of Prosthodontics*, 2006, 15: 155-163.
237. Goldin EB, Boyd NW, 3rd, Goldstein GR, Hittelman EL, Thompson VP. Marginal fit of leucite-glass pressable ceramic restorations and ceramic-pressed-to-metal restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2005, 93: 143-147.
238. Karataşlı Ö. Bilgisayar Ortamında ve Manuel Olarak Dizayn Edilmiş Zirkonya Esaslı Alt Yapılar ile Metal Döküm Alt Yapıların Marjinal Uyumlarının Karşılaştırılması. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi. Doktora Tezi, İstanbul: Yeditepe Üniversitesi, 2009.
239. Şimşek K. İmplant Destekli Zirkonyum, Empress 2, Titanyum ve Krom-Kobalt İçeren Sabit Protezlerin Marjinal Uyumunun Karşılaştırılması. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi. Doktora Tezi, İstanbul: Yeditepe Üniversitesi, 2007.

240. Rogers OW. The electroformed gold matrix inlay technique. *Australian Dental Journal*, 1970, 15: 316-323.
241. Rogers OW. The dental application of electroformed pure gold. I. Porcelain jacket crown technique. *Australian Dental Journal*, 1979, 24: 163-170.
242. Setz J, Weber H, Frank G, Klaus G. [Galvano-ceramic crowns. Preparation and first experience]. *Dent Labor (Munch)*, 1988, 36: 71-74.
243. Schwickerath H. [Ceramic-metal crowns]. *Quintessenz Zahntech*, 1988, 14: 1147-1151.
244. Shoher I. Reinforced porcelain system. Concepts and techniques. *Dental Clinics of North America*, 1985, 29: 805-818.
245. Shoher I. Vital tooth esthetics in Captek restorations. *Dental Clinics of North America*, 1998, 42: 713-718.
246. Zappala C, Shoher I, Battaini P. Microstructural aspects of the Captek alloy for porcelain-fused-to-metal restorations. *European Journal of Esthetic Dentistry*, 1996, 8: 151-156.
247. Coşkun A, Yaluğ S. Metal Desteksiz Porselen Sistemleri. *Cumhuriyet Dental Journal*, 2002, 5: 97-102.
248. Smith C, Ingerman L, Amata R. Toxicological Profile for Beryllium, Agency for Toxic Substances and Disease Registry, Eylül, 2002, Atlanta, Georgia, ABD.
249. Bruce RM. Toxicological Review of Beryllium and Compounds, Environmental Protection Agency, 1998, Washington, DC.
250. Burstone CJ, Goldberg AJ. Beta titanium: a new orthodontic alloy. *American Journal of Orthodontics*, 1980, 77: 121-132.

251. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2007, 98: 389-404.
252. Andersson M, Carlsson L, Persson M, Bergman B. Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1996, 76: 187-193.
253. Martin N, Jedyakiewicz NM. Interface dimensions of CEREC-2 MOD inlays. *Dental Materials*, 2000, 16: 68-74.
254. Hembree JH, Jr. Comparisons of fit of CAD-CAM restorations using three imaging surfaces. *Quintessence International*, 1995, 26: 145-147.
255. Koçak A. Cercon Zirconia Sistemi İle Yapılan Posterior Sabit Protezlerin Uzun Dönem Klinik Başarılarının İncelenmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi. Doktora Tezi, İstanbul: Marmara Üniversitesi, 2006.
256. Persson M, Andersson M, Bergman B. The accuracy of a high-precision digitizer for CAD/CAM of crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1995, 74: 223-229.
257. Martins LM, Lorenzoni FC, Melo AO, Silva LM, Oliveira JL, Oliveira PC, Bonfante G. Internal fit of two all-ceramic systems and metal-ceramic crowns. *Journal of Applied Oral Science*, 2012, 20: 235-240.
258. Luthardt R, Weber A, Rudolph H, Schone C, Quaas S, Walter M. Design and production of dental prosthetic restorations: basic research on dental CAD/CAM technology. *International Journal of Computerized Dentistry*, 2002, 5: 165-176.
259. Pallis K, Griggs JA, Woody RD, Guillen GE, Miller AW. Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2004, 91: 561-569.

260. Komine F, Gerds T, Witkowski S, Strub JR. Influence of framework configuration on the marginal adaptation of zirconium dioxide ceramic anterior four-unit frameworks. *Acta Odontologica Scandinavica*, 2005, 63: 361-366.
261. Bindl A, Mormann WH. Clinical and SEM evaluation of all-ceramic chair-side CAD/CAM-generated partial crowns. *European Journal of Oral Sciences*, 2003, 111: 163-169.
262. Lofstrom LH, Barakat MM. Scanning electron microscopic evaluation of clinically cemented cast gold restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1989, 61: 664-669.
263. Akın A. CAD-CAM ve Preslenebilir Tüm Seramik Sistemleri İle Yapılan Kronların Marjinal ve İnternal Uyumlarının İn-vivo ve İn-vitro Karşılaştırılmalı Olarak Araştırılması. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi. Doktora Tezi, İzmir: Ege Üniversitesi, 2011.
264. Shiratsuchi H, Komine F, Kakehashi Y, Matsumura H. Influence of finish line design on marginal adaptation of electroformed metal-ceramic crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2006, 95: 237-242.
265. Scotti R, Catapano S, D'Elia A. A clinical evaluation of In-Ceram crowns. *International Journal of Prosthodontics*, 1995, 8: 320-323.
266. Usanmaz G. Copy Milling Sistemiyle Hazırlanmış Üç Üniteli İki Farklı Materyaldeki Tam Seramik Köprülerin Marjinal Uyumlarının Fırınlama Aşamalarında Karşılaştırılması. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi. Doktora Tezi, Ankara: Hacettepe Üniversitesi, 2005.

EKLER

EK-1. ÖZGEÇMİŞ

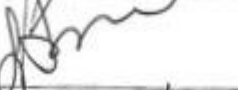
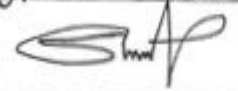
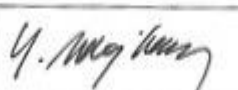
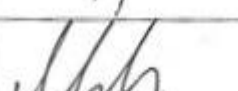
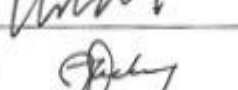
Kişisel Bilgiler	
Adı Soyadı:	Melike Pınar YILDIRIM
Doğum Tarihi:	22.02.1985
Doğum Yeri:	Ereğli-Konya
Medeni Hali:	Bekar
Uyruğu:	TC
Adres:	Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, 25240, ERZURUM
Tel:	0505 252 14 84
Faks:	0442 236 09 45
e-mail:	melikepinaryildirim@windowslive.com
Eğitim	
Lise:	Ereğli Atatürk Lisesi (2002)
Lisans:	Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi (2003-2009)
Doktora:	Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı (2009-2013)
Yabancı Dil Bilgisi	
İngilizce:	Orta derecede (ÜDS 65, Mart 2009)
İlgi Alanları ve Hobiler	
Müzik, spor	

EK-2. ETİK KURUL RAPORU

"2012. 4.1/5 "SAĞLIK BİLİMLERİ ETİK KURUL KARARI 28.09.2012

4.1/5 - Enstitümüz Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora öğrencisi Melike Pınar YILDIRIM'ın "Farklı Kron Alt Yapı Tasarımlarının Marjinal Uyumlarının Karşılaştırılması Ve İnternal Uyumlarının Değerlendirilmesi" tez konusu görüşüldü;

İlgilinin tez konusunun etik değerlere uygun olduğu mevcudun oybirliği ile,

ADI SOYADI	GÖREVİ	İMZA
Prof. Dr. Funda BAYINDIR	Sağlık Bilimleri Enstitüsü Etik Kurul Başkanı	
Doç. Dr. Ayşe OKANLI	Sağlık Bilimleri Enstitüsü Etik Kurul Başkan Yardımcısı	
Prof. Dr. Samih DIYARBAKIR	Sağlık Bilimleri Enstitüsü Etik Kurul Üyesi	
Prof.Dr.Yavuz Selim SAĞLAM	Sağlık Bilimleri Enstitüsü Etik Kurul Üyesi	
Prof. Dr. H. İnci GÜL	Sağlık Bilimleri Enstitüsü Etik Kurul Üyesi	
Doç.Dr. Ahmet YILDIZ	Sağlık Bilimleri Enstitüsü Etik Kurul Üyesi	
Doç. Dr.Abdulkadir YILDIRIM	Sağlık Bilimleri Enstitüsü Etik Kurul Üyesi	
Yrd.Doç.Dr.Engin SAYGIN	Sağlık Bilimleri Enstitüsü Etik Kurul Üyesi	Katılmadı
Yrd. Doç. Dr. İlhan ŞEN	Sağlık Bilimleri Enstitüsü Etik Kurul Üyesi ve Raportör	Katılmadı