



T.C.
ÇUKUROVA ÜNİVERSİTESİ
BİLİMSEL ARAŞTIRMA PROJELERİ
KOORDİNASYON BİRİMİ

DİREKT METAL LAZER SİNERLEME VE DÖKÜM YÖNTEMLERİ
İLE HAZIRLANAN CO-CR ALTYAPILI METAL-SERAMİK
RESTORASYONLARIN KLİNİK DEĞERLENDİRİLMESİ

TDH20166971

UZMANLIK TEZİ

SONUÇ RAPORU

Proje Yürütücüsü:
Yrd. Doç. Dr. Orhun EKREN
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Arş. Gör. Işın DURAN
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Temmuz 2016
ADANA



TEŞEKKÜR

Bu çalışma TDH20166971 nolu proje olarak Çukurova Üniversitesi Araştırma Projeleri tarafından desteklenmiştir.

3 yıllık uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam boyunca hoşgörü ve desteğini hiçbir zaman esirgemeyen, mesleki eğitimimde bilgi ve tecrübesini hiç çekinmeden aktaran danışmanım Sayın Yrd. Doç. Dr. Orhun EKREN' e,

Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protez ailesine katıldığım günden beri desteğini ve güvenini hep hissettiren, bilgisini, disiplinini ve etik değerlerini daima örnek alacağım Sayın Doç. Dr. Yurdanur UÇAR' a,

Tez jürimde de bulunan, değerli zamanını tez çalışmamı incelemek için ayıran Sayın Yard. Doç. Dr. Ayşe ATAY' a, Sayın Doç. Dr. M.Emre BENLİDAYI' ya, Sayın Doç. Dr. Ufuk TATLI' ya, Sayın Yard. Doç. Dr. Şehnaz YILMAZ' a

TEŞEKKÜRLER.

2.2.2.3. Diş hekimliğinde eklemeli/tabakalı üretimin kullanımı	19
2.2.2.4. SLS tabakalı üretim tekniğinin avantajları	19
2.2.2.5. SLS tabakalı üretim tekniğinin dezavantajları.....	20
2.3. Diş Hekimliğinde Porselenler	20
2.4. Metal-porselen Bağlantısı	21
2.4.1. Mekanik Bağlantı.....	23
2.4.2. Kimyasal Bağlantı.....	23
2.4.3. Moleküler Çekimle Bağlantı (Van Der Waals Kuvvetleri)	24
2.4.4. Sıkışma Bağlantısı	24
2.5. Metal Destekli Porselen Restorasyon Komplikasyonları	24
2.6. Metal Destekli Porselen Restorasyonlarda Kırık.....	26
3. GEREÇ ve YÖNTEM	28
3.1. Preparasyon Seansı	28
3.2. Ölçü Seansı	29
3.3. Model Elde Edilmesi	29
3.4. Metal Altyapı Elde Edilmesi.....	30
3.4.1. Geleneksel Döküm Yöntemi.....	30
3.4.2. DMSL(Direkt Metal Lazer Sinterleme).....	31
3.5. Metal Prova Seansı	33
3.6. Porselen Uygulaması	33
3.7. Porselen Prova Seansı.....	34
3.8. Kontrol Seansı (6-9 ay).....	34
3.9. İstatistiksel Analiz.....	38
4. BULGULAR.....	39
5. TARTIŞMA	46
6. SONUÇLAR.....	57
KAYNAKLAR	58
ÖZGEÇMİŞ	67

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil No:</u>	<u>Sayfa No:</u>
Şekil 2.1. Hızlı üretimin aşamaları.....	8
Şekil 2.2. Ciraud'un buluşu ile ilgili patent başvurusunda kullandığı çizimler	11
Şekil 2.3. Genelleştirilmiş Katmanlı Üretim Prosesi	12
Şekil 2.4. Tabakalı üretimin tarihi akış diyagramı	13
Şekil 2.5. SLS makinesinin çalışma prensibi	16
Şekil 2.6. Seçmeli lazer ergitme şematik görüntüsü	18
Şekil 3.1. Panasil® A tipi silikon ölçü malzemesi	29
Şekil 3.2. Fornax T, Bego döküm fırını	31
Şekil 3.3. EOSINT M 270 DMLS cihazı	32
Şekil 3.4. DMSL ile üretilmiş metal altyapı.....	33
Şekil 3.5. 1. Derece porselen çapak kırığı. Okluzyonu, estetiği, çiğnemeyi etkilemeyen sadece polisajlama ile giderilebilecek minör delaminasyon.....	35
Şekil 3.6. 2. Derece porselen çapak kırığı. Rezin kompozitle tamir edilebilecek anterior kırık	35
Şekil 3.7. 3. Derece porselen çapak kırığı. Kırık fonksiyonel alanda. Tamir edilemeyecek ve gıda sıkışmasına neden olabilecek kırık varlığı.....	36

ÇİZELGELER DİZİNİ

<u>Çizelge No:</u>	<u>Sayfa No:</u>
Çizelge 2.1. Çeşitli firmaların kullandıkları lazer tipleri	18
Çizelge 3.1. Hasta takip formu	36
Çizelge 4.1. Hastalara uygulanan protez ortalamaları	39
Çizelge 4.2 Karşit dentisyon ve görülen porselen çapak kırığı yüzdeleri.....	40
Çizelge 4.3 Gruplara göre protez verilerinin istatistiksel karşılaştırmaları	40
Çizelge 4.4 Demografik verilerin hasta gruplarına göre istatistiksel karşılaştırılması	41
Çizelge 4.5 Karşit dentisyon ve porselen çapak kırığı varlığının gruplar arası istatistiksel karşılaştırılması	42
Çizelge 4.6 Karşit dentisyon türlerinin her biri için porselen çapak kırığı derecelerinin karşılaştırılması.....	43
Çizelge 4.7 Porselen çapak kırıklarının dereceden bağımsız olarak karşit dentisyona göre oluşumu	44
Çizelge 4.8. Porselen çapak kırıklarının cinsiyete göre karşılaştırılması	45
Çizelge 4.9. Hasta bazında görülen porselen çapak kırığı yüzdeleri	45

SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

<	: Küçük
>	: Büyük
%	: Yüzde
°C	: Derece Santigrat
µm	: Mikrometre
ark.	: Arkadaşları
AlCl ₃	: Alüminyum Klorid
Al ₂ O ₃	: Alüminyum Oksit
CAD	: Computer Aided Design(Bilgisayar Destekli Tasarım)
CAM	: Computer Aided Manufacturing(Bilgisayar Destekli Üretim)
CO ₂	: Karbondioksit
Co-Cr	: Kobalt Krom
Co-Cr-Mo	: Kobalt-Krom-Molibden
dk	: dakika
DMLS	: Direkt Metal Lazer Sinterleme
Fe-Cu	: Demir-Bakır
HBP	: Hareketli Bölümlü Protez
ISO	: International Organization for Standardization (Uluslararası Standardizasyon Kurumu)
kg	: kilogram
KW	: KiloWatt
Max.	: Maximum
MDP	: Metal Destekli Porselen
Min.	: Minimum
MPa	: Megapaskal
MS	: Metal-Seramik
mm	: Milimetre
m/s	: Metre/Saniye
mm ³ /s	: Milimetre ³ /Saniye
Ni-Cr	: Nikel Krom

O₂	: Oksijen
PVS	: Polivinilsiloksan
SLA	: Litografi
SLM	: Selektif Lazer Ergitme
SLS	: Selektif Lazer Sinterizasyon
STL	: Stereolithografi
STL	: Standard Template Library
UV	: Ultraviyole
W	: Watt



ÖZET

Direkt Metal Lazer Sinterleme Ve Döküm Yöntemleri İle Hazırlanan Kobalt-Krom Altyapılı Metal-Seramik Restorasyonların Klinik Değerlendirilmesi

Metallerin Doğrudan Selektif Lazer Sinterizasyonu (*DMLS*), metal-seramik sabit protezlerin altyapılarının elde edilmesinde kullanılan tabakalı üretim tekniğidir. Konvansiyonel döküm tekniğine alternatif bir yöntem olarak son zamanlarda sıkça kullanılmaya başlanmıştır. *DMLS* yönteminin döküm yöntemine göre yüksek mekanik özellikler gösterdiği, üretim süresi ve maliyetinin düşük olması gibi avantajları yapılan çalışmalarla gösterilmiştir

Ancak *DMLS* tekniğinin klinik başarısını değerlendiren mevcut klinik çalışmalar yetersizdir.

Bu çalışmanın amacı direkt metal lazer sinterleme ve döküm yöntemleri ile hazırlanan Co-Cr altyapılı metal-seramik restorasyonlarda oluşan porselen çapak kırıklarının klinik olarak değerlendirilmesi ve karşılaştırılmasıdır.

Ç.Ü Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.D kliniğine sabit protetik restorasyon ihtiyacı ile başvuran, bruksiyel davranış ve semptom göstermeyen 75 hasta çalışmaya dahil edilmiş ve gruplara rastgele dağıtılmıştır. Birinci grubun metal-seramik restorasyonlarının altyapıları Co-Cr toz alaşımının lazer ile sinterlenmesiyle elde edilmiştir. İkinci grubun metal-seramik restorasyonlarının altyapıları ise Co-Cr alaşımının mum atım yöntemiyle dökülmesi ile elde edilmiştir. Hastalara metal-seramik restorasyonlarının simantasyonundan itibaren 6-9 ay sonraya kontrol randevusu verilmiştir. Kontrol randevusunda restorasyonlarda oluşan porselen çapak kırıkları değerlendirilmiş ve sınıflandırılmıştır. Sonuçların istatistiksel analizinde Student T, Mann Whitney U, Ki Kare ve Fisher test istatistiği kullanılmıştır. ($\alpha=0.05$).

Tüm hastalarda porselen çapak kırığı değerlendirildiğinde görülen başarı oranı 96.9%, sağ kalım oranı ise 98.7% olarak bulunmuştur. Porselen çapak kırığı görülme açısından *DMLS* gurubu (3.8%) ve döküm grubu (2.6%) arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. Porselen çapak kırığı görülen hasta sayıları oranı karşılaştırıldığında *DMLS* (17.9%) ve döküm (22.2%) grupları arasında yine istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. ($p>0.05$) Karşıt dentisyon dağılımı 2 grup arasında anlamlı olarak farklılık göstermiştir. ($p=0,001$) Porselen çapak kırığı derecelerinin her biri için gruplar arasında bir fark bulunmamıştır. Erkek hastalarda görülen porselen çapak kırığı (5.8%) kadın hastalarda görülen porselen çapak kırığından (1.4%) anlamlı olarak daha fazla bulunmuştur. ($p=0.004$)

Sonuç olarak mevcut çalışmanın sınırları dahilinde metal-seramik sabit protezlerde porselen çapak kırığı komplikasyonu görülme açısından, altyapının *DMLS* yöntemi veya döküm yöntemi ile yapılması arasında bir fark olmadığı görülmüştür.

Anahtar Kelimeler: Direkt Metal Lazer Sinterleme (*DMLS*) , döküm, porselen çapak kırığı, sağ kalım

ABSTRACT

A Clinical Evaluation of Cobaltchromium Metal-Ceramic Fixed Partial Dentures Fabricated by DMLS and Conventional Cast Methods.

In recent years, metal-ceramic fixed partial dentures fabricated by direct metal laser sintering (DMLS) have been used as an alternative to metal-ceramic fixed partial denture fabricated by conventional casting procedures.

Advantages of DMLS like high mechanical properties, low production times and expences over conventional casting methods have been reported in previous studies. However clinical studies for evaluating clinical performance of DMLS are limited.

The aim of this clinial study was to evaluate and compare chippings type of failure in Co-Cr metal-ceramic restorations fabricated by DMLS or conventional cast methods.

The test group consisted of 75 patients who applied to the prosthodontics department of Cukurova University in a need of fixed partial dentures without any sign of bruxial behaviors or symptoms. The patients were divided into two groups randomly. In the first group metal substructure of restorations were fabricated by laser sintering using CO-Cr alloy powder. In the second group substructures were fabricated by using lost-wax technique using Co-Cr alloy ingots. Patients recall and clinical examinations of the prostheses were done 6-9 months after the cementation. The chippings in metal-ceramic restorations were evaluated and classified. Student T, Mann Whitney U, Ki Square and Fisher tests were used in statistical analysis. ($\alpha=0.005$)

The success rate was found 96.9% and the survival rate was found 98.7% in terms of chipping among all patients. There were no statistically significant differences between DMLS group (3.8%) and cast group (2.6%) in terms of chipping. Also, no statistically significant differences in chipping was found between the DMLS (17.9) and casting (22.2%) patient groups. When comparing groups about opposing dentition there was statistically significant difference ($p=0,001$). There was no statistically significant differences between groups in terms of chipping grades. The chipping in male patients (5.8%) were significantly higher than female patients (1.4%).

Within the limitations of the current study it was concluded that occurrence of chipping in metal-ceramic fixed partial dentures fabricated by either DMLS or conventional casting methods showed statistically no significant differences.

KeyWords: Direct Metal Laser Sintered (DMLS), Cast, Chipping, Survival

1. GİRİŞ

Metal alaşımlar diş hekimliğinde 100 yılı aşkın süredir sabit protetik diş tedavisinde kullanılmaktadır. Bu alaşımların elde edilmesinde kullanılan ilk teknik "kayıp mum yöntemi"dir. Döküm amacıyla kullanılan ilk metal; biyouyumluluk, döküm kolaylığı, korozyon direnci gibi özelliklere sahip saf altın olmuştur. Altın alaşımları Dr.Taggart tarafından 1907 yılında tam metal kron ve köprü yapımında kullanılmıştır¹.

Alaşımlar uygulamaların gerektirdiği fiziksel özelliklere sahip malzemelerin üretilmesini sağlar. Yüksek sıcaklıklar, aşınma, kimyasal etkiler, metal yorgunluğu gibi etkilere saf metallerin yetersiz kaldığı durumlarda, gerekli olan özellikleri sağlayan nitelikteki metaller ile alaşım oluşturularak istenilen özellikteki malzeme elde edilir.

Dental tedavilerin maliyeti pek çok hasta için önemlidir. Daha ucuz materyal arayışı metal-seramik restorasyonlarda altyapı elde edilmesi için yeni alaşım ve tekniklerin geliştirilmesinde teşvik edici olmuştur. Alternatif alaşım sistemleri arasında seçim yaparken alaşımların özelliklerinin rasyonel olarak değerlendirilmesi gerekmektedir². Metal-Seramik (MS) restorasyonlar için kullanılan alaşımın biyouyumluluğu, kimyasal ve fiziksel özellikleri, porselenle uyumu, laboratuvar işlemlerinin kolaylığı, maliyeti gibi özellikleri göz önünde bulundurulmalıdır. 1970'li yıllarda soy metal alaşımlara alternatif olarak maliyeti daha düşük, fiziksel ve kimyasal özellikleri oldukça farklı Ni-Cr, Co-Cr gibi soy olmayan metal alaşımlar kullanılmaya başlanmıştır.

Döküm yöntemi 100 yılı aşkın süredir kullanılan, pek çok faktöre bağlı bir yöntemdir. Teknik hassasiyet gerektirir, zaman alıcıdır ve hata riski yüksektir. Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing-CAD/CAM) teknikleri günümüz diş hekimliğinde kron, inlay, onlay ve sabit bölümlü protez yapımında, kayıp mum tekniğine alternatif olarak kullanılan bir yöntemdir. Döküm kaynaklı oluşabilecek problemlerden kaçınmak için kullanılmaya başlanmıştır ancak teknolojik gelişmelere ve pek çok avantajına rağmen CAD-CAM hala oldukça maliyetli bir üretim tekniğidir. Hızlı üretim teknolojilerinden Direkt Metal Lazer Sinterleme (DMLS) diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaya başlanan bir tabakalı üretim yöntemidir. Çalışma prensibi;üretilecek olan restorasyonun sanal görüntüsünün cihaza aktarılması ve lazer

ışını ile toz halindeki Co-Cr alaşımı üzerinde, seçilmiş alanların sinterlenerek, restorasyonun tek aşamada, katmanlar halinde üretilmesidir.

Gelişen teknoloji, üretim sistemleri ve malzeme çeşitliliğinin artması metal-seramik restorasyon yapımında pek çok avantajı beraberinde getirmiştir. Ancak yinede metal-seramik restorasyon yapımı dikkatli ve titiz çalışma gerektirir yoksa pek çok komplikasyon ya da başarısızlıkla karşılaşılabilir. Bu komplikasyonlar; teknik, biyolojik ve estetik komplikasyonlar olarak ayrılabilir. En sık gözlenen teknik komplikasyonlardan biri de porselenin farklı derecelerde oluşan kırılmalarıdır. Bu çalışmanın amacı iki farklı yöntem ile hazırlanan (Döküm yöntemi ve DMLS) metal altyapılı MS (metal-seramik) sabit protezlerde, 6-9 aylık klinik takip sonrasında gözlemlenen porselen çapak kırılma oranının ve kırılma derecelerinin karşılaştırılmasıdır.

Çalışmamızın hipotezi; Geleneksel döküm yöntemi ve Direkt Metal Lazer Sinterleme yöntemi ile hazırlanan metal seramik sabit protezlerde oluşan porselen çapak kırığı miktarı ve kırılma derecesi yönünden anlamlı bir fark olmayacaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Diş Hekimliğinde Metaller

Günümüzde protetik restorasyonlarda kullanılan metal alaşımları şu şekilde sınıflandırılmaktadır³.

A) Soy Metal Alaşım Sistemleri

- 1) Yüksek altın alaşımları (Au-Pt-Pd ve Au-Pt-Ta)
- 2) Düşük altın alaşımları (Au-Pd-Ag ve Au-Pd)
- 3) Altın içermeyenler (Pd-Ag ve Pd-Cu)

B) Soy Olmayan Metal Alaşımları (baz-metal alaşımları)

- 1) Ni-Cr
- 2) Ni-Cr-Be
- 3) Co-Cr

2.1.1. Soy Metal Alaşımlar

Soy metaller, oksidasyon dirençleri ve asitten etkilenmeme gibi üstün özellikleriyle bilinmektedir. Bunlar; altın, platin, paladyum, rodyum, rutenyum, iridyum, osmiyum elementleridir. Diş hekimliğinde kullanılan soy metal alaşımlarda yaygın olarak kullanılan temel elementler altın, platin veya paladyumdur. Yüksek altın içerikli alaşımların dental porselenle termal genleşme katsayısı arasındaki uyumsuzluk bağlantı problemlerine neden olmuş, bu problem alaşıma platin ve paladyum ilave edilerek çözümlenmeye çalışılmıştır⁴.

Elastisite modülü düşük olan bu alaşımlarda çiğneme sırasında metal esner ancak porselen esneyemediği için kırılır. Altına paladyum ve platin ilavesiyle daha rijit alaşımlar elde edilmiş böylece daha uzun köprü restorasyonları yapılabilmektedir. Paladyum ilavesi alaşıma beyaz rengi ve yüksek erime dereceli porselenlerle uyumu, platin ise dayancı sağlamıştır^{4,5}. Az miktarda kalay, indiyum, demir dayanıklılık kazandırmak ve iyi bir porselen metal oksit bağlantısı yaratmak için ilave edilir. Çinko eklenmesi döküm sonrası oksidasyonu önler. Gümüş eklenmesi alaşımın işlenebilirliğini artırır, gümüş miktarı arttıkça ekonomik avantaj sağlar ancak porselende renklenme oluşturabilmesi dezavantaj yaratır⁵.

Alaşım ağız içine yerleştirildiğinde tükürük, besin ve içecekler gibi çeşitli maddelere maruz kalır ki bu da korozyona neden olabilir. Soy metal alaşımlar korozyon ve oksidasyona dirençlidir.

Soy metal alaşımlar; Altın-platin-paladyum alaşımları, Altın-paladyum-gümüş alaşımları, Altın-paladyum alaşımları, Paladyum-gümüş alaşımları, Paladyum- Bakır alaşımları olarak sınıflandırılabilir⁵.

2.1.2. Soy Olmayan Metal Alaşımlar

Soy olmayan alaşımlar 1970'lerin başında yüksek maliyetlere sahip soy alaşımlara alternatif olarak kullanılmaya başlanmıştır. Yüksek sertlik, yüksek akma direnci, yüksek elastisite modülü gibi fiziksel özelliklere sahiptirler. Yüksek akma direnci ve erime ısısı nedeniyle, döküm yöntemi kullanarak bu alaşımlardan altyapı ya da kron elde etmek istendiğinde işlem hassas ve zor bir hale gelir. Döküm hassasiyeti mükemmel olmasına rağmen döküm sonrası büzülmenin (yaklaşık olarak %2.3) kompanse edilebilmesi için altın alaşım döküm tekniklerinde bir takım modifikasyonlar yapılması gerekmektedir⁶. (altın alaşımların döküm sonrası büzülmesi %1,4) Yüzey sertliği; okluzal düzenlemeleri, cilalamayı, kron sökümünü, endodontik giriş kavitesi açma işlemlerini zor hale getirir ve antagonist dişte istenmeyen aşınmalara neden olur. Yüksek elastisite modülüne sahip olması yine yüksek elastisite modülüne sahip porselen ile bağlantısında avantaj saėlar⁷. Dayanımının yüksek olması daha ince restorasyon elde edilmesini olanaklı kılar bu da okluzal mesafenin yetersiz olduğu ya da dişten redüksiyonun minimum istendiği durumları kullanım alanları arasına sokar. Kimyasal olarak ince ve görünmeyen krom-oksit tabakasının oluşumu alaşımın yüzeyini pasifize eden tam ve sızdırmaz bir film tabakası olarak alaşımı korozyona karşı korur. Pasif krom oksit tabakası alaşımın parlaklığını bozmayacak kadar incedir⁸. Ancak hem Ni-Cr hem Co-Cr alaşımlarda oluşan oksit tabakası genellikle kalındır ve bu nedenle porselen uygulaması öncesi oluşan oksit tabakasının bir kısmının kaldırılması gerekmektedir⁹.

Soy metal alaşımların biyoyumluluğu in vivo çalışmalarda soy olmayan metal alaşımlardan daha iyi çıkmış olsa da bu çalışmaların klinik anlamı bilinmemektedir^{10,11}.

2.1.2.1. Nikel-Krom alaşımları

Nikel-krom alaşımlar içeriğinde berilyum elementinin bulunup bulunmamasına bağlı olarak iki grupta incelenebilir. Ni-Cr alaşımların yapısında %68-80 nikel, %11.9-26.3 krom, % 0.1-14 demir, alüminyum, berilyum, molibden, manganez, tantalyum gibi elementler bulunmaktadır¹². Ni-Cr alaşımlar, yüksek elastisite modülüne ve gerilme direncine sahiptir, ayrıca ekonomiktir¹³.

Sertlik derecesi, elastisite modülü, çekme dayanıklılığı gibi fiziksel özellikleri kıymetli metal alaşımlardan yüksektir. Ni-Cr alaşımların korozyon direneri kabul edilebilir düzeydedir. Dezavantajları; dökümden sonra marjinlerin kısa ve yuvarlak çıkabilmesi, dokuda alerjik reaksiyona sebebiyet verebilmesi, marjinal açıklık miktarlarının altın alaşımlar kadar düşük olmaması ve içeriğine bağlı olarak kontrol edilemeyen oksit tabakası nedeniyle metal-porselen bağlantısında sorunlar oluşabilmesidir⁷.

Alaşıma berilyum ilavesi akışkanlığı ve döküm performansını arttırır, erime derecesini düşürür. Böylelikle daha ince kesitli ve keskin kenarlı dökümlerin eksiksiz olarak çıkarılması sağlanır. Ayrıca yüzey oksidasyonunu kontrol eder, metal-porselen bağlantısının daha tatminkar olmasını sağlar. Berilyum içeren alaşımların daha açık bir yüzey rengine sahip olmalarının nedeni berilyum oksittir. Berilyum oksit, tesviye işlemleri sırasında akciğerler yoluyla vücuda alınır. Fakat berilyum içeren alaşımların tozu akut toksiktir⁸.

Berilyum gibi nikel de biyolojik komplikasyonlara neden olabilir. Alerjik reaksiyonlar ve kanserojen etki göz önünde bulundurulmalıdır. Ni-Cr alaşımların tozu solunmamalı, nikel duyarlı hastalarda Ni içeren restorasyonlar kullanılmamalıdır⁸.

2.1.2.2. Kobalt-Krom alaşımları

Kobalt-Krom alaşımları yapısının %58-63'ünü kobalt, %25-34'ünü krom, kalanını da molibden ve rutenyum oluşturmaktadır. Ni-Cr alaşımlardan biyolojik uyumlulukları daha üstündür. Doğada hiçbir metal %100 saf bulunmaz. Nikel de kobaltla birlikte bulunur. Bu nedenle, temel olarak bütün kobalt alaşımları nikel ile kontamine olmuştur. Ancak bu nikel miktarı tehlike sınırının altındadır¹⁴

alışmalar Co-Cr alaşımların korozyon direncinin Ni-Cr alaşımlardan daha iyi olduğunu göstermiştir. Ancak yapı olarak daha serttirler ve laboratuvar çalışmaları

güçtür. Dayanıklılık tip 4 altın alaşımlarına yakındır. Molibden ilavesi, malzemenin yapısındaki tanelerin küçülmesine neden olur ve malzemenin mekanik özelliklerini iyileştirir. Krom miktarının artırılması alaşımın katı çözeltilere karşı olan korozyon dayanımını daha da artırır¹⁵.

Bu alaşımların erime derecelerinin yüksek yoğunluklarının da düşük olması, dökülebilirlikte önemli sorunlara yol açabilmektedir¹⁶.

1930' lardaki ekonomik buhran sonrası özellikle hareketli bölümlü protezlerde, altın alaşımlara alternatif olarak kullanılmaya başlanan Co-Cr alaşımlar mum atımı tekniğiyle dökümünün zor olması nedeniyle yaygınlaşmamış ancak teknolojik altyapı ile lazer sinterleme gibi yeni yöntemlerin gelişmesiyle sabit protetik diş tedavisinde kullanımı artmaya başlamıştır.

2.2. Metal Kron-altyapı Elde Etme Yöntemleri

2.2.1. Döküm Yöntemi:

Metal seramik restorasyonlarda metal altyapının elde edilmesinde en sık kullanılan yöntem döküm yöntemidir. Dr. William H. Taggart ilk mum işleme, manşete alma ve döküm ilkelerini 1907 yılında tasarlamıştır. Döküm; hazırlanan bir mum yapının ısıya dayanıklı bir revetman materyali ile çevrelenerek, mumun ısı ile elimine edilmesi ve tij olarak ifade edilen döküm kanalından erimiş metalin kalıp içerisine sevk edilmesi şeklinde uygulanır. Diş hekimliğinde kullanılan alaşımlarda aranılan en önemli özelliklerden birisi de bu yüzden dökülebilirliktir¹⁷. Dökülebilirlik mum maketin ince kenarlarını ve keskin detaylarını tam olarak oluşturabilme özelliği¹⁸ ya da mum maketin manşette eritilip çıkarılmasından sonra bıraktığı boşluğun tamamının alaşımla doldurulması¹⁹ olarak tanımlanabilir. Dökülebilen alaşımlardan en yaygın kullanım alanı olanlar altın ve Ni-Cr alaşımlardır.

Alaşımların dökülebilirliği; alaşımın bileşimi, yoğunluğu, mum modelin şekli ve pozisyonu, döküm kanalının sayısı, şekli, kesit alanı, revetman tipi, mumun yok edilme yöntemi, erimiş haldeki alaşımın yüzey gerilimi ve manşet duvarlarını ıslatabilme yeteneği, eritme ve döküm yöntemi gibi birçok faktörden etkilenebilmektedir^{20,21}. Bu yüzden teknik hassasiyet gerektiren, zaman alıcı ve hata riski yüksek bir yöntemdir.

Döküm yönteminde karşımıza çıkan en sık ve büyük problemlerden biri metalin sıvı fazdan katı faza geçişi sırasında metalde gerçekleşen büzülmeye bağlı olarak özellikle marjin uyumunun orijinalden sapmasıdır²². Metalde oluşan termal büzülme sonucu altyapı ile dış arasında çok sıkı bir uyum olabileceği gibi internal ve marjinal aralıkların kabul edilebilir sınırların üzerinde olması da karşılaşılabilen sorunlardandır²³. Metalin döküm sırasındaki büzülmesi 3 farklı genişmeden faydalanarak kompanse edilir²⁴.

Sertleşme genişmesi: Alçı bağlı revetman karıştırıldıktan sonra sertleşirken bir miktar genişir ve kalıbın hafifçe genişlemesine neden olur. Karışımdaki toz ve su oranı değiştirilerek genişlemenin az veya çok olması sağlanabilir.

Higroskopik genişme: Bu durum, sertleşme sırasında revetmana su ilave edildiğinde ortaya çıkar. Bu uygulama genişlemenin artmasına ve daha düşük ön ısıtma işlemine izin verir. Tampon maddenin ıslak olarak kullanılması da belirli ölçüde higroskopik genişemeye imkan verir.

Isısal genişme: Revetman yanma fırınında ısıtıldığında meydana gelir. Revetman içerisindeki silika refraktör maddenin faz değişimi bu olaydan sorumludur.

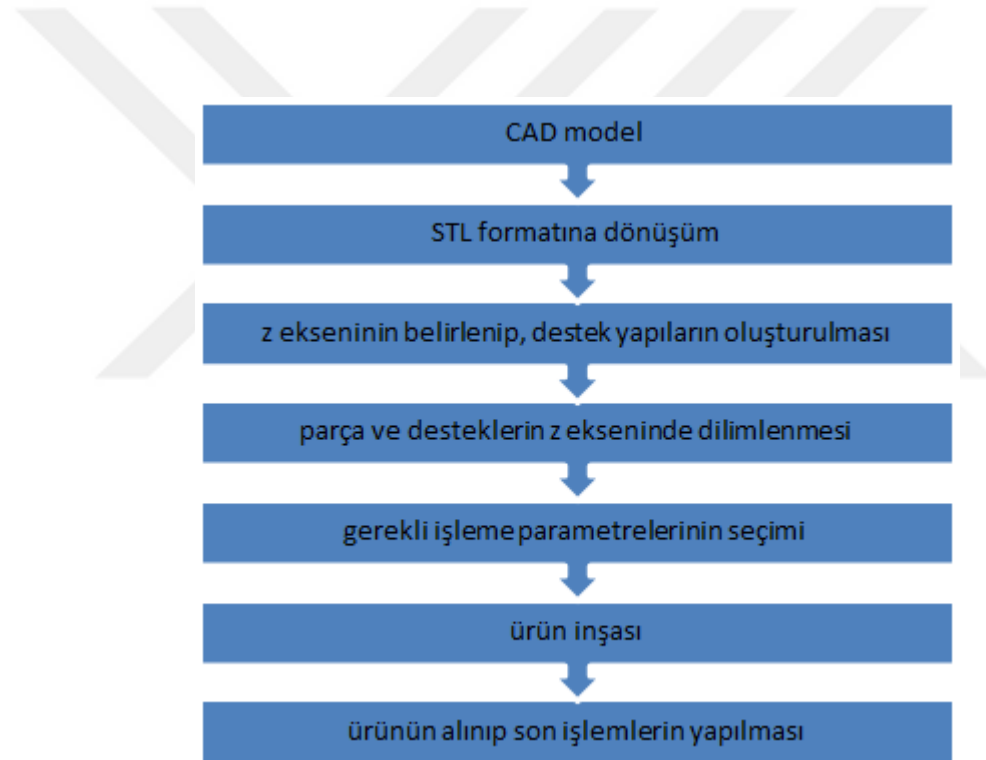
Döküm yönteminde karşılaşılabileceğimiz bir diğer problem baz alaşımların döküm sonrası tesviye ve polisajının oldukça zor olmasıdır. Metal-seramik restorasyonların porselen fırınlanma sikluslarında deforme olmaması için alaşımın erime derecesinin yüksek olması istenir ancak alaşımların dökümü daha karmaşık hale gelir ve ek işlemler gerektirir. Metal porselen bağlantısında en önemli unsur olan metal-oksit tabakasının istenen kalınlıkta oluşmaması döküm yönteminde karşılaşılan önemli problemlerdendir.

2.2.2. Hızlı Üretim Yöntemleri

Hızlı direkt imalat sistemleri bilgisayarlı 3D tasarımdan, direkt olarak protetik restorasyonu ürettiklerinden üretim sürecine önemli bir katkı sağlamaktadırlar. Tüm hızlı direkt imalat sistemleri belli malzemeleri belli yöntemlerle nihai ürün haline getirmektedir²⁵. Endüstriyel parça üretiminde pek çok farklı sistem ve teknoloji kullanılsa da dış hekimliğinde CAD-CAM yöntemi ve tabakalama üretim yöntemleri kullanılmaktadır. Aslında hızlı üretim teknolojisi konusunda son 100 senedir çeşitli

çalışmalar yapılmasına rağmen bilgisayar ve diğer teknoloji sahalarında varılan seviye yardımıyla ancak son 15 yılda gelişmiş cihazlar üretilmektedirler²⁶.

Hızlı üretimde; tasarımcı makineye üç boyutlu CAD yazılımının stereolitografi biçimi denen endüstri standart dosyasını gönderir. Bu program ile iletişim kurabilen 3D baskı aleti, dosyayı okur, modeli paralel enine kesitlere böler. Enine kesitler yapılacak tabakaların boyut ve kalınlıkları ile uyumlu olmalıdır. Dijital dosyalar da tasarımcıya ince ayarlamalar yapabilmeye imkanı tanınır ve bu üretim aşaması ile takip edilir²⁷ (Şekil 2.1). Hızlı direkt imalat sistemleri bilgisayarlı 3D tasarımdan, direkt olarak hedef parçayı ya da aparatı ürettiklerinden ürün geliştirme sürecine önemli bir katkı sağlamaktadırlar.



Şekil 2.1. Hızlı üretimin aşamaları

2.2.2.1. Eksiltmeli hızlı üretim yöntemi (CAD-CAM yöntemi)

Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim yani CAD/CAM (computer aided design-computer aided manufacturing), teknolojinin bir çok alanında uzun yıllardır kullanılan bir üretim tekniği olmasına rağmen holografiye dayanan optik olarak ağız içi dokulardan ölçü alma tekniği, 1973 yılında Altschuler tarafından tarif

edilmiştir. Ancak Francois Duret, 1971 yılında ilk defa CAD-CAM tekniği ile dental restorasyonların yapılabileceğini belirtmiştir. Mörmann ve Brandestini, 1980’de dental porseleni CAD-CAM sistemi ile muayenehane ortamında işleyebilen Cerec sistemini bulmuşlardır²⁸. Gerçek manada günümüze en yakın CAD-CAM tekniğinin gelişmesi Japonya’da 1988 yılında Kimura, Watanabe ve Shomura tarafından kaydedilmiştir²⁹. Bilgisayar destekli tasarım; bilgisayar yardımı ile bir yazılım(software) kullanarak özellikli parçaların 2 ve 3 boyutlu teknik resimlerin elde edilmesi ve tasarımın grafik ortamında sunulması tekniğidir.

CAD/CAM uygulamaları beraberinde birçok avantajı da getirmiştir. Geleneksel ölçü alma yöntemlerini ortadan kaldırmış ve bekleme süresini kısaltmıştır^{30,31}. Böylelikle hem hasta hem hekim konforu artmıştır. Daha iyi restorasyonların daha kısa süre içinde elde edilmeleri sağlanmıştır. Milling teknolojisi, klasik sistemin aksine tesviye işlemini minimum seviyeye indirgemektedir. Bu sayede teknisyen kaynaklı restorasyonun hassasiyet kaybına sebep olacak birçok hata ortadan kaldırılmıştır. Tek seansta uygulamalar yapılabildiği için hem hastalar hem de hekimler için zaman kazandırır. Bu sayede çeşitli klinik problemlere yol açabilecek ölçü almanın yanı sıra, geçici kuron hazırlama gibi zorunluluklar da ortadan kalkar³². Ayrıca indirekt restorasyonlardan kaynaklanabilecek muhtemel çapraz kontaminasyonların da önüne geçilir³³. Bu yöntemle üretilen altyapıların fiziksel özellikleri ve dayanıklılığı çok yüksektir. Bu sistemde kullanılan bloklar daha önce fabrika şartlarında hazırlanmış olduğu için işlem esnasında materyalin fiziksel özellikleri neredeyse değişmez. Daha stabil restorasyonlar elde edilebilir. CAD-CAM teknolojisiyle restorasyonlar, diş hekimliğinde mükemmel kabul edilen 20 µm hassasiyetle işlenmektedir. Homojen bir yapıya sahiptir. Materyal yapısındaki dalgalanmaları ortadan kaldırmaktadır. CAD-CAM tekniği ile seramikler, metaller, kompozitler gibi geniş bir malzeme yelpazesinden faydalanılabilir³⁴.

Teknolojik gelişmelere rağmen CAD-CAM hala oldukça maliyetli bir üretim tekniğidir. Tek renk blokların kullanımı estetik beklentiyi karşılayamamakla beraber günümüzde artık çoklu renk barındıran blokların piyasaya sunulması ile bu problem aşılmaya çalışılmıştır. Derin subgingival marjinlere sahip dişlerin bilgisayar ortamına aktarılması sorun olabileceğinden geleneksel sabit protez yapımında olduğu gibi iyi bir dişeti retraksiyonu yapmak zorunlu hale gelmektedir³⁵. Bu sistemlerde çalışılan

malzemelerin aşırı ısınmasından kaçınmak için su soğutmalı ortamda aşındırma yapılması ve üretici tavsiyesine uygun elmas firezler kullanılması gerekmektedir. Malzemenin yapısında mikro çatlak oluşturmamak için oldukça dikkatli ve düşük basınç ile çalışılmalıdır. Bu sistemle sıklıkla karşılaşılan bir diğer problem ise yoğun zirkonyumdan oluşan malzemelerin tornalama zorluğudur. Mikro-çatlak oluşumu ile sonuçlanabilecek bu problemin aşılması için kısmi sinterize blokların kullanımı yaygınlaşmıştır. Daha sonra restorasyonun dayanıklılığını arttırmak için ısıl işlem uygulanarak sinterizasyon tamamlanır³⁶. Restorasyonun yoğunluğunun arttığı bu işlem sırasındaki büzülmenin telafi edilmesi amacıyla pre-sinterize blok % 20-25 daha büyük tasarlanmaktadır. Ancak kontrol edilemeyen bu büzülme kenar açıklıkları ve restorasyon uyumsuzlukları ile sonuçlanabilir.

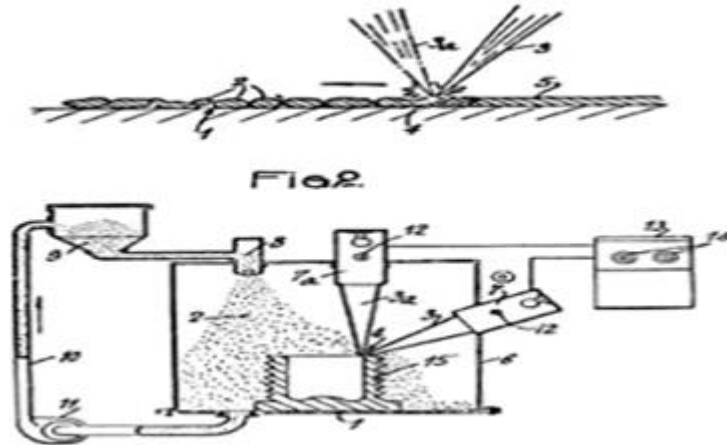
2.2.2.2. Eklemeli (Tabakalı) hızlı üretim yöntemleri

Bloktan kazıyarak malzeme eksiltmeye dayalı geleneksel talaşlı üretimin aksine parçaların, eritilmiş bir çok ince tabakayı üst üste sererek malzeme ekleme yöntemiyle elde edildiği bir grup teknoloji olup, ASTM F2792 standardı ile terminolojisi oluşturulmuştur (Additive Manufacturing Technology Standards)³⁷. Bir tabakanın partikülleri ısı veya kimyasallarla birleştirilir birleştirilmez yeni tabaka eklenmekte ve yapıştırma işlemi tekrarlanmaktadır. Her bir tabakanın, 3 boyutlu CAD modellerle belirlenmiş geometriyi kusursuz olarak oluşturacak şekilde eritildiği bu teknolojiye, herhangi atık malzeme olmadan oldukça karmaşık geometriye sahip parçaların imalatı mümkün olmaktadır.

Bu amaçla kullanılan sistemler litografi (SLA, Stereolithografi), seçmeli lazer eritmesi (selective laser melting, SLM), elektron ışınıyla eritme (electron beam melting, EBM), seçmeli lazer sinterleme (selected laser sintering, SLS), direkt metal lazer sinterleme ve ergitme(direct metal laser sintering, DMLS, DMLM), elektron ışınıyla serbest şekil verme (electron beam free form fabrication, EBFFF), lazer tasarlanmış net şekillendirme (laser engineered net shaping, LENS) ve direkt metal çökeltisi (Direct Metal Deposition, DMD) olarak sıralanabilir.

İlk olarak 1971'de Fransız Pierre Ciraud herhangi bir geometrinin, bir zemin üzerine serilen toz malzemenin lazer ışını gibi bir enerji demetiyle ergitilerek kaynatılmasına dayalı üretilmesini sağlayan bir üretim yöntemi için ilk patent

başvurusunda bulunmuştur. (Şekil 2.2) Ağustos 1984'te Chuck Hull üç boyutlu katman katman üretim yapacak bir cihazın çalışma yöntemini detaylı olarak açıklayan ilk patenti almış ve 3D Systems'i kurarak ilk ticari hızlı prototipleme cihazlarını üretmeye başlamıştır. Hull bu konseptin sadece sıvılarla sınırlı olmadığını fark etmiş ve genel bir isim olan stereolithografi (üç boyutlu baskı) ismini vermiştir. Hull ve öğrencileri bugünün tabakalı üretim teknolojisinin temel yaklaşımları olan katı yüzeylerini üçgenlerle tanımlamaya yarayan STL dosya oluşturulması, dilimleme, tarama ve pozlama stratejilerinin çoğunu kapsayacak şekilde bir patent başvurusunda bulunmuşlardır. 1986 yılında, Teksas üniversitesinde master öğrencisi olan Carl Deckard, Hull'un yöntemine benzeyen ancak toz malzeme kullanılan bir çalışma yapmaya başlamıştır. Başlangıçta yöntemini Tabakalı Seçmeli Sinterleme ile Parça Üretimi (PGLSS (Part Generation by Layerwise Selective Sintering)) olarak adlandırmış daha sonra bu ismi Seçmeli Lazer Sinterleme (SLS) olarak değiştirmiştir. Deckard 100W'lık Nd-YAG lazerden oluşan bir sistem tasarlayarak doğrudan plastik tozundan hızlı prototipleme yapan bir cihaz geliştirmiştir. Geliştirilen sistem plastik malzemeler ile sınırlı olmasa da o dönemde metal tozlarının doğrudan işlenmesine yönelik çalışmalar rapor edilmemiştir³⁹.



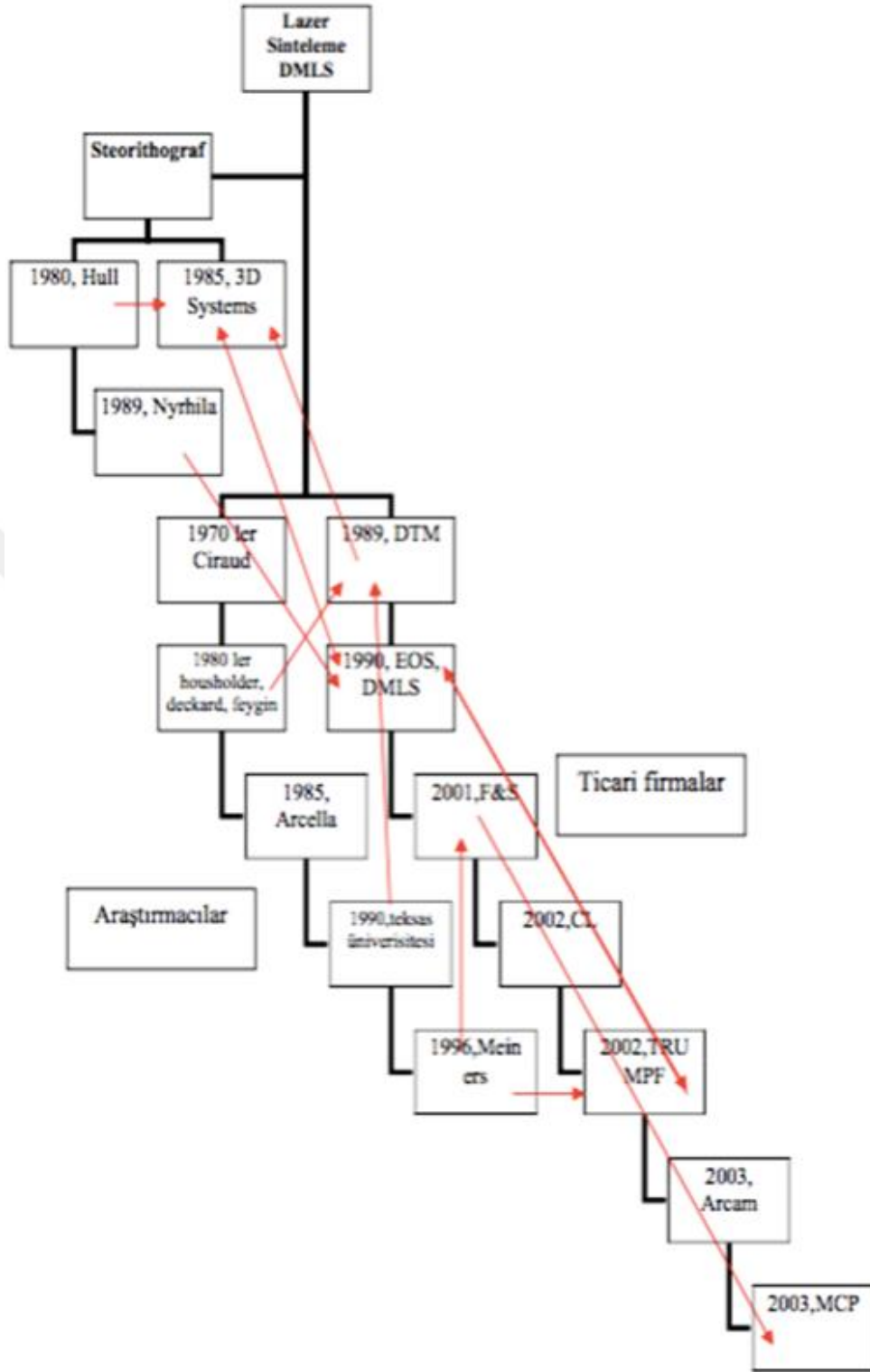
Şekil 1.2. Ciraud'un buluşu ile ilgili patent başvurusunda kullandığı çizimler³⁹

Pek çok endüstriyel alanda öncelikle prototip üretimi için geliştirilen bu yöntem (Şekil 2.3) teknolojik gelişmelere bağlı olarak hızlı seri üretim yapabilecek kapasiteye

gelmiştir (Şekil 2.4) ve geleneksel döküm yöntemi ile elde edilen restorasyonlardaki döküm kaynaklı komplikasyonlardan kaçınmak, restorasyonu hızlı ama kaliteli bir şekilde elde edebilmek için güncel diş hekimliği pratiğine girmiştir.



Şekil 2.2. Genelleştirilmiş Katmanlı Üretim Prosesi⁴⁰



Şekil 2.4. Tabakalı üretimin tarihi akış diyagramı³⁹

2.2.2.2.1. Elektron ışınıyla eritme (Electron Beam Melting, EBM)

EBM tekniği, yoğun metal tozlarını güçlü bir elektron ışınıyla eriterek katmanlar halinde modelin oluşturulması ilkesine dayanmaktadır⁴¹.

2.2.2.2.2. Elektron ışınıyla serbest şekil verme (Electron Beam Free Form Fabrication, EBFFF)

EBFFF tekniği, üretilmek istenen parçanın en net şekliyle oluşturulmasında en az hammadde gerektiren ve geleneksel üretim tekniklerine göre final işlemi gerektirmeyen bir tabakalı üretim yöntemidir. Bu yöntemde vakumlu ortamda metalik malzemedен ergimiş bir havuz oluşturmak için odaklanmış elektron ışınları kullanılır⁴².

2.2.2.2.3. Direkt metal çökeltisi (Direct Metal Deposition, DMD)

Oluşturduğu güçlü metalürjik bağ ve ince, uniform mikro yapı sebebiyle üretimde kullanılabilen potansiyel tabakalı üretim yöntemlerinden en önemlisi; malzeme püskürtme yöntemlerinden Direkt Metal Çözeltisi (Direct Metal Deposition, DMD) prosesidir. Yüksek güçlü lazerin, gaz şeklinde atomize edilmiş metal tozlarından tabaka tabaka parça oluşturduğu bu yöntemin hareketli optikler sayesinde büyük parçalar yapma imkanı, hızlı üretim çevrimi, tasarım serbestliği gibi avantajları vardır⁴³.

2.2.2.2.4. Lazer tasarlanmış net şekillendirme (Laser Engineered Net Shaping, LENS)

Bu teknolojinin temel çalışma prensibi inşa yüzeyine püskürtülen metal tozlarının lazer enerjisi ile eritilerek yüzeye yapıştırılmasıdır⁴⁴.

2.2.2.2.5. Litografi (SLA, Stereolithografi)

1988 yılında “STereoLithography” anlamına gelen ve her türlü 3D geometriyi birbirine bağlı üçgen şeklindeki düz yüzeylerle ifade eden STL formatı geliştirilmiş ve kullanım kolaylığı sebebiyle kısa sürede yaygınlaşarak piyasada bir standart haline gelmiştir⁴⁵.

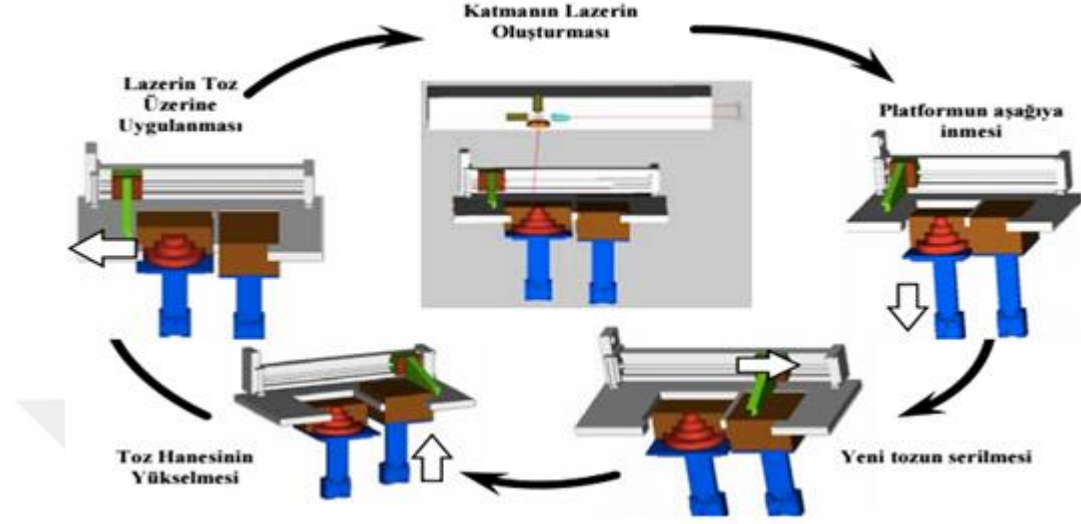
SLA, CAD verisinden doğrudan 3D plastik parçalar üretir. SLA, mucidi Charles Hull'un çalışmasına dayalı 3D Systems tarafından 1988 yılında tanıtılan ilk hızlı

prototipleme işlemidir. Bu işlem, fotopolimer sıvı reçinenin bir tankın içine doldurulması ve bir hareketli platformun sıvı reçine yüzeyinin hemen altında yer alması ile başlar. Bilgisayar kontrollü tarama sistemi ile sıvı reçine yüzeyinde daha önceden yazılımla dilimlenmiş kesitlere karşılık gelen kısımlar, UV lazer ile katılır. Katman tamamlandığında, platform katman kalınlığı kadar alta çekilir. Katman kalınlığı 0.025 ile 0.5 mm arasında değişmektedir. Ortaya çıkan boş hacme tekrar vakumlu bıçak ile yeni bir kat sıvı fotopolimer kaplanır. Sonraki katman bir önceki katman üzerine oluşturularak tamamlanır. Malzemenin yapışkanlığı sayesinde katmanlar birbirine yapışır. İnşa süresince parçanın altlarında boş olan kısımlara parçanın oynamaması için destekler inşa edilir. İşlem sonrası destekler asıl parçadan ayrılırlar⁴⁶. SLA; son derece yüksek doğrulukta, yüzeyi düzgün olan ayrıntılı polimer parçalar üretebilir⁴¹.

2.2.2.2.6. SLS (Seçmeli Lazer Sinterleme)

SLS işlemi, toz malzeme kullanarak, ısı oluşumunu sağlayan CO₂ lazer ile katman katman CAD verisinden 3D parçalar oluşturur. Isıtıldığında birbiri ile birleşebilen toz halindeki inşa malzemesi ince ve düz bir tabaka şeklinde katman kalınlığı kadar üretim tablası üzerine yayılır. CO₂ lazer, tarayıcı sistem aracılığı ile tabaka şeklindeki tozlar üzerinde seçilen bölgeleri tarar böylece tozun sıcaklığı ergime noktasının üzerine çıkar, ergiyen toz kısa sürede katman oluşturur ve ilk katmanın inşası biter. Sonra diğer katman inşası için tezgah tablası altındaki platform, katman kalınlığı kadar aşağı iner. Toz yayıcı mekanizma aracılığıyla bir önce taranmış katmanın üzerine yeni katman kalınlığı kadar toz serilir ve lazer ile taranır. Bu işlem model oluşuncaya kadar devam eder⁴⁷ (Şekil 2.5). Seçmeli Lazer Sinterlemede (SLS) sıvı reçine yerine ısıtıldığında sinterleşebilen toz kullanılır. İnce lazer ışık odaklama ile toz ergir. Böylece cismin tek plakası önce sıvı sonra katı olarak üretilir. Sinterleme işleminin tamamlanmasından sonra sinterleme istasyonunun soğuması için bir süre beklenir. Sonra parça, tezgâh üretim tablası üzerinden alınır ve doğal destek görevi üstlenmiş tozlar fırça veya vakumlu süpürge ile temizlenir. SLS ve SLM sistemlerinde toz havuzunda işlem görmemiş tozlar parçanın oluşumunda destek elemanı olarak kullanılır. SLS yönteminde poliamid (nylon), polistren, karbon fiber ve alüminyum katkılı poliamid gibi plastik malzemeler; paslanmaz çelik, kobalt krom, nikel krom, titanyum gibi metal alaşımları ve alüminyum silikat gibi seramik malzemeler

kullanılabilir⁴¹. SLS sisteminde maksimum gücü 10W olan bir Nd:YAG lazer de kullanılabilir⁴⁸.



Şekil 2.3. SLS makinesinin çalışma prensibi⁴⁹

2.2.2.2.6.1. DMLS (Direkt Metal Lazer Sinterleme)

SLS sisteminde metal ve metal alaşımları kullanıldığında literatürde farklı bir terminoloji karşımıza çıkmaktadır: DMLS (Direkt Metal Lazer Sinterleme).

Katmanlı üretimin 1971de Ciraud tarafından temellerinin atılmasından sonra bu üretim yöntemleri sürekli gelişerek özellikle son 10 yılda seçici lazer sinterleme (SLS) ve seçici lazer ile ergitme (SLM) yöntemleri ortaya çıkmıştır. Her iki sistemde de plastik, metal ve metal alaşımları kullanarak prototip üretimi dışında nihai ürün oluşturulabilmektedir. 1989-1990 yıllarında kurşun, kalay, çinko gibi tek fazlı malzemelerin DMLS denemeleri başarısız olmuş ancak pek çok enstitü bu çalışmalara ağırlık vermiş, ilk başarılı sonuçlar 1994 te Fraunhofer IPT tarafından 316L paslanmaz çelik ve Leuven Katolik Üniversitesinden Fe-Cu karışımlar için rapor edilmiştir. 1989' da Nyrhila bronz-nikel tabanlı bir toz geliştirmiş, bu tozu 100µm tabaka kalınlığında 100W CO₂ lazerin kullanıldığı EOSINT M 250 tipi cihazda kullanmıştır. Böylelikle o zamana kadar DMLS ile yapılamayan karmaşık ve dayanıklı parçaların yüksek hassasiyet ve yüzey kalitesi ile üretimi mümkün olmuştur⁵⁰.

Bu teknikte ilk olarak çelikten yapılmış levha XY tablasının üzerine yerleştirilir ve seviyesi ayarlanır. Sonra toz tabaka (yaklaşık olarak 50 µm kalınlığında) bu levhanın

üzerine yardımcı mekanik elemanlarla serilir. Lazer ile toz yüzeyin gerekli yerleri taranarak lazerin verdiği enerjiyle toz parçacıkları birleşir. Lazer taramasından sonra platform 50 µm aşağı indirilir ve yeni toz tabakası bir önceki tabakanın üzerine serilerek aynı işlemlere şekil tamamlanincaya kadar devam edilir⁵¹. Metalik parçanın sinterizasyon sonrası mukavemetini arttırmak için ısı işlem metalin erime sıcaklığının %70-90'ında yapılır. Sinterlemenin mekanizması; yüzey enerjisinin azaltılması, basınç ve kimyasal reaksiyondur.

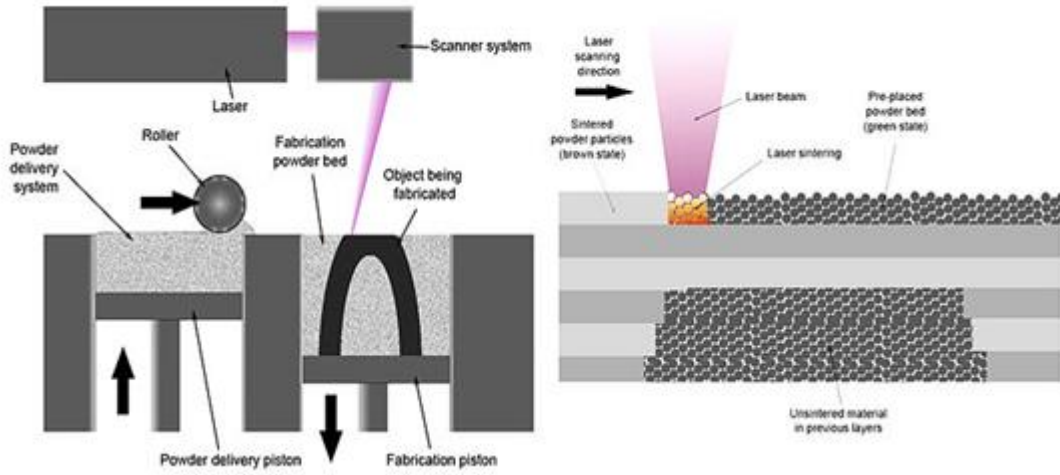
Bölgesel ergitme yapan sistemlerde yoğunluk %45 ile %85 arasında değişmektedir. Sinterlemede bakır, bronz gibi ergime noktası düşük metaller kullanıldığında yoğunluğu artmakta ve tam erime sağlanabilmektedir¹⁴. Genelde tanecik boyutu, katman kalınlığının inceliği yüzey kalitesinin artmasına neden olmaktadır. Williamsa' nın çalışmasında metal tozlarının tane boyutu genelde 4µm ile 10µm arası değişmektedir⁵². Prensipde sinterleme taneler arası iç yapının % 80 yoğunluk kazanmasını tane dışına çıkıldıkça da en fazla % 92 oranında yoğunluk kazanmasını sağlar. Sinterleme sonrası parçanın sıcak izostatik preslemeye maruz bırakılması tam yoğunluk ve mekanik özellikler bakımından güçlendirilmiş bir yapı oluşturmasını sağlamaktadır. Toz olarak tek bileşenli tozlar, alaşımli tozlar ya da düşük ergime noktasındaki toz karışımları ve yüksek ergime noktasındaki tozlar günümüzde geçerli kullanımı olan tozlardır⁴⁸.

Barucca ve arkadaşları 2015 yılında DMLS yöntemiyle üretilen biyomedikal uygulamalar için kullanılacak Co-Cr-Mo alaşımının sertlik değerlerini ve yapısal özelliklerini incelemiştir. DMLS yöntemiyle üretilen alaşımın sertlik değerlerinin döküm ve dövme yöntemleriyle üretilen alaşımlara göre daha yüksek olduğunu gözlemlemiştir⁵³. DMLS, protezlerin mikron düzeyinde tabakalar halinde üretildiği bir yöntemdir. DMLS sayesinde protezler, düşük fireler ile kısa sürelerde üretilebilmektedir.

2.2.2.2.7. SLM (Seçmeli Lazer Ergitme)

SLM sisteminde (Şekil 2.6) SLS' ye çok yakın bir sistem kullanılmasına rağmen bu sistemde çok yüksek bir enerji yoğunluğu kullanılmaktadır. Bu da taneciklerin birleşiminin tam yoğunluklu olmasını sağlamaktadır. SLM sisteminde kullanılan Nd:YAG lazerin pik gücü 3KW'a kadar çıkabilmekte ancak pratikte 50W civarı güç

kullanılmaktadır. SLM yönteminde üretilen parçalar sinterizasyona göre daha yüksek yoğunluktadır. Üretilen parçalardaki mikro yapı ve ısıl artık gerilmeler ısıl tavlama azalmaktadır. Bu da bazı parçalara yüksek yüzey kalitesi sağlayabilmektedir böylece ince talaşla son bir işlem yapılmasına gerek kalmaz⁵⁴. İşlem, oksijen ve nitrojen alımını en aza indirmek üzere argon atmosferi altında gerçekleştirilir. SLM sistemlerinde katman kalınlığı 0.05-0.1 mm arasındadır. SLM de doğru işlem kontrolü sağlanmadığında, üretilen parçalarda yüksek iç gerilmeler ve zayıf yüzey bitimi meydana gelir. Bunun sebebi işlem esnasında oluşan yüksek ısı değişimleridir⁵⁵.



Şekil 2.4. Seçmeli lazer ergitme şematik görüntüsü⁵⁶

Çizelge 2.1. Çeşitli firmaların kullandıkları lazer tipleri⁵⁷

Cihaz	Firma	prosess	Lazer	güç
Sintersation 2000/2005	DTM	SLS	CO ₂	50W
EOSINT 250	EOS	SLS	CO ₂	200W
EOSINT 270	EOS	SLS	Ytterbium fibre laser	200W
LUMEX 25C	MATSUURA	SLM	Pulsed CO ₂	500W
TrumaForm	TRUMPF	SLM	Disk lazer	250W
REALIZER	MCP	SLM	Nd:YAG	100W
Lasform	Aeromet	3Dlazer kaplama	CO ₂	10-18kW
LENS 850	Optomec	3D lazer kaplama	Nd:YAG	1kW
Trumafom DMD 505	Trumpf	3D lazer kaplama	CO ₂	2-6kW

2.2.2.3. Diş hekimliğinde eklemeli/tabakalı üretimin kullanımı

Bilinen CAD-CAM yöntemlerine alternatif olarak son yıllarda, hızlı prototip üretim teknikleri protetik diş tedavisinde kullanım alanı bulmuştur. Yapılan çalışmalar yüz protezlerinin, hareketli protezlerin iskelet alt yapılarının ve sabit restorasyonların metal alt yapılarının hızlı prototip üretim teknikleri kullanılarak elde edilebildiğini ortaya koymaktadır^{58,59}. Bu yöntemle modelaj, revetmana alma gibi uzun ve hassas işlemler gerektiren döküm yöntemi veya freze cihazları ile blok halindeki malzmeden şekillendirme prensibiyle çalışan CAD-CAM yöntemi yerine metal alaşım tozlarının sinterizasyonu ile restorasyon üretilmektedir. Tabakalı üretim teknikleri ana parçadan malzeme uzaklaştırmak yerine, malzemeyi yığarak üretim yapma özelliği ile günümüz CAD-CAM sistemlerine kıyasla maliyetten büyük ölçüde tasarruf sağlamaktadır⁵⁷. Restorasyonlar makineden çıktıktan sonra direkt olarak kullanıma sunulmamakta, makineden çıktıktan sonra fırınlama işlemine (post-sinterizasyon) tabi tutularak yapısal bütünlüğün tamamlanması sağlanmaktadır.

2.2.2.4. SLS tabakalı üretim tekniğinin avantajları

- Endüstriyel bir üretim işlemidir. Döküme bağlı tüm olumsuz işlem basamakları elimine edilir.
- CAD ortamında tasarlanmış altyapının tüm detayları üretilebilir. Milling ile frezin işleyemediği/giremediği bölgeler lazer sinterleme ile tüm detaylarıyla üretilir.
- SLS yönteminde malzeme olarak; mum, naylon, polikarbonatlar, plastik, metal veya seramik tozları kullanılabilmesi gibi bunların karışımlarından oluşan kompozit tozların da dahil olduğu geniş bir ürün yelpazesi de kullanılabilir.
- Metal altyapılarda döküme bağlı yanma gibi sıkıntılar yoktur. Metalürjik olarak çok daha kaliteli bir metal altyapı elde edilir.
- Metal altyapılarda, döküm işlemleri esnasında meydana gelen büzülme ortadan kalkmakta ve altyapıların sahip oldukları boyutsal stabilizasyon sayesinde çok üyeli restorasyonlar, destek dişler üzerine pasif olarak yerleşmektedir.
- SLS yöntemi ile imal edilmiş model için gerekli bitirme işlemleri minimum seviyededir.
- Porselenle yüksek bağlantı gücü vardır.

- Altyapılar her zaman aynı kalitede üretilir. Kalitede dalgalanma yaşanmaz.
- Üretim parametreleri belgelenir ve parçaların üretimi izlenir.
- Üye başı maliyeti düşüktür, sistem kendini kısa sürede amorti eder.
- Hızlı ve kolay üretim olanağı verir.
- İstenildiği anda ölçüleri değiştirerek tasarımı kolayca düzeltebilme imkânı sağlar⁶⁰.

2.2.2.5. SLS tabakalı üretim tekniğinin dezavantajları

Bilgisayar ortamında hazırlanmış üç boyutlu tasarımın, tabakalı üretim sistemlerine naklini sağlamak için ara yüzeye ihtiyaç duyulmaktadır. Bu cihazlarda yaygın kullanılan ara yüzey, STL (Standard Template Library) formatıdır. STL formatı (3D Systems, USA), CAD sistemleri veri tabanı tarafından türetilir. STL formatının avantajlarının yanında birçok da dezavantajı vardır. Öncelikle STL formatı çoğu kez orijinal CAD veri dosyasından daha büyük yer kaplar ve çok fazla gereksiz bilgi içermektedir. İkinci olarak STL formatında geometri kusurları bulunmaktadır. Çünkü çoğu ticari CAD sağlayıcısı tarafından kullanılan dönüştürme algoritmaları, günümüzde yetersiz kalmaktadır. Bu üretimi yavaşlatan kusurlar sebebiyle, onarım yazılımına olan ihtiyaç artmaktadır. Son olarak ise, büyük STL dosyalarının dilimlenmesinin (çözümlemesinin) saatler almasıdır^{61,62}.

2.3. Dış Hekimliğinde Porselenler

Seramikler bir veya daha fazla metalin, metal olmayan bir elementle yaptığı bileşik olarak tanımlanır. Hem metal hem ametal özelliklerine sahiptir. Metal olmayan element oksijendir ve matriks görevi görür. Daha küçük yapıdaki metal ya da silikon gibi yarı metal atomlar, O₂ (oksijen) atomları arasında yer alır. Merkezdeki silisyum katyonunun dört köşesine yerleşen oksijen anyonunun oluşturduğu tetrahedrat yapılardan meydana gelir⁶³. Porselen terimi ise yüksek sıcaklıkta pişirilen feldspar, kuartz ve kaolin kompozisyonundan oluşan yapıyı ifade eder. Dış hekimliğinde kullanılan porselen tam olarak füzyona uğramamış sinterizasyon ile elde edilir. İçinde lösit kristalleri bulunan camsı bir matriks olup tümüyle cam faza geçmemiş seramik türüdür. Seramikler hem kovalent hem de iyonik bağlara sahiptir. Bu güçlü bağlar seramiklerin stabilite, sertlik, kimyasal ve termik etkilere direnç, yüksek elastisite

modülü gibi olumlu özelliklerinin kaynağıdır. Fakat bu bağların yapısı seramiklerin kırılabilirliğinin de nedenidir⁷. Büküldüklerinde, ani kuvvet ve ısı değişikliklerinde kırılma riskleri artar.

Diş hekimliğinde kullanılan en eski materyallerden olan seramikler, protetik tedavide ilk olarak 1774 yılında Fransız eczacı Alexis Duchateau tarafından kullanılmıştır. Fauchard 1747'de de, diş eksikliğinin yanındaki diş köklerini destek olarak, anterior tek ya da çoklu diş eksikliğini restore eden bir işlemi tarif etmiştir^{64,65}. Yine Parisli bir diş hekimi olan Dubois de Chemant dental porselenin formülünü geliştirmiş^{66,67} ve ilk seramik dişler 1808 yılında İtalyan asıllı bir diş hekimi olan Fonzi tarafından Paris'te yapılmıştır. Bu dişlerin arka kısımlarına yerleştirilen platin kramponlar, metalik bir dayanağa lehimlenebilme kolaylığı sağlamıştır⁶⁸. Fakat bu protezler, yine de opasite ve kırılabilirlik nedeni ile başarılı olamamıştır⁶⁷. İlk veneer kron tanımı 1869'da W.N Morrison tarafından yapılmıştır. 1889'da C.H Land platin matriks üzerine porselen şekillendirmiş, 1900 yılından itibaren yüksek ısıda pişirilen porselenler ile veneer kronların yapımı rutin olarak kullanıma girmiştir. 1907'de William H. Taggart diş hekimliğinde ilk olarak döküm örneğinin yapımında mumu kullanarak yeni bir döküm sistemi geliştirmiştir. Dikkate değer başka bir gelişme de 1950 yılında porselenin yapısına lösit ilavesiyle yaşanmıştır. Lösit, porselenin termal ekspansiyon katsayısını artırarak belirli altın alaşımlarına seramiğin füzyonunu sağlamıştır ve patenti 1962'de Weinstein tarafından alınmıştır⁶⁹.

Porselen materyali; baskı kuvvetlerine karşı dirençli, makaslama ve çekme kuvvetlerine karşı dirençsizdir. Baskı dayanıklılığı 350-550 MPa arasında yüksek değerlere sahipken, çekme dayanıklılığı 20-60 MPa gibi düşük değerler gösterir. Porselen materyalini kuvvetlere karşı daha dayanıklı hale getirmek için altyapısı, metal veya yüksek dayançlı seramik ile desteklenmiştir. Metal alaşımlarda kullanılan porselenin içeriği cam ve çözülmemiş kalay oksit şeklindedir. Ayrıca %5-15 kristalin alümina içerir. İçeriğinde yüksek oranda bulunan sodyum bikarbonat ve potasyum hidrat, ısıl genişlemeyi arttırmakta ve metal altyapı ile uyum sağlamaktadır²⁸.

2.4. Metal-porselen Bağlantısı

Daha önce de bahsedildiği gibi porselenin metal altyapı ile desteklenerek klinik dayanıklılığını ve başarısını arttırmak uzun yıllardır diş hekimliği pratiğinde olan

yaygın bir yöntemdir. Seramikler hem kovalent hem de iyonik bağlara sahip estetik malzemelerdir. Bu bağların yapısı seramiklerin kırılabilirliğinin de nedenidir. Porseleni çığneme sırasında oluşan basınç ve gerilme kuvvetlerine dayanıklı hale getirmek için 1950'li yıllarda porselenin metal üzerinde pişirilme çalışmaları yapılmış, 1961 yılında Silver ve arkadaşları kıymetli metal alt yapı destekli seramiği uygulamaya koymuşlardır. Weinstein ve arkadaşları, 1962 yılında ilk defa %11-15 oranında K_2O içeren porselen tozu ile metal destekli seramik restorasyonları yapmışlardır⁷⁰. 1970 yılından itibaren kıymetli metal alaşımlarına alternatif olabilecek ekonomik ve uygun yeni metal alaşımları kullanılarak kron yapımı uygulanmıştır. Bunların klinik ve laboratuvar uygulamaları ile ilgili çeşitli araştırmalar yapılmıştır⁷¹. Ancak porselen ve metal gibi iki farklı malzemeyi birlikte kullanarak dirençli, estetik bir restorasyon elde etmek materyal uyumu, tasarım ve uygulama açısından bazı kritik noktaların önemini arttırmaktadır. Kullanılan metal alaşımı ile seramik materyali arasında mekanik, kimyasal, ısıl ve estetik özellikler açısından denge kurulabilmelidir. Metal altyapı gerekli sertliğe ve dayanıklılığa sahip olmalı, bu elastisite modülü oldukça düşük olan porseleni basınç karşısında çatlama ve kırılmalara karşı korumaktadır. Alaşımın genleşme oranı ile porselen büzülmesi arasında denge uyumlu olmalı ve erime derecesi üzerine uygulanacak porselenden yüksek olmalıdır. Metal-porselen bağlantısını arttırmada önemli bir unsur olan ara yüzde oksit tabakasının oluşumu için alaşım kalay, indiyum, demir gibi metaller içermelidir. Korozyona dirençli olmalı ve toksik olmamalıdır⁷².

Hem kıymetli, hem de kıymetsiz metal alaşım gruplarında, seramik ile kaplanmak için üretilmiş alaşımlar vardır⁷³. Bu alaşımlara, metal ile seramik arasında bağlantı meydana getirecek adeziv oksit oluşturucular ilave edilir. Adeziv oksit oluşturucular, oksijene kolaylıkla bağlanabilen metallerdir. Oluşan oksitler genel olarak metal yüzeyinde daha zengindir ve kaplanacak seramik ile etkileşime girerek bağlanma dayanıklılığını arttırırlar. Oksitler, eğer tükürük yoluyla ortamdan kısa sürede uzaklaştırılmazsa, yüzeyden kopup lokal hasarlara yol açabilirler. Bu duruma daha çok dişeti cebinde rastlanır. Yüzeylerin iyi bir şekilde cilalanması ve asitlenmesi ile iyon salınımında önemli bir azalma elde edilebilir. Her ne kadar tehlike önemsiz gibi görünse de, üniversal alaşım kullanımından kaçınmayla risk azaltılabilir⁷⁴.

Metal-Seramik restorasyonlarda başarılı bir bağlantı oluşturmak için yüzey işlemleri (alaşımın yüzey pürüzlülüğü, oksit tabakası varlığı, bağlayıcı ajan kullanımı), porselen fırınlanma ısısı, fırınlanan porselenin içinde gelişen sıkıştırıcı gerilim varlığı, alaşımın cinsi, soğumanın etkisi, porselen fırınlanma sayısı ve porselenin tipi kritik öneme sahiptir⁷⁵

Çalışmalar kıymetsiz metal-porselen arasındaki bağlanma dayanımını kıymetli metal-porselen arasındaki bağlanma dayanımından eşit ya da fazla olduğunu göstermiştir^{76,77}. Ayrıca kıymetsiz alaşımların yüksek ergime noktası porselen fırınlanması esnasında boyutsal değişim ve metal akması (sag) oluşma riskini azaltır^{8,78}.

Bağlantının oluşmasını sağlayan gerçek mekanizmalar tam olarak bilinmemektedir fakat porselen-metal ara yüzeyi arasındaki ilişkiyi açıklayabilen, kabul edilmiş teoriler vardır⁷¹. Metal-seramik bağlantı dayancını dört faktör belirler. Bunlar; Mekanik Bağlantı, Kimyasal Bağlantı, Sıkıştırma Bağlantısı, Moleküler Çekimle Bağlantı (Van Der Waals) dir³.

2.4.1. Mekanik Bağlantı

Mekanik bağlantı, metal ve porselen arasında her iki yüzeyin temas ettiği bölgede, seramiğin metal yüzeyindeki pürüzleri doldurmasıyla oluşan kilitlenme şeklindeki bağlantıdır. Tutuculuk, metal veya metal oksit yüzeyinin, porselen tarafından iyi bir şekilde ıslatılmasına bağlı olarak, metal döküm yüzeyindeki pek çok mikroskobik düzensizlik içine opak porselenin akması ile sağlanır. Mekanik bağlantı, metalin geometrisi ve yüzey düzensizliği ile ilgilidir. Al₂O₃ ile kumlama gibi yöntemler ile metal yüzey alanı artırılır, sıkıştırma 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^{3,71}

2.4.2. Kimyasal Bağlantı

Metal-porselen restorasyonlarında kuvvetli bir bağın oluşumundaki temel rolü kimyasal bağlantı üstlenir. Kimyasal bağlantı, seramiği oluşturan maddeler ile metal oksitler arasında reaksiyonla oluşan kimyasal adezyon olarak tanımlanabilir. Bu bağ,

oksit tabakası aracılığı ile oluşur. Metal yüzeyi üzerinde oluşan bu tabaka, metal ve porselen arasında, iki materyali birbirine bağlayan ara tabaka olarak görev yapmaktadır. Kıymetli metal alaşımlarında oksit tabakası kendiliğinden oluşmaz. Alaşımlara kalay, indiyum ve demir gibi metaller katılarak oksit tabakasının oluşumu sağlanır. Ni-Cr ve Co-Cr gibi kıymetsiz alaşımlarda ise oksit tabakası kendiliğinden oluşmaktadır. 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^{3,71}.

2.4.3. Moleküler Çekimle Bağlantı (Van Der Waals Kuvvetleri)

Moleküler çekimle oluşan bağlantı, kimyasal bağlanma olmaksızın bir alan içinde birbirlerine yaklaşan iki atom arasındaki elektrostatik çekim kuvvetiyle oluşur. Metal yüzey porselen ile ne kadar iyi ıslanabilirse Van Der Waals kuvvetleri o kadar geçerlidir. Soy metal alaşımlarının ıslanabilirliği, soy olmayan metal alaşımlardan çok daha iyidir^{3,71}.

2.4.4. Sıkışma Bağlantısı

Dental porselenin metale sıkışma kuvvetleri ile tutunması metal yüzeyinin geometrisine, metal ile porselenin ısıl genişleme katsayıları arasındaki uyuma bağlıdır. Metalin ısıl genişleme katsayısı porselenden büyükse, soğuma sırasında metalin hızla büzülerek porselene sıkıştırıcı kuvvet uygulamasına neden olur. Soğuma sırasında metal orijinal boyutuna dönme çabasında iken metalin genişmesi porseleninkinden biraz daha fazla seçildiğinden metal daha çabuk büzülür ve sonuçta metal gerilim, porselen ise baskı altında kalır ve sıkışma bağlantısı oluşur⁷¹.

2.5. Metal Destekli Porselen Restorasyon Komplikasyonları

Gelişen teknoloji, üretim sistemleri ve malzeme çeşitliliğinin artması metal-seramik restorasyon yapımında pek çok avantajı beraberinde getirmiştir. Ancak yinede metal-seramik restorasyon yapımı dikkatli ve titiz çalışma gerektirir yoksa birçok komplikasyon ya da başarısızlıkla karşılaşılabilir. Kaybedilmiş dokuların işlevlerini yeniden kazandıran restorasyonların başarısı, hem teknik özellikleri hem de diş ve diğer

dokulara olan uyumu ile değerlendirilir. Metal destekli seramik restorasyonların, %97-99 başarı oranına rağmen birçok dezavantajları vardır. Bunlar^{28,79};

1. Seramiğin bağlandığı metalin alerjik reaksiyon potansiyeli ve korozyon toksisitesi vardır.
2. Metal alaşımın içerdiği gümüş nedeniyle seramiklerde renk değişimine neden olma olasılığı bulunur.
3. Metal ile seramik arasındaki ısısal genleşme katsayısı uyumsuzluğu nedeniyle bağlanma dayanıklılığının azalır.
4. Dişte, hem metal hem seramiğe yer sağlamak için yapılacak preparasyon miktarının fazladır.
5. Metalin ışık geçirgenliğinin olmaması nedeniyle restorasyonun renk derinliğinin yetersizliği ve restorasyonun doğal görünümünü sağlamada zorluk mevcuttur.

Bu dezavantajlar sonucu genel olarak metal-porselen restorasyonlarda zamana bağlı olarak biyolojik, teknik ve estetik komplikasyonlar gelişebilir. Literatür metal-seramik restorasyon başarısızlık ve komplikasyonları ile ilgili pek çok çalışma içermesine rağmen, başarısızlıkların çeşit ve önemini derecelendirme ve sınıflandırmada yetersiz kalmıştır. Bunun nedeni başarısızlıkların işaret ve semptomlarının farklı ve genellikle karmaşık olmasından kaynaklanabilir.

Biyolojik komplikasyon olarak ; ikincil çürük, endodontik komplikasyonlar, periodontal komplikasyonlar, destek dişte meydana gelen kırıklar, karşıt dentisyonda aşınma sayılabilir. Teknik komplikasyonları retansiyon kaybı, altyapı kırığı, porselende oluşan çatlak ve kırıklar oluştururken; estetik komplikasyonlar olarak aşınma, renk değişikliği, çatlak ve kırıkları sıralayabiliriz. Retansiyon kaybı en yaygın görülen erken dönem komplikasyon olarak bildirilirken, diş çürükleri en yaygın görülen geç dönem komplikasyondur⁸⁰ .

Metal destekli porselen komplikasyonlarını gerektirdiği tedavi şekline göre major ve minör komplikasyonlar olarak iki gruba ayırabiliriz. Araştırmacılar majör komplikasyonları restorasyonun yenilenmesini ya da destek dışın çekimini gerektirecek problemler olarak tanımlarken, minör komplikasyonlarda restorasyonun değişimi gerekmemektedir. Örnek olarak altyapı ve/veya üstyapıda kırılma, altyapı ile üstyapı

arasındaki ayrılma, dayanak dişte kırılma ve estetik sorunlar majör komplikasyonlara örnek gösterilebilir. Kenar uyumunun bozulması, üstyapıda çatlak veya kopma olması, retansiyon kaybı, ikincil çürük oluşumu, kanal tedavi gereksinimi, aşırı dentin hassasiyeti, renk uyumsuzluğu ve yüzey pürüzlülüğü ise minor komplikasyonlardandır⁸¹.

Metal-seramik restorasyon komplikasyonlarının sınıflandırılması başarısızlık nedenlerini anlamamız açısından önemlidir. Başarısızlığın nedeni ve ciddiyetinin eksiksiz değerlendirilmesi, hasta bilgilendirilmesi ve tedavi planlanması açısından önemlidir. Ancak hala araştırmacıların hemfikir olduğu ortak bir sınıflama yoktur.

Metal-seramik restorasyon komplikasyonları değerlendirilirken; hastanın yaşı, cinsiyeti, okluzyon tipi, karşıt dentisyon, restorasyon lokasyonu, restorasyonun yaşı, diş sıkma alışkanlığının varlığı ayrıca ele alınması gereken önemli faktörlerdir.

2.6. Metal Destekli Porselen Restorasyonlarda Kırık

Metal-seramik restorasyonlarda kırık, protetik diş tedavisinde sık görülen bir sorundur. Bu durum restorasyonun tamirini hatta değişimini gerektirebilecek fonksiyon kaybına ve estetik sorunlara neden olur.

Restorasyonlar çiğneme kuvvetleri altında uzun süre tekrarlayan yüklere maruz kalır bu da stres oluşumuna neden olur. Metal porselen direnci nemli ortamlarda %20-30 oranında azalır. Yüzeyler travma, parafonksiyonel okluzyon varlığı veya metal-porselen arasındaki uygun olmayan bağlantıdan dolayı zarar görür ya da kırılır⁸². Porselende oluşan kırıkların bir diğer nedeni dişin preperasyonunun yanlış yapılması ve uygun olmayan altyapı dizaynıdır⁸³. Bu hatalar porselen içindeki poroziteler ile birleşince porselen kırığı ile karşılaşmak kaçınılmaz olur. Porselende mikro-çatlaklar kondanzasyon, pişirme, sinterizasyon işlemleri sırasındaki ısıl değişikliklerden dolayı olur⁸³.

Uzun gövdeli restorasyonlarda, ağır ve kompleks yükler altında metal altyapıda oluşan esneme üzerindeki porselende absorbe edemeyeceği elastisite gerilim enerjisi oluşmasına bu da kırığa neden olurken diğer etkenler arasında metal altyapının tasarım hatası, metal altyapı ile porselenin ısıl genleşme katsayıları arasındaki uyumsuzluk, aşırı porselen kalınlığı ve yetersiz metal desteği, travmatik okluzal kuvvetler sayılabilir⁸².

MDP restorasyonlarında oluşan kırık çeşitlerini O'Brien şu şekilde sınıflandırmıştır⁸⁴:

- Porselenin kendi içinde oluşan kohesiv kırık
- Porselen ile metal oksit arasındaki kırık
- Metal oksitin kendi içinde oluşan kohesiv kırık
- Metal ile porselen arasında oluşan adesiv kırık
- Metal oksit ile metal arasında oluşan kırık
- Metal altyapıda oluşan kırık

MS sabit protezlerde görülen porselen kırıklarının klinik değerlendirilmesi Modifiye Ryge kriterleri kullanılarak şu şekilde yapılabilir⁸⁵.

Alpha: Restorasyon yüzeyi pürüzsüz(Kurutma sonrası parlak yüzey).

Bravo: Mat yüzey ve/veya fonksiyona etkilemeyen porselen çapak kırığı varlığı.

Charlie: Estetiği ve fonksiyonu etkileyen porselen çapak kırığı varlığı ve/veya metal altyapının expoz olduğu durumlar.

Delta: Konnektör kırığı ve /veya metal altapıya uzanan kırık varlığı.

Rousson ve ark. porselen çapak kırıklarını ciddiyetlerine ve tedavilerine göre sınıflamıştır⁸⁶ :

Grade 1: Kırık yüzeyi polisajlanabilir.($<2 \text{ mm}^2$)

Grade 2: Kırık yüzeyinin rezin kompozitle tamir edilmesi gerekir.

Grade 3: Protezin yenilenmesini gerektiren daha ciddi kırıklar

Manappallil ise yaptığı çalışmada başarısızlıkları daha kapsamlı olarak porselen kırıklarını da içine alacak şekilde, biyolojik ve teknik komplikasyonları ayırmadan,tedavi şekline göre sınıf 1 den sınıf 6 ya kadar tanımlamıştır⁸⁷.

Bu çalışmanın amaçları; klinikte karşılaştığımız porselen çapak kırığı komplikasyonunu ciddiyetine göre sınıflandırmak, kırık oluşumunda altyapı elde etme yönteminin ve klinik değişkenlerin etkisini değerlendirmektir. Çalışmanın hipotezi; DMLS ve döküm yöntemleriyle altyapısı elde edilen MS restorasyonlarda porselen çapak kırığı görülmesi açısından bir fark olmayacağıdır.

3. GEREÇ ve YÖNTEM

Çalışmaya 2014-2015 yılları arasında Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'na sabit protetik diş tedavisi ihtiyacıyla başvuran bireyler dâhil edilmiştir. Çalışmaya 18-70 yaş aralığında, protez dayanak dişleri periodontal olarak sağlıklı, diş sıkma/gıcırdatma alışkanlığı olmayan ve/veya semptomları göstermeyen 86 birey dahil edilmiştir. 86 hastaya 912 üye sabit protez uygulaması yapılmıştır. Çalışmaya katılan bireylerden şekildeki Hasta Takip Formu doğrultusunda şu bilgiler alınmıştır:

- 1) Ad, soyad
- 2) Yaş
- 3) Cinsiyet
- 4) Eğitim durumu
- 5) Varsa sistemik hastalık ve kullanılan ilaçlar
- 6) Psikolojik tedavi görüp görmediği
- 7) Sigara kullanıp kullanmadığı
- 8) Dişlerini fırçalayıp fırçalamadığı
- 9) Diş fırçalama sıklığı
- 10) Diş sıkma/gıcırdatma alışkanlığının olup olmadığı
- 11) Eklem rahatsızlığı olup olmadığı
- 12) Restore edilecek dişlerin kaydı

3.1. Preparasyon Seansı

Preparasyon seansında bireylerin protez dayanak dişleri lokal anestezi altında 0,8-1 mm çapa sahip şemfir frezlerle rehber oluklar açılarak prepare edilmiş, basamak derinliği en fazla 0,5 mm dişetin olacağı şekilde preparasyon bitirilmiştir. Preparasyon dizaynı, dişin formu göz önünde bulundurularak diş formuna uygun şekilde yapılmıştır. Prepare edilmiş dişlere direkt yöntem ile geçici kron malzemesi (Dentalon® Plus, HERAEUS-KULZER, Hanau, Almanya) ile geçici restorasyonları yapılmış ve geçici siman ile (Vision Provisory, ADD, Almanya) simante edilmiştir. Hastalara oral hijyen

eğitimi verilip ölçü seansı için 7 gün sonraya randevu verilmiştir. Diş preparasyonu ve diğer bütün işlemler aynı hekim tarafından uygulanmıştır.

3.2. Ölçü Seansı

İkinci seansta ağrı ve hassasiyet şikayeti olmayan hastalara lokal anestesi altında ölçü alma işlemi yapılmıştır. İki aşamalı putty-wash ölçü tekniği tercih edilmiştir. Ölçülerin ilk aşaması PVS içerikli (Panasil®, KETTENBACH, Eschenburg, Almanya) putty ölçü maddesi ile alındıktan sonra retraksiyon işlemine geçilmiştir. %25' lik AlCl₃ retraksiyon solüsyonu (Racestypine®, SEPTODONT, Cedex, Fransa) saf su ile dilüe edilerek %15' lik konsantrasyon elde edilmiştir. Uygun ölçüdeki kordlar packer ile dişeti oluğuna minimum basınçla yerleştirilmiş ve üretici talimatına uygun olarak kordlar oluk içerisinde pipet yardımıyla 1-2 damla solüsyon emdirilmiştir. Kordlar oluk içerisinde 3-5 dk bekletilmiş ve süre sonunda nemlendirilerek uzaklaştırılmıştır. Retraksiyon materyalleri uzaklaştırıldıktan sonra ölçülerin ikinci aşaması PVS içerikli (Panasil®, KETTENBACH, Eschenburg, Almanya) light body (Şekil 3.1)ölçü materyali ile alınmıştır. Hastanın kapanış kaydı da alındıktan sonra hastaya metal altyapı prova seansı için randevu verilmiştir.



Şekil 3.1. Panasil® A tipi silikon ölçü malzemesi

3.3. Model Elde Edilmesi

Alınan ölçü dezenfekte edildikten sonra üretici firmanın talimatları doğrultusunda en az 1 saat beklenmiş ve ölçüye geliştirilmiş sert alçı dökülerek (Elite Rock Fast, Zhermack)

güdüklü model elde edilmiştir. Alt ve üst modeller, alınan kapanış kaydı doğrultusunda uygun artikülatöre alınmıştır.

3.4. Metal Altyapı Elde Edilmesi

Bu çalışmada 2 farklı metal altyapı elde etme yöntemi kullanılmıştır: Geleneksel döküm yöntemi ve Direk Metal Lazer Sinterleme (DMLS). Her hasta için kullanılacak yöntem rastgele seçilmiştir. 43 hastada 403 üye sabit protez için DMSL, 43 hastada 495 üye sabit protez için geleneksel döküm yöntemi kullanılmış, her iki yöntemde de Co-Cr alaşımı kullanılmıştır.

3.4.1. Geleneksel Döküm Yöntemi

Döküm yönteminde, elde edilen modelin üzerinde hazırlanan mum modelasyon tijlenerek fosfat bağlı bir revetman materyali (Bellavest SH, Bego, Bremen, Almanya) ile manşete alınmış, mum atımı, üretici firma talimatları doğrultusunda ön ısıtma fırınında (Mikrotek, Türkiye) 900°C de 15 dk'da tamamlanmıştır. Bu arada santrifüj-indüksiyonlu döküm makinesinde (Fornax T, Bego, Bremen, Almanya) (Şekil 3.2) Co-Cr alaşımımıza (Wirobond C, Bego, Bremen, Almanya) 250°C de ısıl işlem uygulanmıştır. Manşetin döküm alanına alınmasının ardından alaşımımız 1400 °C de ergitilerek döküm kanalından revetman kalıp içerisinde sevk edilmiştir. Elde edilen metal altyapıya 50µm gren boyutuna sahip Al₂O₃ (Korox 50, Bego) ile kuşlama yapılarak revetman artıkları uzaklaştırılmış ve karbon separe yardımı ile tij kısımları ayrılmıştır. Daha sonra restorasyonun tesviyesi yapılmıştır. Tesviye sonrası döküm alt yapıların yüzeyindeki artıklar basınçlı buhar (Aman Girbach, Almanya) kullanılarak uzaklaştırılmış ve metal prova seansı için hazır hale getirilmiştir. Metal-porselen bağlantısı için gerekli oksit tabakasının oluşturulması, metal prova seansının ardından metalin 600 °C den 980 °C ye kademeli olarak arttırılarak 15 dk fırınlanması (Programat P300, Ivoclar-Vivadent) ile sağlanmıştır.



Şekil 3.2. Fornax T, Bego döküm fırını

3.4.2. DMLS (Direkt Metal Lazer Sinterleme)

DMLS yönteminde, ilk olarak elde edilen modelin taraması yapılmış (3Series, Dental-Wings), metal alt yapı dizaynı uygun anatomik formda CAD yardımı ile tasarlanmıştır (DWOS S.3.0, Dental-Wings). Metal ile kron arasındaki aralıklar; siman aralığı 0,02 mm, vertikal boşluk 0.06 mm, horizontal boşluk 0.02 mm olarak, metal kalınlığı ise maximum 0.5 mm, marjindeki metal kalınlığı maximum 0.2 mm olacak şekilde ayarlanmıştır. Tasarım, ISO 22674 nolu standarta uygun olacak şekilde STL formatlı dosya kullanılarak, EOSINT M 270 cihazına (Şekil 3.3) veri girişi olarak yapılmıştır. EOSINT M 270 cihazında kullanılan üretim parametreleri sırası ile; lazer gücü 200W, lazer demetinin çapı 0.200 mm, tarama hızı; 7.0 m/s, üretim hızı; 2-20 mm³/s, katman kalınlığı; 0.020 mm ve koruyucu atmosfer max 1.5% oksijen olacak şekilde ayarlanmıştır. EOSINT M 270 cihazı Yb-fibre lazer donanımlıdır.

Restorasyonun üretimi sırasında ilk olarak çelikten yapılmış levha XY tablasının üzerine yerleştirilir ve seviyesi ayarlanır. Sonra toz tabaka (EOS CobaltChrome SP2) yaklaşık olarak 20 µm kalınlığında bu levhanın üzerine yardımcı mekanik elemanlarla serilir. Lazer ile toz yüzeyin gerekli yerleri taranarak lazerin verdiği enerjiyle toz parçacıkları birleşir. Lazer taramasından sonra platform 20 µm aşağı indirilir ve yeni toz tabakası bir önceki tabakanın üzerine serilerek aynı işlemlere şekil tamamlanincaya kadar devam edilir.



Şekil 3.3. EOSINT M 270 DMLS cihazı

Lazer sinterizasyon tamamlandıktan sonra metal yapıda oluşan stresin giderilmesi amacıyla ısıtma işlemi uygulanmıştır (Protherm Furnaces). Sinterlenen altyapı üzerinde durduğu levhadan ayrılmadan 30 dk' da 0-450°C'ye çıkacak şekilde fırınlanmıştır. Isı 30 dk boyunca 450°C muhafaza edilmiş daha sonra 450°C' den 750 °C' ye 30 dk' da kademeli olarak yükseltilmiştir. 750°C' de 60 dk beklendikten sonra fırın kapağı açılmış ve metal altyapı oda sıcaklığında soğumaya bırakılmıştır. Metal altyapının tesviyesi yapılmış ve Al₂O₃ (Korox 50, Bego) ile kumlanmıştır (Şekil 3.4). Yüzeyindeki artıklar basınçlı buhar (Aman Girbach, Almanya) kullanılarak uzaklaştırılmıştır. Metal-porselen bağlantısı için gerekli oksit tabakasının oluşturulması, metal prova seansının öncesinde ve sonrasında metalin 600°C' den 990°C' ye kademeli olarak arttırılarak 14 dk fırınlanması (Programat P300, İvoclar-Vivadent) ile sağlanmıştır.



Şekil 3.4. DMLS ile üretilmiş metal altyapı

3.5. Metal Prova Seansı

Metal altyapının modeldeki marjin uyumuna ve anatomik tasarım uygunluğuna bakılmıştır. Metal kalınlığı kumpas yardımıyla birçok farklı noktadan ölçülmüştür.. Modeldeki kontroller bittikten sonra hasta ağızında prepare dişlere üzerine yerleştirilen metalin marjin uyumu kontrol edilmiştir. Karşit dentisyonla ilişkisi değerlendirilmiş, karşit ve komşu dişler ile mesafesinin porselen için yeterli olup olmadığına bakılmıştır (Maximum 2mm). Porselen seansı için hastaya randevu verilmiştir.

3.6. Porselen Uygulaması

Porselen uygulaması öncesinde elde edilen metal altyapıların üzerine firmanın önerisi doğrultusunda oksit bağlayıcı ajan (VITA Zahnfabrik, Almanya) uygulanmış, 980°C' de bir dk. fırınlanmıştır. Ardından, iki tabaka opak (VITA Zahnfabrik, Almanya) toplamda 1mm olacak şekilde uygulanmış ve vakum altında 500°C' den 950°C' ye kademeli olarak arttırılarak fırınlanmıştır. Bu ısıda 1 dk bekletilmiştir. Porselen (VITA VM Master VITA Zahnfabrik) uygulaması fırça ile yığma tekniği kullanılarak 2 tabaka halinde yapılmıştır. Birinci dentin tabakası vakum altında 500°C' den 930°C ye, ikinci dentin tabakası yine vakum altında 500°C' den 920°C' ye kademeli olarak arttırılarak fırınlanmıştır (Programat P300, Ivoclar-Vivadent) .

Artikülator üzerinde restorasyonun karşıt diş ile yükseklik ve komşu diş ile temas uyumlamaları yapılmış, protruziv ve lateral hareketlerdeki temaslar kontrol edilmiştir.

3.7. Porselen Prova Seansı

Restorasyonun sırasıyla komşu dişlerle temas, marjin uyumu ve yükseklik kontrolleri yapılmıştır. Lateral ve protruziv hareketler, çalışan ve dengeleyen taraf temasları kontrol edilmiştir. Hastanın okluzyon tipi not edilmiştir. Uyumlanmış restorasyona glaze uygulanmış ve vakumsuz olarak 600°C' den 930°C' ye kademeli olarak arttırılarak fırınlanmıştır. Restorasyon polikarboksilat siman (Adhesor Carbofine, Spofa Dental) ile simante edilmiş, simantasyon tarihi not edilmiştir.

3.8. Kontrol Seansı (6-9 ay)

Hastalar 6 ayın sonunda kontrol randevularına çağrılmış, 86 hastanın 75' inden geri bildirim alınmıştır. Çalışmamızda 39 hastaya yapılan 111 sabit protezde; toplam 349 dental ünitenin metal altyapısı DMLS kullanılarak hazırlanmış, 36 hastaya yapılan 121 sabit protezde; toplam 454 dental ünitenin metal altyapısı ise döküm yöntemi ile hazırlanmıştır.

Kontrol seansında daha önce Hasta Takip Formun'da bilgileri not edilmiş hastanın protez sayısı, dayanak diş sayısı, gövde sayısı, toplam ünit sayısı, karşıt dentisyon tipi Hasta Takip Formuna not edilmiştir. Hastaların sabit protezlerinde oluşan porselen çapak kırığı komplikasyonu değerlendirilmiştir. Cinsiyet, yaş, karşıt okluzyon değişkenleri ile bağlantısı değerlendirilmiştir. Porselen çapak kırığının derecelendirilmesi şu şekilde yapılmıştır:

1. Derece: Kırık yüzeyi intraoral polisajlanma ile tamir edilebilir.
2. Derece: Kırık yüzeyinin porselen tamir kiti ile tamir edilmesi gerekir.
3. Derece: Restorasyonun yenilenmesi gerekmektedir.

1. derece porselen çapak kırığı (Şekil 3.5) porselen yüzeyinde küçük, ağız içi polisajlama ile tamir edilebilir, fonksiyon ve estetiğe etkisi bulunmayan delaminasyonları içermektedir. 2. derece porselen çapak kırığı (Şekil 3.6)

büyükliğünden bağımsız olarak, lokalizasyonunun önemli olduğu ve kompozit dolgu ile tamir edilebilir kırıkları içermektedir. Örnek olarak restorasyonun non-fonksiyonel tüberkülünde ve bukkal ya da lingual düz yüzeylerinde oluşan porselen çapak kırıkları bu gruba girer. 2.derece porselen çapak kırıkları okluzyona, estetiğe ve proksimal kontakta etkisi bulunmayan, gıda sıkışmasına neden olmayacak yüzey kayıplarıdır. Resin kompozitle onarılamayacak büyüklükte kırıklar ya da küçük olsa dahi fonksiyonel alanda olup okluzyonu etkileyen, proksimal alanda olup gıda sıkışmasına neden olabilecek ve resin kompozitle istediğimiz estetiği elde edemediğimiz kırıklar 3. derece (Şekil 3.7) olarak tanımlanabilir.



Şekil 3.5. 1. Derece porselen çapak kırığı. Okluzyonu, estetiği, çiğnemeyi etkilemeyen sadece polisajlama ile giderilebilecek minör delaminasyon.



Şekil 3.6. 2. Derece porselen çapak kırığı. Resin kompozitle tamir edilebilecek anterior kırık



Şekil 3.7. 3. Derece porselen çapak kırığı. Kırık fonksiyonel alanda. Tamir edilemeyecek ve gıda sıkışmasına neden olabilecek kırık varlığı.

Çizelge 3.1. Hasta takip formu

HASTA TAKİP FORMU	
Hastanın Adı-soyadı :	Dosya No:
Yaş :	Telefon :
Cinsiyeti : Erkek () Kadın ()	
Eğitim durumu : Eğitim yok () İlkokul () Lise () Üniversite () Y.lisans ()	
Herhangi bir sistemik rahatsızlığınız var mı? Kalp hast () Diabetes mellitus () Hipertansiyon () Diğer ()	
Kullandığınız bir ilaç varsa adını yazınız. _____	
Psikolojik tedavi görüyor musunuz?	EVET () HAYIR ()
Sigara kullanıyor musunuz?(10 adetten çok)	EVET () HAYIR ()
Dişlerinizi fırçalıyor musunuz?	EVET () HAYIR ()
EVET ise günde ; 1 KEZ () 2 VEYA DAHA FAZLA () DÜZENSİZ ()	
Diş sıkma/gıcırdatma alışkanlığınız varmı?	EVET () HAYIR ()
Çene eklemde rahatsızlığınız var mı?	EVET () HAYIR ()

DENTAL DURUM

SAĞ															SOL	Okluzal		
Üst	18	17	16	15	14	13	12	11		21	22	23	24	25	26	27	28	düzlem
Alt	48	47	46	45	44	43	42	41		31	32	33	34	35	36	37	38	

Sabit protezin simantasyon tarihi:

Okluzyon:

Protez sayısı:

Dayanak diş sayısı:

Gövde sayısı:

Dental ünit Sayısı:

Karşıt dentisyon: Diş() MS-Diş() MS-İmplant() HBP()

Toplam takip süresi:6-9 ay

Klinik Bulgular:

Mekanik komplikasyonlar:

1)Porselen porselen çapak kırığı değerlendirilmesi

1. Derece: Fraktür yüzeyi intraoral polisajlanma ile tamir edilebilir.

2. Derece: Fraktür yüzeyinin kompozit dolgu ile tamir edilmesi gerekir.

3. Derece :Restorasyonun yenilenmesi gerekmektedir.

2)Metal altyapı kırık

3)Desimantasyon

Biyolojik komplikasyonlar:

1.Gingivitis varlığı: EVET () HAYIR ()

2.Dişeti çekilmesi: EVET () HAYIR ()

3.9. İstatistiksel Analiz

Verilerin istatistiksel analizinde SPSS 17.0 paket programı kullanılmıştır. Kategorik ölçümler sayı ve yüzde olarak, sürekli ölçümlerse ortalama ve standart sapma (gerekli yerlerde ortanca ve minimum - maksimum) olarak özetlenmiştir. Gruplar arasındaki sürekli ölçümlerin karşılaştırılmasında dağılımlar kontrol edilmiş, parametrik dağılım ön şart varsayımı sağlandığında Student T testi; parametrik dağılım ön şartı sağlanmadığında Mann Whitney U testi kullanılmıştır. Kategorik değişkenlerin karşılaştırılmasında Ki Kare test ya da Fisher test istatistiği kullanılmıştır. Tüm testlerde istatistiksel önem düzeyi 0.05 olarak alınmıştır.



4. BULGULAR

Çalışma dönemi boyunca kliniğimize sabit protetik restorasyon ihtiyacı ile başvuran ve dâhil edilme kriterlerine uyan toplam 75 birey, 232 MS sabit protez; toplamda 803 dental ünit çalışmaya dâhil edilmiştir. Birinci grupta 39 hastaya yapılan 349 dental ünitenin metal altyapısı lazer sinterleme yöntemi ile hazırlanmıştır. İkinci grupta 36 hastaya yapılan 454 dental ünitenin metal altyapısı ise geleneksel döküm yöntemi ile hazırlanmıştır. Her iki yöntemde de kullanılan Co-Cr alaşımıdır.

Hastaların ortalama yaşı, hastalara yapılan ortalama MS sabit protez sayısı, ortalama dayanak diş sayısı ve dental ünit sayısı Çizelge 4.1 de gösterilmiştir. Hastaların ortalama yaşı 56, hastalara yapılan ortalama restorasyon sayısı 3, hastalarda ortalama dayanak diş sayısı 7, gövde sayısı 3, dental ünit sayısı 10 olarak bulunmuştur.

Çizelge 4.1. Hastalara uygulanan protez ortalamaları

	N	Ort±SS	Medyan(Min-Maks)
Yaş	75	54,9±9,4	56(28-70)
Protez Sayısı	75	3,1±1,4	3(1-6)
Dayanak Diş	75	7,9±4,5	7(1-23)
Gövde Sayısı	75	2,8±2,2	3(0-8)
Dental Ünit Sayısı	75	10,7±5,8	10(1-26)

Hastalara yapılan protezlerde karşıt dentisyon dağılımı ve görülen porselen çapak kırığı değerleri Çizelge 4.2' de gösterilmiştir. Dental ünit sayısı göz önünde bulundurulduğunda DMLS grubu %43.5, döküm grubu % 56.5 oranında porselen çapak kırığına sahiptir. Karşıt dentisyon % 30 diş, %48.1 MS diş, % 5.9 MS implant ve % 16.1 HBP oranındadır. Kontrol seansında 6-9 aylık takip sonunda 803 üyede 25 adet (3.1 %) porselen çapak kırığı gözlenmiştir. Birinci derece kırık 7 (0.9 %), ikinci derece kırık 8 (%1), üçüncü derece kırık ise 10 (% 1.3) adet olarak belirlenmiştir.

Çizelge 2.2. Karşıt dentisyon ve görülen porselen çapak kırığı yüzdeleri

	N	%
Üye sayısı		
Grup 1 (DMLS)	349	43,5
Grup 2 (Döküm)	454	56,5
Karşıt dentisyon		
Diş	241	30,0
MS diş	386	48,1
MS implant	47	5,9
Hbp	129	16,1
Porselen çapak kırığı		
Yok	778	96,9
1.Derece	7	,9
2.Derece	8	1,0
3.Derece	10	1,3

Gruplara ait protez verilerinin istatistiksel karşılaştırılması Çizelge 4.3' te verilmiştir. DMLS ve döküm grubunda yer alan hastaların yaş dağılımlarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. DMLS ve döküm grubunda hastalara yapılan ortalama MS sabit protez sayıları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yokken ortalama dayanak diş sayıları ve ortalama toplam dental ünit sayıları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur.

Çizelge 4.3 Gruplara göre protez verilerinin istatistiksel karşılaştırmaları

	Grup 1 (DMLS)(n=39)		Grup 2 (Döküm)(n=36)		P
	Ort±SS	Medyan(Min-Maks)	Ort±SS	Medyan(Min-Maks)	
Yaş	54,5±10,3	56(28-70)	55,3±8,6	54(37-70)	0,710
Protez Sayısı	2,8±1,6	3(1-6)	3,4±1,2	3(2-6)	0,126
Dayanak Diş	6,6±3,9	6(1-18)	9,3±4,7	9(2-23)	0,009
Gövde Sayısı	2,4±2,2	2(0-7)	3,3±2,2	4(0-8)	0,065
Dental Ünit Sayısı	8,9±5,4	8(1-21)	12,6±5,7	13(2-26)	0,006

Çalışmaya dâhil edilen bireylerden alınan sosyo-demografik bilgilerin istatistiksel analizi Çizelge 4.4' de verilmiştir. Yaş, cinsiyet, eğitim düzeyi, sistemik hastalık, psikolojik rahatsızlık, sigara kullanımı, diş fırçalama alışkanlığı sonuçları açısından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. Bireylerin gruplar arasındaki dağılımı homojenlik göstermektedir.

Çizelge 4.4. Demografik verilerin hasta gruplarına göre istatistiksel karşılaştırılması

	Grup 1(DMLS)		Grup 2(Döküm)		P
	Ort±SS	Medyan(Min-Maks)	Ort±SS	Medyan(Min-Maks)	
Yaş	54,5±10,3	56(28-70)	55,3±8,6	54(37-70)	0,710
	N	%	N	%	P
Cinsiyet					
Erkek	19	48,7	11	30,6	0,157
Kadın	20	51,3	25	69,4	
Eğitim					
Eğitim yok	2	5,1	6	16,7	0,176
İlkokul	24	61,5	19	52,8	
Lise	9	23,1	8	22,2	
Üniversite	4	10,3	1	2,8	
Yüksek lisans	0	0,0	2	5,6	
Psikolojik tedavi					
Evet	6	15,4	5	13,9	1,000
Hayır	33	84,6	31	86,1	
Sigara					
Evet	9	23,1	7	19,4	0,782
Hayır	30	76,9	29	80,6	
Diş fırçalama					
Evet	36	92,3	34	94,4	1,000
Hayır	3	7,7	2	5,6	
Diş fırçalama sıklığı					
Günde 1	18	46,2	12	33,3	0,470
Günde 2	9	23,1	12	33,3	
Günde ≥ 3	12	30,8	12	33,3	
Gingivitis					
Evet	15	39,5	17	47,2	0,639
Hayır	23	60,5	19	52,8	
Dişeti çekilmesi					
Evet	6	15,8	7	19,4	0,765
Hayır	32	84,2	29	80,6	

Çizelge 4.5' de dental üyelerin her biri için karşıt dentisyon tipleri gruplar arası karşılaştırılmış ve istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. Karşıt dentisyonun MS implant ve HBP olan dental üyeler karşılaştırıldığında DMLS ve döküm grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. Karşıt dentisyonun diş ve MS diş olan dental üyeler karşılaştırıldığında DMLS ve döküm grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. DMLS grubundaki restorasyonların karşıt dentisyonunda 39% oranında diş varken, döküm grubundaki restorasyonların karşıt dentisyonunda 57.7% oranında MS diş vardır. Porselen çapak kırığı oluşumu karşılaştırıldığında gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. Daha ayrıntılı olarak porselen çapak kırığının dereceleri gruplara göre karşılaştırıldığında yine gruplar arası istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır.

Çizelge 4.5. Karşıt dentisyon ve porselen çapak kırığı varlığının gruplar arası istatistiksel karşılaştırılması

	Grup 1(DMLS)		Grup 2(Döküm)		P
	N	%	N	%	
Karşıt dentisyon					
Diş	136	39,0	105	23,1	0,0001
MS diş	124	35,5	262	57,7	0,0001
MS implant	22	6,3	25	5,5	0,292
Hbp	67	19,2	62	13,7	0,472
Porselen çapak kırığı					
Yok	336	96,2	442	97,4	0,199
1.Derece	5	1,5	2	0,4	
2.Derece	2	0,6	6	1,3	
3.Derece	6	1,7	4	0,9	
Porselen çapak kırığı					
Yok	336	96,2	442	97,4	0,447
Var	13	3,8	12	2,6	

Çizelge 4.6 de karşıt dentisyon türlerinin her birine göre porselen çapak kırığı derecelerinin karşılaştırılması yapıldığında toplam 25 porselen çapak kırığının 2 tanesinin karşıt dentisyonu diş, 18 tanesinin karşıt dentisyonu MS diş, 5 tanesinin ise karşıt dentisyonu HBP olarak bulunmuştur. Her bir karşıt dentisyon türüne göre porselen çapak kırığının dereceleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Daha sonra bu analiz her bir grup için yapılmış yine karşıt dentisyonların her bir türü için porselen çapak kırığı dereceleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır.

Çizelge 4.6. Karşıt dentisyon türlerinin her biri için porselen çapak kırığı derecelerinin karşılaştırması

	Yok	1. Derece	2. Derece	3. Derece	P
Karşıt Dentisyon					
Diş	228	0	1	1	0,286
MS diş	368	6	6	6	
MS implant	46	0	0	0	
Hbp	124	1	1	3	
<i>Grup 1(DMLS) için</i>					
Karşıt Dentisyon					
Diş	123	0	1	1	0,258
MS diş	118	4	0	2	
MS implant	21	0	0	0	
Hbp	62	1	1	3	
<i>Grup 2 (Döküm) için</i>					
Karşıt Dentisyon					
Diş	105	0	0	0	0,434
MS diş	250	2	6	4	
MS implant	25	0	0	0	
Hbp	62	0	0	0	

Çizelge 4.7 de porselen çapak kırıklarının, dereceden bağımsız olarak karşıt dentisyona göre oluşumunun istatistiği yapılmış en fazla porselen çapak kırığı MS diş grubunda görülmüş ancak istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Çizelge 4.7. Porselen çapak kırıklarının dereceden bağımsız olarak karşıt dentisyona göre oluşumu

	porselen çapak kırığı yok	porselen çapak kırığı var	P
Karşıt Dentisyon			
Diş	239	2	0,080
MS diş	368	18	
MS implant	47	0	
Hbp	124	5	
<i>Grup 1(DMLS) için</i>			
Karşıt Dentisyon			
Diş	134	2	0,532
MS diş	118	6	
MS implant	22	0	
Hbp	62	4	
<i>Grup 2 (Döküm) için</i>			
Karşıt Dentisyon			
Diş	105	0	0,117
MS diş	250	12	
MS implant	25	0	
Hbp	62	0	

Çizelge 4.8 da ise cinsiyete göre porselen çapak kırığı varlığı karşılaştırılması yapılmıştır. Erkek hastalarda 5.8% oranında kırık gözlenirken, kadın hastalarda bu oran 1.4% olarak bulunmuştur. Bu sonuçlara göre iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur.(p=0.004)

Çizelge 4.8. Porselen çapak kırıklarının cinsiyete göre karşılaştırılması

	Erkek		Kadın	
	N	%	N	%
Porselen çapak kırığı				
Yok	290	94.2	488	98,6
1. Derece	5	1,6	2	0.4
2. Derece	7	2.3	1	0.2
3. Derece	6	1.9	4	0.8

p=0.004

Çizelge 4.9' da hasta bazında porselen çapak kırığı oluşumunun gruplara göre oranları verilmiştir. DMLS grubunda (n=39) 7 hastada (17.9%), döküm grubunda (n=36) 8 hastada (22.2%) porselen çapak kırığı gözlenmiştir. Gruplar arası istatistiksel olarak fark bulunmamıştır.

Çizelge 4.9. Hasta bazında görülen porselen çapak kırığı yüzdeleri

	Grup 1 (DMLS)	Grup 2 (Döküm)
Hasta sayısı	39	36
Porselen çapak kırığı gözlenen hasta sayısı	7	8
%	17.9	22.2

p=.644

5. TARTIŞMA

Bu çalışmanın sonuçları, döküm ve DMLS yöntemleriyle altyapısı elde edilen MS sabit protezlerde porselen çapak kırığı görülme oranlarında bir fark olmayacağı hipotezimizi doğrulamıştır.

Dental alaşımlar yüzyılı aşkın bir süredir klinik uygulamalarda başarılı bir şekilde kullanılmaktadır. Dental alaşımların klinik performansını etkileyen birçok özellik mevcuttur¹. Ni-Cr alaşımlar, yüksek sertlik, düşük yoğunluk, yüksek gerilme dayanımı ve düşük maliyet gibi avantajlar sunması nedeniyle restoratif diş hekimliğinde en yaygın kullanılan alaşımlardır. Ancak alerjik reaksiyona sebep olması, döküm zorluğu ve kontrol edilemeyen oksit tabakası oluşumu gibi dezavantajları bulunmaktadır⁸⁸. Altın alaşımları ise biyouyumluluk, iyi fiziksel özellikler ve döküm netliği gibi özellikler sunmasına rağmen yüksek maliyetleri sebebi ile fazla tercih edilmemektedirler. Co-Cr metal alaşımları Ni-Cr ve kıymetli metal alaşımlarından daha güçlü ve serttir. Aynı zamanda Ni-Cr alaşımlarıyla aynı densite ve döküm ısısına sahiptir⁸⁹. Dayanıklı ve korozyona dirençlidir. Co-Cr sistemlerinin elastisite modülü seramik-alaşım sistemleri içerisinde en yüksek olandır⁹⁰. Yüksek elastisite modülüne sahip alaşımlar bükülmeye karşı daha yüksek direnç göstermektedir⁹¹.

Baydemir ve ark⁹². yaptıkları çalışmada Co-Cr metal alaşımlarının porselene bağlantı dayanımının, Ni-Cr metal alaşımlarından fazla olduğunu saptamışlardır⁹². Ancak Mc Lean^{7,93}, Moffa ve ark.⁹⁴ metal porselen çalışmalarında Ni-Cr alaşımlarının yaygın olarak kullanıldığını, Co-Cr alaşımlarının ise tercih edilmediğini, Huget ve ark.⁹⁵ da kıymetsiz metal alaşımlarından Ni-Cr alaşımlarının porselene daha iyi bağlandıklarını ve fiziksel özellikleri nedeniyle tercih edildiklerini belirtmişlerdir. Akyıl ve ark.⁹⁶ yaptıkları çalışmada Co-Cr ile porselen bağlanma dayanımını (50.77MPa), Ni-Cr ile porselen bağlanma dayanımına (48.53MPa) göre daha yüksek bulmuşlardır. Üstün fiziksel özellikleri, porselen bağlantısının kabul edilebilir düzeyde olması, bir çok üretim tekniği ile kullanılabilir olması Co-Cr alaşımlarının klinik kullanımını oldukça popüler hale getirmiştir. DMLS yönteminde ana malzeme Co-Cr alaşımıdır, karbon, manganez, tungsten gibi farklı içeriğe sahip olsa da nikel ve berilyum içermez. Ni-Cr alaşımların aksine Co-Cr alaşımına karşı alerjik yanıt oluşma ihtimali çok düşüktür^{97,98}.

Lazer sinterizasyon yöntemi ile ilgili, özellikle klinik gereksinimlere cevap

verecek çok az çalışma mevcuttur. Akova ve ark. lazer sinterizasyon yöntemi ve döküm yöntemi ile hazırlanmış Co-Cr örneklerin porselenle bağlanma dayanımları arasında fark bulmamışlardır. Lazer sinterizasyon yöntemi ile hazırlanan örneklerin marjinal ve internal aralıklarının kor ile uyumunu geleneksel döküm yöntemi ile karşılaştırılabilir bulmuşlardır⁵⁹.

Yaptığımız çalışmanın amacı döküm ve DMLS ile üretilen MS sabit protezlerin metal-porselen bağlantısını klinik olarak oluşan porselen çapak kırıkları üzerinden değerlendirmektir. Yaptığımız çalışmada 75 hastaya yapılan 232 MS sabit restorasyonda toplam 804 üyede, 6-9 aylık takip sonrası 25 (3.1%) adet porselen çapak kırığı gözlenmiştir. Lazer sinterizasyon yöntemi ile elde edilmiş restorasyonlarda bu sayı 349 üyede 13 (3.8%) iken döküm grubunda 454 üyede 12 (2.6%) olarak bulunmuştur. İki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. Son yıllarda MS sabit protez üretiminde DMLS, konvansiyonel yöntemler yerine sıkça kullanılan bir yöntem olmuştur. Ancak klinik çalışmalar DMLS'nin uzun dönem başarısını ve kabul edilebilirliğini değerlendirmede yetersiz kalmıştır.

Bir materyalin ya da sistemin klinik uygulamaya uygunluğunda, ilk bakılan in vitro parametrelerden birisi marjinal ve internal uyumdur. Dental restorasyonların uzun ömürlü olabilmesi için iyi bir marjinal uyumun olması çok önemlidir⁹⁹. Metal seramik restorasyonların üretimi esnasında metal alt yapıda görülebilecek distorsiyon, restorasyon ve kor arasındaki uyumda değişikliklere neden olur ve marjinal aralıkta bir genişleme yaratır. Geniş bir marjinal aralık ise, simanın çözünmesi ve plak birikimi, marjinal sızıntı, sekonder çürük ve nihayetinde kron başarısızlığı ile sonuçlanabilir^{100,101}. Ayrıca, marjinal uyumdaki değişiklikler stres yoğunlaşmalarına neden olabilir, bu da restorasyonun dayanımını düşürür^{102,103}. DMLS yöntemiyle ilgili yapılan çalışmalar için literatürü taradığımızda marjinal ve internal uyumun incelendiği çalışmalar dikkat çekicidir.

Her ne kadar kabul edilen bir standart yoksa da, Christiensen¹⁰⁴ klinik olarak kabul edilebilir subgingival açıklığın 34 ile 119 µm aralığında olması gerektiğini, buna karşın kabul edilebilir supragingival açıklığın ise 2 ile 51 µm arasında olması gerektiğini belirtmiştir. Quante ve arkadaşlarının 2008 yılında yaptıkları çalışma sonucunda, döküm yöntemi ile elde edilmiş metal altyapılarda marjinal aralık değerleri 74 ile 99µm arasında bulmuşlardır. Lazer sinterleme yöntemi ile elde edilen kronlardaki

uyumun döküm ile elde edilen kronlarla kıyaslanabilir değerler taşıdıklarını bildirmişlerdir¹⁰⁵.

Uçar ve ark.¹⁰⁶ yapmış oldukları bir çalışmada, lazer sinterleme yöntemi ile elde edilen Co-Cr metal alt yapılarla, döküm yoluyla elde edilen Co-Cr ve Ni-Cr alt yapıları, internal uyum açısından karşılaştırmışlardır. Bu çalışmada ortalama internal aralık değerleri ise döküm Co-Cr grubunda 50.6 µm, döküm Ni-Cr grubunda 58.2 µm, lazer sinter Co-Cr grubunda ise 62.6 µm olarak kaydedilmiştir. Çetinkaya¹⁰⁷ kıymetsiz metal alaşımından 3 farklı sistemle üretilmiş metal alt yapıların kenar uyumlarını karşılaştırmıştır. Seçici lazer sinterleme yoluyla elde edilen metal alt yapılarda 48.63 - 54.90 µm, geleneksel döküm yöntemiyle elde edilen metal alt yapılarda 75.56 - 85.21 µm ve seçici lazer sinterleme yoluyla elde edilen plastik altyapıların geleneksel sistemle dökülmesiyle elde edilen metal alt yapılarda ise 66.04 - 73.23 µm değerleri arasında kenar açıklığı bulmuştur. Günsoy¹⁰⁸ 3 farklı sistemle yaptığı kronlar ile korlar arasındaki en iyi marjinal aralık değerini 39,54 µm ortalama ile DMLS sisteminde, en yüksek marjinal aralık değerini ise 76,27 µm ortalama ile konvansiyonel döküm yönteminde tespit etmiştir.

Yapılan bu çalışmalar DMLS nin dental uygulamalar için uygun bir yöntem olduğunu tek başına kanıtlayamayacağı için mekanik çalışmalar ve biyouyumluluk çalışmaları ile desteklenmiştir.

Metal-seramik restorasyonların çiğneme yükleri altında plastik deformasyon göstermemesi istenir. Düşük esneme dayanamına sahip alaşımların kullanıldığı uzun köprüler deformasyona daha yatkındır. Yüksek elastisite modüle sahip bir alaşım esnemeye karşı mukavemet gösterir, böylelikle okluzal kuvvetler karşısında yükün destek dişler ve dokular arasında dağılımı kolaylaşır¹⁰⁹. Çok üniteli sabit restorasyonlarda, yüksek elastisite modüle sahip bir alaşımın kullanımı ile metal alt yapıda oluşabilecek esneme ve üzerindeki porselende esnemeye bağlı görülecek kırılmaların oluşma ihtimali düşürülür⁹⁴. Gürbüz yaptığı çalışmada lazer sinter Co-Cr, döküm Co-Cr ve döküm Ni-Cr alaşımlarının elastisite modüllerini karşılaştırmış en yüksek değer lazer sinter (894,09 GPa) grubunda gözlenmiştir. SLS yöntemi ile elde edilen Co-Cr alaşımı testler sonrasında mekanik özellikler bakımından döküm alaşımlara göre üstün değerler sergilemiştir. SLS yöntemi ile elde edilen Co-Cr metal altyapılar marjinal aralık değerlendirmelerinde en düşük marjinal aralık değerlerini

göstermiştir. Porselen fırınlama aşamaları sonrasında SLS metal altyapılarda minimum deformasyon gözlemlenmiştir¹¹⁰. Bu sonuçlar DMLS nin özellikle uzun köprü restorasyonlarında tercih edilebilecek bir yöntem olduğunu göstermiştir.

Choi ve ark.¹¹¹. döküm, CAD-CAM ve lazer sinterle hazırlanmış Co-Cr örneklerinin mekanik özelliklerini ve kırık yüzeylerinin mikroyapısını incelemişlerdir. Vickers sertlik testinde en yüksek değer döküm, en düşük değer ise CAD-CAM örneklerde gözlenmiştir. Ancak bu sonuç homojen ve düzenli yapısından dolayı lazer sinter örneklerin sertlik değerlerini döküm örneklerden daha yüksek bulan diğer çalışmalarla korelasyon göstermemiştir¹¹². Daha homojen mikroyapı daha sert yüzeyli örnek demektir¹¹³. En yüksek elastisite modül değeri ve esneme dayanımı lazer sinter örneklerde gözlenirken, çekme dayanımı en yüksek CAD-CAM örneklerde gözlenmiştir. Sonuçlar lazer sinter ve döküm ile hazırlanmış Ni-Cr örnekler ile benzerlik göstermektedir¹¹⁴. İstatistiksel olarak anlamlı farklı değerlere sahip olmalarına rağmen tüm örnekler ISO standartlarına göre uygun ve yeterli mekanik özellikler göstermişlerdir¹¹¹.

MS sabit protezlerle ilgili pek çok çalışma olmasına rağmen, başarısızlıkların çeşidini ve ciddiyetini sınıflandırma ve derecelendirmede yetersiz kalmıştır. MS protezlerin başarısızlıkları çeşitlidir ve kompleks neden sonuç ilişkileri barındırır. Başarısızlığın nedeninin ve ciddiyetinin eksiksiz değerlendirilmesi hasta bilgilendirilmesi ve yenilenecek tedavinin planlanması esnasında dikkat edeceğimiz hususları anlamamızda yardımcı olacaktır. Bu da bize şu soruyu sorduracaktır: bu bir komplikasyon mu yoksa başarısızlık mı?

MS sabit protezler onlarca yıldır kullanılmasına rağmen porselen çapak kırığı ya da yüzey başarısızlığını gösteren çok az çalışma mevcuttur^{115,116}. Bazı çalışmalar değersiz alaşımlarla yapılan MS restorasyonlardaki yüzey başarısızlığı oranını değerli alaşımlarla yapılanlara göre 45% daha fazla bulmuştur¹¹⁷. Porselen çapak kırığı ve yüzey başarısızlığı ile ilgili kanıta dayalı kapsamlı klinik data olmadığı için¹¹⁶, retrospektif çalışmalar MS restorasyonlarda porselen çapak kırığı davranışının iç yüzünü anlamamızda bize yardımcı olmaktadır. MS restorasyon üzerindeki porselenin başarısızlığı hemen göze çarpar ve genellikle pahalı, zaman harcayan ve onarılması zahmet verici klinik problemleri ortaya çıkarır. Bunun yanında, porselenin başarısızlığı, restorasyon yerleştirildikten aylar veya yıllar sonra da meydana gelebilir.

Metal yüzeyinde oluşan oksit tabakası, porselen ile metalin bağlantısını sağlayan en önemli unsurdur. Fakat bu tabakanın gereğinden fazla kalın olması, metal ve porselen bağlantısını zayıflatır. O'Brien' a göre, kuvvetler, metal-seramik ara yüz bölgesine uygulandığında, kırık bağlantının en zayıf olduğu bölgede oluşur^{84,118}. Metal ve porselen arasında sağlanan kimyasal uyumluluk, restorasyonların termal ve mekanik kuvvetlere direnç göstermesini sağlar¹¹⁹. Fakat, metal ve porselen yapısındaki fiziksel ve kimyasal farklılıklar, her iki madde arasında uygun bağlantı oluşumunu güçleştirir. Porselenin değersiz alaşımlara füzyonu değerli alaşımlara füzyonundan daha fazla teknik hassasiyet gerektirse de^{8,97} porselen-baz metal arasındaki bağlanma dayanımını porselen-değerli alaşım arasındaki bağlanma dayanımı ile eşit hatta daha yüksek bulan çalışmalar mevcuttur^{76,77}. Baz alaşımların erime derecesinin yüksek olması değerli alaşımlara göre avantajdır çünkü porselen fırınlanması esnasında oluşabilecek distorsiyon ve sarkma (sag) riskini azaltır^{8,120}. Porselen kalınlığının uygun olmaması ve restorasyonun uygun anatomik dizayna sahip altyapısının olmaması porselen çapak kırığına yatkınlığı arttıran nedenlerdir. Diğer olası nedenler porselen fırınlanması sonrası oluşan rezidüel stres ya da metal ile porselen arasındaki ısıl genleşme katsayısı farklılığı olabilir. Yaptığımız çalışmada hastaların sosyodemografik dağılımları eşittir. Porselen çapak kırığında gruplar arasında fark olmaması porselen bağlantısını etkileyebilecek oksit tabakası kalınlığı, elastisite modülü, ısıl genleşme katsayısı, esneme ve çekme dayanımı gibi fiziksel ve kimyasal özellikler bakımından döküm ve DMLS yöntemleri arasında fark olmadığını bize gösterebilir.

Suleiman ve ark.¹²¹ yaptıkları in vitro çalışmada döküm, frezeleme ve sinterleme yöntemleriyle hazırlanmış Co-Cr altyapılı MS örneklerde kırılma dayanımına bakmış, kontrol grubu olarak değerli alaşım ile hazırlanmış MS örnekler belirlenmiştir. Döküm Co-Cr, 1560 ± 274 ; frezeleme Co-Cr, 1643 ± 153 ; lazer-sinterlenmiş Co-Cr 1, 1448 ± 168 ; lazer-sinterlenmiş Co-Cr 2, 1562 ± 72 ; kontrol grubu, 1725 ± 220 olarak bulunmuştur. Co-Cr grupları arasında anlamlı bir fark bulunmazken, kontrol grubu ve lazer sinterize Co-Cr 1 grubu arasında anlamlı fark bulunmuştur.

Behr ve ark.¹²² değerli alaşım kullanılarak hazırlanan 654 MS sabit protezin 5 ve 10 yıllık takipleri sonrası porselen çapak kırığı değerlendirmesi yapmışlardır. İlk yıl porselen çapak kırığı oluşma riskini daha sonraki yıllara göre daha fazla bulmuşlardır. MS porselen çapak kırığı oranını ilk yıl 3%, daha sonraki yıllar sırasıyla 0.9%, 0.3%,

0.7%, 0.4% olarak, 5 yıllık sağ kalım oranını 95%, 10 yıllık sağ kalım oranını ise 94% olarak bildirmişlerdir. Bu sonuç porselen çapak kırığının özellikle erken dönemde oluşan bir komplikasyon olduğunu ve çalışmamızın sınırlayıcı faktörü olan kısa dönem takibin anlamlı sonuçlar verebileceğinin göstergesi olabilir. Behr ve ark. bulduğu sonuçlar Graden ve ark.^{123,124} bulduğu 94.5% Napankangas ve ark.^{123,125} bulduğu 94.1% ve Walton ve ark.^{123,126} bulduğu 95% sağ kalım oranları ile uyumlu olmuştur.

Bernd ve ark.¹²⁷ yaptıkları 10 yıllık prospektif bir çalışmada değerli alaşım altyapı kullanılarak yaptıkları 190 tek kron ve 276 köprü metal-seramik protezlerin klinik takibini yapmış ve birincil sonuç olarak tek kronlarda sağ kalım oranını $94.3\% \pm 1.8\%$, köprü dayanak dişlerin sağ kalım oranını ise $94.4\% \pm 1.5$ olarak bulmuşlardır. İkincil sonuç olarak metal-seramik defekt oranını tek kronlarda $88.8\% \pm 3.2$, köprü dayanak dişlerinde ise $81.7\% \pm 3.5$ olarak bulmuşlardır. Çalışmada vital dişler kullanılmış, yaş, bruksizm, alkol, sigara, tükürük miktarı ve restorasyonun bulunduğu çene değişkenler olarak belirlenmiş. Sadece bruksizm olan hastalarda komplikasyon anlamlı olarak daha fazla bulunmuştur. Bizim çalışmamızdan farklı olarak çalışmanın uzun takip süresi önemlidir.

Eliasson ve ark.¹²⁸ döküm Co-Cr ile yapılmış metal-seramik restorasyonların, 3-7 yıllık retrospektif bir çalışmada retansiyon kaybı, altyapı kırığı, major ve minör porselen kırığı, endodontik ve periodontal komplikasyon ve kök kırığı komplikasyonlarını karşıt dentisyona göre değerlendirmiş (hareketli bölümlü protez, diş, MS diş ve MS implant) ve gruplar arası anlamlı bir fark bulmamışlardır.

Porselen çapak kırığını etkileyen pek çok klinik değişken mevcuttur. Yaş, cinsiyet, karşıt dentisyon türü, bruksiyel davranış ve beslenme alışkanlıkları bu değişkenler arasında sayılabilir. Yaptığımız çalışmada bruksiyel davranışı ve semptomları olan hastalar değerlendirmeye alınmamıştır. Çünkü normal bir bireyde çiğneme esnasında kullanılan ısırma kuvveti yaklaşık 27 kg, maksimum istemli ısırma 70 kg dır. Bruksizm esnasında ise 440 kg a kadar çıkabilen yüklenmeler olabilir^{129,130}. Metal-seramik restorasyonlarda görülen kırıklara çiğneme veya travma sırasında oluşan tekrarlayan gerilim ve gerinim stresleri etken olur¹³¹ dolayısıyla bruksizm hastalarında porselen çapak kırığı oranının artması kaçınılmazdır. Bruksizm gösteren hastaları çalışmaya dahil etmemekle beraber, tedavi sonrası gelişebilecek bruksiyel davranışların ve semptomların gözlemlenmemesi çalışmamızın eksiklerinden biri olmuştur.

Yaptığımız çalışmada erkek hastalarda görülen porselen çapak kırığı oranı (5.6%) kadın hastalarda görülen porselen çapak kırığı oranından (1.2%) anlamlı olarak daha fazla bulunmuştur. Dean ve ark. kadın ve erkeklerin kas kuvvetleri hakkında yaptıkları çalışmada erkeklerdeki çiğneme kuvvetini kadınlardan daha fazla olduğunu ortaya koymuştur¹³². Bu sonuç ile çiğneme kuvvetlerinin porselen çapak kırığı üzerine etkisi olduğu söylenebilir.

Yetersiz oklüzal uyumlama, parafonksiyonel alışkanlıklar, metal altyapının yorgunluğu, termal genişleme katsayıları arasındaki uyumsuzluk, yetersiz diş preparasyonu ve porselen materyali içerisindeki yapısal defektlere bağlı olarak zamanla porselen kırıkları meydana gelebilir ve özellikle anterior bölgede estetik problemlere neden olabilir¹³³. Chung ve Hwang¹³⁴, porselen kırıklarını üç grupta toplamıştır; (1) porselen içerisinde meydana gelen kırıklar, (2) metal ekspozu olan porselen kırıkları, (3) büyük oranda metal ekspozu olan porselen kırıkları. O'Brien^{8,84}, metal-seramik bağlantı başarısızlıklarını farklı bir yaklaşımla sınıflamıştır: Tip I. Metal-porselen adeziv, Tip II. Metal oksit-porselen, Tip III. Porselen içinde koheziv, Tip IV. Metal-metal oksit, Tip V. Metal oksit-metal oksit, Tip VI. Metal içinde koheziv kırıklar.

Çalışmamızın eksikliklerinden biri komplikasyon olarak sadece porselen çapak kırığının değerlendirilmesidir. Porselen çapak kırığı sık gözlenen teknik bir komplikasyon olsa da ikincil çürük, endodontik işlem gerektiren değişiklikler gibi biyolojik komplikasyonlar ve özellikle konnektör bölgedeki altyapı kırığı, retansiyon kaybı gibi teknik komplikasyonlar klinikte sıklıkla karşımıza çıkan problemlerdir. Ancak takip süresinin kısalığı uzun dönemde karşımıza çıkabilecek bu komplikasyonları değerlendirmemizi engellemiştir.

Literatürü taradığımızda aynı alarımdan farklı metodlar kullanılarak hazırlanan restorasyonların takip öncesi ve sonrası gingival indeksinin değerlendirildiği bir çalışma bulunmamıştır. Çalışmamızın amacı teknik bir komplikasyon olan porselen çapak kırığını değerlendirmek olduğu için erken dönem bulgu verebilecek bu komplikasyonu gözlemlenmemiştir. Biyolojik komplikasyonların da değerlendirildiği bir çalışma yapılabilir.

Rinke ve ark¹³⁵. döküm MS ve zirkonyum molar kronların 3 yıllık takibini yapmış, komplikasyonları ve başarısızlıkları değerlendirmişlerdir. Başarı oranı MS kronlarda 97.6% zirkonyum molarlarda 95.2% olarak bulunmuştur. Porselen çapak

kırıkları bizim çalışmamızda olduğu gibi 1.Derece, 2.Derece ve 3.Derece olarak sınıflandırmış ve 3.Derece başarısızlık, 1.Derece ve 2.Derece ise komplikasyon olarak değerlendirilmiştir. Bu çalışmada ayrıca ikicil çürük gibi biyolojik komplikasyonlarda değerlendirilmiştir. Ancak karşıt okluzyon, bruksizm, yaş, cinsiyet gibi değişkenler bu çalışmaya dahil edilmemiştir. Bu çalışmada olduğu gibi başarısızlığa sadece restorasyonun değişimini gerektiren 3.Derece porselen çapak kırıkları dahil edilirse çalışmamızda ki başarı oranı 98.8% olmaktadır.

Pek çok çalışmada sağ kalım oranına restorasyonun değişimini gerektirmeyen komplikasyonlar dahil edilsede Behr ve ark.¹²² yaptığı çalışmada porselen çapak kırığı gelişmeyen protezler başarılı sayılmıştır. Risk faktörleri olarak bruksizm, antagonist dentisyon tipi, MS restorasyonun konumu (maksilla, mandibula, anterior, posterior), yapıştırma ajanı farklılığı gibi değişkenler alınmış ancak istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Çalışmamızda restorasyonun bulunduğu çene ve bölge değişken olarak alınmamıştır çünkü literatürde bu değişkenlerin porselen çapak kırığını arttırdığına yönelik bir veri bulunmamıştır.

Porselen çapak kırığının ilk yıl daha fazla olması bunun uzun süreli gözlemlerde zamana bağlı malzeme yorgunluğuna dayandırılmasından ziyade yapım aşamasındaki hatalara dikkat edilebileceğini göstermiştir. Bu hatalar anatomik olmayan altyapı dizaynı, yanlış fırınlama derecesi, seramikte gerilme streslerine neden olabilecek hızlı soğutma prosedürleri, okluzal uyumlamalar sırasında soğutma yapmamak ve sonrasında polisajlama yapmamak olarak sıralanabilir^{136,137}. Yaptığımız çalışmada üretim aşamalarının standardizasyonunu sağlamakla beraber olası laboratuvar hataları ile sonuçlar arasındaki bağlantının saptaması yapılmamıştır.

Yaptığımız çalışmada karşıt dentisyonun porselen çapak kırığı üzerine etkisi bulunamamıştır. İmplant ve diş arasındaki nörosensöral algı ve biyomekanik farklılıktan^{138,139} dolayı hastanın çiğneme kuvvetinde artış, dolayısı ile porselen çapak kırığı artışı beklenirken karşıt dentisyonun diş, MS diş, MS implant ve HBP olan grupların arasında istatistiksel olarak anlamlı olarak fark bulunmamıştır. Döküm ve lazer sinterize grupların karşıt dentisyonları dağılımları arasında anlamlı olarak fark bulunmuşken, gruplar arasında porselen porselen çapak kırığı görülmesi açısından anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Kinsel ve ark.¹⁴⁰retrospektif bir çalışmada implant üstü MS sabit protezlerde porselen kırıklarını majör (restorasyonun tamir ya da değişimini gerektiren) ve minör (yüzeyde madde kaybı olan ancak polisajlanma ile giderilebilir) olarak ayırmış ve oluşan kırıkları yaş, cinsiyet, okluzyon, bruksizm, karşıt dentisyon ve lokasyon değişkenleri ile değerlendirmiş ve bizim çalışmamızdan farklı olarak bruksizm gösteren hastalarda ve karşıt dentisyonun MS implant olan restorasyonlarda porselen kırık oranını anlamlı olarak daha fazla bulmuştur. Bu sonucun çalışmamızda bulunan sonuçtan farklı oluşu, bize karşıt okluzyonun implant üstü MS olduğu durumlarda zamanın kümültatif etkisi ile porselen çapak kırığını arttırabileceğini gösterebilir. Kinsel ve ark. karşıt okluzyonun MS implant olduğu porselen fraktürlerinin 79.3%'ü majör fraktür olarak bulunmuştur. İmplant ve diş arasındaki nerosensöral algı ve biyomekanik farklılık olduğu hipotezi bu sonuçlar ile desteklenmiştir^{138,139}. Porselen fraktür oranı ise 94.4% olarak bulunmuştur.

Son zamanlarda porselen çapak kırığı ile ilgili klinik çalışmalardaki artış başka bir soruyu da gündeme getirmiştir: MS protezlerde başarı ve başarısızlığı hangi kriterler oluşturmali? Çalışmalarda sıklıkla kullanılan USPHS kriterleri ya da Modifiye Ryge kriterleri onarılabilir fraktürlerin başarısızlık mı yoksa yalnızca bir teknik komplikasyon mu olduğu konusunda belirsizlik göstermektedir⁸⁵. Prabhu ve ark.¹⁴¹ yaptıkları çalışmada fraktürlerin klinik değerlendirmesini Modifiye Ryge kriterlerini kullanarak yapmış sağ kalım oranını 5 yıl sonunda 95.5% bulmuşlardır. Modifiye Ryge kriterleri sadece fraktür değerlendirilmesi değil pek çok klinik komplikasyonun değerlendirilmesini yapmakla beraber anlaşılır bir sınıflama yapmakta yetersiz kalmıştır.

Metal-Seramik restorasyonlardaki multifaktoriyel doğadan dolayı in vitro fraktür data ile klinik performans datası arasında korelasyon kurmak faydasızdır. Bunun en önemli nedenlerinden biri klinik olgularda meydana gelen seramik fraktürlerin yetersiz tanımlanması ve en önemli bilgilerin (büyüklük, lokasyon, hasta özellikleri, klinisyenin başarı/başarısızlık kararında hangi kriterleri göz önünde bulundurduğu) genellikle eksik olmasıdır.

Başarı; restorasyonun beklenen estetik, fonksiyonel ve fonetik yeterliliği olması olarak tanımlanabilir. Restorasyonun başarısızlığı ise değişimini gerektiren durumlardır.

Rousson ve ark.¹⁴² porselen çapak kırıklarını ciddiyetlerine ve tedavilerine göre

sınıflamıştır. MS sabit protezlerin 3 yıllık sağ kalım oranı 97% olarak bildirilmiştir Bizim çalışmamızda da uyguladığımız sınıflandırmayı kullanmışlardır ancak farklı olarak 1.Derece kırığı 2mm² den küçük, polisajlanabilir yüzey kırığı olarak tanımlamışlardır. 2 mm² lik sınırları düzensiz ve derinliği belirlenemeyen bir kırığı klinik olarak ölçebilecek teknik bir ekipman bulunmadığı için çalışmamızda bu tanımlamayı kullanmak tercih edilmemiştir. Rousson ve ark. yaptığı bu sistematik çalışma da porselen çapak kırığının ciddiyetinin derecelendirilmesinin nasıl yapılacağı anlatılmamıştır.

3.Derece porselen çapak kırığı Anusavice'te¹⁴³ çalışmamızdan farklı olarak şu şekilde tanılanmıştır:

1. Kırık yüzeyi fonksiyonel alana uzanıyorsa ve tamir mümkün değilse,
2. Tamir ile şekillendirme kabul edilemeyecek bir anatomik form değişikliği ile sonuçlanacaksa,
3. Şekillendirme sırasında oluşan ısı pulpal travma riskini arttıracaksa,
4. Rezin kompozit ile tamir hasta tarafından kabul edilemeyecek estetikle sonuçlanacaksa,

Saraç ve ark.¹⁴⁴ yaptıkları çalışmada döküm ve DMLS örneklere opak uygulaması sonrası porselen tamir kitinde bulunan ajanları uygulamış sonra orta kısımlarına nano-hibrit bir kompozit rezin kondense etmiş ve bağlantı dayanıklılığını test etmişlerdir. Döküm altyapı gruplarında DMLS gruplarına göre anlamlı olarak daha yüksek tamir dayanıklılığı değerleri elde etmişlerdir. DMLS ile üretilen metal yapılar döküm ile üretilen metal yapılara göre daha düzgün bir yüzey karakteristiği göstermektedir¹⁴⁵ Bu sonuç yüzey pürüzlülüğü ile tamir dayanıklılığının doğru orantılı olarak değiştiğini göstermektedir. Bu çalışmanın sonucu, özellikle DMLS gruplarında oluşan 2.Derece porselen çapak kırığının tedavi planlamasında tamir dayanımını göz önünde bulundurmanız gerektiğini bize göstermiştir.

Manappallil⁸⁷ yaptığı çalışmada başarısızlıkları daha kapsamlı, biyolojik ve teknik komplikasyonları içine alacak şekilde sınıf 1 den sınıf 6 ya kadar tanımlamıştır. Oldukça tanımlayıcı olan bu sınıflama gözlem süremizin yetersizliği ve değerlendirilen komplikasyon çeşidinin az olması nedeniyle kullanılamamıştır.

Literatürde selektif lazer sinterizasyon yöntemi ile elde edilmiş kronlara ait çok az çalışma mevcuttur. Ancak mevcut çalışmalar DMLS ile elde edilen sabit protetik restorasyonların kullanılabilirliğinin umut vaad ettiğini göstermektedir.



6. SONUÇLAR

- 1) Döküm ve Direkt Metal Lazer Sinterizasyon (DMLS) ile altyapısı hazırlanmış metal-seramik restorasyonlarda porselen çapak kırığı görülme açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır.
- 2) Yaş ve karşıt dentisyon çeşidinin porselen çapak kırığı oluşumunu etkilemediği gözlenmiş ancak erkek hastalarda porselen çapak kırığı oluşumunun kadın hastalardan daha fazla olduğu gözlenmiştir.
- 3) Porselen çapak kırığının ciddiyeti ve derecesinin karşıt dentisyondan bağımsız olarak ele alınması gerektiği sonucuna varılmıştır

KAYNAKLAR

1. **Anusavice KJ.** Phillips science of dental materials. *11th Ed, St. Louis: Saunders, 2003*; 565, 584, 585.
2. **Valega TM Sr(ed).** Alternativeto gold alloys in dentistry. *Confproc, 1987*; 77-1227;40-67
3. **Zaimođlu A, Can G.** Sabit protezler. Ankara üniversitesi diş hekimliği fakóltesi yayınları:24. **2004.**
4. **Fisher J, Fleetwood PW.** Improving the processing of high gold metal ceramic frameworks by a pre-firing heat treatment. *Dental materials. 2000*; 16:109-13.
5. **Anusavice KJ.** Noble metal alloys for metal-ceramic restorations. *Dental Clinics Of North America. 1985*; 29: 789-803.
6. **Whitlock RP et al.** A practical test to evaluate the castability of dentalalloys. **1981**; 60, S:404
7. **Mclean JW.** The science and art of dental ceramics.vol 1: *Quintessence Publishing Co., Inc. 1979*
8. **Baran GR.** Selection criteria for base metal alloys for use with porcelain. **198**; 29, S: 779-787
9. **Craig RG, Powers JM.** Restorative dental materials. *11th edition. St. Louis: Mosby, 2002*; 515.
10. **Schmalz G, Garhammer P.** Biological interactions of dental cast alloys with oral tissues. *Dent Mater 2002*; 18: 396-406.
11. **Hensten-Pettersen A, Jacobsen N, Gjerdet NR.** Adverse reaction to dental materials. In: **Karlsson S, Nilner C, Dahl BL,** editors. A textbook of fixed Prosthodontics: the Scandinavian approach. Stockholm: Gothia AB; **2000**; p. 131-4. 36
12. **Bezzon OL, Mattos M, Ribeiro RF, Rollo, A.** Effect of beryllium on the castability and resistance of ceramometal bonds in nickelchromium alloys. *J Prosthetic Dent. 1998*; 80:570-4.
13. **Huang HH, Lin C, Lee H, Yang Chen FL, Wu SC, Hsu CC.** Effect of chemical composition of Ni-Cr dental casting alloys on the bonding characterization between porcelain and metal. *Journal of Oral Rehabilitation. 2005*; 32: 206-12
14. **Çömlekoğlu ME, Dündar M, Güngör M, Aladağ A, Artunç C.** Dişhekimliğinde Alerji: Döküm Alaşımları, Polimerler ve Seramikler *EÜ Dişhek Fak Derg 2008*; 29: 81-92
15. **Ayhan H.** Biyomalzemeler, *Bilim ve Teknik Tem. 2002*; s.2-11
16. **Nitkin D, Asgar K.** An evaluation of alloys alternative to type II gold for use in fixed prosthodontics./*Am Dent Assoc 1976* 93: 622-9
17. **Tangsgoolwatana J, Oda Y, Sumii T.** The pattern design for evaluation of castability of nickel-chromium alloys. *Bull Tokyo Dent coll 1990*; 31: 117-23
18. **Young HM, Coffey JP, Caswell CW.** Sprue design and its effect on the castability of ceramometal alloys. *J Prosthet Dent* **1957**; 57: 160-4.
19. **Presswood RG.** The castability of alloys for small castings. *JProstliet Dent 1983*; 5ft 36-9.
20. **Barreto MT, Goldberg AJ, Nitkin DA, Mumford G.** Effect of investment on casting highfusion alloys. /*Prosthet Ökuf 1980*; 44:504-7.

21. **Cohen SM, Vaidyanathan TK, Schulman A.** The effect of limited beryllium additions on a Ni-Cr alloy. *J Prosthet Dent* **1988**; 60: 688-92.
22. **Messer RLW, Messer RLW, Lucas L.** Cytotoxicity of nickel-chromium alloys: bulk alloys compared to multiple ion salt solutions. *Dent. Mater*, **2000**; Volume: 16, Pages: 207-212
23. **O'Brien WJ,** Dental materials and their selection. 3rd Ed. Chicago: *Quintessence Publishing Co*, **2002**; Pages: 225-239,
24. **Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett S.** Sabit protezin temelleri (3. baskı)
25. **Wohlers T, Report W.** Rapid prototyping and tooling, State of the Industry, *Wohlers Associates*, **2002**.
26. **Neğiş E.** Oto İnşaat teknolojileri <http://www.turkcadcam.net/rapor/otoinsa/ozet.html>, erişim tarihi; 12 Aralık **2012**.
27. **Ashby M, Johnson K.** Materials and Design, Elsevier, London, **2002**; p:256,257
28. **Wildgoose DG, Johnson A, Winstanley RB.** Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **2004**; 91: 136-143.
29. **Mehl A, Hickel R.** Current state of development and perspectives of machinebased production methods for dental restorations. *International Journal of Computerized Dentistry*, **1999**; 2: 9-35.
30. **Palin W, Burke FJ.** Trends in indirect dentistry:8.Cad/Cam Technology. *Dent Update* **2005**; 32(10): 566–72. 6.
31. **Duret D, Preston JD.** CAD/CAM imaging in dentistry. *Curr Opinion Dent* **1991**; 1(2): 150–4.
32. **Feuerstein P.** Can technology help dentists deliver better patient care? *J Am Dent Assoc.* **2004**; 135; 116.
33. **Liu PR.** A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent* **2005**; 26(7): 507-12.
34. **Yıldırım MK.** Farklı kuron alt yapı tasarımlarının marjinal uyumlarının karşılaştırılması ve internal uyumlarının değerlendirilmesi, doktora tezi, Atatürk Üniversitesi, Erzurum - **2013**
35. **Christensen GJ.** Computerized restorative dentistry: State of the art. *J Am Dent Assoc* **2001**; 132: 13013.
36. **Yöndem İ, Aykent F.** Bilgisayar desteği ile hazırlanan dental seramikler (CAD/CAM). *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* Cilt: 32, Sayı: 3, **2008**; Sayfa: 79-86.
37. ASTM F2792 12 standard terminology for additive manufacturing Technologies, <http://www.astm.org/Standards/F2792.htm>.
38. **Kara N.** Havacılıkta Katmanlı İmalat Teknolojisinin Kullanımı, *Mühendis ve Makina*, **2013**; cilt 54, sayı 636, s. 70-75
39. **Shellabear M, Nyrhilä O.** DMLS – Development history and state of the art, Presented at *lane* **2004**; conference, Erlangen, Germany, Sept. 2124.
40. **Campbell T, Williams C, Ivanova O, Garrett B.** Strategic Foresight Report, Atlantic Council, **2011**; p. 3.

41. **Çelik İ, Karakoç F, Çakır MC, Duysak A.** Hızlı prototipleme teknolojileri ve uygulamaları. *Dumlupınar Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi*, **2013**; s. 31, ISSN 1302-3055.
42. **Stecker KW, Lachenberg H, Wang and RC Salo.** Advanced electron beam free form fabrication methods & technology session 2: electron beam welding.
43. **Dutta, Robles ve Giglio.** Manufacturing and remanufacturing of aerospace components with direct metal deposition (DMD), *Rapid* **2015**; Long Beach.
44. <http://www.optomec.com/3d-printed-metals/lens-technology/>
45. Katmanlı üretim teknolojileri, **200**; Teknoloji köşesi, *Moment-Expo Dergisi*, sayı 17, s.15.
46. **Munz OJ.** Photo-Glyph recording, US Patent, **1956**; #2, 775, 758.
47. **Chua CK, Leong KF, Lim CS.** Rapid prototyping:Principles and applications. 2nd ed. İn World Scientific, *World Scientific Publishing Co.* **2003**
48. **SOFU MM.** Hızlı Direkt imalatta kullanılan seçici lazer sinterleme ve ergitme cihazının gövde tasarımı ve imalatı, Süleyman Demirel Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü MakineMühendisliği Anabilim Dalı
49. **Delikanlı K, Sofu MM, Bekci U.** Üretim sektöründe hızlı Direkt imalat sistemlerinin yeri ve önemi, *Makine Teknolojileri Elektronik Dergisi* **2005** ; (4) 33-39
50. **Delikanlı K, Sofu, M.M Bekci U.** Üretim sektöründe hızlı Direkt imalat sistemlerinin yeri ve önemi, Yüksek Lisans TeziSüleyman Demirel Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, ısparta, **2005**
51. **Simchi A, Petzoldt F, Pohl H.** On the development of direct metal lazer sintering for rapid tooling. *Journal of Materials Processing Technology*, **2003**; 141,319-328.
52. **Williamsa JM, Adewunmib A, Scheka RM, Flanagan CL, Krebsbacha PH, Feinbergd SE, Hollister SJ, Dasb S.** Bone Tissue Engineering Using Polycaprolactone Scaffolds Fabricated Via Selective Laser Sintering. Received **2004**; *Biomaterials-Elsevier*
53. **Barucca G, Santecchia E, Majni G, Girardin E, Bassoli E, Denti L, Gatto A, Iuliano L, Moskalewicz T, Mengucci P.** Structural characterization of biomedical Co-Cr-Mo component produced by direct metal lazer sintering. *Materials Science and Engineering* **2015**.
54. **Bourell DL, Evans RS, Chen SW, Barrow SL.** Rapid manufacturing of functional parts using İn.Ltration Post-Processing, İn: Proceedings Of The Fourth Laser Assisted Net Shape Engineering, LANE **2004**, Vol. 1, **September 2004**; Erlangen, Germany, Pp. 93–104 s.
55. **Tolochko NC, Mozzharov SE, Yadroitsev IA, Laoui T, Froyen L, Titov VI, Ignatiev MB.** Balling processes during selective laser treatment of powders, *Rapid Prototyping Journal*, **2004**; Volume: 10, No: 2
56. **Coffy KM.**Microstructure and chemistry evolution of direct metal lazer sintered 15-ph stainless steel. M.S . Thesis. Dept. Mater. Sci. and Computer. Sci. Eng. Uni. of Central Florida. USA **2014**
57. **Santos EC, Shiomi M, Osakada K, Laoui T.** Rapid Manufacturing Of Metal Components By Laser Forming. *International Journal Of Machine Tools & Manufacture* **2006**; 46 1459–1468 s.
58. **Williams RJ, Bibb R, Eggbeer D, Collis J.** Use of CAD/CAM technology to fabricate a removable partial denture framework. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **2006**, 96: 96-99.

59. **Akova T, Ucar Y, Tukay A, Balkaya MC, Brantley WA.** Comparison of the bond strength of laser-sintered and cast base metal dental alloys to porcelain. *Dental Materials*, **2008**; 24: 1400-1404.
60. eos-staging-1833773923.eu-west1.elb.amazonaws.com/presse/.../dentalbroschuere.
61. **Ippolito R, Iuliano L, Gatto A.** Benchmarking of Rapid Prototyping Techniques in Terms of Dimensional Accuracy and Surface Finish. *CIRP Annals - Manufacturing Technology*, **1995**; 44: 157-60.
62. **Özüğür B.** Hızlı prototipleme teknikleri ile kompleks yapıdaki parçaların üretilebilirliklerinin araştırılması. Makine Eğitimi Anabilim Dalı. Yüksek Lisans Tezi, Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara, **2006**.
63. **Sukumaran VG, Bharadwaj N.** Ceramics in dental applications. *Trends Biomater Artif Organs*, **2006**; 20, 7-11
64. **Fuzzi M, Rappelli G.** Ceramic inlays: clinical assessment and survival rate. *Journal of Adhesive Dentistry*, **1999**; 1: 71-79.
65. **Malament KA, Socransky SS.** Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 14 years. Part II: effect of thickness of Dicor material and design of tooth preparation. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **1999**; 81: 662-667.
66. **Jones DW.** Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dental Clinics of North America*, **1985**; 29: 621-644
67. **Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD.** Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **1996**; 75: 18-32.
68. **Akın E.** Diş hekimliğinde porselen. 3. Baskı. İstanbul, İstanbul Üniversitesi Basım Evi ve Film Merkezi, **1999**.
69. **Goldin EB, Boyd NW, Goldstein GR, Hittelman EL, Thompson V.** Marginal fit of leucite-glass pressable ceramic restorations and ceramic pressed-to-metal restorations. *J Prosthet Dent*, **2005**; 93:1437.
70. **McLean JW.** Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **2001**; 85: 61-66.
71. **Yavuzylmaz H.** Metal Destekli Estetik (Veneer-Kaplama) Kronlar. 1. Baskı. Ankara, Gazi Üniversitesi İletişim Fakültesi Basımevi, **1996**; 2-15.
72. **Hacıoğlu MA.** Tüm Seramik Restorasyonlar. Bitirme Tezi, Ege Üni, İzmir **2007**
73. **Roberts HW, Berzins DW, Moore BK, Charlton DG.** Metal-Ceramic Alloys in Dentistry: A Review. *J Prosthodont*, **2008**.
74. **Joska L, Poddana M, Leitner J.** Corrosion behavior of palladium-silver-copper alloys in model saliva. *Dent Mater*, **2008**; 24: 1009-16
75. **Aladağ A, Çömlekoğlu ME.** Metal destekli seramik faset ile enDirekt seramik kırığı onarımı: Olgu Sunumu. *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergi*, **2009**; 30, 47-51
76. **Moffa JP, Jenkins WA, Ellison JA, Hamilton JC.** A clinical evaluation of two base metal alloys and a gold alloy for use in fixed prosthodontics: a five-year study. *J Prosthet Dent*, **1984**; 52: 491-500.

77. **de Melo RM, Travassos AC, Neisser MP.** Shear bond strengths of a ceramic system to alternative metal alloys. *J Prosthet Dent*, **2005**; 93: 64-9.
78. **Watanabe I, Benson AP, Nguyen K.** Effect of heat treatment on joint properties of laser-welded Ag-Au-Cu-Pd and Co-Cr alloys. *J Prosthodont*, **2005**;14:170-4.
79. **Christensen GJ.** Porcelain-fused-to-metal vs. nonmetal crowns. *Journal of the American Dental Association*, **1999**;130: 409-411.
80. **Bona AD, Kelly RJ.** The clinical success of all-ceramic restorations. *The Journal of the American Dental Association*, **2008**;139, 8-13
81. **Türkoğlu P, Butlan Ö, Öngül D.** Tam seramik restorasyonlarda dayanıklılığı etkileyen faktörler. *İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Dergisi*, **2010**; 44-1, 45-53
82. **Kümbüloğlu Ö.** Porselen restorasyonların tamirinde kullanılan farklı tamir materyallerinin çeşitli yüzey preparasyonları uygulanarak, kopma bağlanma, kırılma dirençlerinin in vitro ve in vivo olarak karşılaştırılması değerlendirilmesi, Doktora Tezi, Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi, İzmir, **2003**
83. **Özcan M.** Adhesion of resin composites to biomaterials in dentistry: an Evaluation of Surface Conditioning Methods. Groningen, **2003**; S: 25-55
84. **Eskitaşcıoğlu G, Akman S, Kalkan M, Belli S.** Farklı seviyelerdeki porselen kırıklarının inDirekt tamirinden sonraki renk uyumlarının in vitro karşılaştırılması. *Selçuk Üniversitesi Dişhekimliği Dergisi*, **2010**; 44-1, 45-53
85. **Ryge G.** Clinical criteria. *Int Dent J.*, **1980**; 30: 347-58.
86. **Heintze SD, Rousson V.** Survival of zirconia- and metal-supported fixed dental prostheses: a systematic review. *Int J Prosthodont.*, **2010**; Nov-Dec; 23(6): 493-502.
87. **Manappallil JJ.** Classification system for conventional crown and fixed partial denture failures, *J Prosthet Dent.*, **2008**; Apr; 99(4): 293-8. doi: 10.1016/S0022-3913(08)60064-5
88. **Paulino SM, Leal MB, Pagnano VO, Bezzon OL.** The castability of pure titanium compared with Ni-Cr and Ni-Cr-Be alloys. *J Prosthet Dent*. **2007**; 98: 445-54.
89. **Craig GR, Powers MJ.** Restorative dental materials. *11th edition, St. Louis: CV Mosby*, **2002**; 480, 552, 553, 556, 565-566, 576-585.
90. **Mc Lean JW, Hughes H.** The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br Dent J*, **1965**; 119: 251- 267
91. **Carpenter MA, Goodkind RJ.** Effect of varying surface texture on bond strength of one semiprecious and one nonprecious ceramo-alloy. *J Prosthet Dent*, **1979**; 42: 86-95
92. **Baydemir B, Dalkız M, Eser K, Baykal F, Oruç S.** Temel baz alaşımların tekrarlanan dökümlerinde metal-porselen bağlantısının incelenmesi. *A Ü Diş Hek Fak Derg* **1992**; 19: 91-97.
93. **Mc Lean JW.** The science and art of dental ceramics volum II: Bridge Design and Laboratory Procedures in Dental Ceramics. *Chicago: Quintessence Publishing*, **1980**; 25, 28, 31, 32, 36, 37, 189, 241, 245.
94. **Moffa JP, Lugasy AA, Gucker AD, Gettleman L.** An evaluation of non-precious alloys for use with porcelain 13 veneers. Part I. Physical properties. *J Prosthet Dent*, **1973**; 30: 424-431.

95. **Huget EF, Vlica JM, Wall RM.** Characterization of two ceramic-base metal alloys. *J Prosthet Dent*, **1978**; 40: 637- 641.
96. **Akyil MŞ, Duymuş ZY.**Kıymetsiz metal alaşımlarında metal-porselen bağlantısına artık metal kullanımı, kaplama uygulaması ve oksidasyon ısısının etkisinin incelenmesi. *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* **2009**; Cilt: 33, Sayı: 3, Sayfa: 2-13
97. **Wataha JC.** Alloys for prosthodontic restorations. *J Prosthet Dent*, **2002**;87:351-63
98. **Wiltshire WA, Ferreira MR, Ligthelm AJ.** Allergies to dental materials. *Quintessence Int*, **1996**; 27: 513-20.
99. **Renne W, McGill ST, Forshee KV, DeFee MR, Mennito AS.** Predicting marginal fit of CAD/CAM crowns based on the presence or absence of common preparation errors. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **2012**; 108: 310-315.
100. **Felton DA, Kanoy BE, Bayne SC, Wirthman GP.** Effect of in vivo crown margin discrepancies on periodontal health.*J Prosthet Dent*,**1991**; Volume: 65, Pages:357– 64
101. **Knoernschild KL, Campbell SD.** Periodontal tissue responses after insertion of artificial crowns and fixed partial dentures.*J Prosthet Dent*, **2000**; Volume: 84, Pages: 492–8.
102. **Alkumru H, Hullah WR, Marquis PM, Wilson HJ.** Factors affecting the fit of porcelain jacket crowns. *Br Dent J*, **1988**; Volume:164, Pages: 39-43
103. **Tuntiprawon M, Wilson PR.** The effect of cement thickness on the fracture strength of all-ceramic crowns. *Aust Dent J*, **1995**; 40: 17-21 **Rinke S, Huls A, Jahn L.** Marginal accuracy and fracture strength of conventional and copy-milled all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*, **1995**; 8: 303-10
104. **Christensen GJ,** Marginal fit of gold inlay castings. *J Prosthet Dent*, **1966**.
105. **Quante K, Ludwig K, Kern M,**Marginal and internal fit of metal-ceramic crowns fabricated with a new laser melting technology.*Dent. Mater.*, **2008** Oct; 24(10): 1311-5.
106. **Ucar Y, Akova T, Akyil MS, Brantley WA.** Internal fit evaluation of crowns prepared using a new dental crown fabrication technique: laser-sintered Co-Cr crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **2009**; 102: 253-259
107. **Çetinkaya E.** Lazer cusing®, Hızlı prototipleme ve konvansiyonel döküm teknikleri ile oluşturulan metal alt yapıların marjinal uyumlarının in vitro incelenmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi. Doktora Tezi, İstanbul: Marmara Üniversitesi, **2013**.
108. **Günsoy S.** Tek ve dört üyeli sabit restorasyonlarda farklı yöntemlerle elde edilen metal alt yapıların internal ve marjinal uyumlarının karşılaştırılması, doktora tezi, K.K.T.C. Yakındoğu Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Lefkoşa, **2015**
109. **Wataha JC,**Noble alloys and solders. In: **Craig RG, Powers JM**, editors. Restoratedental materials. 11th edition. St. Louis: Mosby, **2002**; Pages: 449–78.
110. **Gürbüz G. A.** Selektif lazer sinterizasyonu ile oluşturulan Co-Cr kronların porselen fırınlanması aşamalarında boyutsal stabilitesinin değerlendirilmesi ve alaşımın mekanik özelliklerinin incelenmesi. doktora tezi, Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Adana, **2011**
111. **Choi1 YJ, Koak1 JY, Heo1 SJ, Kim1 SK, Ahn2 JS, Park3 DS.** Comparison of the mechanical properties and microstructures of fractured surface for Co-Cr alloy fabricated by conventional cast, 3-D printing laser-sintered and CAD/CAM milledtechniques, *J KoreanAcadProsthodont*, **2014**;52:67-73

112. **Xin XZ, Chen J, Xiang N, Wei B.** Surface properties and corrosion behavior of Co-Cr alloy fabricated with selective laser melting technique. *Cell Biochem Biophys*, **2013**;67:983-90
113. **Qiu J, Yu WQ, Zhang FQ, Smales RJ, Zhang YL, Lu CH.** Corrosion behaviour and surface analysis of a Co-Cr and two Ni-Cr dental alloys before and after simulated porcelain firing. *Eur J Oral Sci*, **2011**;119:93-101
114. **Wu L, Zhu H, Gai X, Wang Y.** Evaluation of the mechanical properties and porcelain bond strength of cobalt-chromium dental alloy fabricated by selective laser melting. *J Prosthet Dent*, **2014**;111:51-5.
115. **Reichen-Graden S, Lang NP.** Periodontal and pulpal conditions of abutment teeth. Status after four to eight years following the incorporation of fixed reconstructions. *Schweiz Monatschr Zahnmed*, **1989**; 99:1381–1385
116. **Tan K, Pjetursson BJ, Lang NP, Chan ES.** A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. III. Conventional FPDs. *Clin Oral Impl Res*, **2004**; 15: 654–666
117. **Walter M, Reppel PD, Böning K, Freesmeyer WB.** Six-year follow-up of titanium and high-gold porcelain-fused-to-metal fixed partial dentures. *J Oral Rehabil*, **1999**; 26:91–96
118. **Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J.** Contemporary fixed prosthodontics. Elsevier Inc, **1999**
119. **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.
120. **Moffa JP.** Alternative dental casting alloys. *Dent Clin North Am*, **1983**;27:733-46
121. **Suleiman SH¹, Vult von Steyern P** Fracture strength of porcelain fused to metal crowns made of cast, milled or laser-sintered cobalt-chromium. *Acta Odontol Scand.*, **2013**; Sep;71(5):1280-9. doi: 10.3109/00016357.2012.757650.
122. **Behr M¹, Winklhofer C, Schreier M, Zeman F, Kobeck C, Bräuer I, Rosentritt M** Risk of chipping or facings failure of metal ceramic fixed partial prostheses—a retrospective data record analysis *Clin Oral Investig.*, **2012**; Apr;16(2):401-5. doi: 10.1007/s00784-011-0511-5.
123. **Donovan TE.** Factors essential for successful all-ceramic restorations. *JADA* **2008**; 139:14S–18S PubMed
124. **Reichen-Graden S, Lang NP** Periodontal and pulpal conditions of abutment teeth. Status after four to eight years following the incorporation of fixed reconstructions. *Schweiz Monatschr Zahnmed*, **1989**; 99:1381–1385
125. **Napankangas R, Salonen-Kemppi MA, Raustia AM.** Longevity of fixed metal ceramic bridge prostheses: a clinical follow-up study. *J Oral Rehabil*, **2002**; 29:140–145
126. **Walton TR.** An up to 15-year longitudinal study of 515 metal-ceramic FPDs: part 2. Modes of failure and influence various clinical characteristics. *Int J Prosthodont*, **2003**; 16:177–182
127. **Reitemeier B, Hänsel K, Kastner C, Weber A, Walter MHA.** prospective 10 year study of metal ceramic single crowns and fixed dental prosthesis retainers in private practice settings. *J Prosthet Dent.*, **2013**; 109(3): 149-55. doi: 10.1016/S0022-3913(13)60034-7
128. **Eliasson A¹, Arnelund CF, Johansson AA** clinical evaluation of cobalt-chromium metal-ceramic fixed partial dentures and crowns: A three- to seven-year retrospective study. *J Prosthet Dent.*, **2007**; Jul; 98(1): 6-16.

129. **Kavuncu V.** Temporomandibular eklem disfonksiyonsendromu. In: Göksoy T, ed. Romatizmal hastalıkların tanı ve tedavisi. İstanbul: Yüce Basımevi; **2002**; p. 791-802
130. **Bourbon B.** Craniomandibular examination and treatment. In: Myers RS, ed. Saunders manuel of physicaltherapypractice. Philadelphia: W.B. *Saunders Co*; **1995**; p. 669-715
131. **Ozcan M, Sleen JM, Kurunmaki H, Vallittu PK.** Comparison of repair methods for ceramic fused to metal crowns. *J Prosthodont* ., **2006**; 15: 283-8.
132. **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.
133. **DosSantos JG, Fonseca RG, Adabo GL, DosSantos CA.** Shearbondstrength of metal-ceramic repair systems. *J Prosthet Dent*, **2006**; 96: 165-173.
134. **Chung KH, Hwang YC.** Bonding strengths of porcelain repair systems with various surface treatments. *J Prosthet Dent.*, **1997**;78: 267-274.
135. **Rinke S¹, Schäfer S, Lange K, Gersdorff N, Roediger M.** Practice_based clinical evaluation of metal-ceramic and zirconia molar crowns: 3-year results. *J Oral Rehabil.* **2013** Mar;40(3):228-37. doi: 10.1111/joor.12018. Epub 2012 Dec 5
136. **Rosentritt M, Steiger D, Behr M, Handel G, Kolbeck C.** Influence of substructure design and spacer settings on the in vitro performance of molar zirconia crowns. *J Dent*, **2009**; 37:978–983
137. **Quinn JB, Sundar V, Parry EE, Quinn GD.** Comparison of edge chipping resistance of PFM and veneered zirconia specimens. *Dent Mater*, **2010**; 26:13–20
138. **Manly RS, Pfaffman C, Lathrop DD, Keyser J.** Oral sensory thresholds of persons with natural and artificial dentitions. *J Dent Res*, **1952**; 31: 305-12.
139. **El-Sheikh AM, Hobkirk JA, Howell PG, Gilthorpe MS.** Passive sensibility in edentulous subjects treated with dental implants: a pilot study. *J Prosthet Dent*, **2004**; 91: 26-32
140. **Kinsel R. P, Lin D.** Retrospective analysis of porcelain failures of metal ceramic crowns and fixed partial dentures supported by 729 implants in 152 patients: patient-specific and implant-specific predictors of ceramic failure. *J ProsthetDent.* **2009** Jun;101(6):388-94. doi: 10.1016/S0022-3913(09)60083-4
141. **Prabhu R¹, Prabhu G¹, Baskaran E¹, Arumugam EM¹**Clinical acceptability of metal-ceramic fixed partial dental prosthesis fabricated with direct metallaser sintering technique- 5 year follow-up.*J Indian Prosthodont Soc.*, **2016** Apr-Jun;16(2):193-7. doi: 10.4103/0972-4052.176526
142. **Heintze SD, Rousson V.** Survival of Zirconia- and metal supported fixed dental prostheses; a systematic review. *Int j. Prosthodont*, **2010**; 23: 493-502
143. **Anusavice KJ** Standardizing failure, success, and survival decisions in clinical studies of ceramic and metal-ceramic fixed dental prostheses.*Dent Mater.*, **2012** Jan;28(1):102-11. doi: 10.1016/j.dental.2011.09.012
144. **Saraç D, Kaleli N, Saraç YŞ.** Lazer sinterleme ve döküm teknikleri ile elde edilen metal altyapıların tamir dayanıklılıklarının karşılaştırılması. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **2012**; 13 (3): 7-13

145. **Kruth JP, Levy G, Klocke F, Childs THC.** Consolidation phenomena in laser and powder-bed based layered manufacturing. *CIRP Annals.*, **2007**;56:730-759.



ÖZGEÇMİŞ

1984 yılında Çorum’ da doğdu. İlköğrenimini Şehit İshak İlköğretim Okulu’ nda, lise eğitimini Abdulkerim Bengi Anadolu Lisesi’ nde tamamladı. 2010 yılında Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’ nden mezun oldu. 2010-2012 yılları arasında Adana da özel bir klinikte çalışmıştır. 2012 yılında sonbahar dönemi DUS sınavında başarılı olarak Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Anabilim Dalı’ na atanmıştır. Halen çalışmasına devam etmektedir.

