

T.C
ÇUKUROVA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**3 FARKLI YÖNTEMLE ELDE EDİLMİŞ METAL ALTYAPILARIN
PORSELEN İLE BAĞLANTISININ DEĞERLENDİRİLMESİ,
PORSELEN FIRINLAMA SİKLUSLARININ KRONUN MARJİNAL
VE İÇ UYUMUNA ETKİSİNİN İN-VİTRO OLARAK
KARŞILAŞTIRILMASI**

Dt. Nazlı YEŞİLYURT AYDIN

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ**

**TEZ DANIŞMANI
Doç. Dr. Yurdanur UÇAR**

ADANA 2017

T.C
ÇUKUROVA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**3 FARKLI YÖNTEMLE ELDE EDİLMİŞ METAL ALTYAPILARIN
PORSELEN İLE BAĞLANTISININ DEĞERLENDİRİLMESİ,
PORSELEN FIRINLAMA SİKLUSLARININ KRONUN MARJİNAL
VE İÇ UYUMUNA ETKİSİNİN İN-VİTRO OLARAK
KARŞILAŞTIRILMASI**

Dt. Nazlı YEŞİLYURT AYDIN

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ**

**TEZ DANIŞMANI
Doç. Dr. Yurdanur UÇAR**

Bu çalışma TDH-2017-7738 nolu proje olarak Çukurova Üniversitesi Araştırma Projeleri tarafından desteklenmiştir.

ADANA 2017

KABUL VE ONAY

Uzmanlık Programı Çerçevesinde yürütülmüş olan
3 farklı yöntemle elde edilmiş metal atıkların parçaları ile bağlantısının
değerlendirilmesi, parçaların ayrılmasına sıklıkla maruz kalınan işçilerin sağlığını
etkilerinin araştırılması olarak konularını kapsayan "Metal atıkların parçaları ile bağlantısının
adlı çalışma, aşağıdaki jüri tarafından Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tarihi: 8 / 12 / 2017

TEZ SINAV JÜRİSİ

Doç. Dr. Turhan Ucar
Göküröva Üniversitesi
Başkan
Dis. Heli Fak.

Doç. Dr. T. Burak Özselik
Baskent Üniversitesi
Üye

Dr. Orhan Ekren
Göküröva Üniversitesi
Üye

Dr.
Üniversitesi
Üye

Dr.
Üniversitesi
Üye

Dr.
Üniversitesi
Üye

Dr.
Üniversitesi
Üye

Yukarıdaki Tez, Yönetim Kurulunun 20/12/2017 tarih ve 49/1 sayılı kararı ile kabul edilmiştir.

TEŞEKKÜR

Protetik diş tedavisi eğitimim boyunca ve bu çalışma süresince, her türlü konuda gerek bilimsel altyapısı ile gerekse manevi olarak desteğini, bilgisini, vaktini ve yardımlarını esirgemeyen çok değerli hocam Sayın Doç. Dr. Yurdanur Uçar'a, çalışmamızın tüm parametrelerinde yardımlarını esirgemeyen Sayın Yrd. Doç. Dr. Orhun Ekren'e ve diğer tüm bölüm hocalarıma,

Tez örneklerimin hazırlanmasında destek sağlayan Dental Labor (İzmir,Türkiye) dental protez laboratuvarlarına özellikle Sayın Noyan Şeker ve Sayın Elif Dağcı'ya, Orto-tek (İstanbul, Türkiye) dental protez laboratuvarlarına özellikle Sayın Dr. Barış Ünlü'ye ve Sayın Çiğdem Cenan'a,

Uzmanlık eğitimim boyunca sevinç ve üzüntülerimizi birlikte yaşadığımız tüm Protetik Diş Tedavisi Departmanı teknisyenlerine, hemşirelerine, sekreterine, yardımcı personeline ve sevgili asistan arkadaşlarıma,

Uzmanlık eğitimim boyunca bana ailem kadar yakın olan, her zaman yanımda olan ve her konuda bana destek olan çok sevgili ve değerli dostum Dr. Dt. Mücahide Akoğlan'a, Uzakta da olsa her daim desteğini hissettiren sevgili dostum Uzm. Dt. Ceren Uğurluel Güteryüz'e,

Eğitim hayatım boyunca her zaman maddi manevi yanımda olan, bugünlere gelmemde en büyük pay sahibi olan, varlıklarından güç aldığım, hayatlarını çocuklarına adayan canım annem Kurtuluş Yeşilyurt'a ve canım babam İlhan Yeşilyurt'a,

Bana her türlü destekleriyle huzur veren sevgili teyzem Ayşen Şen'e, değerli eniştem Mahmut Arslanhan'a kıymetli kuzenlerim Pelin Göküz'e ve Kaan Arslanhan'a, merhum anneannem Nezihe Güven'e ve merhum teyzem İnci Arslanhan'a,

Ailelerine girdiğim ilk günden bu yana her türlü desteklerini esirgemeyen varlıklarından onur duyduğum canım annem Belma Aydın'a ve canım babam Nevzat Aydın'a, biricik kardeşim Müge Aydın'a,

Gösterdiği sabır, anlayış, özveri ve destek için sevgili hayat ortağım Mehmet Özgür Aydın'a ve bu süreçte doğduğu günden beri hayatımı güzelleştiren canım kızım Maya Aydın'a teşekkürlerimi sunarım.



İÇİNDEKİLER

KABUL VE ONAY	ii
TEŞEKKÜR	iii
İÇİNDEKİLER	v
ŞEKİLLER DİZİNİ	viii
ÇİZELGELER DİZİNİ	x
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	xi
ÖZET	xiii
ABSTRACT	xv
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Diş Hekimliğinde Kullanılan Sabit Protezlerin Tarihçesi	4
2.2. Protetik Diş Tedavilerinde Kullanılan Dental Alaşımlar.....	4
2.3. Metal Destekli Seramik Sabit Restorasyonlar	5
2.3.1. Metal Destekli Seramik Sabit Restorasyonlarının Aşamaları	6
2.3.2. Döküm Yoluyla Elde Edilen Metal Altyapı	8
2.3.3. Direkt Metal Lazer Sinterizasyonu (DMLS) ve Direkt Metal Lazer Eritme (DMLM) Yöntemleri ile Elde Edilen Metal Alt Yapı	9
2.3.4. Yumuşak Metal Kazıma Yoluyla Elde Edilen Metal Alt Yapı	11
2.3.4.1. InCoris CC Materyal Bilgisi	12
2.3.4.2. Kimyasal İçeriği.....	12
2.3.4.3. Teknik Bilgiler	13
2.3.4.4. Endikasyonları ve Kontraendikasyonları	13
2.3.4.5. Taranması, Tasarımı, Kazınması, Sinterlenmesi ve Tesviyesi	14
2.3.4.6. Seramik Uygulanması	15
2.4. Marjinal ve İnternal Uyum	15

2.4.1. Direkt Güdük üzerinden lm.....	18
2.4.2. Rezin Replika Tekniği	19
2.4.3. Siman Aralığı - Silikon Replika Tekniği	20
2.4.4. Kesit Alarak lm Tekniği.....	20
2.4.5. Üç Boyutlu Yüzey Tarama Yöntemi İle lm	20
2.5. Metal-Porselen Bağlantısı.....	21
2.5.1. Mekanik Bağlantı.....	21
2.5.2. Kimyasal Bağlantı.....	21
2.5.3. Moleküler ekimle Bağlantı (C-Van Der Waal’S Kuvvetleri)	22
2.5.4. Sıkışma Bağlantısı	22
2.6. Metal-Porselen Bağlantı Başarısızlığı	22
2.6.1. Başarısızlık Tipleri.....	22
2.6.2. Metal-Porselen Bağlantısını İncelemede Uygulanan Testler.....	23
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	25
3.1. Ana Modelin Hazırlanması	25
3.2. Metal Altyapıların Oluşturulması	27
3.3. Metal Altyapılara Porselen Uygulanması	29
3.4. Örneklerin Glazelenmesi	31
3.5. Marjinal Aralık lmleri	31
3.6. İnternal Aralık lmleri.....	34
3.7. Test rneklerinin Metal Porselen Bağlantısının lm.....	35
3.8. İstatistiksel Analiz.....	36
4. BULGULAR.....	38
4.1. Marjinal Aralık lm Sonuçları	38
4.2. İnternal Aralık lm Sonuçları.....	41
4.3. Porselen Kalınlıkları lm Sonuçları	42

4.4. Metal Porselen Bağlantısının Ölçüm Sonuçları.....	43
5. TARTIŞMA.....	45
6. SONUÇLAR	58
KAYNAKLAR	59
ÖZGEÇMİŞ	66



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Seçici lazer sinterlemenin şematik bir illüstrasyonu	11
Şekil 2.2. InCoris CC için sinterleme tepsi ve boncukları	14
Şekil:2.3. Holmes ve arkadaşlarına göre uyumsuzluk terminolojisi	17
Şekil 3.1. Standart prepare edilmiş akrilik dişler.....	25
Şekil 3.2. Alçı model	25
Şekil 3.3. Kenarları yuvarlatılmış dikdörtgen prizması şeklinde oluşturulan alçı güdük	26
Şekil 3.4. Lazer sinterizasyon yöntemiyle oluşturulan metal güdük	26
Şekil 3.5. Sol taraftan itibaren sırasıyla 15 adet yumuşak metal, 15 adet döküm ve 15 adet lazer sinterize altyapı	28
Şekil 3.6. Porselen standardizasyonu için üretilen kontrol grubu örnek	29
Şekil 3.7. Porselen uygulaması için oluşturulan silikon rehber.....	29
Şekil 3.8. Silikon rehberin 3D yazıcıda oluşturulan naylon kopyası.....	30
Şekil 3.9. Porselen uygulaması için oluşturulan düzenek	30
Şekil 3.10. Örneklerin numaralarına göre paketlenmiş hali	31
Şekil 3.11. Marjinal ölçümlerin yapıldığı ışık mikroskobu ve yazılımının bulunduğu bilgisayar.....	31
Şekil 3.12. Cerrahi çamaşır klembiyle birarada tutulan metal altyapı ve güdük	32
Şekil 3.13. Zen lite 2011 programıyla yapılan marjinal aralık ölçümü	33
Şekil 3.14. Işık mikroskobunda döküm metal altyapının 4x büyütülmüş görüntüsü	33
Şekil 3.15. Işık mikroskobunda lazer sinterize metal altyapının 4x büyütülmüş görüntüsü.....	34
Şekil 3.16. Işık mikroskobunda yumuşak metal altyapının 4x büyütülmüş görüntüsü ..	34
Şekil 3.17. Ölçümlerin yapıldığı hassas terazi ve silikon replikanın ağırlığının	

ölçümü	35
Şekil 3.18. Üniversal test cihazı (testometric)	36
Şekil 3.19. Üniversal test cihazında(testometrik) yerleştirilmiş örnek.....	36



ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1. Dental alaşımların sınıflandırması.....	5
Çizelge 2.2. Tabakalı üretim tekniklerine genel bir bakış.....	10
Çizelge 2.3. InCoris CC'nin Kimyasal İçeriği	13
Çizelge 2.4. InCoris CC'ye Ait Teknik Bilgiler	13
Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan alaşımların elemental içerikleri	28
Çizelge 4.1. 3 Bağımsız faktörün (yüzey, porselen fırınlama aşamaları, üretim yöntemi) ve bunların 2'li ve 3'lü kombinasyonlarının etkisini gösteren 3-yönlü ANOVA tablosu	38
Çizelge 4.2. Üretim yöntemlerine, ölçüm aşamalarına ve ölçüm yüzeylerine göre marjinal aralık ortalamaları.....	39
Çizelge 4.3. Üretim yöntemlerinin ortalama marjinal aralık karşılaştırması	39
Çizelge 4.4. Porselen fırınlama sikluslarının ortalama marjinal aralık karşılaştırması ..	40
Çizelge 4.5. Yüzeylerin ortalama marjinal aralık karşılaştırması	40
Çizelge 4.6. Metal altyapı üretim yöntemlerinin farklı porselen fırınlama aşamaları sonrası ortalama(\pm SD) marjinal aralık karşılaştırması (μ m)	41
Çizelge 4.7. Üretim yöntemlerinin ve porselen fırınlama aşamalarının internal uyuma etkisi (mg)	42
Çizelge 4.8. Üretim yöntemlerine göre örneklerin farklı yüzeylerindeki porselen kalınlıklarının karşılaştırılması (Ortalama \pm Standart sapma (mm))	43
Çizelge 4.9. Gruplar arasında kırılma kuvveti düzeylerinin dağılımı	44

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

Al ₂ O ₃	Aliminyum oksit
CAD/CAM	Bilgisayar destekli tasarım/ bilgisayar destekli üretim
C	Karbon
Ce	Seryum
Co	Kobalt
Co-Cr	Kobalt-Krom
Cr	Krom
DMLM	Direkt metal lazer ergitme
DMLS	Direkt metal lazer sinterleme
3DP	3-Boyutlu baskı
FDM	Eriyik biriktirme modellemesi
Fe	Demir
GPa	Gigapaskal
g/cm ³	Gram/santimetreküp
HV	Vickers sertlik birimi
ISO	Uluslararası Standardizasyon Organizasyonu
LOM	Tabakalı nesne üretimi
Max	Maximum
Mo	Molibden
mg	Miligram
mm	Milimetre
Mn	Mangan

MPa	Megapaskal
m/s	Metre/saniye
mm ³ /s	Milimetreküp/saniye
Ni-Cr	Nikel-krom
Ni	Nikel
PFG	Altın destekli porselen
PFM	Metal destekli porselen
PVC	Porselen veneer kuron
SEM	Taramalı elektron mikroskopu
SGC	Katı zemin kuru
Si	Silisyum
SLA	Stereolitografi
STL	Stereolithography dosyası
µm	Mikrometre
°C	Derece santigrat
W	Tungsten

ÖZET

3 Farklı Yöntemle Elde Edilmiş Metal Altyapıların Porselen İle Bağlantısının Değerlendirilmesi, Porselen Fırınlama Sikluslarının Kronun Marjinal Ve İç Uyumuna Etkisinin İn-Vitro Olarak Karşılaştırılması

CAD/CAM ile yumuşak metal kazıyarak metal altyapı üretme yöntemi geleneksel döküm ve lazer sinterizasyonla metal altyapı üretim yöntemlerine alternatif bir metod olarak sunulmuştur. Bu yeni teknoloji üretim süresini ve maliyeti azaltma, lazer sinterizasyondaki gibi ilave bir makine alımı gerektirmeden mevcut CAD/CAM makinesi kullanılarak klinikte kazanabilme gibi avantajlara sahiptir.

Bu çalışmanın amaçları; 1) CAD/CAM ile yumuşak metal kazıyarak elde edilen tek üye kron restorasyonlarının, döküm ve lazer sinterizasyon yöntemleriyle üretilenlerle internal uyumlarını, marjinal uyumlarını 2) porselen fırınlama siklusunun marjinal ve internal uyuma etkisini ve de 3) metal-porselen bağlantısını değerlendirmeyi amaçlamaktadır.

Yumuşak metal (n=15), lazer sinterizasyon (n=15) ve geleneksel döküm (n=15) metodlarıyla sağ üst birinci molar metal die model üzerine tek üye metal altyapılar üretildi. İnternal uyumları silikon replika metodu yöntemiyle, marjinal uyumları ise bilgisayara bağlı ışık mikroskobu ve kendi yazılımıyla her yüzeyden 5 noktadan olacak şekilde ölçüldü. Daha sonra metal altyapılara porselen kalınlıkları standart olacak şekilde özel bir düzenek yardımıyla porselen uygulaması yapıldı. Ölçümler porselen uygulaması ve glaze sonrasında da tekrarlandı. İstatistiksel analizler üç yönlü-ANOVA ve Tukey-HSD ($\alpha=0,05$) testleri kullanıldı.

Marjinal aralık ölçüm değerlerinin istatistiksel analizine göre her üç üretim metodu arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p=0,000$). Buna göre kronların marjinal aralık değerleri ortalamaları (\pm standart sapma) sırasıyla yumuşak metal kazıma için $31,4\pm 13,8$ μm , geleneksel döküm için $20,8\pm 14,4$ μm , lazer sinterizasyon için $7,3\pm 6$ μm olarak tespit edilmiştir. Metal ve porselen, metal ve glaze aşamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmasına karşılık ($p=0,000$), porselen ve glaze aşamaları arasında anlamlı bir fark olmadığı ($p=0,072$) görülmüştür. Her üç grupta da porselen uygulaması sonrası marjinal aralıkta bir miktar artış görülmüştür.

İnternal aralık ölçüm değerlerinin istatistiksel analizine göre her üç üretim metodu arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p=0,000$). Buna göre kronların internal aralık değerleri ortalamaları (\pm standart sapma) sırasıyla geleneksel döküm için $37 \pm 5,7$ mg, lazer sinterizasyon için $28 \pm 6,1$ mg, yumuşak metal kazıma için $21,6 \pm 7,3$ mg olarak tespit edilmiştir. Porselen fırınlama siklusları arasında her üç aşamada da istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamakla birlikte ($p>0,05$) her üç grubunda internal aralığı bir miktar artmıştır.

Kırılma kuvveti değerlerinin istatistiksel analizine göre her üç üretim metodu arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p=0,266$). Buna göre kronların kırılma kuvveti değerlerinin ortalamaları (\pm standart sapma) sırasıyla geleneksel döküm için $360,9\pm155,0$ N, lazer sinterizasyon için $340,7\pm177,8$ N, yumuşak metal kazıma için $441,1\pm192,9$ N olarak tespit edilmiştir.

Sonuç olarak çalışmamızda yumuşak metal kazıma yöntemi en iyi internal uyum fakat en kötü marjinal uyum değerlerine sahip çıkmış olsada, her üç grup için de elde edilen sonuçlar klinik olarak kritik kabul edilen değerlerin çok altında çıkmıştır. Bu sebeple her 3 metal altyapı üretim tekniğinin de klinik olarak kabul edilebilir marjinal aralık ve internal aralık değerlerine sahip olduğu; porselen fırınlama siklusunun internal aralıkta istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluşturmadığı, marjinal aralıkta ise istatistiksel olarak anlamlı bir artışa sebep olmasına rağmen klinik için kabul edilebilir olan kritik değerleri aşmadığı grlmştir. Örneklerin kırılma dayanımları değerlendirildiğinde ise üç yöntem arasında istatistiksel olarak bir fark çıkmamıştır. Metal-seramik bağlantısını değerlendirmek için kullanılan test düzeneği geliştirilmelidir.

Anahtar sözcükler: Yumuşak metal kazıma, Marjinal uyum, Internal uyum, Porselen fırınlama siklusu

ABSTRACT

Evaluation of the Porcelain Bonding of Metal Substructures Fabricated By 3 Different Manufacturing Techniques, In-vitro Comparison of the Effect of Porcelain Firing Cycles on Internal and Marginal Fit of Crowns

The method of producing metal substructure by milling soft metal with CAD / CAM is presented as an alternative method to metal substructure production methods like conventional casting and laser sintering. This new technology has advantages such as reducing production time and cost, and milling form a block using the existing CAD / CAM machine without necessitating the purchase of an additional machine such as laser sintering.

The aims of this study were to examine 1) the internal and marginal fit 2) the effect of the porcelain firing cycles on internal and marginal fit of restorations fabricated using casting, laser sintering and soft metal milling methods 3) evaluate metal-porcelain bond strength.

Single unit metal substructures were produced by using soft metal milling (n=15), laser sintering (n=15) and conventional casting (n=15) methods on a right first maxillary molar metal die. The internal fit was measured using the silicon replica method and the marginal adaptations were measured by computerized light microscopy and software from 5 standard points on each surface. Then porcelain was applied on metal substructures with the help of a specially prepared index in order to standardize the porcelain thicknesses. The measurements were repeated following the porcelain application and glazing. Statistical analyzes were performed using Three-way ANOVA and Tukey-HSD ($\alpha = 0,05$) tests.

According to statistical analysis of marginal gap measurement values, statistically significant difference was found between all three production methods ($p=0,000$). The mean marginal gap values of the crowns were $31,4\pm 13,8$ μm for soft metal milling, $20,8\pm 14,4$ μm for conventional casting and $7,3\pm 6$ μm for laser sintering. There was a statistically significant difference ($p = 0,000$) between the metal and porcelain, metal and glaze measurement steps and no significant difference between the porcelain and glaze measurement steps ($p = 0,072$). In all three groups there was some increase in the marginal gap after porcelain application.

A statistically significant difference was found between the three production methods for internal gap measurement values ($p = 0,000$). The mean internal gap values were $37\pm 5,7$ μm for conventional casting, $28\pm 6,1$ μm for laser sintering and $21,6\pm 7,3$ μm for soft metal milling. There was no statistically significant difference between the porcelain firing cycles ($p>0,05$), but the internal gap increased slightly for all compared groups.

According to the statistical analysis of the fracture strength values, no statistically significant difference was found between all three production methods ($p=0,266$). The mean values of the fracture force values of the crowns (\pm standard deviation) were $360,9 \pm 155,0$ N for conventional casting, $340,7 \pm 177,8$ N for laser sintering and $441,1 \pm 192,9$ N for soft metal scraping, respectively .

In conclusion, the soft metal milling method in our study had the best internal fit but the worst marginal fit. The results were well below the clinically acceptable values. All 3 metal substructure production techniques had clinically acceptable marginal gap and internal gap values. The porcelain firing cycle did not cause a statistically significant difference in the internal gap. However, a statistically significant increase in the marginal gap was observed. However, all values were within clinically acceptable values. When the fracture strengths of the specimens were evaluated, there was no statistical difference between the three methods. The test method used for testing metal ceramic bond strength has to be improved.

Key words: Soft metal milling, Marginal fit, Internal fit, Porcelain firing cycle



1.GİRİŞ

Kayıp mum tekniği 1907'den günümüze dental restorasyonların hazırlanmasında kullanılmaktadır. Döküm işlemleri ile elde edilen restorasyonun kalitesi, yapan teknisyenin becerisine göre değişkenlik gösteren, döküm öncesi ve sonrası işlemlerde standardizasyonu sağlamanın zor olduğu teknik hassasiyeti olan bir işlemdir. Ayrıca katılaşma sırasındaki büzülmeler restorasyonun uyumunu da etkilemektedir (1-3). Daha ekonomik olmaları sebebiyle dökümü daha zor olmasına ve daha fazla döküm hatasıyla karşılaşılmasına rağmen kıymetsiz alaşımlar ülkemizde sıklıkla kullanılmaktadır. Döküm hataları pörozite olması, metal alt yapının delik ya da okside olması, marjinlerde eksiklik olması, döküm altyapının deforme olması şeklindedir. Metal destekli seramik restorasyonlarda porselen fırınlama siklusları sırasında metal altyapıda deformasyon olmaması için alaşımın erime sıcaklığının porselenin fırınlama sıcaklığından en az 200-300°C daha yüksek olması gerekmektedir (2,3). Döküm yöntemi kullanılarak üretilen kıymetsiz metal altyapıların tesviye ve polisajlarının zorluğu, porselen uygulanması ve fırınlama işlemleri sırasında ya da sonrasında porselende çatlak oluşması, porselenin metal altyapıdan ayrılması, metalle seramik arasında istenen bağın oluşmaması, metale bağlı porselende renklenme olması gibi görülebilecek komplikasyonlar nedeniyle yüzyılı aşkın süredir kullanılan döküm yöntemine alternatif üretim yöntemleri araştırılmıştır (3).

Bilgisayar destekli üretim yöntemleri objelerin daha kısa sürede daha ucuza ve standart olarak üretilmesi şeklinde tanımlanabilir. Bir bloktan kazıma yöntemiyle yapılabileceği gibi tabakalı üretim şeklinde de gerçekleştirilebilir. Her iki yöntemde de STL formatında bilgisayar destekli tasarım verisi (CAD) kullanılır. Üretimi planlanan obje 3 boyutlu bir tasarım programıyla bilgisayarda modellenilebileceği gibi nesnenin 3 boyutlu tarayıcılar ile taranmasıyla da elde edilebilir (3).

Kazıma şeklinde gerçekleştirilen yöntemler kopya freze ve bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) şeklinde sınıflanabilir. Bu ikisi arasındaki fark kopya frezede kazıma manuel yapılırken CAD/CAM de bilgisayar desteğiyle yapılmasıdır (3).

2008 yılından itibaren tabakalı üretim ile ilgili dental yayınların sayısı hızla artmıştır. Tabakalı üretim yöntemlerinden selektif lazer sinterizasyon (direk metal lazer sinterizasyon) ile elde edilen metal altyapıların marjinal ve iç uyumlarının değerlendirildiği çalışmalarda uyumun döküm yöntemiyle elde edilen kronlarla karşılaştırılabilir olduğu ya da selektif lazer sinterizasyon yönteminin daha üstün özellikler gösterdiği belirtilmiştir. Metal ve seramik arasındaki bağlanma dayanımını ölçen çalışmalarda da lazer sinterizasyon yönteminin bağlantıyı arttırdığı yada döküm yöntemine benzer olduğu gösterilmiştir (4-7). Lazer sinterizasyonun günümüzdeki gibi gelecekte de kullanımının artacağı ve geleneksel yöntemlerin yerini alacağı düşünülmekle birlikte bugün oldukça büyük olan cihazların gelecekte küçültülerek klinikte yer alması gerektiği düşünülmektedir (3).

Son zamanlarda CAD/CAM sistemleri çok popüler olmuştur. Dental CAD/CAM sistemleri ekleyici ve kazıyıcı (çıkarıcı) metodlar olarak sınıflanabilir. Kazıyıcı metodlar restorasyonların blok şeklinde bir materyalin elmas frezlerle kazınmasıyla üretilmesidir. Bu metodun avantajı restorasyonları istenildiği gibi etkin bir biçimde üretmesi ve protez için materyal seçiminde serbestliğe imkan sağlamasıdır. Mevcut ticari CAD/CAM sistemlerinin çoğu; restorasyonun bir blok materyalden kazınarak ortaya çıkarılmasının israf olduğunu düşünmesine rağmen bu metodu kullanır. Sabit dental protezler bu metodla üretildiğinde, çalışılan materyallerin %90'ının israf edildiği rapor edilmiştir (8).

Yakın zamanda sabit protez üretimi için yumuşak metal bloğun kazınması yöntemi tanıtılmıştır. Yumuşak metal blok küçük kazıma makineleriyle pürüzsüz bir şekilde kazınabilir. Çünkü mekanik özellikleri bu şekilde kazınan mum bloklarla çok benzerdir. Bu metodun avantajları; kazıma makinesindeki stresi azaltması, bu şekilde kesici frezlerin kullanım ömrünü uzatması ve kazıma zamanını sert metal blokların kazınma zamanına göre kısaltmasıdır. Metal altyapılar kazandıktan sonra sinterleme işlemine tabi tutularak tamamlanırlar. Materyalin yumuşak yapısından dolayı kazıma sırasında çok az bir ısı çıktığı için bazı firmalar tarafından kuru kazıma tekniğini kullanılır (8).

Yumuşak metal blok kazımının diş hekimliğindeki uygulamalarıyla ilgili sınırlı sayıda çalışma mevcuttur. Yapılan sınırlı sayıdaki çalışmalarda yumuşak metal blokların kazınmasıyla üretilen metal alt yapılar çeşitli yönlerden avantajlı olsa da yeni

çalışmalarla klinik güvenilirliğinin desteklenmesi gerekmektedir. Sınırlı sayıdaki mevcut çalışmalarda Amann Girrbach tarafından geliştirilen Ceramill Sintron bloklar incelenmiştir. Diğer firmaların bu yönde geliştirdiği yumuşak metal bloklar henüz değerlendirilmemiştir.

Bu tez çalışmasının amacı daha önce herhangi bir çalışmada kullanılmamış olan Sirona tarafından geliştirilen Incoris CC yumuşak metal bloklarının kazınması ile elde edilen metal altyapıların marjinal ve internal uyumlarının döküm ve lazer sinterizasyonla üretilen metal altyapılarla karşılaştırmak, porselen fırınlama sikluslarının marjinal ve internal uyuma etkisini değerlendirmek ve ayrıca yumuşak metalin kazınması ile elde edilen metal altyapıların porselen ile bağlantısını geleneksel döküm ve lazer sinter yöntemleri ile elde edilen altyapılar ile karşılaştırmaktır. Tez çalışması yumuşak metal blokların kazınmasıyla üretilen metal altyapıların, döküm ve lazer sinterizasyonla üretilenlere göre marjinal uyum, internal uyum, porselen fırınlama sikluslarının uyuma etkisi ve porselen bağlantısı açısından bir farklılık göstermeyeceği hipotezine dayanmaktadır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Diş Hekimliğinde Kullanılan Sabit Protezlerin Tarihçesi

Diş hekimliği ile ilgili tarihe bakıldığında, en eski belgelerin milattan önce 3000 yıl öncesine ait olduğu ve bu tarihlerde Mısır'da yapılan kazılarda, sallanan dişlerin sabitleştirilmesi amacıyla altın ligatürlerin kullanıldığı görülmüştür (9).

Diş hekimliğinde kullanılan en eski malzemelerden olan seramikler, protetik tedavide ilk olarak 1774 yılında Fransız eczacı Alexis Duchateau tarafından kullanılmıştır ve ilk seramik dişler 1808 yılında İtalyan asıllı bir diş hekimi olan Fonzi tarafından Paris'te yapılmıştır (10). Porselen dişler ilk kez ticari piyasaya 1850 yılında White ve Ash tarafından sunulmuştur (11).

Krom-kobalt alaşımı diş hekimliğinde ilk olarak 1929 yılında R.W. Erdle ve C.H. Prange tarafından Amerika'da kullanılmış ve metale daha sonra Vitallium ismi verilmiştir. Döküm tekniği ile beraber alaşımlar da zamanla çeşitli isimler altında büyük ölçüde değişikliğe uğratılmışlardır (9).

Kalıp içinden mum eritilerek elde edilen metal dökümler, endüstride birçok çeşitleri ile bilinmektedirler. Ancak bu tip döküm yönteminin ilk olarak ne zaman ve nerede geliştirildiğini tam olarak gösteren hiçbir kayıt bulunmamaktadır. 1866'da James Bean alüminyum kaideli döküm yöntemini, 1896'da da Dr. Philbrook altın inleyeri oluşturmak üzere basınçlı döküm yöntemini ileri sürmüşlerdir. Almanya'da 1904 yılında Arthur Ollendorf ve Amerika'da 1907 yılında William H. Taggart metal döküm yöntemini geliştirmişlerdir. Merkezkaç kuvvetiyle döküm yapılması ise 1907'de Jameson tarafından gerçekleştirilmiştir (9).

CAD/CAM sistemleri diş hekimliğinde, 1980'lerde kullanılmaya başlamıştır. İlk zamanlarda kullanılması pek verimli ve pratik değildi. Zamanla yazılım ve materyallerdeki gelişmelerle beraber CAD/CAM sistemleri günümüzde gerek laboratuvarlarda gerekse klinik ve muayenehane pratiğinde rutin olarak kullanılmaktadır.

2.2 Protetik Diş Tedavilerinde Kullanılan Dental Alaşımlar

Alaşımların sınıflanmasında kullanılan birçok sistem vardır. Her sınıflama yöntemi farklı esaslara dayanmaktadır. Bazı sınıflamalar fonksiyonu (sertlik

derecelerini), bazıları ise kullanım alanlarını, renk ve/ veya alaşım bileşimlerini esas almaktadır.

Dental alaşımların sınıflandırılmasında birçok farklı sınıflama mevcut olmakla birlikte Uluslararası standartlar organizasyonu (ISO)'nun sınıflamasına göre diş hekimliğinde kullanılan alaşımlar Çizelge 2.1'de de gösterildiği gibi 6 gruba ayrılır (12).

Çizelge 2. 1. Dental alaşımların sınıflandırması (12)

TİP	KULLANIM ALANI	ÖRNEK	YIELD DAYANIMI(MPa)	UZAMA(%)
0	Düşük stres, tek diş sabit restorasyonlar (küçük)	Küçük tek yüzey inlay	-	-
1	Düşük stres, tek diş sabit restorasyonlar	Minimum okluzal yük altındaki tek kron	80	18
2	Tek diş sabit restorasyonlar	Normal okluzal yük altındaki tek kron	180	10
3	Çoklu diş, sabit restorasyonlar	Sabit bölümlü protez (köprü)	270	5
4	Yüksek kuvvet altındaki ince bölümler	Hassas bağlantı	360	2
5	Yüksek sertlik ve yüksek stres	Hareketli bölümlü protez kroşeleri	500	2

2.3 Metal Destekli Seramik Sabit Restorasyonlar

Günümüzde diş hekimlerinin yaygın olarak kullandığı metal-seramik sistemi, üstün estetik özellikleri olan porseleni 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, prepare edilen diş üzerine hazırlanan bir metal alt yapı ve bu alt yapı üzerine yığılarak fırınlanan porselenden oluşurlar. Metal alt yapı öncelikle bir ön ısı uygulamasına tabi tutularak, yüzeyin oksitlenmesi sağlandıktan sonra metal rengini maskelemek için titanyum dioksit, zirkonyum oksit, kalay oksit gibi oksitler içeren opak porselen

uygulanır. Bunun üzerine sırasıyla dentin, mine ve glazür porselenleri şekillendirilir ve fırınlanır (13).

Metal seramik kuronlar, diş hekimliğinde kullanılmaya başlandığından beri, pek çok biçimde isimlendirilmiştir. “Ceremco kuron”, “porselen veneer kuron” (PVC), “altın destekli porselen” (PFG) ve 1970 ve 80’li yıllarda literatürde yaygın olarak kullanılan “metal destekli porselen” (PFM) bunlardan birkaçıdır (14).

Metal-seramik restorasyonlar, diş hekimliğinde sıklıkla kullanılan bir tedavi seçeneğidir. Ancak metal-seramik uygulamalarında farklı özelliklere sahip iki materyal bir arada kullanılmaktadır ve bunların birbirleriyle uyumlu olmaları istenir. Metal alaşımı ile uygulanan seramik arasında mekanik, kimyasal, ısıl ve estetik özellikler açısından bir denge kurulabilmesi gerekmektedir. Bunun dışında metal-seramik uygulamalarının en büyük dezavantajı, estetik olarak yetersiz olmalarıdır. Metal alt yapıların ışık geçirgenliğinin olmayışı ve özellikle restorasyonun kole bölgesinde metalin yansımaları, istenmeyen durumlardır. Metalin seramik yapıdan yansımalarını önlemek amacıyla metal alt yapı üzerine opak tabakası uygulanır. Fakat uygulanan bu opak tabakası da, çoğunlukla restorasyonun estetiğini olumsuz yönde etkilemektedir. Bu durum, ön bölge diş eksikliklerinde yapılan metal-seramik restorasyonlarda daha da önem kazanmaktadır (15).

Geçmiş onlarca yılda metal seramiklerle oluşturulan kron ve köprülerin klinik başarısı kanıtlanmıştır. Tam seramik restorasyonların estetik özellikleri yüksek olduğu için yaygın kullanımına rağmen, metal seramik restorasyonlar üstün mekanik özellikleri nedeniyle hala pratikte kritik bir rol oynamaktadır. Geleneksel olarak kullanılan yüksek altın içerikli alaşımların pahalı olması, uygun fiyatlı bir materyal ihtiyacı doğurduğundan kobalt-krom-molibden içerikli bazı metal alaşımların kullanımını teşvik etmiştir (16). Günümüzde metal-seramik bağlantısının uygun bir şekilde sağlanabilmesiyle hem estetik hem de mekanik açıdan tatmin edici restorasyonlar elde edilebilmektedir.

2.3.1 Metal Destekli Seramik Sabit Restorasyonlarının Aşamaları

Metal Alt Yapı

Geleneksel düşük ısı seramiği tek başına kullanıldığında mekanik özellikleri yeterli olmadığı için metal alt yapı ile desteklenmesi gerekir ve bu altyapıların

üretiminde en yaygın olarak Co-Cr alaşımları kullanılır. Alt yapı için kullanılacak metalin kalınlığı, alaşımın tipine göre değişkenlik gösterir. Bununla birlikte ideal kalınlık miktarı 0,5 mm olarak bildirilmiştir (14,17-21).

Oksit Tabakası

Çoğu metal alt yapı hazırlanıp temizlendikten sonra, seramik uygulaması öncesi seramiğin metal üzerine bağlanmasında büyük rolü olan bir ısıl işleme tabi tutulur, buna oksidasyon işlemi denir. Soy metaller okside olmadığından alaşıma ilave edilen minör metaller, oksit tabakasının oluşmasında etkili olur. Alaşımların çeşidine göre de oksidasyon işlemi değişkenlik gösterir (21).

Opak Seramik Tabakası

Dentin ve mine seramikleri, doğal diş dokusu görüntüsünü taklit etmek amacıyla formüle edildikleri için metal alt yapının koyu rengini gizleyemezler. Opak seramikleri ile oluşturulan opak tabakası bu sorunun çözülmesini sağlamıştır. Vakum altında pişim işlemi tamamlanan opak tabakasının kalınlığı, uygulanan seramik markasına ve metal alt yapının rengine göre değişkenlik göstermekle beraber 0,2 – 0,3 mm uniform kalınlık, genel olarak ideal kabul edilir (22).

Dentin Seramik Tabakası

Seramik renginin oluşturulması, opak tabakası ile başlar fakat rengi belirleyen asıl bileşen; pigmentasyona uğramış metal oksitler bulunduran 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 (14,23).

Mine Seramiği Tabakası

Mine seramiği, doğal diş minesini taklit edeceği için dentin seramiğine göre daha fazla ışık geçirgenliğine sahiptir. Mine seramiği, ışık geçirgenliği için genellikle kesici kenar/oklüzal yüzey ve ara yüz bölgelerine uygulanmakla birlikte dentin seramiği işlenen tüm yüzeye de uygulanabilir. Dentin ile mine seramiği arasındaki renk geçişlerinin doğala yakın olması için mine seramiğinin pişiminin, dentin seramiği ile beraber tek seferde yapılması tercih edilir (14,23).

Glazür Tabakası

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

Yaygın olarak kullanılan diğer yöntem ise yüzeye sadece cam faz içeren glazür seramiği uygulayıp, pişim işlemi yaparak gereken parlaklığın sağlanmasıdır. Glazür tabakası aynı zamanda yüzeydeki çatlakları doldurarak mekanik özellikleri artırır (24,25). Soğuma sırasında glazür tabakasındaki büzülme seramiği baskı stressleri altında tutar. Bu da seramiğin dayanıklılığının artmasında etkilidir.

2.3.2 Döküm Yoluyla Elde Edilen Metal Altyapı

1907’den günümüze Dr. Taggart tarafından bulunan “kayıp mum tekniği” dental restorasyonların hazırlanmasında kullanılmaktadır. Bu yöntemle hazırlanacak restorasyon için diş hekiminin ölçü alması gerekir. Ölçü seansından sonra teknisyen daylı bir sistem kullanarak modeli hazırlar. Üretilmek istenen kronun mumdun bir kopyası yapılır. Yapılan bu kopya model yüksek ısılara dayanıklı bir revetmana alınır. Daha sonra revetmanın içerisindeki mum, bir fırın içerisinde yüksek ısı altında eritilerek ve artık gazlar uçurularak uzaklaştırılır. Alçının içinde oluşan boşluk eritilmiş metalle doldurulur. Son olarak hazırlanan döküm kronların tesviye ve polisajları yapılarak altyapı hazırlanır (14).

Metal seramik restorasyonlarda porselen fırınlama siklusları sırasında metal altyapıda deformasyonların oluşmaması için alaşımın yüksek erime sıcaklığına sahip olması gerekir. Metal altyapılarda görülebilen döküm hataları; 1. Tek parça dökümlerin proksimal bölümlerinde porozite, 2. Dökülmüş kitle içinde porozite, 3. Dökümün kırılğan olması, 4. Metal alt yapıların oksidasyonu veya gazdan arındırma işleminden sonra döküm üzerinde korozyon direnci düşük alanların olması ve 5. Gaz çıkarma/oksidasyon sırasında döküm alt yapının deforme olmasıdır. Dökümden sonra metal altyapı üzerine işlenen porselende döküm işlemine bağlı olarak oluşan problemler; 1. Çatlaklar ve porselenin metal altyapıdan ayrılması, 2. Metal oksit tabakasındaki uyumsuzluk nedeni ile seramik ile metal arasında istenen bağlantının oluşamaması ve 3. Porselen fırınlama döngüleri sırasında metaldeki deformasyonlara bağlı olarak marjinlerde görülebilecek uyumsuzluklar ve 4. Renk değişikliğidir (26,27).

Döküm esnasında oluşan tüm bu başarısızlıklar nedeniyle bu yönetime alternatif daha kolay ve başarılı üretim yapılabilecek yeni yöntemlere gerek duyulmuştur.

2.3.3 Direkt Metal Lazer Sinterizasyonu (DMLS) ve Direkt Metal Lazer Eritme (DMLM) Yöntemleri ile Elde Edilen Metal Alt Yapı

Hızlı prototip üretim yöntemi 1971 yılında Ciraud tarafından ortaya atılmış, 1977 yılında ise “seçici lazer sinter” ve “seçici lazer eritme” fikirleri ortaya konmuştur. Seçici lazer sinter (SLS) ve seçici lazer eritme (SLM), 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 (28).

Lazer sinterleme prosedürünün dental alanda kullanımı, CAD-CAM teknolojilerinin gelişmesiyle beraber başlamıştır. Temel olarak lazer sinterleme, bir CAD-CAM sistemidir. Tarayıcı sayesinde bilgisayar ortamına aktarılan modellerin tasarımı dijital ortamda yapılır, elde edilen data doğrultusunda birkaç saatte istenilen ürünler hazır olur (29).

Bilinen CAD-CAM yöntemlerine alternatif olarak son yıllarda, hızlı prototip üretim teknikleri protetik diş tedavisinde kullanım alanı bulmuştur (30). Yapılan çalışmalar yüz protezlerinin, hareketli protezlerin, iskelet alt yapılarının ve sabit restorasyonların metal alt yapılarının hızlı prototip üretim teknikleriyle elde edilebildiğini ortaya koymaktadır (30-33).

Seçici Lazer Sinterleme (SLS) ya da diğer adı ile Direkt Metal Lazer Sinterleme (DMLS) yöntemine ek olarak (SLM) olarak da bilinen Direkt Metal Lazer Eritme (DMLM) yöntemi de tabakalı üretim ile gerçekleştirilen CAD/CAM yöntemlerindedir (34).

Tabakalı üretim teknikleri ana parçadan malzeme uzaklaştırmak yerine, malzemeyi katman katman yığarak üretim yapma özelliğine sahiptir (28). Zamana göre tabakalı üretim tekniklerindeki kronolojik gelişmeler Çizelge 2. 2’ de gösterilmiştir.

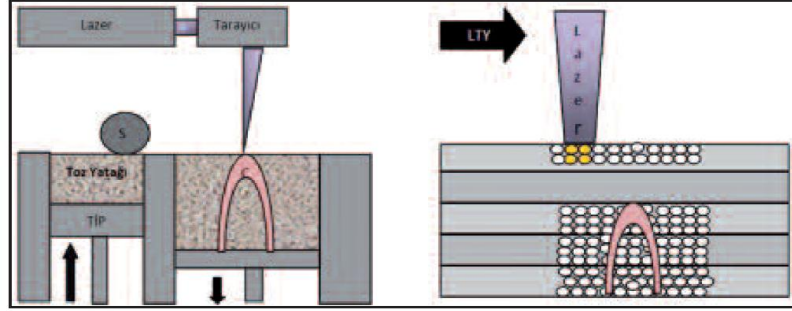
Lazer sinter yöntemi, post sinterizasyona ihtiyaç duyar. Normalde ürünler direkt olarak kullanıma sunulmamakta, makineden çıktıktan sonra fırınlama işlemine tabi tutularak yapısal bütünlüğün tamamlanması sağlanmaktadır (29).

Lazer sinterleme cihazları, döküm işlemleri esnasında meydana gelen büzülmeyle ortadan kaldırarak, metal altyapının boyutsal stabilizasyonunu sağlar ve bu şekilde çok üyeli restorasyonların, destek dişler üzerine pasif olarak yerleşmesi kolaylaşır (31).

Çizelge 2. 2. Tabakalı üretim tekniklerine genel bir bakış(35)

İsim	Kısaltma	Gelişim Yılları
Stereolitografi (Stereolithography)	SLA	1986-1988
Katı Zemin Kürü (Solid Ground Curing)	SGC	1986-1988 1999 yılında kullanımdan kalkmıştır
Tabakalı Nesne Üretimi (Laminated Object Manufacturing)	LOM	1985-1991
Eriyik Biriktirme Modellemesi (Fused Deposition Modelling)	FDM	1988-1991
Seçici Lazer Sinterleme (Selective Laser Sintering)	SLS (DMLS)	1987-1992
3-Boyutlu Baskı (3D Printing)	3DP	1985-1997
Selective Laser Melting	SLM (DMLM)	1986- 1995

DMLS, lazer enerjisi kullanılarak gerçekleştirilen tabakalı üretim tekniklerindedir. Bu sistemde alaşım tozu bir yatak üzerine yığılır. Toz yatağının üzerinden geçen bir silindir ya da seviyeleme sistemi yardımı ile toz yatağına sabit kalınlıkta alaşım tozu yerleştirilmesi sağlanır. Toz alaşım katmanının kalınlığı 20-100µm aralığındadır. Galvano aynaların rehberlik ettiği lazer demeti üretilecek cismi oluşturmak üzere her tabakadan sonra toz yatağını tarar. Üç boyutlu obje tamamlanana kadar bu döngü devam eder (28).



Şekil 2. 1. Seçici lazer sinterlemeninin şematik bir ilüstrasyonu

DMLM, kullanılan teçhizat yönünden DMLS metoduyla benzerdir. Fakat DMLM’de kullanılan yüksek enerji alaşım tozunun tamamen erimesine neden olur. Bu sebeple, seçici lazer eritmede yoğunluğu daha yüksek parçalar üretilebilir (36,37). DMLM yöntemi ile tam yoğunlukta parçalar üretilebilmektedir, fakat doğru işlem kontrolü sağlanmadığında, üretilen parçalarda yüksek iç gerilimler ve zayıf yüzey bitimi meydana gelir. Bunun sebebi işlem esnasında oluşan yüksek sıcaklık değişimleridir (38).

2.3.4 Yumuşak Metal Kazıma Yoluyla Elde Edilen Metal Alt Yapı

Kobalt-krom alaşımlar sert olduğu için kazıma işlemleri oldukça zordur bu yüzden yakın bir zamanda metal seramik restorasyonların üretiminde kullanılan metal altyapı üretimi için sinterlenmemiş yumuşak Co-Cr alaşımı bloklar tanıtılmıştır (Ceramill Sintron; Amann Girrbach) (39). Yumuşak metal blok küçük kazıma makineleriyle pürüzsüz bir şekilde kazınabilir. Çünkü mekanik özellikleri bu şekilde kazınan mum bloklarla çok benzerdir. Bu metodun avantajları; kazıma makinesindeki stresi azaltması, bu şekilde kesici frezlerin kullanım ömrünü uzatması ve kazıma zamanını sert metal blokların kazınma zamanına göre kısaltmasıdır. Metal altyapılar kazındıktan sonra sinterleme işlemine tabi tutularak tamamlanırlar (8).

Bu metal blokların işlenmesindeki aşamalar zirkonya bloklarla karşılaştırılabilir. Kazıma sonrası kazınan metal altyapı yüksek ısıda argon gazı atmosferi altında sinterlenir ve bu yaklaşık olarak %11 büzülmeyle sonuçlanır (39,40).

Yumuşak metal blok materyali, organik bağlayıcı gibi yapıştırıcı ajanlar ile birbirine bağlanması sağlanan toz partiküllerden oluşur ve bu materyal “green state” denilen formda kazınır. Daha sonra, kazınan yeni yapı tamamen sert bir hal almak için

özel yüksek ısı sinterleme fırınında koruyucu argon gaz atmosferi altında 1300 °C'de sinterlenir. Bu sinterleme işlemi sırasında, organik bağlayıcılar yanar ve metal tozu partikülleri bir birleşme fazı yaratmaksızın sinterlenirler. Bu hacimde yaklaşık %10-11 lik bir azalmaya yol açar. Var olan bilgilere göre yumuşak Co-Cr metal alaşımı 4 üyeye kadar olan sabit protezler için uygun görünmektedir (41).

Son yıllarda tanımlanmış olan yumuşak metal kazıma metoduyla metal altyapı üretim yöntemi çok az firma tarafından piyasaya sunulmuştur ve hakkında yapılmış çalışma sayısı yetersizdir. Bunlardan birisi de Sirona firması tarafından piyasaya sunulan InCoris CC bloklarıdır. InCoris CC blokları, freze ve sinterlemeden sonra cilalanabilir veya üzerine porselen işlenebilir (42).

2.3.4.1 InCoris CC Materyal Bilgisi

InCoris CC, başlangıçta kısmen sinterlenmiş halde üretilen Co-Cr alaşımı içeren bloklardır. Bu bloklar inLab ve CEREC CAD / CAM sistemleri ile spesifik olarak işlenir ve sonunda yoğun olarak sinterlenme işlemine tabi tutulur. Bu yoğun sinterlenmiş ürünler daha sonra üzerine porselen işlenerek ve / veya cilalanarak kullanılır (42).

Incoris CC'nin avantajları:

- İşlemin hızlılığı
- Yüksek kaliteli işler
- Sulu kazımaya bağlı olarak işlemin güvenliği
- Temiz ve tamamen dijital olan iş akışı

2.3.4.2 Kimyasal İçeriği

InCoris CC'nin kimyasal içeriği aşağıda Çizelge 2.3' de gösterildiği gibidir.

Çizelge 2.3 InCoris CC'nin Kimyasal İçeriği (42)

Bileşenler	Ağırlıkça %
Co	Kalan kısım 100%
Cr	28.5 ± 1.5
Mo	6.0 ± 1.0
Mn	≤ 1.0
Si	≤ 1.0
Fe	≤ 0.75
Ni	≤ 0.1
C	≤ 0.02

2.3.4.3 Teknik Bilgiler

Çizelge 2.4'de belirtilen özellikler, metal işlevli inFire HTC hızlı sinterleme fırınında yoğun sinterlenmiş nihai ürünler için geçerlidir.

Çizelge 2.4 InCoris CC'ye Ait Teknik Bilgiler (42)

Tip	Kıymetsiz Metal Seramik Alaşım
Vickers'e Göre Sertlik	225 ± 20HV
0.2 % yield stres	>480 MPa
Gerilme mukavemeti	>850 MPa
Elastik modül	180 ± 20 GPa
Kopma uzaması	>20%
Yoğunluk	7.6g/cm ³
Katılaşma noktası (solidus point)	1,360 °C
Sıvılaşma noktası (liquidus point)	1,400 °C
Termal genişleme katsayısı (20 -500°)	14.5 ±0.5 µm/m K

DIN EN ISO 22674'e göre numuneler üzerinde yapılan ölçüm

2.3.4.4 Endikasyonları ve Kontraendikasyonları

Endikasyonlar:

- Anterior ve posterior bölgede kron altyapıları
- Anterior ve posterior bölgede maximum 2 gövdeli 4 üyeye kadar olan köprüler
- Koping ve teleskopik kronlar (42)

Kontraendikasyonlar:

- Yetersiz oral hijyen
- Yetersiz preparasyon sonuçları
- Yetersiz diş yapısı
- Yetersiz alan mevcudiyeti (42)

2.3.4.5 Taranması, Tasarımı, Kazınması, Sinterlenmesi ve Tesviyesi

Üretim öncesi uygun bir ağız içi tarayıcı yardımıyla ya da klasik olarak silikonla elde edilen ölçü ve sonrasında elde edilen alçı modelin ağız dışı tarayıcıyla taranarak dijital olarak STL formatında bilgi girişi yapılması ve bu veri üzerinde yapılacak olan ürünün tasarlanması gerekmektedir. Logosu olmayan inCoris CC blokları yalnızca 15.0 veya daha üstü inLab yazılımı ile işlenebilirken, logolu olan inCoris CC blokları, inLab yazılım 4.2 veya üstü sürümüyle işlenebilir. InCoris CC blokları sirona tarafından üretilen InLab MC X5' de ve InLab MC XL'de kazınmaktadır.

Sinterleme işlemi, sadece önceden InCoris CC sinterlenmesi için programlanmış Sirona inFire HTC speed sinterleme fırınında gerçekleştirilmektedir. InCoris CC'den üretilen restorasyonlar kuru ve düşük basınçlı (argon) bir atmosferde sinterlenmelidir. InCoris CC sinterleme yapılırken sadece ilgili yüksek sıcaklık fırınları için tasarlanmış sinterleme tepsileri ve boncukları kullanılmalıdır. (Şekil 2.2)



Şekil 2.2 InCoris CC için sinterleme tepsisi ve boncukları (42)

InCoris CC altyapılarının işlenmesi, yalnızca Co-Cr ile kullanım için uygun kesitli veya spiral kesimli tungstenli karbür kesiciler ile tamamlanmalıdır. Altyapı malzemesi üzerindeki basınç minimumda tutulmalıdır ve yalnızca bir yönde çalışılmalıdır. Altyapının dışı alüminyum oksitle (250 µm, 3-4 bar) kumlanmalı ve daha sonra buharlı temizleyici kullanarak temizlenmelidir (42).

2.3.4.6 Seramik Uygulanması

Oluşturulan altyapıya seramik malzemesi uygulanırken, mutlaka uygulanacak materyalin metal altyapıya uygun olduğundan emin olunmalıdır.

InCoris CC kullanırken seramik materyali olarak mutlaka Degudent'den VITA VM 13 veya Duceram Kiss kullanılmalıdır.

Dikkat edilmesi gereken bir konu da; InCoris CC altyapıları için oksidasyon fırınlanması gerekli değildir. Örneğin DeguDent veya VITA VM13'ten Duceram Kiss'le birlikte InCoris CC altyapılarında kullanırken bir NE Bonder tabakası bonding malzemesi olarak uygulanmalı ve 980 °C'de fırınlanmalıdır. Her fırınlamadan sonra altyapı buharla yıkanmalı ve durulanmalıdır. Uygun olduğu takdirde kumlanmalıdır. Parlatma esnasında hidroflorik asit kullanılmamalı ve aşırı ısınmamasına özen gösterilmelidir (42).

2.4 Marjinal ve İnternal Uyum

Restorasyonun doğal diş ile uyumu restorasyon için önemli başarı kriterlerinden biridir (43). Uyum en iyi olarak, diş ile restorasyon arasındaki yüzeyde ölçülen çeşitli noktaların uyumu olarak tanımlanır. Dişle restorasyon arasındaki ölçümler; iç yüzeyde, kenarda ya da restorasyonun dış yüzeyi boyunca olan basamak bitim noktalarında yapılabilir. Uyumu ölçmek ve değerlendirmek için kullanılan yöntem ve teknikler, araştırmacıdan araştırmacıya değişmektedir (44).

Kırılma direnci ve estetik kadar marjinal ve internal uyum da restorasyonların başarısı ve klinik kalitesi için önemli faktörlerdir (45,46). Uygun marjinal adaptasyon ve tasarım, siman ajanlarının çözünmesini engelleyen esas faktörler olduğu için başarılı bir restorasyonda mutlaka bulunması gereken özelliklerdendir (47).

Uygun marjinal adaptasyon sağlanmasına rağmen dişle restorasyon ara yüzünde daima mikroskopik bir aralık vardır ve siman ajanı bu bölgede çözünmeye uğrayabilir. Bunu 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 tasarımı, internal uyumlama tekniği, restorasyon yapımında kullanılan materyaller ve yapım tekniği, simantasyon prosedürü, porselen fırınlama siklusu, mesleki faktörler (48) ve die-spacer uygulama teknikleridir (49).

Yeterli uyumun olmayışı, hem diş hem de destek dokular için zararlıdır (44). Marjinal açıklık dişte ve periodontal dokularda harabiyete neden olur. Plak retansiyonu periodontal dokularda marjinal enflamasyona ve dişeti çekilmesine sebep olur. Yetersiz marjinal uyum, kron marjinlerinde çürük veya sekonder çürüğe neden olur (50,51). Aynı zamanda marjinal uyumsuzluk, diş yapısı ve restoratif materyal arasındaki mikrosızıntı (bakteri, sıvı, molekül ve iyon geçişi) ile sonuçlanır ve mikrosızıntının klinik komplikasyonları arasında periodontal hastalıklar, postoperatif hassasiyet, marjinal renklenme, tekrarlayan çürükler, pulpa inflamasyonu, pulpa nekrozları ve potansiyel olarak kanal tedavisine ihtiyaç duyulması riski yer almaktadır (52).

Marjinal aralık genellikle, preparasyonun bitiş çizgisinden restorasyonun servikal marjinine kadar olan aralık olarak düşünülebilir (53). Bununla beraber pratikte morfolojik değişiklikler, yuvarlanmış marjinler veya defektlerden dolayı tek bir tanım ile kesin aralığı tanımlamak neredeyse imkansızdır (54).

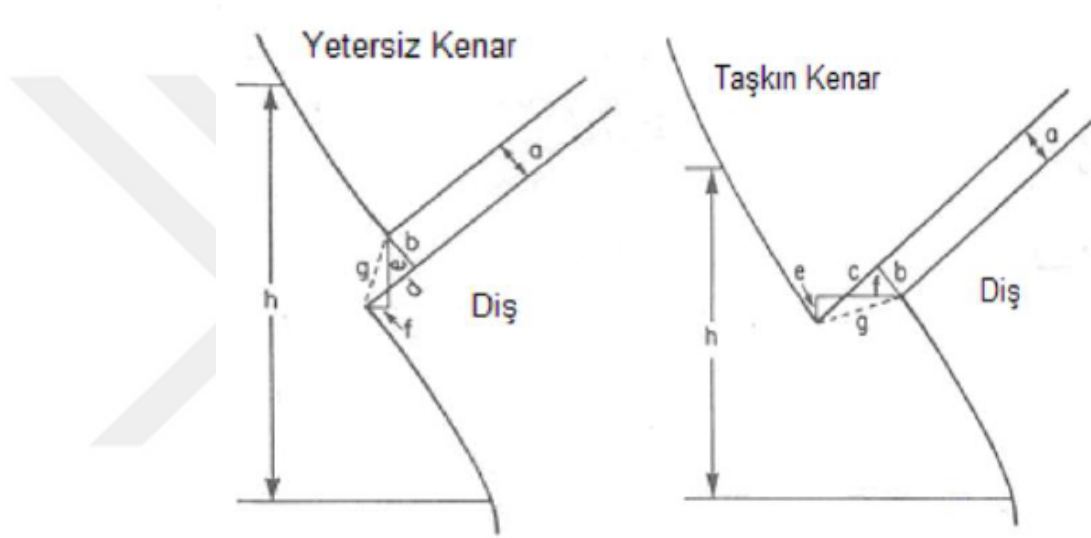
Klinik olarak bir restorasyonun marjinlerde dişe uyumunun önemli olması kadar, siman aralığı da önemlidir. Siman aralığı ya da internal uyum, retansiyon ve rezistans formunu tehlikeye atmayacak şekilde uniform bir kalınlıkta olmalıdır (55).

Geleneksel olarak bilinen 50-100 µm'lik siman aralığı kabul edilebilir miktarlardır. Bilimsel bulgular olmasa da, 200-300 µm aralıklarda da adeziv simantasyondan söz edilebilir. Ancak seramik restorasyonun altında, kalın bir adeziv siman tabakası olması dişin desteklenmesini azaltarak seramiğin kırılma riskini artırmaktadır. Oldukça ince bir siman tabakası da, simante edilmiş restorasyonun ömrünü olumsuz yönde etkilemektedir. Polimerizasyon sırasında oluşan kontraksiyon stresleri ince rezin siman tabakalarında daha önemlidir. Katılma, kritik stres değerine ulaşırsa adeziv bağlantıda prematür kopmalar görülebilmektedir (56).

Marjinal uyumun belirlenmesinde ölçüm yapılan noktaların belirlenmesi ve "uyum" olarak bahsedilen terminoloji araştırmacılara bağlı olarak değişebilmektedir. Çalışmalarda aynı terim, farklı ölçümleri belirtebilirken, aynı ölçümler için farklı terimler de kullanılabilir. Uyumun ölçülmesinde yayınlarda marjinal adaptasyon, internal adaptasyon, vertikal oturma, radyografik açıklık, klinik uyum yeteneği gibi özelliklerden bahsedilmektedir. Bu karmaşayı azaltmak için Holmes ve arkadaşları kullanılan terimleri şu şekilde açıklamışlardır (44) (Şekil 2.3).

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 (44)



Şekil:2.3 Holmes ve arkadaşlarına göre uyumsuzluk terminolojisi (44)

Metal seramik restorasyonlardaki metal altyapılarda uyum, restorasyonun yapım aşamalarında materyallerde meydana gelen büzülme ve genleşmeler nedeniyle değişkenlik gösterebilmektedir. Porselen fırınlama sikluslarından sonra bazı boyutsal değişimler, deformasyonlar ve dolayısı ile uyumsuzluklar olabilir. Campbell ve Faucher bu değişimin potansiyel sebeplerini:

1. Porselen fırınlaması sırasında oluşan büzülme,
2. Porselen ile alaşım arasındaki termal genleşme katsayısı farkı,
3. Alaşımın mekanik özellikleri,
4. Altyapının tasarımı,
5. Dişin preparasyonu,
6. Alaşımın oturma yüzeyinde oluşan metal oksidasyonu,
7. Döküm kaynaklı stresler,

8. Döküm yüzeyinin kontaminasyonu,
9. Alaşımın oluştuğu gren büyümesi,
10. Alaşımın sağ direncinin yetersiz olması,
11. Döküm iç yapısının porselen vb. ile kontaminasyonu olarak sıralandırmıştır (57,58).

Marjinal uyumun değerlendirilmesi kalitatif veya kantitatif olabilir. Kalitatif metotlar; gözle inceleme, sondla kontrol ve radyolojik muayenedir, sonuçlar sayısal değerler veremez. Bu tür değerlendirmelerin doğrulukları insan gözünün algılayabildiği 60 µm ile sınırlıdır (59). Radyolojik ve klinik olarak marjin açıklığının incelendiği bir çalışmada, 80 µm'dan daha az düzeydeki marjin açıklığının radyolojik olarak değerlendirilmesinin oldukça zor olduğu belirtilmiştir. Sond yardımıyla yapılan klinik incelemede ise bu oranın 200 µm olduğu değerlendirilmiştir (60).

Yapılmış olan çalışmalar incelendiğinde, marjinal ve internal uyumun ölçümü için kullanılan yöntemler şu şekilde sıralanabilir:

1. Direkt güdük üzerinden ölçmek
2. Rezin replika tekniği
3. Siman aralığı-silikon replika tekniği
4. Kesit alarak ölçüm tekniği
5. Üç boyutlu yüzey tarama cihazları kullanılarak yapılan ölçümler

2.4.1 Direkt Güdük Üzerinden Ölçüm

Bu şekilde değerlendirmek için en sık kullanılan alet mikroskoptur. Mikroskobun yüksek görüntü büyütme özelliği hassas ölçümler yapılmasına olanak sağlar (59). Direkt yöntem, kolay ve hızlı bir ölçüm metodudur. Bu yöntemde, örneklerin tekrar kullanılmayacak şekilde zarar görmesine neden olan kesit alma, simantasyon veya rezin içine gömme gibi işlemler uygulanmaz, bu şekilde üretim sırasında kronların farklı aşamalarındaki ölçümleri yapılabilir. Bununla birlikte kronların tekrar tekrar diş örneği üzerine yerleştirilmesi aşınmalara yol açabilir ve ölçümler değişebilir. Diğer bir dezavantajı da taşkın kenar ölçümlerinin bu yöntemle yapılamamasıdır (61).

Marjinal uyumun değerlendirilmesinde en çok ışık mikroskobu veya taramalı elektron mikroskobu (Scanning Electron Microscope) kullanılır. Literatürde kenar açıklığı ölçümleri için ışık mikroskobu ve SEM kullanılan araştırmalar mevcuttur (45,46,62,63). Metal ve seramik malzemeler ışık mikroskobuyla rahatlıkla incelenebilir. Işık mikroskobu gözlemi, elektron mikroskobu gözlemine göre çok daha az hazırlığa ihtiyaç duyması açısından pratiktir. Kamera ile incelenen kenar bölgesi büyütülerek, bilgisayar ekranında özel bir analiz programıyla ölçülebilir (59). Taramalı elektron mikroskobundan renkli görüntü alınmaz, elde edilen görüntüler siyah beyazdır. Ayrıca inceleme yapmak için örnek yüzeylerinin belli işlemlerden geçmesi gerekir. Gerek örnek hazırlama gerekse ölçüm aşamaları daha zahmetlidir ve daha çok zaman alır.

Direk güdük üzerinden ölçüm yönteminde marjin uyumu ölçümlerinin doğru ve hassas bir şekilde yapılabilmesi için aşağıdaki noktalara dikkat edilmelidir;

- Restorasyonların servikal kenarları ve preparasyonun bitim çizgisi net olmalıdır ve aynı odak merkezinde (düzlemde) pozisyonlanmalıdır,
- Örnekler, x-y düzleminde aynı üç boyutlu pozisyonda yerleştirilebilmelidir,
- Restorasyonların dış preparasyonuna yerleştirilmeleri için uygulanan kuvvet standart olmalıdır,
- Ölçüm yapılacak noktalar örneklerde standart olmalı, iyi belirlenmeli ve hassas olmalıdır (49,59).

2.4.2 Rezin Replika Tekniği

Rezin replika tekniğinde restorasyonun marjin bölgesinin ölçüsü alınır (55,64). Alınan bu dairesel silikon kalıbın içine, patern rezin uygulanır ve restorasyonun marjin bölgesi rezinden dublike edilmiş olur. Oluşturulan rezin replika üzerinden ölçümler yine direkt yöntemde olduğu gibi yapılabilir. Sabit restorasyonlarda, destek dişler üzerinde ölçüm yaparken mikroskopta konumlandırmak oldukça zordur; özellikle proksimal bölgelerden görüntü almak mümkün değildir. Destek dişlerin replikasının elde edilmesi ile proksimal bölgelerden de ölçümler yapılabilmesi bu yöntemin önemli bir avantajıdır. Replika, bir silindir gibidir ve mikroskop altında özel cihazlara bağlanarak rotasyonel hareketle birçok ölçüm, kolaylıkla yapılabilir. Bu yöntemin dezavantajı ise, kullanılan patern rezinde meydana gelen büzülme ve detay kaybının ölçümlerde hata payı oluşturmasıdır (55).

2.4.3 Siman Aralığı - Silikon Replika Tekniği

Siman aralığı-silikon replika tekniği restorasyonların marjin ve iç uyumlarının ölçümünde kullanılır (44,56,65,66). Bu yöntemde öncelikle kuron içine akıcı kıvamlı silikon konur ve kron dışın ya da güdüğün üzerine belirli bir kuvvet uygulanarak yerleştirilir. Dış ya da güdük kurondan ayrıldıktan sonra, kuronun içinde kalan akıcı kıvamlı silikonun üzerine, akıcı kıvamlı silikona destek sağlaması için daha kıvamlı silikon materyali enjekte edilir. Sonuçta elde edilen yapıda akıcı kıvamlı silikon; siman aralığını ya da iç uyumunu; orta kıvamlı silikonun bulunduğu bölge ise prepare edilmiş dişi temsil eder. Bu yapıdan alınan kesitlerin mikroskop altında ölçümleri oldukça kolaydır (55). Bu yöntemin de dezavantajı, kullanılan silikonlarda meydana gelen büzülme ve buna bağlı olarak ölçümlerde hata payı oluşturmastır.

2.4.4 Kesit Alarak Ölçüm Tekniği

Bu ölçüm tekniğinde kuron-dış yapısı simante edildikten önce veya sonra, radyoaktif ya da kimyasal boyayıcı maddelere batırılır ve bu maddelerin kuron-dış arasına sızması sağlanır. Daha sonra kuron-dış 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-dış yapısı boya maddelerine batırılmadan da rezine gömülüp kesitler alınabilir (67-73).

Uçar ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada döküm Co-Cr ve Ni-Cr kronların internal uyumu, selektif lazer sinterizasyon teknolojisi kullanılarak Co-Cr alaşımlardan elde edilen kronlar ile karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir. Uyumun siman aralığına yerleştirilen silikonun ağırlığı ölçülerek ve kesit alarak ölçüm yapılması yöntemleri ile değerlendirildiği çalışmalarının sonucunda, gruplar arasında internal aralık değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığını bildirmişlerdir (4). Ayrıca, her iki ölçüm yöntemi ile birbirini destekleyen sonuçlar elde edildiği belirtilmiştir.

2.4.5 Üç Boyutlu Yüzey Tarama Yöntemi İle Ölçüm

Üç boyutlu yüzey tarama teknolojisi, son zamanlarda hızla gelişme göstermiştir. Dış 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, dişin preperasyon yüzeyi ile restorasyonun iç yüzeyi, tarayıcılarla üç boyutlu olarak taranmaktadır (74). 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 (8).

2.5 Metal-Porselen Bağlantısı

Restorasyonların fonksiyonel ve estetik başarısının metal seramik bağlantı yüzeyinin özelliklerinden etkilendiği bilinmektedir. Bağlantının oluşmasına neden olan asıl mekanizmalar tam olarak bilinmemesine rağmen porselen-metal ara yüzeyi arasındaki ilişkiyi açıklayabilen, kabul edilmiş teoriler mevcuttur (75).

Metal-seramik bağlantı dayancını dört faktör belirler. Bunlar;

- A. Mekanik bağlantı
- B. Kimyasal bağlantı
- C. Sıkıştırma bağlantısı
- D. Moleküler çekimle bağlantı (Van Der Waals) (14)

2.5.1 Mekanik Bağlantı

Mekanik tutuculuk, metal ve porselen arasında her iki yüzeyin temas ettiği bölgede, seramiğin kumlama sonucu metalin yüzeyinde oluşturulan pürüzleri doldurmasıyla gerçekleşen kilitlenme şeklindeki bağlantıdır. Tutuculuk, metal veya metal oksit yüzeyinin, porselen tarafından iyi bir şekilde ıslatılmasına bağlı olarak, metal yüzeyindeki mikroskobik düzensiz pürüzlülükler içine opak porselenin akması ile sağlanır. Mekanik bağlantı, metalin geometrisi ve yüzey düzensizliği ile ilgilidir. Al_2O_3 kumlama gibi yöntemler ile metalin yüzey alanı artırılır, kompresyon altında metal ile porselen arasında mekanik kilitlenme sağlanır. Dental porselen, metale bağlanmak için pürüzlü yüzeylere ihtiyaç duymaz, iyi polisajlanmış yüzeylere de tutunabilir. Ancak yüzey pürüzlülüğü tutunma kuvvetini artırır (14,75).

2.5.2 Kimyasal Bağlantı

Metal-porselen restorasyonlarda güçlü bir bağın oluşumundaki temel rol kimyasal bağlantıdır (76). Kimyasal bağlantı, seramiği oluşturan maddeler ile metal oksitler arasında kimyasal reaksiyonla oluşan kimyasal adezyon olarak tanımlanabilir. Bu bağ, metal yüzeyi üzerinde oluşan oksit tabakası aracılığı ile oluşur. Ni-Cr ve Co-Cr gibi kıymetsiz alaşımlarda oksit tabakası kendiliğinden oluşmaktadır. Kıymetli metal

alaşımalarında ise oksit tabakası kendiliğinden oluşmadığı için alaşımlara kalay, indiyum ve demir gibi metaller katılarak oksit tabakasının oluşması sağlanır. Bu metaller, fırınlanma sırasında alaşımın yüzeyine yayılarak, porselen ile kimyasal bağlantıyı sağlayan kalay-indiyum-demir oksitleri oluştururlar. Metal yüzeyinde oluşan oksit tabakasındaki oksitler ile porselen içindeki oksitler kimyasal olarak bağlanır. Alaşımın yüzeyinde oluşan oksit tabakasının opak seramik ile oluşturduğu metalik, kovalent ve iyonik bağlar, kimyasal bağlantıyı oluşturur.

2.5.3 Moleküler Çekimle Bağlantı (C-Van Der Waal'S Kuvvetleri)

Kimyasal bağlanma olmaksızın bir alan içinde birbirlerine yaklaşan iki atom arasındaki elektrostatik çekim kuvvetiyle oluşur. Metal yüzeyin porselen ile ıslanabilme miktarından Van Der Waal's kuvvetleri etkilenir. Van Der Waal's kuvvetleri; adezyon için oksit tabakasına bağlı değildir. Bu bağlantı; tüm bağlantının gücüne ihmal edilebilir bir katkı sağlar (14,75).

2.5.4 Sıkışma Bağlantısı

Sıkışma kuvvetleri ile bağlantı metal yüzeyinin geometrisine ve metal ile porselenin ısıl genleşme katsayıları arasındaki uyuma bağlıdır. Metalin ısıl genleşme katsayısı porselenden büyükse, soğuma sırasında metal hızla büzülerek porselene baskılayıcı kuvvet uygular. Soğuma sırasında metal orijinal boyutuna dönme çabasında iken metal daha çabuk büzülür ve sonuçta metal gerilim, porselen ise baskı altında kalır ve sıkışma bağlantısı oluşur. Kırılgan materyallerin tamamında olduğu gibi dental seramikler de baskı kuvvetleri karşısında germe kuvvetlerine oranla daha dayanıklıdır (75).

2.6 Metal-Porselen Bağlantı Başarısızlığı

2.6.1 Başarısızlık Tipleri

Metal-seramik restorasyonlarda porselen, metal bir altyapıyla desteklenir. Metal ve porselen arasında sağlanan kimyasal uyum, restorasyonların termal ve mekanik kuvvetlere dirençli olmasını sağlar (77). Fakat, metal ve porselen yapısındaki fiziksel ve kimyasal farklılıklar, her iki madde arasında uygun bir bağlantı oluşumunu zorlaştırmaktadır. Metal yüzeyinde oluşan oksit tabakası metal ve porselen arasında bağlantı oluşması için uygun zemini hazırlar. Metaloksit ve porselen bağlantısı güçlüdür ancak oksit tabakası ile metal arasındaki bağlantı kaybında veneer yapının ayrılması söz konusu olabilir. Alaşımda gereğinden fazla oksit tabakasının oluşumu da ya bağlantının

oluşmamasına ya da metal oksit yüzeyinde kırıklara neden olur (78,79). Metal-seramik restorasyonlarda oluşan kırıklara sıklıkla çigneme veya travma anında oluşan tekrarlayan gerilim ve gerinim stresleri sebep olur (80).

1977’de O’Brien metal-seramik hatalarını kırık olan yüzeye göre 6’ya ayırmıştır (81).

- 1) Metal-porselen
- 2) Metal oksit-porselen
- 3) Metal-metal oksit
- 4) Metal oksit-metal oksit
- 5) Metal kohezyonu
- 6) Porselen kohezyonu

McLean’e göre metal-porselen kırığı; metal-porselen, metal oksit-porselen, metal-metal oksit, metal oksit-metal oksit şeklinde ise bu oksit tabakasının kalite ve miktarı ile ilgilidir. Kırık metal kohezyonu şeklinde ise yalnız sabit protezlerdeki bağlantıyla ilgilidir (17).

2.6.2 Metal-Porselen Bağlantısını İncelemede Uygulanan Testler

Restorasyonların direncini zorlayan kuvvetler, devamlı kuvvetler, aralıklar ile etkiyen kuvvetler, gerilim, baskı ve makaslama kuvvetleridir. Metal porselen restorasyonların başarısında çok sayıda karmaşık faktörlerin etkili olmasıyla birlikte metal-porselen bağlantı direnci klinik başarıda belirleyici bir öneme sahiptir (82,83).

Test metotları, test örneklerinde olan esas streslere göre sınıflandırılmıştır. Gerilme (tensile), makaslama (shear), eğme (bending), burma (torsion), gerilme-makaslama (tensile-shear), test tasarımları kullanılmıştır (82). Seramikler için birçok direnç ölçüm test metotları kullanılır. Küresel çelik veya sivri uçlarla kompresyon testleri, eğme testleri örnek verilebilir (84,85). Direnç ölçüm testlerinde kullanılan kırıcı uç şekilleri de çalışmalarda farklılık göstermektedir. Araştırmacılar test işleminde birçok farklı metot kullansalar da bu metotların tam olarak doğal diş, restorasyon ve ağız ortamı şartlarını yansıttığı söylenemez. Daha güvenilir test yöntemleri için araştırmalar devam etmektedir (85).

Metal-seramik bağlantı testinde, metal-seramik bağlantı yüzeyinde salt makaslama veya çekme kuvvetinin oluşmaması ve porselenin sınır noktalarındaki stres birikimi problem oluşturabileceği için; metal-seramik bağlantı direncini yalnızca makaslama veya çekme testiyle sınamak yerine ağız içinde kurona gelecek kuvvetleri deney ortamına yansıtarak incelemek, daha mantıklı bir yaklaşım olacaktır (86). Metal-porselen bağlantı kuvvetinin değerlendirilmesi için bir çok test yöntemi geliştirildiyse de klinik şartları tam olarak yansıtan, standardize edilmiş bir yöntem henüz mevcut değildir (87).

AMAC;

Bu çalışmanın amaçları;

1. Geleneksel döküm, lazer sinterizasyon ve CAD/CAM ile kazınmış yumuşak metalden oluşan alt yapıların marjinal ve internal uyumlarını karşılaştırmak,
2. Porselen fırınlama sikluslarının marjinal ve internal uyuma etkisini karşılaştırmak,
3. Üç farklı yöntemle elde edilmiş metal alt yapıların porselenle bağlantısını karşılaştırmak.

Bu çalışmanın hipotezleri;

1. Yumuşak metalin CAD/CAM ile kazınmasıyla elde edilen alt yapıların marjinal ve iç uyumu ile döküm ve lazer sinterizasyon yöntemleriyle oluşturulanlar arasında bir fark yoktur.
2. Yumuşak metalin CAD/CAM ile kazınmasıyla elde edilen alt yapıların porselen fırınlama siklusunda gösterdiği değişimle döküm ve lazer sinterizasyon yöntemleriyle oluşturulanlar arasında bir fark yoktur.
3. Porselen fırınlama siklusları alt yapıların marjinal ve iç uyumuna etki etmez.
4. Yumuşak metalin CAD/CAM ile kazınmasıyla elde edilen alt yapıların porselen ile bağlanmasında döküm ve lazer sinterizasyon yöntemleriyle oluşturulanlar arasında bir fark yoktur.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1 Ana Modelin Hazırlanması

İncelemelerde kullanılacak olan örnekler klinik uygulamayı simüle edebilmesi için tek üye sabit restorasyon olarak planlanmıştır. Mevcut çalışmada standart basamak preparasyonunu ihtiva eden akrilik çene (Ivoclar Vivadent) tek üye prepare edilmiş 16 nolu diş kullanılmıştır. (Şekil 3.1)



Şekil 3. 1. Standart prepare edilmiş akrilik dişler

Akrilik çene üzerinden A tipi polivinil siloksan dublikat malzemesi (Elite Double32, Zhermack) kullanılarak ölçü elde edilmiştir. Bu ölçüye tip 4 geliştirilmiş sert alçı (Fujirock EP, GC) dökülerek modelin dublikatı elde edilmiştir. Dublikatta 16 nolu prepare diş, komşu bölgelerinden kıl testere yardımı ile çenelerden ayrılmıştır. (Şekil 3.2)



Şekil 3. 2. Alçı model

Elde edilen 16 nolu alçı diş dublikatı; basamak marjinleri değişmeyecek fakat yan tarafa devrildiğinde yere paralel ve sabit bir konumda kalacak şekilde, kenarları yuvarlatılmış dikdörtgen prizması halinde kenarları trimlenip alçıyla doldurularak yeni bir güdük modeli oluşturulmuştur. Oluşturulan yeni güdükten A tipi polivinil siloksan

dublikat malzemesi (Elite Double32) kullanılarak ölçü elde edilmiştir. Bu ölçüye tip 4 geliştirilmiş sert alçı (Fujirock EP, GC) dökülmüştür. (Şekil 3.3)



Şekil 3. 3. Kenarları yuvarlatılmış dikdörtgen prizması şeklinde oluşturulan alçı güdük

Elde edilen yeni alçı güdük, ağız içi tarayıcı (Dental Wings 7 series, Dental Wings) yardımı ile taranarak bilgisayara aktarılmıştır. Taranan alçı güdüğün Co-Cr içerikli metal kopyası (CobaltChrome SP2, EOS, EOS GmbH) lazer sinterizasyon yöntemiyle hazırlanmıştır. (Şekil 3.4)

Lazer sinterize Co-Cr güdük ve daha sonra üzerine tasarlanacak olan lazer sinterize metal altyapılar hazırlanırken ISO 22674 nolu standarta uygun olacak şekilde STL formatlı dosya kullanılarak, EOSINT M 270 cihazına veri girişi yapılmıştır. Örnekler Dental Labor (İzmir, Türkiye) isimli dental laboratuarda hazırlanmıştır. Anabilim dalımızda daha önce uygulanmış çalışmalar ile kıyaslanabilmesi adına; çalışma örnekleri hazırlanırken üretim parametreleri sırası ile; lazer gücü 200W, lazer demetinin çapı 0,2 mm, tarama hızı; 7,0 m/s, üretim hızı; 2-20 mm³/s, katman kalınlığı; 0,02 mm ve koruyucu atmosfer max % 1,5 oksijen olacak şekilde ayarlanmıştır.



Şekil 3. 4. Lazer sinterizasyon yöntemiyle oluşturulan metal güdük

Prepare edilmiş 16 nolu diş formunda oluşturulan metal güdük üzerinde, alev uçlu frez yardımıyla mesial, distal, bukkal, palatinal yüzeyler baş harfleri kazınarak belirlenmiştir. Mikroskopta yapılacak ölçümlerde aynı noktalardan ölçüm yapılabilmesi

için, her yüzeyde (mesial, distal, bukkal, palatinal) marjinden başlayarak metal güdük üzerinde 5'er referans çizgi alev uçlu frez yardımıyla kazanmıştır.

3.2 Metal altyapıların oluşturulması

Metal güdükten tarayıcı yardımıyla dijital ölçü almadan önce güdüğe CEREC optispray (CEREC optispray, Sirona Dental Systems GmbH) uygulanmış, ağız içi dijital tarayıcıyla (Dental Wings 7 series, Dental Wings) STL formatında dijital ölçüsü kaydedilmiştir. Bu dijital ölçü üzerinde marjinleri tüm yüzeylerde 1 mm lik metal ledge ile sonlanacak, duvar kalınlığı 0,5 mm olacak ve siman aralığı 20 mikron olacak şekilde metal altyapı tasarlanmıştır.

STL formatındaki metal altyapı tasarımı lazer sinterizasyon ve döküm grubundaki örnekleri üretmek için Dental Labor (İzmir, Türkiye) isimli laboratuara; yumuşak metal kazıma grubundaki örnekleri üretmek için ise Orto-Tek (İstanbul, Türkiye) isimli laboratuara gönderilmiştir.

Lazer sinterize 15 adet metal altyapı örneklerin hazırlanmasında üreticinin önerdiği Co-Cr (CobaltChrome SP2, EOS, EOS GmbH) tozu kullanılarak yukarıda anlatıldığı şekilde üretilmiştir.

Döküm örneklerin diğer 2 gruptaki örneklerle standart olması için 15 adet altyapı prototipi CAD/CAM sistemi kullanılarak dökülebilir akrilik rezinden (Tempo-CAD-PMMA Disc and Block, On-Dent) elde edilmiştir. Elde edilen modelajlar tijlenerek üretici firmanın tavsiyeleri doğrultusunda fosfat bağlı revetmana (Bellavest T, Bego) alınmıştır. Manşet ön ısıtma fırınında (Mikrotek, Sakarya, Türkiye) 950 °C'de 45 dakika bekletildikten sonra santrifüj döküm cihazına (Fundor T, Bego) alınmış ve 1400 °C'de dökümleri yapılmıştır. Dökümü tamamlanan metal altyapılar manşet içerisinde oda sıcaklığına kadar soğutulmuştur. Rövetmandan çıkarılan altyapıların tijleri karbit frez kullanılarak uzaklaştırılmıştır. Geleneksel döküm metal altyapı üretimi için Microlit ISI (Wirobond C, Bego) alaşımları kullanılmıştır.

Yumuşak metal kazımayla üretilen 15 adet örnek Orto-Tek Laboratuvarında InLab Mc X5 (Sirona Dental Systems GmbH) milling makinasında InCoris CC blokları (Sirona Dental Systems GmbH) kullanılarak kazanmış, daha sonrasında InFire HTC speed (Sirona Dental Systems GmbH) seramik sinter fırınında sinterlenmiştir.

Toplamda 45 adet olacak şekilde her grup için 15'er adet metal altyapılar üretilmiştir. Üretilen altyapıların kontrolü yapılmış, standartlara uygun olmayanların yerine yenisi yapılmıştır. (Şekil 3.5)



Şekil 3. 5. Sol taraftan itibaren sırasıyla 15 adet yumuşak metal, 15 adet döküm ve 15 adet lazer sinterize altyapı.

Çizelge 3. 1. Çalışmada kullanılan alaşımların elemental içerikleri (wt%)

	Co	Cr	Ni	Mo	W	Si	Fe	C	Mn	Ce
EOS CoCr SP2	63,8	24,7		5,1	5,4	1,0	0,5		0,1	
Microlit ISI	61,1	24,8		5	6,5	1,7			<0,5	
InCoris CC	Kalanın %100	28.5±1. 5	≤0. 1	6.0±1.0		≤1.0	≤0.75	≤0.02	≤1.0	

3.3 Metal Altyapılara Porselen Uygulanması

Her 3 grup için uygulanan porselen kalınlıklarının standart olması amaçlanmıştır. Bu amaçla, bir adet metal altyapı (Şekil 3.6) üzerine kliniği simüle edecek şekilde optimum kalınlıkta porselen uygulanması sonrası, bu örnek güdük üzerindeyken A tipi polivinil siloksan putty ölçü malzemesi (Panasil Putty Fast Set, Kettenbach) kullanılarak ölçüsü alınmıştır. Alınan bu silikon ölçü; birleştirildiğinde rehber olması amacıyla, anahtar ve kilit parçaları güdük üzerinde olacak şekilde dikey olarak 4 parçaya ayrılmıştır. (Şekil 3.7)



Şekil 3. 6. Porselen standardizasyonu için üretilen kontrol grubu örnek



Şekil 3. 7. Porselen uygulaması için oluşturulan silikon rehber

Oluşturulan silikon rehber, ağız içi tarayıcı (Dental Wings 7 series, Dental Wings) yardımı ile taranarak bilgisayara STL formatında aktarılmıştır. Çukurova Üniversitesi Eğitim Fakültesi bünyesinde bulunan 3 boyutlu yazıcı (Markforged Marc two, Markforged) kullanılarak silikon rehberin naylondan bir kopyası elde edilmiştir. (Şekil 3.8)



Şekil 3. 8. Silikon rehberin 3D yazıcıda oluşturulan naylon kopyası

Oluşturulan bu naylon rehber porselen uygulaması sırasında sabit duracak ve yüzeyleri belirli olacak şekilde silikon bir tablaya gömülmüştür. (Şekil 3.9)



Şekil 3. 9. Porselen uygulaması için oluşturulan düzenek

Seramik uygulaması öncesinde döküm ve lazer sinterizasyonla elde edilen metal altyapılar tesviyeleri tamamlandıktan sonra basınçlı buharla temizlendi. Ardından, 980°C de oksit fırınına girdi. Üretici firmanın önerisi doğrultusunda bağlantı ajanı Ceramco Base Paste (Ceramco) uygulandı. Daha sonra iki kat olacak şekilde 950°C’ de opak (Vita WMK master ,VITA Zahnfabrik) uygulandı. Dentin seramiği Super porcelain EX-3 (Kuraray Noritake Dental Inc) porseleni ile oluşturulan düzenek kullanılarak, yığma metoduyla fırça ile tek bir kişi tarafından gerçekleştirildi ve 930°C de ile pişimi yapıldı. Her metal altyapı örnek numarasının yazıldığı plastik torbalara sırası karışmayacak şekilde yerleştirildi.

Yumuşak metal altyapıların tesviye ve kontrolleri tamamlandıktan sonra seramik uygulaması öncesinde üretici firmanın talimatı doğrultusunda gerek olmadığı için oksidasyon fırınlanması yapılmamıştır. Üretici firmanın talimatı gereği ince ama tam bir opak tabakası uygulanmış ve 980 °C'de fırınlanmıştır. Seramik uygulaması InCoris CC üretici firmasının talimatı doğrultusunda VITA VM 13 (VITA Zahnfabrik) porselen ile

oluşturulan düzenek kullanılarak yığma metoduyla fırçayla tek bir kişi tarafından yapıldı.

Her metal altyapı sırasına uygun olarak plastik torbalarına geri yerleştirildi.



Şekil 3.10. Örneklerin numaralarına göre paketlenmiş hali

Her 3 gruptaki örneklerin dentin uygulaması sonrası standardizasyonunu kontrol etmek amacıyla; mesial, distal, bukkal, palatinal yüzeyler ve mesiopalatinal tüberkülün belirlenen noktalarından kumpasla kalınlığı ölçülmüştür.

3.4 Örneklerin Glazelenmesi

Her üç gruptaki metal altyapıların marjinal ve internal ölçümleri tamamlandıktan sonra buharlı basınç altında temizlenip Ceramco 3 Glaze (Dentsply Ceramco) ile glaze uygulaması yapılmıştır.

3.5 Marjinal Aralık Ölçümleri

Marjinal ölçümler fakültemiz bünyesindeki multidisipliner laboratuvarında bulunan bilgisayarla bağlantılı ışık mikroskobu (Zeiss Primostar, Zeiss) ve bu bilgisayarda kullanılan Zen Lite 2011(Zeiss) yazılım programı yardımıyla yapılmıştır. (Şekil 3.11)



Şekil 3. 11. Marjinal ölçümlerin yapıldığı ışık mikroskobu ve yazılımının bulunduğu bilgisayar

Ölçümlere başlanmadan önce üretici firmanın mikroskobu kalibre etmesi ve yazılımı kontrol etmesi sağlanmıştır.

Marjinal açıklık ölçümleri dökümden ya da cihazdan çıkmış ve tesviyesi tamamlanmış örneklerde gerçekleştirildi.

Metal altyapıların marjinal ölçümleri sırasında simantasyon yapılmadığından her altyapıya eşit basınç uygulamak amacıyla tutucu uçları güdük ve örneğin yerleşebileceği şekilde uyumlanmış cerrahi çamaşır klembi (7535, Medisporex CE) kullanılmıştır. (Şekil 3.12)



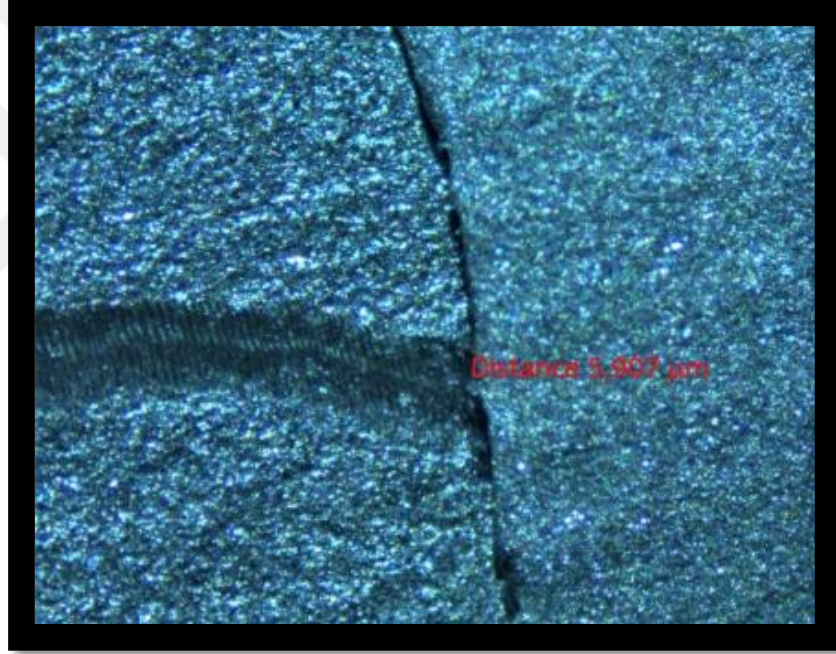
Şekil 3. 12. Cerrahi çamaşır klembiyle birarada tutulan metal altyapı ve güdük

Ölçümler bukkal, mesial, lingual ve distal olmak üzere dört yüzeyde, her yüzeyde referans olarak belirlenen beş ayrı çizginin her birinin en üst noktasından olacak şekilde 4x objektif (40 kat büyütme) altında yapıldı. Ölçümlerin yapılması sırasında dikdörtgenler prizması şeklindeki güdüğün her ölçüm yüzeyi için lama tam temas etmesine dikkat edilmiştir.

Marjinal aralık ölçümleri kuron bitim kenarı ile metal güdük üzerinde hazırlanan basamak arasındaki mesafe ölçülerek saptanmıştır. Metal altyapı, dentin porseleni uygulaması ve glaze uygulaması sonrası olmak üzere toplamda 2700 fotoğraf çekilerek her örnek için 3 ayrı aşamadan sonra ölçüm yapılmıştır. (Şekil 3.13) Her ölçüm sonrası örnekler kendi numaralı plastik poşetlerine yerleştirilmiştir. Ölçüm değerleri, mikrometre (μm) cinsinden kaydedilmiştir.



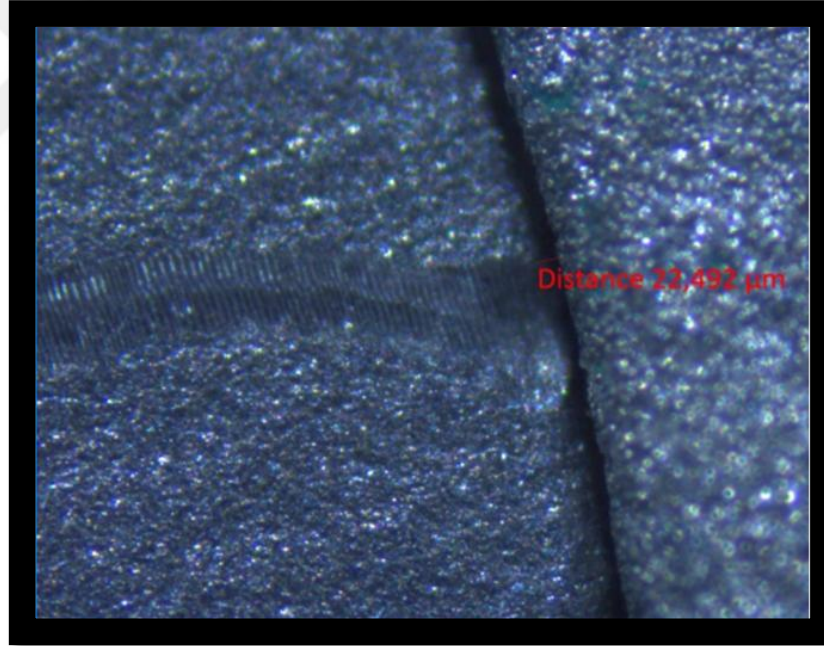
Şekil 3. 13. Zen lite 2011 programıyla yapılan marjinal aralık ölçümü



Şekil3.14. Işık mikroskobunda döküm metal altyapının 4x büyütülmüş görüntüsü



Şekil3.15. Işık mikroskobunda lazer sinterize metal altyapının 4x büyütülmüş görüntüsü



Şekil 3.16. Işık mikroskobunda yumuşak metal altyapının 4x büyütülmüş görüntüsü

3.6 İnternal Aralık Ölçümleri

Alt yapı örneklerin internal aralık ölçümleri silikon replika tekniğiyle ^(4,55,56,65,66) yapılmıştır. İnternal uyumun değerlendirilmesi amacıyla metal alt yapı ile metal güdük arasına akıcı kıvamlı ilave tipi silikon ölçü maddesi (x-light initial contact, Panasil)

katalizör ve bazından eşit miktarda karıştırılıp yapıştırıcı simanı simule edecek şekilde parmak basıncı ile yerleştirildi, marjinden taşan fazlalıklar temizlendi, polimerizasyon tamamlanincaya kadar üretici firma talimatına göre parmak basıncı altında bekletildi. Polimerizasyonu tamamlanan örneklerin içerisindeki akıcı kıvamlı ilave tipi silikon ölçü malzemesi ekskavatör yardımıyla kronun içerisinde dikkatlice çıkarılarak hassas terazide (AX 120; Shi- madzu Corp) ölçümleri yapıldı. (Şekil 3.14) Ölçümler metal altyapı, dentin uygulanması ve glaze uygulaması sonrası şeklinde 3 aşama sonrasında tekrar edildi. Veriler miligram (mg) cinsinden kaydedildi.



Şekil 3. 17. Ölçümlerin yapıldığı hassas terazi ve silikon replikanın ağırlığının ölçümü

3.7 Test Örneklerinin Metal Porselen Bağlantısının Ölçümü

Mekanik testler, Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi araştırma laboratuvarında gerçekleştirilmiştir. Tüm örneklerin en son glaze olmak üzere, marjinal ve internal uyum ölçümleri tamamlandıktan sonra; döküm, lazer sinter ve yumuşak metal altyapı üretim metodlarının porselenle bağlanmalarını karşılaştırmak üzere Üniversal Test Cihazı (Testometric) (Şekil 3.18) kullanılarak dakikada 1mm'lik bir hızla baskı testine tabi tutulmuştur. Örneklerde kırık oluşana kadar artan kuvvetle yükleme yapıldı. Kırılma kuvveti (Newton) ve deformasyon değerleri ölçülerek stress-strain grafiği kaydedilmiştir.

Ölçümlerde kullanılan metal güdük, testometrik cihazının alt parçasına tam uyacak şekilde ışıqla sertleşen şeffaf akrilik rezine (Technovit 7200 VLC, Heraeus Kulzer GmbH) dikey olarak gömülmüştür (Şekil 3.19).

Cihazın alt kısmına, metal güdük yere dik olacak şekilde akriliğe gömülü olarak yerleştirilmiştir. Cihazın üst kısmına ise baskı ucu, alt kısımdaki güdüğe yerleştirilen

örneğin meziopalatinal kaspının tam ortası hizasına (kasp tepesine) gelecek şekilde yerleştirilmiştir (Şekil 3.19).

Örneklerin her biri kırılma düzeneğine uygulanmadan önce yapıştırıcı simanı taklit etmek üzere akıcı kıvamlı ilave tipi silikon materyali (x-light Initial Contact) ile güdüğe sabitlenmiştir. Tüm örnekler güdük yerinden çıkarılmadan düzeneğin pozisyonu bozulmayacak şekilde tek tek yerleştirilip ölçümler yapılmıştır.



Şekil 3.18. Üniversal Test Cihazı (Testometric)



Şekil 3.19. Üniversal test cihazında (testometric) yerleştirilmiş örnek

3.8 İstatistiksel Analiz

Ölçümler sonucu elde ettiğimiz verilerin istatistiksel analizleri, SPSS 16.0 (SPSS Inc., ABD) programı yardımı ile yapılmıştır. Verilerin değerlendirilmesinde betimleyici istatistiksel analizlerin (ortalama, standart sapma) yanı sıra grupların karşılaştırmasında 3-yönlü ANOVA ve akabinde Dunnett T3 testleri kullanılmıştır. Sonuçlar, $p < 0,05$ anlamlılık düzeyinde değerlendirilmiştir.



4. BULGULAR

4.1 Marjinal Aralık Ölçüm Sonuçları

Her üç metal altyapı üretim yönteminin, ölçüm aşaması ve ölçüm yüzeylerine göre marjinal aralık ölçüm değerlerinin ortalamaları ve standart sapmaları Tablo 4.1' de gösterilmiştir.

Verilerin homojen dağılımını incelemek için Levene test kullanılmıştır. Buna göre varyansların homojen dağılmadığı görülmüş, bu nedenle üç yönlü ANOVA analizi sonrası farklılığın hangi yöntemler arasında olduğunu incelemek için post-hoc testlerinden Dunnett T3 çoklu karşılaştırma testi seçilmiştir.

Çizelge 4.1. 3 Bağımsız faktörün (yüzey, porselen fırınlama aşamaları, üretim yöntemi) ve bunların 2'li ve 3'lü kombinasyonlarının etkisini gösteren 3-yönlü ANOVA tablosu

Source	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Corrected Model	97778,434 ^a	35	2793,670	16,674	,000
Intercept	212035,781	1	212035,781	1,2663	,000
Group	52841,457	2	26420,728	157,690	,000
MeasurementStep	20626,339	2	10313,170	61,553	,000
Surface	9188,489	3	3062,830	18,280	,000
Group * MeasurementStep	4008,493	4	1002,123	5,981	,000
Group * Surface	7779,507	6	1296,584	7,739	,000
MeasurementStep * Surface	1963,912	6	327,319	1,954	,071
Group * MeasurementStep * Surface	1725,540	12	143,795	,858	,590
Error	84444,253	504	167,548		
Total	393901,003	540			
Corrected Total	182222,687	539			

Çizelge 4.1 'e göre p değeri 0,05'ten küçük olanlar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardır.

Çizelge 4.2. Üretim yöntemlerine, ölçüm aşamalarına ve ölçüm yüzeylerine göre marjinal aralık ortalamaları

Ölçüm Aşaması	Yüzey	Döküm	Lazer Sinter	Yumuşak Metal
Metal	Mesial	3,4±3,3	6,1±3,9	14,4±7,1
	Distal	12,9±10,1	3,4±3,1	25,2±18,1
	Bukkal	10,9±16,9	2,4±2,3	22,1±10,6
	Lingual	7,0±4,8	3,8±3,0	25,8±8,2
	Ortalama	8,6±8,7	3,9±3,1	21,9±11
Porselen	Mesial	11,0±12,1	5,8±5,6	19,6±12,6
	Distal	23,1±17,3	7,0±9,2	36,5±16,9
	Bukkal	35,4±25,0	4,8±5,2	38,4±19,6
	Lingual	22,3±18,5	11,4±5,6	43,5±17,2
	Ortalama	23±18,2	7,3±6,4	34,5±16,6
Glaze	Mesial	14,9±7,4	9,9±8,2	29,6±10,6
	Distal	31,2±17,1	10,9±10,4	38,2±15,4
	Bukkal	45,7±26,2	7,9±9,2	41,2±15,5
	Lingual	30,8±13,9	13,7±6,2	42,6±13,4
	Ortalama	30,7±16,2	10,6±8,5	37,9±13,7

Çizelge 4.2.'i incelediğimizde her üç üretim yönteminde de sırasıyla metal, porselen ve glaze ölçüm aşamalarında her yüzeydeki marjinal aralık değerlerinin arttığı görülmektedir. Porselen fırınlama siklusları marjinal açıklığı arttırmıştır.

Çizelge 4.3. Üretim yöntemlerinin ortalama marjinal aralık karşılaştırması

Grup	Ortalama (μm)
Döküm	20,8 ±14,4 B*
Lazer Sinter	7,3 ±6 A
Yumuşak Metal	31,4 ±13,8 C

* Farklı harfler istatistiksel açıdan anlamlı farklılıkları göstermektedir.

Dunnett T3 çoklu karşılaştırma testi sonuçlarına göre her üç metal altyapı üretim yöntemi arasında da istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğu görülmüştür ($p=0,000$). Buna göre yumuşak metal kazıma yöntemiyle üretilen kronların ortalama marjinal aralık değerleri en yüksek ($31,4\pm 13,8\mu\text{m}$), lazer sinter yöntemiyle üretilen kronların marjinal aralık değerleri ise en düşük ($7,3\pm 6\mu\text{m}$) olarak tespit edilmiştir.

Çizelge 4. 4. Porselen fırınlama sikluslarının ortalama marjinal aralık karşılaştırması

Ölçüm Aşaması	Ortalama (μm)
Metal	$11,5 \pm 7,6$ A*
Porselen	$21,6 \pm 13,7$ B
Glaze	$26,4 \pm 12,8$ B

* Farklı harfler istatistiksel açıdan anlamlı farklılıkları göstermektedir.

Dunnett T3 çoklu karşılaştırma testine göre ortalama marjinal aralık değerleri açısından metal ve porselen ($p=0,000$), metal ve glaze ($p=0,000$) aşamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmasına rağmen porselen ve glaze aşamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p=0,072$). Buna ek olarak üretim yöntemleri ile porselen fırınlama siklusu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır ($p=0,000$).

Çizelge 4. 5. Yüzeylerin ortalama marjinal aralık karşılaştırması

Yüzey	Ortalama (μm)
Mezial	$12,8 \pm 7,9$ A*
Distal	$20,9 \pm 13,1$ B
Bukkal	$23,2 \pm 14,5$ B
Lingual	$22,3 \pm 10,1$ B

* Farklı harfler istatistiksel açıdan anlamlı farklılıkları göstermektedir.

Dunnett T3 çoklu karşılaştırma testine göre marjinal aralık ölçümlerinde yüzeylerin ortalamaları karşılaştırıldığında en yüksek marjinal aralık değeri bukkal

yüzeylerde ($23,2\pm 14,5\mu\text{m}$) ölçülmüşken, en düşük marjinal aralık değeri ise mezial yüzeylerde ($12,8\pm 7,9\mu\text{m}$) ölçülmüştür. İstatistiksel olarak karşılaştırdığımızda mesial yüzeyle distal ($p=0,000$), bukkal ($p=0,000$), lingual ($p=0,000$) yüzeyler arasında anlamlı bir fark olduğu görülmüştür. Distal yüzeyin bukkal ($p=0,944$) ve lingual ($p=0,989$) yüzeylerle bukkal yüzeyinde lingual ($p=1,000$) yüzeyle arasında istatistiksel olarak bir fark olmadığı görülmüştür.

Çizelge 4.6. Metal altyapı üretim yöntemlerinin farklı porselen fırınlama aşamaları sonrası ortalama (\pm SD) marjinal aralık karşılaştırması (μm)

Ölçüm aşaması	Döküm	Lazer sinter	Yumuşak metal	Ortalama
Metal	8,7 \pm 8,6	3,9 \pm 3,1	21,9 \pm 11	11,5 \pm 7,6
Porselen	23 \pm 18,2	7,3 \pm 6,4	34,5 \pm 16,6	21,6 \pm 13,7
Glaze	30,7 \pm 16,2	10,6 \pm 8,5	37,9 \pm 13,7	26,4 \pm 12,8
Ortalama	20,8 \pm 14,4 B*	7,3 \pm 6 A	31,4 \pm 13,8 C	19,8 \pm 11,4

*: Farklı büyük harfler istatistiksel açıdan üretim yöntemleri arasındaki anlamlı farklılıkları göstermektedir.

Çizelge 4.6.'e göre porselen fırınlama aşamaları arasında marjinal aralıktaki değişim en çok döküm grubunda izlenirken, bunu sırası ile yumuşak metal kazıma grubu ve lazer sinterizasyon grubu takip etmiştir.

4.2 İnternal Aralık Ölçüm Sonuçları

Her üç metal altyapı üretim yöntemi için porselen fırınlama aşamaları sonucu internal uyumda meydana gelen değişiklikler Tablo 4.6' de verilmiştir.

Verilerin homojen dağılımını incelemek için varyans analizi tekniği kullanılmıştır. Buna göre homojen dağıldığı görülmüş, iki yönlü ANOVA analizi sonrası üretim yöntemleri arasında istatistiksel farklılık olduğu ($p=0,0000$) tespit edilmiştir. Farklılığın hangi yöntemler arasında olduğunu incelemek için post-hoc testlerinden Tukey'in çoklu karşılaştırma testi seçilmiştir.

Çizelge 4. 7. Üretim yöntemlerinin ve porselen fırınlama aşamalarının internal uyuma etkisi (mg)

Ölçüm aşaması	Döküm	Lazer sinter	Yumuşak metal	Ortalama
Metal	35,1±4,8 A, a	26,6±5,7 A, b	20,7±6,4 A, c	27,5±8,2 A
Porselen	37,4±6,6 A, a	29,9±8,1 A, b	22,3±6,1 A, c	29,9±9,2 A
Glaze	38,5±5,7 A, a	27,5±4,6 A, b	21,8±3,4 A, c	29,3±8,4 A
Ortalama	37±5,7 a	28±6,1 b	21,6±7,3 c	

* Farklı büyük harfler istatistiksel açıdan porselen fırınlama siklusları arasındaki anlamlı farklılıkları göstermektedir. Farklı küçük harfler üretim yöntemleri arasındaki anlamlı farklılıkları göstermektedir.

Üç üretim yöntemi kendi arasında kıyaslandığında sonuçlara göre yumuşak metal grubunun ortalama internal aralık değeri en düşük iken en fazla olanın ise döküm grubu olduğu görülmektedir. Her üç grup için de porselen fırınlama aşamasından sonra ortalama light body ağırlığının bir miktar arttığı görülmektedir.

Tukey'in çoklu karşılaştırma testi sonuçlarına göre her 3 grup arasında ortalama internal aralık değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p=0,000$). Ortalama değerler incelendiğinde döküm grubu ($37±5,7\text{mg}$) en fazla internal aralığa, yumuşak metal grubu ($21,6±7,3\text{mg}$) ise en az internal aralığa sahip olduğu görülmektedir.

Tukey'in çoklu karşılaştırma testi sonuçlarına göre ise metal ve porselen ($p=0,121$), metal ve glaze ($p=0,306$), porselen ve glaze ($p=0,868$) ölçüm aşamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.

4. 3 Porselen Kalınlıkları Ölçüm Sonuçları

Metal alt yapılar üç farklı yöntemle üretildikten sonra üzerlerine işlenen porselenlerin kalınlıklarının ölçümü istatistiksel olarak Tablo 4. 10' da gösterilmektedir.

Çizelge 4.8. Üretim yöntemlerine göre örneklerin farklı yüzeylerindeki porselen kalınlıklarının karşılaştırılması (Ortalama±Standart sapma (mm))

	N	Mezial	Distal	Bukkal	Lingual	Oklüzal	Ortalama
Döküm	15	1,0±0,1 A*	1,3±0,1 A	1,4±0,1 A	1,3±0,1 A	2,9±0,2 A	1,6±0,1 A
Lazer Sinter	15	1,1±0,1 A	1,3±0,1 A	1,3±0,1 B	1,3±0,1 A	2,7±0,2 B	1,5±0,1 B
Yumuşak Metal Kazıma	15	1,2±0,0 B	1,4±0,0 B	1,4±0,1 A	1,2±0,1 B	2,9±0,1 A	1,6±0,0 A
p		0,000	0,001	0,001	0,011	0,002	0,000

* Farklı harfler üretim yöntemleri arasındaki istatistiksel açıdan anlamlı farklılıkları göstermektedir.

Herhangi bir yüzey için üretim yöntemlerine göre kalınlıklar ve total kalınlıklar incelendiğinde aralarında sadece 0,1 mm'lik farklar olduğu görülmektedir. Porselen kalınlığındaki 0,1 mm'lik farkın el ile yığılan porselen için klinik olarak önemsenmeyecek düzeyde olduğunu ve örneklerin standart olarak oluşturulduğunun düşünülmesinin yanlış olmayacağını göstermektedir.

4. 4. Metal Porselen Bağlantısının Ölçüm Sonuçları

Verilerin homojen dağılımını incelemek için varyans analizi tekniği kullanılmıştır. Buna göre homojen dağıldığı görülmüş, tek yönlü ANOVA analizi sonrası farklılığın hangi yöntemler arasında olduğunu incelemek için post-hoc testlerinden Tukey testi seçilmiştir. Tukey çoklu karşılaştırma testi sonucunda $p>0,05$ olduğu için gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir.

Döküm, lazer sinterize ve yumuşak metal altyapılarla oluşturulan porselen kronların kırılma kuvveti düzeylerinin dağılımı çizelge 4.11'da gösterilmiştir.

Çizelge 4.9. Gruplar arasında kırılma kuvveti düzeylerinin dağılımı

Üretim Yöntemi	Kırılma Kuvveti (N)
Döküm	360,9±155,0 A*
Lazer Sinter	340,7±177,8 A
Yumuşak Metal	441,1±192,9 A
p	0,266

*: Farklı harfler istatistiksel açıdan anlamlı farklılıkları göstermektedir.



5. TARTIŞMA

CAD/CAM sistemleri gibi yeni teknolojilerle üretilen protezlerin, üretim süresi ve maliyet avantajlarının yanı sıra, protez ve diş arasındaki uyumun da kabul edilebilir değerler içerisinde olup klinik olarak kabul edilebilir olması büyük önem taşımaktadır. Bu nedenle, mevcut çalışmada günümüzde rutin olarak kullanılmakta olan geleneksel döküm, kliniklere yeni girmiş olan lazer sinter yöntemi ve daha da yeni bir üretim yöntemi olan yumuşak metalin kazınması yöntemiyle kıyaslanmıştır. Mevcut çalışmada 3 farklı yöntem kullanılarak üretilen metal altyapılarının marjinal ve internal uyumları in-vitro olarak incelenmiş, porselen fırınlama sikluslarının kronun marjinal ve internal uyumuna etkisi değerlendirilmiş, ayrıca üretim yöntemlerinin metal-porselen bağlantısına etkisi değerlendirilmiştir. Mevcut çalışmamızın sonuçlarına göre çalışmamızın birinci, üçüncü ve dördüncü hipotezleri reddedilmiş, ikinci hipotezi ise doğrulanmıştır.

Literatürde yumuşak metalin kazınmasıyla elde edilen metal altyapılarla ilgili çalışmalar çok az sayıdadır. Yumuşak metal kazınma yöntemiyle üretilmiş restorasyonlarla ilgili yapılan çalışmalarda genelde; metal-porselen arasındaki bağlanma kuvveti (39,88) , kırılma (16) ve uyum (8,16,40,41) incelenmiştir. Bu çalışmaların hepsinde Amann Girrbach firmasına ait Ceramill Sintron kullanılarak kazınmış metal altyapılar kullanılmıştır (8,16,39-41,88,89). Literatürdeki çalışmalardan farklı olarak mevcut çalışmada Sirona firmasına ait InCoris CC blokları kullanılarak elde edilmiş metal altyapılar karşılaştırılmıştır. Yapmış olduğumuz bu araştırma literatürdeki yumuşak metal kazınma yöntemiyle üretilen metal-seramik kronların marjinal ve internal uyumuna ilişkin eksikliği giderir nitelikte olup güncel teknikler olan DMLS ve döküm yöntemleriyle kıyaslanmasına olanak vermiştir. Çalışmamız CAD/CAM ile yumuşak metal kazınma yönteminin marjinal ve internal uyum özelliği açısından olumlu sonuçlar vaat ettiğini göstermiştir.

Çalışmamızda destek diş örneğinin hazırlanmasında; doğal dişlerde standart bir preparasyonun sağlanmasının zor olması nedeniyle, doğal diş yerine doğal diş formuna uygun standart basamak preparasyonu ihtiva eden akrilik çeneden alınan ölçüye göre oluşturulmuş metal güdük tercih edilmiştir. Literatürde marjinal uyumun değerlendirildiği birçok çalışmada da standardizasyonun sağlanabilmesi ve aşınmayı

önlemek amacıyla metal güdükler kullanılmıştır (8,16,41,62,63,90). Mevcut çalışmada literatürdeki çalışmalara benzer olarak (8,16,40) kliniği simüle etmesi amacıyla doğal diş formuna uygun metal die kullanılmıştır. Fakat ölçümlerde hata payını en aza indirmek için; metal die ile birlikte örneklerin x-y düzlemi üzerinde aynı üç boyutlu pozisyonda yerleştirilebilmesi ve ölçüm yapılacak noktaların sabit olabilmesi için güdük kenarları yuvarlatılmış dikdörtgen prizması şeklinde ve kronla güdük arasındaki ilişki sıfır geçiş olacak şekilde planlanmıştır. Örnek hazırlanmasında gösterilen bu hassasiyet ışık mikroskobu kullanılarak yapılan marjinal aralık ölçümünün hatasız bir şekilde yapılmasını sağlamıştır.

Çalışmamızda üç farklı metal altyapı üretim yönteminin uyumunu incelerken porselen fırınlama siklüslerinin uyuma etkisi de değerlendirilmek istenmiştir. Buyüzden örnekler ve die modelin her ölçümde tekrar kullanılabilmesi için simantasyon yapılmadan (40,51,55,91) sabit basınç uygulayan bir düzenekle marjinal uyum ölçümleri ışık mikroskobu kullanılarak; internal uyum ölçümleri ise silikon replika yöntemi kullanılarak yapılmıştır. Ayrıca Balkaya ve arkadaşları (49), çalışmalarında metal daylar kullanmış, yapıştırıcı maddenin kron ve preparasyon kenarlarına bulaşmasının, hassas görüntü alınmasını engelleyeceğini belirterek, örnekleri daylara simante etmemişlerdir. Ölçüm için dayların simante edilmediği başka çalışmalar da vardır (51,91).

Porselen uygulaması sırasında opak ve dentin porselenlerinin uygulamaları arasında ölçüm yapmak kontaminasyona ve sonrasında bağlantı problemine neden olabileceği için, porselen fırınlama siklüsü aşamaları kliniğe uygun olacak şekilde metal altyapı, porselen uygulanması ve glaze sonrası olarak incelenmiştir.

Çalışmamızda Holmes ve arkadaşları (44) tarafından açıklanan terminolojiye göre, en uygun ölçüm olan mutlak marjinal aralık değerlendirilmiştir. Çünkü bu ölçüm marjindeki hatalar için en büyük ölçüm değerine sahip olacaktır ve krunun vertikal ve horizontal uyumsuzluğunun açısız kombinasyonu olduğu için, o noktadaki tüm uyumsuzluğu yansıtacaktır.

Marjinal uyum ile ilgili çalışmalarda, farklı örnek sayıları kullanılmıştır. May ve arkadaşları (92) her grup için 5 örnek; Örtörp ve arkadaşları (89) her grup için 8 örnek; Kim ve arkadaşları (8), Kocaağaoğlu ve arkadaşları (40), Vojdani ve arkadaşları (41) her grup için 10 örnek kullanmıştır. Pek çok araştırmacı bu sayıyı 10 olarak

belirlemiştir. Güvenilir istatistiksel sonuçlar elde edebilmek için yeterli sayıda örnek kullanılması gereklidir. Çalışmamızda ise her bir grup için, 15 adet örnek kullanılmıştır.

Ölçüm parametreleri ve ölçümün nereden yapılması gerektiğiyle ilgili çeşitli fikir ayrılıkları vardır (61). Edward ve arkadaşları (93), Shiratsuchi ve arkadaşları (94) ve Vojdani ve arkadaşları (41) örneklerin labial, mesial, lingual ve distal yüzeylerinin orta noktasından ölçüm yapmışlardır. Kocaağaoğlu ve arkadaşları (40) örneklerin mesial, distal, bukkal, labial yüzeylerinden 2'şer noktadan ölçüm yapmıştır. Her örnekten yapılan ölçüm sayıları yapılan çalışmalara göre, kullanılan yöntemlere göre değişim göstermektedir. Bu çalışmada da ölçümler labial, mesial, lingual ve distal yüzeylerin her birinde belirlenen 5'er referans noktadan olmak üzere her örnekte aşamaların her birinde toplam 20 noktadan yapılmıştır. Çalışmamızda örneklerin kenar uyumsuzluğu, kronların bitim sınırı ile metal güdükte işaretlenmiş olan referans noktalar arasında, direkt yöntem kullanılarak ölçülmüştür. Direkt yöntem, pratik, kolay ve güvenilir bir metottur (61).

Dental sondların kullanımı ve kopyasını oluşturmak için ölçü alımı, marjinal aralık ölçümünde hassas yöntemler değildir (95). Kesit alarak görüntü alındığında da madde kayıpları oluşabilmektedir. Mikroskop yüksek büyütme gücü ile oldukça hassas ölçümlere izin vermesinden dolayı, marjinal aralık ölçümlerinde sıklıkla kullanılır (47). Bazı çalışmalarda dijital mikroskop (41,96-99) bazı çalışmalarda stereomikroskop (35,40,62,89,100-103) bazı çalışmalarda ise bilgisayara bağlantılı ışık mikroskobu (55,91,102,104,105) kullanılmıştır.

Groten ve arkadaşları (54) farklı yöntemlerle hazırladıkları In-Ceram kronların marjinal uyumunun değerlendirmesini ışık mikroskobu ve SEM ile yaparak ışık mikroskobundan alınan sonuçların doğruluğunu teyit etmişlerdir. Çalışmanın sonucunda SEM ile ışık mikroskobundan elde edilen verilere göre yöntemler arasında anlamlı fark olmadığını ve yöntemlerin güvenilirliğinin benzer olduğunu bildirmişlerdir.

Mevcut tez çalışmasında kesit alma esnasında örneklerde madde kaybının olmasını engellemek, çevresel ölçümü sağlayabilmek ve fırınlama siklusları arasında ölçüm yapabilmek amacıyla kesit alma yöntemi kullanılmamıştır. Bunun yerine marjinal aralık ölçümleri, uygulaması kolay, tekrarlanabilir, örneklere zarar vermeyen ve çevresel ölçüme izin veren bir metod olan direkt güdük üzerinden ölçüm tekniği kullanılarak yapılmıştır. Bu yöntemde ışık mikroskobu ve ona ait program kullanılarak büyütme sağlanmış, görüntüler bilgisayara kaydedilerek, marjinal aralıkların ölçümü

bilgisayar yazılımı ile yapılmıştır. Preparasyonun bitiş çizgisi ile metal altyapının en uç kısmının aynı düzlemde olması sağlanarak ışık mikroskobunun alan derinliğinin yetersiz olması probleminin önüne geçilmiştir.

Mevcut tez çalışmasında metal altyapıların standardizasyonunun sağlanabilmesi için döküm grubu alt yapılar CAD/CAM yöntemiyle dökülebilir akrilik rezinden kazınmış daha sonra döküme alınmıştır (35,40,106,107). Bu sayede döküm grubu altyapılar da dahil olmak üzere tüm örneklerin 20 µm siman aralığı, 0,5 mm duvar kalınlığı ve 1 mm'lik çevresel ledge sahibi olması standardize edilmiştir.

Teorikte yapıştırıcı siman kalınlığının 20-40µm arasında olması gerektiği bildirilmiştir (108). Yapıştırıcı siman kalınlığının artması veya azalması internal uyumu ve buna bağlı olarak marjinal uyumu da etkilemektedir. Marjinal ve internal uyumun ölçümünde, siman film kalınlığının etkili olduğu ve bu kalınlığın belirtilen değerlerin dışında olmasının internal uyumla birlikte marjinal uyumu da etkilediği Nakamura ve arkadaşlarının (109) çalışmasında belirtilmiştir.

Mevcut çalışmada her metal altyapı örneğinde çevresel olarak 1 mm'lik ledge tercih etmemizin nedeni porselen uygulaması sırasında metal altyapının içerisine porselen taşmasının, basamakta porselen taşkınlığı olmasının ve marjindeki porselenin kalınlığında değişiklik olmasının ölçümde hata payını artıracaklarını düşünmemizdir.

Mevcut çalışmada porselen fırınlama aşamalarının da uyuma etkisi değerlendirilmek istendiği için kliniğe uygun olacak şekilde porselen yığını standart olarak yapılan örneklerin kullanılması tercih edilmiştir. Literatürde porselen fırınlama siklusunun marjinal uyuma etkisinin değerlendirildiği bazı çalışmalarda metal altyapılara porselen uygulanmaksızın porselen fırınlama siklusları simule edilmiş ve ölçümler yapılmıştır (46,55,100). Literatürde bazı araştırmacılar porselen standardizasyonu için şeffaf akrilik kalıp (110), bazı araştırmacılar ise silikon kalıp (40,111) tercih ederken, bazı araştırmacılar ise çok parçalı plastik kalıp (16) kullanmıştır. Mevcut çalışmada ise porselen uygulamasını standardize etmek için metal altyapılara porselen uygulanması sırasında kullanılmak üzere özel bir kalıp düzeneği oluşturulmuştur. Bu düzeneğin oluşturulurken teknisyenin kolayca ve kontrollü olarak kullanabilmesi göz önünde bulundurulmuştur. Kronun etrafını saran parçaların boyut değiştirmemesi ve yıpranmaması için silikon yerine sert naylon kullanılması, üzerine yerleştirildiği tablanın ise silikondan olup üzerindeki parçaların yerine rahatça oturduğundan emin olunması açısından önemlidir. Oluşturulan düzeneğin doğru bir

şekilde kullanılarak porselen yığıcı yapıldığından emin olmak için mesial, distal, bukkal, lingual ve oklüzal yüzeylerde sabit noktalar belirlenip bu noktalardan kumpasla ölçümler yapılmıştır. Bu ölçümlerin sonucunda sadece bukkal yüzeyde porselen kalınlığı açısından üretim yöntemleri arasında anlamlı bir fark olmadığı tesbit edilmiş olsa da, diğer yüzeylerde ölçüm ortalamaları ve total kalınlık arasında sadece 0,1mm'lik kalınlık farkı olması klinikte önemsenmeyecek kadar az bir fark olduğundan kronların porselen kalınlıklarının klinik açıdan benzer kabul edileceğine inanılmaktadır. Porselen kalınlıkları arasındaki minimal farkın klinik açıdan anlamlı bir fark oluşturmayacağı varsayımında bulunuldu.

Bir çok çalışma ve bu çalışmaları gerçekleştiren bir çok araştırmacıya göre bir restorasyonun sahip olması gereken kenar açıklığıyla ilgili farklı değerler mevcuttur. Levine'nin çalışmasına (108) göre teorik olarak kenar uyumunda rolü olan yapıştırıcı siman film kalınlığı marjinal aralıkta 20-40 µm olmalıdır. May ve arkadaşları (92), simante edilmiş restorasyonlarda marjinal açıklığın 25-40 µm arasında olmasının amaçlandığını ancak klinikte bu durumun çok ender gözlemlendiğini belirtmişlerdir. Alkumru ve arkadaşları (112) klinik amaç olarak marjinal uyum için 25-40 µm'yi önermiştir ve 100 µm marjinal aralık metal seramik restorasyonlar için klinik olarak kabul edilebilir maksimum marjinal aralık boyutu olarak belirtilmiştir (65,113). Christensen (69) klinik olarak kabul edilebilir subgingival marjinal aralığı 34-119 µm, kabul edilebilir supragingival aralığı ise 2-51 µm olarak belirtmiştir. Lofstrom ve Barakat (114) invivo bir çalışmalarında, bir çok hekimin klinik olarak uyumunu iyi olarak nitelendirdiği kronların supragingival marjinlerini taramalı elektron mikroskobu kullanılarak değerlendirmişler, açıklık değerlerini ise 7 ile 65 µm arası olarak belirtilmişlerdir. Kashani ve arkadaşları (115) 100 µm üzerindeki açıklıkların kabul edilemez olduğunu bildirirken, Blackman ve arkadaşları (116) kabul edilebilir açıklığın 50 µm'nu geçmemesi gerektiğini belirtmişlerdir. McLean ve Fraunhofer (117) 1000 adet restorasyon ile yaptıkları 5 yıllık çalışmaya göre, 120 µm'yi klinik olarak kabul edilebilir en yüksek marjinal aralık sınırı olarak belirlemişlerdir. Çalışmamızda 3 farklı yöntemle yapılan kronlar arasında en düşük marjinal aralık değeri 7,3±6 µm ortalama ile lazer sinter yönteminde, daha sonra 20,8±14,4 µm ortalama ile döküm yönteminde, 31,4±13,8 µm ortalama ile yumuşak metal kazıma yönteminin en yüksek marjinal aralık değerine sahip olduğu görülmüştür. Buna rağmen her 3 yöntemde de bulunan değerlerin yapılan çalışmalardaki en küçük kritik değerlerin bile

altında marjinal açıklığa sahip olduğu görüldüğünden, bu üç yöntemin de klinik olarak oldukça başarılı marjinal uyuma sahip olduğu söylenebilir.

Çalışmamızın sonuçlarına göre porselen fırınlama aşamalarından sonra marjinal aralık ölçümlerinde her grupta artış gözlenmiştir. Tablo 4.2.'i incelediğimiz zaman 3 üretim yöntemi için de her yüzeyde fırınlama aşamalarından sonra marjinal aralıkta bir miktar artış görülmektedir. Bu durum, fırınlama sırasında, porselen partiküllerinin erimesi ve boşlukları doldurması nedeniyle erimiş porselenin büzülme gösteren kütlelerinin, soğuma sırasında altyapıda sıkışma stresi oluşturması ve altyapı kenarlarının, porselendeki büzülme stresi sonucu deforme olması ile açıklanabilir (49,118). Yapılan istatistiğe göre metal ve porselen, metal ve glaze aşamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmasına rağmen, porselen ve glaze aşamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur. Tüm ölçümlerin ortalamasına göre metal aşamasında $11,5 \pm 7,6$ μm olan marjinal aralık, porselen aşamasında $21,6 \pm 13,7$ μm 'e çıkmıştır. Literatürdeki çalışmalarda, porselen fırınlamasından sonra oluşan marjinal aralık değişiminde, porselen-metal arasındaki termal büzülme uyumsuzluğu, alaşım tipi, marjin tasarımı gibi faktörlerin rol oynadığı bildirilmiştir (19,119-121).

Gemalmaz ve Alkumru (119), çalışmalarında, en çok değişimin 'degassing' yani oksidasyon aşaması sırasında oluştuğunu, opak ve dentin porseleninin fırınlama aşaması sırasında oluşan marjinal değişime etkisinin az olduğunu belirtmişlerdir. Degassing işlemi, alaşımlara, metal yüzeyindeki organik debrisler ve artık gazları uzaklaştırmak, aynı zamanda yüzeyde kimyasal olarak porselen-metal bağlantısını sağlayan spesifik bir oksit tabakası oluşumunu sağlamak için uygulanır (81).

Üç grup için de marjinal uyumda en az glaze aşamasında değişiklik görülmüştür. Porselen ile glaze aşamaları arasında anlamlı bir fark görülmemiştir. Porselenin parlatılması aşamasında ciddi bir boyutsal değişim olması klinik olarak istenmeyen bir sonuç olacağı için çalışmamızın sonuçları klinik olarak tutarlıdır.

Çalışmamızda yüzeylere göre marjinal aralık değerlerini incelediğimizde sadece mesial yüzeyin diğer yüzeylerden anlamlı derece de daha az marjinal aralık değerine sahip olduğunu görmekteyiz. Daha sonra sırasıyla distal, lingual ve bukkal yüzeyler gelmektedir. Bu durum, fırınlama sırasında büzülen porselenin stresi altında, her yüzeyin kütlesi farklı olduğu için farklı miktarda metal altyapıyı deforme etmesi ile açıklanabilir. Fırınlama büzülmesi, porselen kütlesi ile ilgili olduğu için bukkal ve lingual bölgelerde daha fazla artışın gözlemlenmesinin nedeni bu yüzeylerdeki porselen

kütlesinin daha fazla olmasına bağlanabilir (14). Ayrıca, bukkalde ve lingualde genişliğin mesial ve distalden daha yüksek olmasının da sonucu etkilemiş olabileceği düşünülebilir.

Metal seramik restorasyonlarda, porselen fırınlama siklusundan sonra meydana gelen kenar uyumu değişikliğinin çeşitli faktörlere bağlı olabileceği belirtilmiştir. Bunlar; porselenin pişirilmesiyle oluşan büzülme, porselen ile metalin ısıl genleşme katsayısı arasındaki fark, metal alaşımının kendi mekanik özellikleri, alt yapının tasarımı, diş preparasyonu, alaşım yüzeyinde metal oksit oluşması, metal içindeki artık streslerin açığa çıkması, metalin yetersiz sag direnci, döküm kontaminasyonu, metal alt yapının iç yüzeyinin seramik ile kontamine olması olarak sıralanmıştır (19,57,122).

Çalışmamızda metal altyapı üretim yöntemlerinin internal uyumlarını karşılaştırdığımızda sırasıyla yumuşak metal grubunun en düşük internal aralığa ($21,6\pm 7,3$ mg) daha sonra lazer sinter grubunun ($28\pm 6,1$ mg) ve son olarak da döküm grubunun ($36,991$ mg) en yüksek internal aralığa sahip olduğu görülmüştür. Yapılan istatistiksel analizde her üç grubun da internal aralık ölçümlerinin birbirinden anlamlı olarak farklı olduğu görülmüştür. Porselen fırınlama aşamaları karşılaştırıldığında ise 3 aşama arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmemiştir.

Çalışmamıza göre yumuşak metal grubunun en düşük internal aralığa fakat gruplar içerisinde en yüksek marjinal aralığa sahip olmasını, yumuşak bir haldeyken bloğun %10 büyük kazandıktan sonra sinterlenme sırasında küçülürken iç kısımlara doğru büzülürken marjin bölgesinde ise oransal olarak daha çok kısalmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Teorik olarak, Fransson ve arkadaşları (123) siman için gerekli internal aralığın 20-40 μm olduğunu bildirmiştir. Martins LM ve arkadaşlarının (124) çalışmasına göre ise, internal uyumun klinik olarak kabul edilebilirliği için yaklaşık 50 ile 100 μm aralığında olması gerekmektedir.

Uçar ve arkadaşları (4) çalışmalarında, lazer sinterizasyonla elde edilen Co-Cr metal alt yapılarla, döküm yoluyla elde edilen Co-Cr ve Ni-Cr alt yapıların, internal uyumlarını 2 yöntem kullanarak karşılaştırmışlar ve çalışmanın sonucuna göre akıcı kıvamlı silikon ölçü maddesinin ağırlığını tartarak kronların 3 boyutlu olarak internal uyumunun değerlendirilmesinin uygun bir yöntem olduğunu belirtmişlerdir. Bu çalışmada internal aralığı ölçmek için akıcı kıvamlı silikon ölçü maddesi kronlarla die model arasında simanı taklit edecek şekilde yerleştirilmiş ve alt yapıların içinde kalan

ölçü maddeleri tartılmıştır. Replikaların ölçülen ortalama ağırlıkları; lazer sinter Co-Cr grubunda 14.34 ± 1.67 mg, döküm Ni-Cr grubunda 9.36 ± 1.97 mg, döküm Co-Cr grubunda ise 7.85 ± 1.19 mg olarak saptanmıştır. Örneklerden kesit aldıklarında elde edilen ortalama internal aralık değerleri ise döküm Co-Cr grubunda 50.6 ± 25.1 μm , döküm Ni-Cr grubunda 58.2 ± 19.9 μm , lazer sinter Co-Cr grubunda ise 62.6 ± 21.6 μm olarak kaydedilmiştir.

Colpani ve arkadaşları (90), akıcı kıvamlı silikon kullanarak replika tekniğiyle ve replikaların ağırlığını tartarak inceledikleri kuronların internal aralık değerleri ölçümlerinde benzer sonuçlar elde ettiklerini, her iki yöntem arasında bir fark bulamadıklarını bildirmişlerdir.

Kim ve arkadaşları (8) yumuşak metal blok, selektif lazer sinter ve geleneksel döküm metal altyapıların internal uyumunu 3 boyutlu olarak CAD/CAM kullanarak 40000 noktadan çakıştırma yaparak karşılaştırdığı çalışmalarında en az internal aralığın yumuşak metal blok grubunda ve sırasıyla lazer sinter ve döküm gruplarında olduğunu bildirmişlerdir. Kim ve arkadaşları çalışmalarında bizim çalışmamızla benzer olarak maksillar sağ 1. molar formunda metal die model kullanmış, altyapı kalınlığını 0,5 mm seçmiştir; bizim çalışmamızdan farklı olarak ise siman aralığını 30 μm seçmişlerdir. Kim ve arkadaşlarının metal altyapıları karşılaştırdığı bu çalışmanın sonuçları bizim çalışmamızı destekler nitelikte olup yumuşak metal blokla üretilen altyapıların internal aralığı lazer sinter ve döküm altyapılara göre daha az bulunmuştur.

Kocaağaoğlu ve arkadaşlarının (40) yumuşak metal kazıma, sert metal kazıma, lazer sinter ve döküm metal altyapı üretme metodlarını porselen fırınlaması öncesi ve sonrasında karşılaştırdıkları çalışmaya göre porselen fırınlaması öncesi en düşük marjinal aralık yumuşak metal grubunda $68,0 \pm 12,2$ μm tespit edilmişken , sırasıyla sert metal kazıma $71,8 \pm 28,2$ μm , lazer sinter $72,7 \pm 14,5$ μm ve döküm $102,1 \pm 26,3$ μm grubunun marjinal aralıklarının arttığı belirtilmiştir. Porselen fırınlaması sonrasındaki marjinal aralık değerleri ise en düşüğe başlayarak sert metal kazıma grubu $72,5 \pm 14,3$ μm , yumuşak metal kazıma grubu $76,7 \pm 17,3$ μm , lazer sinter grubu $94,7 \pm 13,7$ μm , döküm grubu $98,8 \pm 14,6$ μm olarak sıralanmıştır. Okluzal ve aksiyal yüzeylerde ise fırınlama öncesi ve fırınlama sonrası ölçümlerde herhangi bir istatistiksel fark olmadığı belirtilmiştir. Bizim çalışmamızla karşılaştırdığımızda ise bizim çalışmamızda fırınlama öncesi ve sonrasında da lazer sinter grubunun yumuşak metal grubuna göre daha az marjinal aralığa sahip olduğunu görmekteyiz. Kocaağaoğlu ve arkadaşlarının yapmış

oldukları çalışmada bizimkinden farklı olarak Amann Girrbach markasının yumuşak metal blokları ve sistemi, her grupta 10 örnek ve alçı die model olacak şekilde kullanılmış, siman aralığı 30 µm olarak belirlenmiş ve her yüzeyde 2 noktadan silikon replika tekniği kullanılarak steriomikroskop ile ölçümler yapılmıştır. Bizim çalışmamızda siman aralığının 20 µm kullanılması bizim ölçümlerimizin daha küçük boyutta çıkmasını doğrular niteliktedir. Ayrıca marjinal aralık ölçüm yöntemi olarak silikon replika tekniği kullanılması silikonun büzülme ihtimalinden dolayı hata payını artırır niteliktedir. Bizim çalışmamızda ise direkt ölçüm yöntemi kullanılması ve her yüzey için 5 noktadan ölçüm yapılması metodolojimizin güçlü yanlarındanır.

Vojdani ve arkadaşlarının (41) önceden sinterlenmiş sert metal Co-Cr bloklar ve önceden sinterlenmemiş yumuşak metal Co-Cr bloklardan üretilmiş metal kopinglerin marjinal ve internal uyumunu silikon replika tekniğiyle ve dijital mikroskopla incelediği çalışmalarında sert bloklardan elde edilen kopinglerin marjinal, aksiyal ve okluzal aralık değerlerinin yumuşak bloklardan elde edilen kopinglere göre istatistiksel olarak daha az olduğu belirtilmiştir. Bu çalışmada bizimkinden farklı olarak siman aralığı 40 µm olarak belirlenmiş ve Amann Girrbach markasının sert ve yumuşak metal blokları kullanılmıştır. Çalışmanın sonucuna göre yumuşak metal kazınarak yapılan kopingler için marjinal aralık 195±2 µm, aksiyel aralık 46±1 µm ve okluzal aralık ise 232±2 µm iken sert metal kazınarak yapılan kopingler için marjinal aralık 104±3 µm, aksiyel aralık 23±1 µm ve okluzal aralık ise 130±2 µm'dir. Total uyumsuzluk ise sert metal kazıma için 77±1 µm iken yumuşak metal kazıma için 143±1 µm'dir. Çalışmanın sonuçlarını bizim sonuçlarımızla karşılaştırdığımızda yumuşak metal kazıma için marjinal aralık değeri bizim çalışmamızda ortalama olarak 31,4±13,8µm iken Vojdani ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmaya göre 195±2 µm olarak bulunmuştur. Vojdani ve arkadaşlarının marjinal aralık değerini bizim çalışmamızdan yüksek bulmasının sebebi olarak siman aralığını bizim siman aralığımızın 2 katı seçmeleri, farklı bir markanın yumuşak metal bloğunu ve sistemini kullanmalarını ve farklı bir ölçüm metodu olarak silikon replika tekniğini kullanmış olmaları olduğunu düşünmekteyiz.

Silikon replika tekniği, silikonun krongan çıkarılması sırasında yırtılması, hatalı bir şekilde kesit alınması, kron marjini ve bitim çizgisini belirleme gibi zorluklara sahip olduğu için beklenenden yüksek ölçümlerin çıkmasına sebep olabilir (41,125).

CAD/CAM sistemleri ile üretilmiş restorasyonların marjinal ve internal uyumları üretim aşamasında; modelin/dişin taranması, tasarımın yapıldığı yazılım ve milledme aşaması gibi bir çok faktörden etkilenebilir (126).

CAD/CAM sistemlerinden kazıyıcı (milling) üretim metodunda kron uyumunun hassasiyeti, sistemin her materyal için kullanabildiği en küçük boyuttaki kazıyıcı alete bağlı olması sistemin sınırlayıcılarından. Kazıyıcı aletin çapı diş preparasyonunun bazı bölgelerinden daha büyükse, bazı bölgelerin kazınıp, bazı bölgelerin kazınmaması problemiyle yüzleşileceği için internal ve marjinal uyumun hassasiyeti de azalacaktır (127,128).

Kazıyıcı aletlerin çoğu kronların keskin iç açılarını kazıyacak kapasiteye sahip değildir ve bu da marjinal aralığın artışıyla sonuçlanır. Bu problemten kaçınmak için, CAD/CAM sisteminde siman aralığı doğru seçilmeli veya kron laboratuvarında uygun bir el aleti yardımıyla teknisyen tarafından uyumlandırılmalıdır. Her iki prosedür de internal aralığın genişlemesini azaltabilir (128). Gonzalo ve arkadaşları (128) çalışmalarında yüksek hassasiyette uyuma sahip bir restorasyon için 50 µm'lik bir internal aralığın yeterli olacağını göstermişlerdir. Bizim çalışmamızda üretici talimatlarına uygun olarak 20 µm'lik bir siman aralığı tercih edilmiştir.

CAD-CAM restorasyonların üretiminde; tasarımın kalitesinin yüksek olması, yapılan preparasyonun andırkatsız olması, belirgin bitiş çizgileri olması ve keskin açılarının olmaması tercih edilmektedir (129). Preparasyon yüzeylerinin düzgün yapılması, tüm kenarların yuvarlatılmasıyla stres yoğunlaşmasının önlenmesi ve bu şekilde uyumun artırılması önerilmektedir (130,131).

CAD-CAM sistemleri ile ilgili en önemli konulardan biri de sistemin sahip olduğu çözünürlüğün, üretilecek protezin iç yüzeyi ile prepare edilen dişin dış yüzeyi arasındaki uyumu sağlayacak kadar hassasiyete sahip olup olmadığıdır (132). Bu nedenle farklı sistemleri ve yöntemleri kıyaslamamanın yollarından biri de internal ve marjinal açıklık miktarlarının ölçülmesidir. Kenar açıklığının 100 µm'den az olması klinik olarak kabul edilebilir standart olarak belirtilmiştir. Ancak bu standardın sağlanıp sağlanmadığı, birçok firma tarafından rapor edilmemiştir (132,133).

Al-saady ve arkadaşlarının (127) geleneksel döküm, CAD/CAM'le kazınan mum kullanılarak yapılan döküm ve yumuşak metal kazıma yöntemlerinin marjinal uyumlarını karşılaştırdığı çalışmaya göre en düşük marjinal açıklık 10,3±1.5 µm ile yumuşak metal kazıma yönteminde gözlenirken, 25,0±3.9 µm ile CAD/CAM ile

kazınan mum kullanılarak yapılan dökümde ve $25,3\pm 3.9$ μm ile geleneksel döküm grubunda marjinal açıklık değerlerinin benzer olduğu değerlendirilmiştir. Bu çalışmaya göre yumuşak metal kazımayla diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır. Sadece yumuşak metal grubu için bizim çalışmamıza benzer şekilde bitim sınırının 1 mm üzerinden olacak şekilde yaptıkları porselen uygulaması sonrası ölçümlerde marjinal aralığın $19,5\pm 2.3$ μm 'e yükseldiğini belirtmişlerdir. Bizim çalışmamıza göre metal aşamasında yumuşak metal grubu $21,9\pm 11$ μm marjinal aralığa sahipken porselen uygulaması sonrası $34,5\pm 16,6$ μm yükselmiştir. Bizim çalışmamızdan farklı olarak her yüzeyde bir noktadan ölçüm yapmış olmaları ve siman aralığını 25 μm seçmiş olmaları bizim çalışmamıza göre daha düşük değerler elde etmelerine neden olabileceğini düşünüyoruz. Porselen fırınlama sonucu elde edilen değerler her iki çalışmada da benzer şekilde artış göstermiştir.

Stawarczyk ve arkadaşlarının (88) döküm, lazer sinter ve yumuşak metal örneklerin farklı porselen materyalleriyle olan bağlantısını incelediği çalışmada yumuşak metal kazıma yönteminin diğer yöntemlerle benzer düzeyde metal porselen bağlantısının olduğunu göstermiştir.

Lee ve arkadaşlarının (39) döküm ve yumuşak metal kazıyarak yapılan örneklerin farklı porselenlerle olan metal-porselen bağlantısını inceledikleri çalışmalarına göre yumuşak metal örneklerin döküm örneklere benzer bir porselen bağlanma dayanımı oluşturduğu ve kullanılan porselenlerden biri (Creation, Willi Geller) ile döküm örneklere göre daha yüksek bağlantı dayanımına sahip olduğunu belirtmişlerdir.

Krug ve arkadaşlarının (16) döküm ve yumuşak metal kazıma yöntemiyle ürettiği metal seramik köprülerin kırılma davranışını incelediği çalışmada yumuşak metal kazıma yönteminin döküm yöntemiyle benzer sonuçlar gösterdiği belirtilmiştir.

Çalışmamızda ulaşılan sonuçlar, ideal kabul edilen değerlerle oldukça uyumludur. Fakat yapılan diğer çalışmalarla karşılaştırıldığında bazı farklılıklar olduğu gözlenmiştir. Çalışmaların sonuçları arasındaki bu farklılıklar; örneklerin ölçüsünün alım yönteminden, ölçü maddesinin boyutsal stabilitesinden, alt yapıların üretildiği malzeme çeşitliliğinden ve üretim şeklinden, aralık ölçümünde tercih edilen yöntemden, kullanılan mikroskop ve büyütme faktörü farkından, ölçümde kullanılan dayanak güdük farkından, güdüğün preparasyonundan, kenar bitim konfigürasyonundan, porselen fırınlaması yapılması ve/veya yapılmamasından, ölçümlerin lokalizasyonundan ve

sayısından, ölçümlerin simante edildikten sonra ya da simantasyon yapılmadan veya silikon replikalar elde edilerek alındığına bağlı olarak değişiklik göstermiş olabilir.

Çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlara göre, CAD/CAM ile yumuşak metal kazıma yönteminin, döküm ve lazer sinterizasyon yöntemiyle marjinal uyumu karşılaştırıldığında elde edilen ortalama değer ($31,4 \pm 13,8 \mu\text{m}$) 3 yöntem arasında en yüksek olsa da klinik olarak kabul edilebilir değerler çok altındadır ($120 \mu\text{m}$) ve diğer yöntemlerle internal uyumunu karşılaştırıldığında da en küçük internal aralığa sahip olduğu görülmektedir ($21,6 \text{ mg}$). Çalışmamıza göre yumuşak metal kazıma yöntemi, döküm ve lazer sinterizasyon yöntemleriyle porselen fırınlama siklusundan benzer şekilde etkilenmiş ve fırınlama sonrasında tüm gruplarda bir miktar ölçüm değerlerinde artış görülmüştür.

Metal-porselen ara yüzeyindeki bağlantı dayanımını kesin olarak ölçen bir test metodu bulunmamaktadır. Bunun temel sebebi, klinik koşulları yansıtan test standardizasyonun sağlanamamasıdır (78). Metal destekli porselen restorasyonlarda bağlantı kuvvetini inceleyen testler, makaslama, eğme, bükme, gerilme, gerilme-makaslama ve çekme testleridir (134). Gerilme testleri genel olarak oksit tabakasının bağlantısını ölçmek için kullanılır fakat, hizalama güçlüğü ve porselenin dış yüzeyinde çentik oluşturma riski, porselenin içinde kohesiv başarısızlığa sebep olan düzensiz streslerin oluşmasına neden olur. Bu nedenle gerçekte ölçülen, ara yüzey bağlantı dayancısı değil porselenin kohesiv başarısızlığı olur. Makaslama testleri, itme çekme makaslama testi ve düzlemsel makaslama testleri olarak iki gruba ayrılabilirler. İtme ve çekme makaslama testi, metal yüzey yapısı ve ısıl genişmeden kaynaklanan uyumsuzluğun olası etkisi nedeniyle eleştirilmiştir. Ayrıca kesit alanı boyunca oluşan kuvvetlerin homojen olmaması da test sonuçlarını etkiler. Düzlemsel makaslama testleri, düz metal yüzeyine uygulanan porselen için yapılan bağlantı testleridir (82). Bağlantı sonuçları, test aparatının geometrisine, uygulanan kuvvete ve materyallerin özelliklerine bağlıdır (135).

Soy olmayan alaşımlarda, porselen metal yüzeyine uygulandığında, ara yüzeyde oksit tabakası oluşur. Oksit tabakası, porselen ile metalin bağlantısı için ortam oluşturur, fakat bu tabakanın kalınlığının fazla olması, metal ve porselen bağlantısını zayıflatır (83). Oksit tabakası çok kalın oluşur ise başarısızlık da burada oluşacaktır. Seramik yapıyla birleşen oksitler, porselenin ekspansiyon katsayısını düşürerek, artık stres oluşumunu teşvik ederler. Porselen, kırılğan bir materyal olduğu için yapısında oluşan

çatlakların ilerlemesi ile başarısızlık meydana gelir. Metal-porselen örneklere yükleme sırasında, porselen, çekme kuvvetine maruz kalır. Çekme kuvveti ile porselenin dış yüzeyinde başlayan çatlak, porselenin tabakalarında ilerler ve metal-porselen ara yüzeyine ulaşır (83).

Literatürde, ortalama çiğneme kuvveti 20 ile 830 N olarak belirtilmiştir. Bu oran, kesici dişlerde 155 ile 222 N, molar dişlerde ise 830 N'a kadar çıkabilmektedir (136). Tortopidis ve ark.'na (136) göre, batı toplumlarında molar bölgede ısırma kuvveti 600-750 N olarak bildirilmiştir.

Ağız içerisindeki dişler, çiğneme etkinliğiyle hem yatay hem de dikey yönde birçok kuvvete maruz kalırlar. Mevcut çalışmada kullanılan maksiller birinci moların kuvvete en çok maruz kalan kaspı mesiopalatinal kasp olduğu için kompresyon ucu bu kaspın tam ortasına dik bir şekilde kompresyon yapacak şekilde düzenlenmiştir. Çalışmada döküm altyapılı kronların kırılma dayançları ortalaması $360,9 \pm 155,0$ N, lazer sinterize altyapılı kronların ise $340,7 \pm 177,8$ N ve yumuşak metal altyapılı kronların $441,1 \pm 192,9$ N olarak hesaplanmıştır. İstatistiksel analize göre 3 grup arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Elde edilen değerlerin düşük çıkmasının sebebi bu şekilde kuvvet uygulandığında bazı örneklerde kırığın metal-porselen arayüzünde değil porselenin kendi içerisinde olmasıdır. Porselenin standardizasyonunda kullanılan test düzeneği kullanılırken, teknisyen tarafından porselenin iyi adapte edilememesi sonucu porselenin içinde oluşan kabarcıklar ve çatlakların bu duruma sebep olduğu düşünülebilir. Bunun sonucu olarak standart deviasyonlar yüksek çıkmış ve gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark çıkmamıştır. Bu durum kliniği yansıtmak için kullanılan test yönteminin metal ile seramik arasındaki saf bir bağlanma dayanımını ölçebilmede zayıf kalmasına neden olmuştur. Mevcut çalışmanın eksik kalan yanı şudur ki; bu düzenele diş sadece dikey yönde bir kuvvet uygulanmıştır. Fakat ağız içerisi dinamik bir alandır ve kuvvetler yatay, dikey ve bileşen olacak şekilde birçok yönde gerçekleşmektedir. Bu nedenle çalışmada klinik parametreleri sağlamak amacı ile hem makaslama hem de çekme kuvveti oluşturan çiğneme hareketlerini taklit edebilen çiğneme simülatörü kullanılması daha uygun olabilirdi. Mevcut yöntemle metal-porselen bağlantı dayanımı değil, kron sisteminin kendi dayanımı değerlendirilmiştir.

6. SONUÇLAR

1. CAD/CAM kullanılarak yumuşak metal kazıma yöntemiyle üretilen metal altyapıların marjinal uyumu, döküm ve lazer sinterizasyon yöntemleriyle üretilenlerle karşılaştırıldığında diğer yöntemlerden istatistiksel olarak daha düşük fakat kritik değerin çok altında marjinal aralığa sahip olduğu için klinik olarak oldukça yeterli bulunmuştur.
2. CAD/CAM kullanılarak yumuşak metal kazıma yöntemiyle üretilen metal altyapılar çalışmadaki diğer yöntemlerle karşılaştırıldığında en iyi internal uyuma sahip olduğu görülmüştür.
3. Porselen fırınlama siklusu sonucunda CAD/CAM kullanılarak yumuşak metal kazıma yönteminin marjinal ve internal uyumu bir miktar artmakla birlikte hala kritik sınırın çok altında olduğu için klinik kullanım için başarılı olabileceği düşünülmektedir.
4. Çalışmanın sonuçlarına göre porselen fırınlama siklusu sonrasında tüm gruplarda marjinal ve internal uyumda klinik olarak önemsenmeyen bir artma olduğu görülmüştür.
5. Çalışmamızda kullandığımız yöntem metal-porselen bağlantısını ölçmek için uygun değildir. Bu yöntemle kron sisteminin kuvvetlere karşı dayanımı değerlendirilmiştir.
6. CAD/CAM ile yumuşak metal kazıyarak metal altyapı üretimi in-vitro çalışmalarda olumlu sonuçlar vermiştir, klinik uygulamada yaygın kullanımdan önce uzun dönem klinik takip çalışmalarının yapılması gerekmektedir.

KAYNAKLAR

1. **Suffert L. W., Mahler D. B.** Reproducibility of gold castings made by present day dental casting technics. *J Am Dent Assoc*, **2016**; 50: 1-6
2. **Anusavice KJ.** *Phillips' Science of Dental Materials*, 11th Ed., San Antonio: Saunders, **2003**.
3. **Uçar Y, Gürbüz GA, Ekren O,** Diş Hekimliğinde Lazer Sinterizasyon ve Diğer Tabakalı Üretim Yöntemleri *Turkiye Klin J Prosthodont Top*, **2015**; 1:13-22.
4. **Ucar Y, Akova T, Akyil MS, Brantley WA.** Internal fit evaluation of crowns prepared using a new dental crown fabrication technique laser-sintered Co-Cr crowns. *J Prosthet Dent*, **2009**; 102:253-259.
5. **Quante K, Ludwig K, Kern M.** Marginal and internal fit of metal-ceramic crowns fabricated with a new laser melting technology. *Dent Mater*, **2008**; 24: 1311-1315.
6. **Tamac E, Toksavul S, Toman M.** Clinical marginal and internal adaptation of CAD/CAM milling, laser sintering, and cast metal ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, **2014**; 112: 909-13.
7. **Harish V, Mohamed ASA, Jagadesan N, Mohamed I, Siva S, Debasis B, Febel H, Priyanka.** Evaluation of internal and marginal fit of two metal ceramic system – In vitro study. *J Clin Diagnostic Res*, **2014**; 8: ZC53-ZC56.
8. **Kim KB, Kim JH, Kim WC, Kim JH.** Three-dimensional evaluation of gaps associated with fixed dental prostheses fabricated with new technologies. *J Prosthet Dent*, **2014**; 112: 1432-1436.
9. **Ulusoy M, Kevser A.** *Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler*. 3. Baskı, Ankara: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, **2010**.
10. **Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD.** Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent*, **1996**; 75: 18-32.
11. **Lenfelder KF.** An Evaluation of Casting Alloys Used for Restorative Procedures. *J Am Dent Assoc*, **1997**; 128: 37-45.
12. TS EN ISO 22674 Erişim: <https://intweb.tse.org.tr/Standard/Sta1>.
[https://intweb.tse.org.tr/Standard/Standard/Standard.aspx?081118051115108051104119110104055047105](https://intweb.tse.org.tr/Standard/Standard/Standard.aspx?081118051115108051104119110104055047105102120088111043113104073082082087104114110118104110087074.nard/Standard.aspx?081118051115108051104119110104055047105). Erişim tarihi: 19.10.2017
13. **Zaimoğlu A, Can G, Ersoy AE, Aksu ML.** *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi*. 1. Baskı, Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi, **1993**.
14. **Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett L.** *Fundamentals of fixed prosthodontics, third edition*, Chicago: Quintessence Publishing Co, **1997**.
15. **Gökçe HS, Beydemir B.** Yüksek Dirençli Seramik Sistemlerin Dayanıklılığı. *Gülhane Tıp Dergisi*, **2002**; 44: 457-463.
16. **Krug KP, Knauber AW, Nothdurft FP.** Fracture behavior of metal-ceramic fixed dental prostheses with frameworks from cast or a newly developed sintered cobalt-chromium alloy. *Clin Oral Investig*, **2014**; doi:10.1007/s00784-014-1233-2
17. **Mclean JW.** *Science and Art of Dental Ceramics. volume 1: The Nature of Dental Ceramics and Their Clinical Uses*, Chicago: Quintessence Publishing Co. Inc, **1979**.
18. **Johnston JF, Mumford G, Dykema RW.** Porcelain veneers bonded to metal castings. *Pract Dent Monogr*, **1963**; 1-32.
19. **Shillingburg HT, Jr., Hobo S, Fisher DW.** Preparation design and margin distortion in porcelain-fused-to-metal restorations. *J Prosthet Dent*, **1973**; 29: 276-284.
20. **Silver M, Klein G, Howard MC.** An evaluation and comparison of porcelain fused-to-cast metals. *J Prosthet Dent*, **1960**; 10: 1055-1064.

21. **Yamamoto M.** *Metal-Ceramics: Principle and Methods of Makoto Yamamoto*, Illinois: Quintessence Publishing Co. Inc, **1985**.
22. **Naylor PW.** *Introduction to Metal Ceramic Technology*, Chicago: Quintessence Publishing Co. Inc, **1992**.
23. **Barghi N, Lorenzana RE.** Optimum thickness of opaque and body porcelain. *J Prosthet Dent*, **1982**; 48: 429-431.
24. **Fairhurst CW, Lockwood PE, Ringle RD, Thompon WO.** The effect of glaze on porcelain strength. *Dent Mater*, **1992**; 8: 203-207.
25. **Griggs JA, Thompson JY, Anusavice KJ.** Effects of flaw size and auto-glaze treatment on porcelain strength. *J Dent Res*, **1996**; 75: 1414-1417.
26. **Açikalin A, Budak N, Uçar Y.** Geleneksel döküm ve kopya millemeyöntemleri ile hazırlanan metal alt yapıların iç uyumlarının karşılaştırılması. *GÜ Diş Hek Fak Derg*, **2011**; 28: 169-176.
27. **Akın E.** *Dişhekimliğinde Porselen*. 2. Baskı, İstanbul: Bozak Matbaası, **1983**.
28. **Santos EC, Shiomi M, Osakada K, Laoui T.** Rapid manufacturing of metal components by laser forming, International. *Int J Mach Tools Manu*, **2006**; 46: 1459-1468 .
29. **Liu QB, Leu MC, Schmitt SM.** Rapid prototyping in dentistry: technology and application. *Int J Adv Manuf Technol*, **2006**; 29: 317-335.
30. **Williams RJ, Bibb R, Eggbeer D, Collis J.** Use of CAD/CAM technology to fabricate a removable partial denture framework. *J Prosthet Dent*, **2006**; 96: 96-99.
31. **Williams RJ, Bibb R, Rafik T.** A technique for fabricating patterns for removable partial denture frameworks using digitized casts and electronic surveying. *J Prosthet Dent*, **2004**; 91: 85-88 .
32. **Wu GF, Zhou B, Bi YP, Zhao Y.** Selective laser sintering technology for customized fabrication of facial prostheses. *J Prosthet Dent*, **2008**; 100: 56-60.
33. **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. *Dent Mater*, **2008**; 24: 1400-1404.
34. **Kumar S.** Selective laser sintering: A qualitative and objective approach. *J Miner Met Mater Soc*, **2003**; 55: 43-47.
35. **Gürbüz GA.** Selektif lazer sinterizasyonu ile oluşturulan cocr kronların porselen fırınlanması aşamalarında boyutsal stabilitesinin değerlendirilmesi ve alaşımın mekanik özelliklerinin incelenmesi. Doktora tezi, Çukurova Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Adana, 2011.
36. **Santos EC, Shiomi M, Osakada K, Kitamura Y, Abe F.** Microstructure and mechanical properties of pure titanium models fabricated by selective laser melting. *J Mech Eng Sci*, **2004**; 8: 711-719.
37. **Santos EC.** Processing of pure titanium by selective laser melting. Degree Dissertation, Graduate School of Engineering Science, Osaka University, Japan, 2003.
38. **Tolochko NC, Mozzharov SE, Yadroitsev IA, Laoui T, Froyen L, Titov VI, Ignatiev MB.** Balling processes during selective laser treatment of powders. *Rapid Prototyp. J*, **2004**; 10:2.
39. **Lee DH, Lee BJ, Kim SH, Lee KB.** Shear bond strength of porcelain to a new millable alloy and a conventional castable alloy. *J Prosthet Dent*, **2015**; 113: 329-335.
40. **Kocaağaoğlu H, Kiliç HI, Albayrak H, Kara M.** In vitro evaluation of marginal, axial, and occlusal discrepancies in metal ceramic restorations produced with new technologies. *J Prosthet Dent*, **2016**; 1-7. doi:10.1016/j.prosdent.2016.03.013
41. **Vojdani M, Torabi K, Atashkar B, Heidari H, Ardakani MT.** A Comparison of the marginal and internal fit of cobalt- chromium copings fabricated by two different CAD/CAM Systems (CAD / Milling , CAD / Ceramill Sintron). *J Dent Shiraz Univ Med Sci*, **2016**; 17: 301-308.
42. **Sirona Dental Systems GmbH,** *InCoris CC ürün klavuzu*. (2016).
43. **Anusavice KJ.** Screening tests for metal ceramic systems. Dental ceramics: proceeding of the

- first international symposium on ceramics. *Quintessence Publ. Co. Chicago, Berlin, Rio de Janeiro, Tokyo, 1983.*
44. **Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD.** Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent*, **1989**; 62: 405-408.
 45. **Pera P, Gilodi S, Bassi F, Carossa S.** In-vitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, **1994**; 72:585-90.
 46. **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**; 10:478-8.
 47. **Lopes MB, Consani S, Sinhoreti MA, Correr-Sobrinho L.** Influence of recasting palladium-silver alloy on the fit of crowns with different marginal configurations. *J Prosthet Dent*, **2005**; 94: 430-434.
 48. **Ushiwata O, de Moraes JV.** Method for marginal measurements of restorations: accessory device for toolmakers microscope. *J Prosthet Dent*, **2000**; 83: 362-366.
 49. **Balkaya MC, Çınar A, Pamuk S.** Influence of firing cycles on the margin distortion of 3 all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent*, **2005**; 93: 346-55.
 50. **Goldin EB, Boyd NW, Goldstein GR, Hittelman EL, Thompson VP.** Marginal fit of leucite-glass pressable ceramic restorations and ceramic pressed-to-metal restorations. *J Prosthet Dent*, **2005**; 93:143- 7.
 51. **Konstantoulakis E, Nakajima H, Woody RD, Miller AW.** Marginal fit and surface roughness of crowns made with an accelerated casting technique. *J Prosthet Dent*, **1998**; 80: 337-45.
 52. **Toman M, Toksavul S, Artunc C, Turkun M, Schmage P, Nergiz I.** Influence of luting agent on the microleakage of all-ceramic crowns. *Journal of Adhesive Dentistry*, **2007**; 9: 39-47.
 53. **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.
 54. **Groten M, Girthofer S, Probster 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.
 55. **Yıldırım MP.** Farklı kuron alt yapı tasarımlarının marjinal uyumlarının karşılaştırılması ve internal uyumlarının değerlendirilmesi. Doktora Tezi, Atatürk Üniversitesi, Erzurum, 2013.
 56. **Mou SH, Chai T, Wang JS, Shiau YY.** Influence of different convergence angles and tooth preparation heights on the internal adaptation of Cerec crowns. *J Prosthet Dent*, **2002**; 87: 248-255.
 57. **Campbell SD, Sirakian A, Pelletier LB, Giordano RA,** Effects of firing cycle and surface finishing on distortion of metal ceramic castings, *J Prosthet Dent*. **1995**; 74: 476-81.
 58. **Faucher RR, Nicholls JI,** Distortion related to margin design in porcelain-fused-to-metal restorations. *J Prosthet Dent*, **1980**; 43: 149-55.
 59. **Ushiwata O, Moraes JV.** Method for marginal measurements of restorations: Accessory device for toolmakers microscope. *J Prosthet Dent*, **2003**; 83: 362-6.
 60. **Boeckler AF, Stadler A, Fetz JM.** The significance of marginal gap and overextension measurement in the evaluation of the fit of complete crowns. *The Journal Of Contemporary Dental Practice*, **2005**; 6:2-12.
 61. **Sorensen JA.** A standardize method for determination of crown margin fidelity. *J Prosthet Dent*, **1990**; 64: 18-24.
 62. **Abbate MF, Tjan AH, Fox WM.** Comparison of the marginal fit of various ceramic crown systems. *J Prosthet Dent*, **1989**; 61:527-31.
 63. **Weaver JD, Johnson GH, Bales DJ.** Marginal adaptation of castable ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, **1991**; 66:747-53.

64. **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.
65. **Boening KW, Wolf BH, Schmidt AE, Kastner K, Walter MH.** Clinical fit of Procera AllCeram crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **2000**; 84: 419-424.
66. **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.
67. **Alkumru H, Hullah WR, Marquis PM, Wilson HJ.** Factors affecting the fit of porcelain jacket crowns. *British Dental Journal*, **1988**; 164: 39-43.
68. **Strating H, Pameijer CH, Gildenhuys RR.** Evaluation of the marginal integrity of ceramometal restorations. Part I. *J Prosthet Dent*, **1981**; 46: 59- 65.
69. **Christensen GJ.** Marginal fit of gold inlay castings. *J Prosthet Dent*, **1966**; 16: 297-305.
70. **Davis DR.** Comparison of fit of two types of all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, **1988**; 59: 12-16.
71. **Hung SH, Hung KS, Eick JD, Chappell RP.** Marginal fit of porcelain-fused-to- metal and two types of ceramic crown. *J Prosthet Dent*, **1990**; 63: 26-31.
72. **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.
73. **Alani AH, Toh CG.** Detection of microleakage around dental restorations: a review. *Operative Dentistry*, **1997**; 22: 173-185.
74. **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.
75. **Zaimoğlu A, Can G.** *Sabit Protezler*. 1. Baskı, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, Ankara, **2004**.
76. **Schweitzer DM, Goldstein GR, Ricci JL, Hittelman EL.** Comparison of bond strength of a pressed ceramic fused to metal versus feldspathic porcelain fused to metal. *J Prosthodont*, **2005**; 14: 239-47.
77. **Fernandes Neto AJ, Panzeri H, Neves FD, Prado RA, Mendonça G.** Bond strength of three dental porcelains to ni-cr and co-cr-ti alloys. *Braz Dent J*, **2006**; 17(1): 24-8.
78. **Hammad IA, Stein RS.** A qualitative study for the bond and color of ceramometals. Part I. *J Prosthet Dent*, **1990**; 63: 643-53.
79. **Huang HH, Lin MC, Lee TH, Yang HW, Chen FL, Wu SC, Hsu CC.** Effect of chemical composition of Ni-Cr dental casting alloys on the bonding characterization between porcelain and metal. *J Oral Rehabil*, **2005**; 32: 206–12.
80. **Ozcan M, Sleen JM, Kurunmaki H, Vallittu PK.** Comparison of repair methods for ceramic-fused-to-metal. *Prosthodont*, **2006**; 15: 283-8.
81. **Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J.** *Contemporary Fixed Prosthodontics*. 4th Ed, St. Louis: Mosby, **2006**.
82. **Hammad IA, Talic FY.** Design of bond strength tests for metal-ceramic complexes: Review of the literature. *J Prosthet Dent*, **1996**; 75: 60.
83. **Papazoglou E, Brantley WA.** Porcelain adherence vs force to failure for palladium-galium alloys: A critique of metal-ceramic bond testing. *Dent Mater*, **1998**; 14: 112-9.
84. **Ku CW, Park SW, Yang HS.** Comparison of the fracture strengths of metal-ceramic crowns and three ceromer crowns. *J Prosthet Dent*, **2002**; 88:170-5.
85. **Kelly JR.** Clinically relevant approach to failure testing of all- ceramic restorations. *J Prosthet Dent*, **1999**; 81: 652-61.

86. **Leibrock A, Degenhart M, Behr M, Rosentritt M, Handel G.** In vitro study of the effect of thermo and load cycling on the bond strength of porcelain repair system. *J Oral Rehab*, **1999**; 26: 130-7.
87. **Stappert CFJ, Ozden U, Gerds T, Strub JR.** Longevity and failure load of ceramic veneers with different preparation designs after exposure to masticatory simulation. *J Prosthet Dent*, 2005; 94:132-9.
88. **Stawarczyk B, Eichberger M, Hoffmann R, Noack F, Schweiger J, Edelhoff D, Beuer F.** A novel CAD / CAM base metal compared to conventional cocrmo alloys : An in-vitro study of the long-term metal-ceramic bond strength. *Oral Heal. Dent Manag*, **2014**; 23: 446–452.
89. **Örtorp A, Jönsson 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. *Dent Mater*, **2011**; 27: 356–363.
90. **Colpani JT, Borba M, Della Bona A.** Evaluation of marginal and internal fit of ceramic crown copings. *Dent Mater*, **2013**; 29: 174-180.
91. **Yeo SI, Yang JH, Lee JB,** In vitro marginal fit of three allceramic crown systems. *J Prosthet Dent*, **2003**; 90: 459-64.
92. **May KB, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR.** Precision of fit: the Procera AllCeram crown. *J Prosthet Dent*, **1998**; 80: 394-404.
93. **Goldin EB, Boyd NW, Goldstein GR, Hittelman EL, Thompson VP.** Marginal fit of leucite-glass pressable ceramic restorations and ceramic-pressed-to-metal restorations. *J Prosthet Dent*, **2005**; 93: 143–7.
94. **Shiratsuchi H, Komine F, Kakehashi Y, Matsumura H.** Influence of finish line design on marginal adaptation of electroformed metal-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, **2006**; 95: 237-42.
95. **Jahangiri L, Wahlers C, Hittelman E, Matheson P.** Assessment of sensitivity and specificity of clinical evaluation of cast restoration marginal accuracy compared to stereomicroscopy. *J Prosthet Dent*, **2005**; 93: 138-142.
96. **Kim K-B, Kim, J-H, Kim W-C, Kim H-Y, Kim J-H.** Evaluation of the marginal and internal gap of metal-ceramic crown fabricated with a selective laser sintering technology: two- and three-dimensional replica techniques. *J Adv Prosthodont*, **2013**; 5: 179–86.
97. **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. *J Prosthet Dent*, **2012**; 108: 310-315.
98. **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.
99. **Hamza TA, Ezzat HA, El-Hossary MM, Katamish HA, Shokry TE, Rosenstiel SF.** Accuracy of ceramic restorations made with two CAD/CAM systems. *J Prosthet Dent*, **2013**; 109: 83–87.
100. **Beschnidt 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.
101. **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.
102. **Cho SH, Nagy WW, Goodman JT, Solomon E, Koike M.** The effect of multiple firings on the marginal integrity of pressable ceramic single crowns. *J Prosthet Dent*, **2012**; 107: 17-23.
103. **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.
104. **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.

105. **Albert FE, El-Mowafy OM.** Marginal adaptation and microleakage of Procera AllCeram crowns with four cements. *International Journal of Prosthodontics*, **2004**; 17: 529-535.
106. **Budak EN.** Selektif lazer sinterizasyon ve döküm yöntemleri ile elde edilen metal altyapıların lehiminde kullanılan farklı tekniklerin mekanik özelliklerinin, elemental içeriğinin ve mikroyapısının değerlendirilmesi. Doktora Tezi, Çukurova Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Adana, 2015.
107. **GÜNŞOY S.** Tek ve dört üyeli sabit restorasyonlarda farklı yöntemlerle elde edilen metal alt yapıların internal ve marjinal uyumlarının karşılaştırılması. Doktora Tezi, Yakın Doğu Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Lefkoşa, 2015.
108. **Levine WA.** An evaluation of the film thickness of resin luting agents. *J Prosthet Dent*, **1989**; 62: 175-178.
109. **Nakamura T, Dei N, Kojima T, Wakabayashi K.** Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD/CAM all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*, **2003**;16:244-8.
110. **Sönmez A.** Galvano kronlarda marjinal adaptasyonun ve porselen bağlantısının in-vitro incelenmesi ve Ni- Cr alaşımlarla karşılaştırılması. Doktora Tezi, Başkent Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 2008.
111. **Amir Rad FA, Succaria FG, Morgano SM.** Fracture resistance of porcelain veneered zirconia crowns with exposed lingual zirconia for anterior teeth after thermal cycling: An in vitro study. *Saudi Dent. J*, **2015**; 27: 63-69 .
112. **Alkumru HN, Wilson HJ, Bor S.** The Fit of all- ceramic crowns cemented with different luting agents. *J of Marmara University*, **1992**; 1: 198-202.
113. **Gassino G, Barone Monfrin S, Scanu M, Spina G, Preti G.** Marginal adaptation of fixed prosthodontics: A new in vitro 360- degree external examination procedure. *Int J Prosthodont*, **2004**; 17: 218-223.
114. **Lofstrom LH, Barakat MM,** Scanning electron microscopic evaluation of clinically cemented cast gold restorations. *J Prosthet Dent*, **1989**; 61: 664-9.
115. **Kashani HG, Khera SC, Gulker IA.** The effects of bevel angulation on marginal integrity. *J Am Dent Assoc*, **1981**; 103:882-5.
116. **Blackman R, Baez R, Barghi N.** Marginal accuracy and geometry of cast titanium copings. *J Prosthet Dent*, **1992**; 67:435-40.
117. **McLean JW, von Fraunhofer JA.** The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J*, **1971**; 131:107-11.
118. **Snapp KR, Aquilino SA, Svare CW, Turner KA.** Change in marginal fit as related to margin design, alloy type, and porcelain proximity in porcelain-fused-to-metal restorations. *J Prosthet Dent*.**1988**; 60:435-9.
119. **Gemalmaz D, Alkumru HN.** Marginal fit changes during porcelain firing cycles. *J Prosthet Dent*, **1995**; 73: 49-54.
120. **Dehoff PH, Anusavice KJ.** Effect of metal design on marginal distortion of metal-ceramic crowns. *J Dent Res*, **1984**; 63:1327-31.
121. **Castellani D, Baccett T, Clauser C, Bernardini UD.** Thermal distortion of different materials in crown construction. *J Prosthet Dent*, **1994**; 72:360-6.
122. **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 Mater.*, **2006**; 22: 397-404.
123. **Fransson B, Oilo G, Gjeitanger R.** The fit of metal-ceramic crowns, a clinical study. *Dent Mater*, **1985**; 1: 197-199.
124. **Martins LM, Lorenzoni FC, Melo AO, Silva LM, Oliveira JL, Oliveira PC.** Internal fit of two all- ceramic systems and metal-ceramic crowns. *J Appl Oral Sci*, **2012**; 20: 235-240.
125. **Abduo J, Lyons K, Swain M.** Fit of zirconia fixed partial denture: a systematic review. *J Oral Rehabil*, **2010**; 37: 866876.

126. **Song TJ, Kwon TK, Yang JH, Han JS, Lee JB, Kim SH, Yeo IS.** Marginal fit of anterior 3-unit fixed partial zirconia restorations using different CAD/CAM systems. *J Adv Prosthodont*, **2013**; 5: 219-225.
127. **Al saady AA, Eanas Ittihad J, Obaidy ASA.** Marginal Discrepancy of Cobalt Chromium Metal Copings Fabricated with Three Different Techniques, 2015; **11**: 105–110 .
128. **Gonzalo E, Suárez MJ, Serrano B, Lozano JF.** A comparison of the marginal vertical discrepancies of zirconium and metal ceramic posterior fixed dental prostheses before and after cementation. *J Prosthet Dent*. **2009**; 102: 378- 384.
129. **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.
130. **Goodacre CJ, Campagni WV, Aquilino SA.** Tooth preparations for complete crowns: an art form based on scientific principles. *J Prosthet Dent*, **2001**; 85: 363-376.
131. **Pallis K, Griggs JA, Woody RD, Guillen GE, Miller AW.** Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. *J Prosthet Dent*, **2004**; 91: 561-569.
132. **Andersson M, Carlsson L, Persson M, Bergman B.** Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system. *J Prosthet Dent*, **1996**; 76: 187-193.
133. **Persson M, Andersson M, Bergman B.** The accuracy of a high-precision digitizer for CAD/CAM of crowns. *J Prosthet Dent*, **1995**; 74: 223-229.
134. **Dehoff PH, Anusavice KJ, Wang Z.** Three-dimensional finite element analysis of the shear bond test. *Dent Mater*, **1995**; 11:126-31.
135. **Gilbert JL, Covey DA, Lautenschlager EP.** Bond characteristics of porcelain fused to milled titanium. *Dent Mater*, **1994**; 10:134-40.
136. **Tortopidis D, Lyons MF, Baxendale RH, Gilmour WH.** The variability of bite force measurement between sessions, in different positions within the dental arch. *J Oral Rehab*, **1998**;25:681-86.

ÖZGEÇMİŞ

1990 yılında Ordu'da doğdu. İlk ve orta öğrenimini Ordu Merkez İlköğretim okulu'nda, lise öğrenimini 2007 yılında Ordu Fen Lisesi'nde tamamladı. 2013 yılında Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden mezun oldu. 2014 yılında Çukurova Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda uzmanlık eğitimine başladı. Uzmanlık eğitimi süresince Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde klinik, akademik ve eğitsel faaliyetlerde bulundu.

