

← Adınızı soyadınızı giriniz

Tez kabul edildikten sonra yapılan **sabit ciltte sırt yazısı**
bu şablona göre yazılacak. Yazılar tek satır olacak
Cilt sırtı yazıların yönü yukarıdan aşağıya
(sol yandaki gibi) olacak .

← Tez, Yüksek Lisans'sa, YÜKSEK LİSANS TEZİ;
Doktora ise DOKTORA TEZİ ifadesi kalacak

← Tez Sınavının yapılacağı yılı yazınız

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

**FARKLI YÖNTEMLERLE LEHİMLENEN FARKLI
METAL ALT YAPILARIN MEKANİK ÖZELLİKLERİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

DOKTORA TEZİ

AHMET ÇALIŞKAN

**DANIŞMAN
PROF.DR. FATMA ÜNALAN**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ PROGRAMI**

İSTANBUL-2020

DOKTORA TEZİ ONAYI

İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü İ.Ü.Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora öğrencisi Ahmet ÇALIŞKAN'ın Prof.Dr. Fatma ÜNALAN'nın danışmanlığında hazırlanan "Farklı Yöntemlerle Lehimlenen Farklı Metal Alt Yapıların Mekanik Özelliklerinin Değerlendirilmesi" başlıklı tez aşağıdaki jüri üyeleri tarafından 13/03/2020 tarihinde yapılan Tez Savunma Sınavında başarılı bulunmuş ve Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı

Prof.Dr. Fatma ÜNALAN
İ.Ü.Dişhekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı



Jüri

Prof.Dr. Tayfun BİLGİN
İ.Ü.Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı



Jüri

Prof.Dr. İ.Bülent ŞERMET
İ.Ü.Dişhekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı



Jüri

Prof.Dr. İdil DİKBAŞ
Yeditepe Üni. Diş hekimliği Fak
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı



Jüri

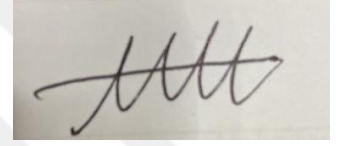
Prof.Dr. Temel KÖKSAL
Yeditepe Üni. Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı



BEYAN

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

Ahmet Çalışkan



İTHAF

Aileme ithaf ediyorum

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca tecrübelerini, yardımlarını, engin bilgilerini esirgemeyen, akademik hayatımın şekillenmesinde bana yol gösteren ve tezimin hazırlanması sürecinde deneyimini, bilgisini benimle ve tüm öğrencileriyle paylaşan çok kıymetli danışman hocam **Sayın Prof. Dr. Fatma Ünalın'a**,

Tez çalışmalarım boyunca bilgilerini ve yardımlarını esirgemeyen, değerli görüşlerine başvurduğum ve doktora eğitimimin başından sonuna kadar emeği geçen **Total-Parsiyel Protez Bilim Dalı'nın değerli öğretim üyelerine**,

Doktora tez çalışmamda yardımlarını, bilgilerini ve fikirlerini esirgemeyen **Sayın Dr. Öğr. Üyesi Burç Gençel ve Sayın Dr. Çağatay Dayan'a**,

Gösterdikleri sonsuz sabır, özveri, emekle bu günlere gelmemi sağlayan ve her zaman hissettiğim sevgi ve desteklerinden dolayı babam **Muammer Çalışkan**, annem **Seval Çalışkan**, sevgili eşim **Tuğçe Çalışkan** ve diğer aile büyüklerime sonsuz teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	İİ
BEYAN.....	İİİ
İTHAF.....	İV
TEŞEKKÜR.....	V
İÇİNDEKİLER	VI
TABLolar LİSTESİ.....	Vİİİ
ŞEKİLLER LİSTESİ	İ
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	İİ
ÖZET	İİİ
ABSTRACT.....	İV
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1Kuron/köprü restorasyonları	3
2.2Kuron/köprü restorasyonlarda altyapı malzemesi olarak baz metaller ve Co-Cr alaşımı.....	6
2.3Kuron/köprü restorasyonların hazırlık aşamaları.....	7
2.4Kuron/köprü restorasyon hazırlanmasında konvansiyonel döküm yöntemi.....	8
2.5Kuron/köprü restorasyon hazırlanmasında lazer sinterleme yöntemi	10
2.6Kuron/köprü restorasyon hazırlanmasında CAD/CAM yöntemi.....	12
2.7 Lehimleme.....	16
2.7.1 Konvansiyonel (gaz) lehimleme yöntemi.....	19
2.7.2 Lazer lehimleme yöntemi.....	20
2.8Malzemelerin fiziksel özellikleri ve uygulanan fiziksel testler.....	22
2.9 Hipotez.....	24
2.10 Amaç.....	25
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	26
3.1 Deney örneklerin üretilmesi.....	27
3.1.1 Konvansiyonel Döküm ile hazırlanan deney örnekleri	27
3.1.2 Lazer Sinterleme ile hazırlanan deney örnekleri	28
3.1.3 CAD/CAM ile hazırlanan deney örnekleri	29

3.2 Lehimleme işlemleri	30
3.2.1 Konvansiyonel lehimleme	31
3.2.2 Lazer lehimleme	32
3.3 Mekanik testlerin Gerçekleştirilmesi	34
3.4 İstatistiksel Analiz	36
4. BULGULAR.....	37
4.1 Konvansiyonel döküm ile üretilen örneklerin grup içi karşılaştırması	37
4.2 Lazer Sinterleme ile üretilen örneklerin grup içi karşılaştırması	38
4.3 CAD/CAM ile üretilen örneklerin grup içi karşılaştırması	39
4.4 Lehimlenmeyen kontrol örneklerin grup içi karşılaştırması	40
4.5 Konvansiyonel olarak lehimlenen örneklerin grup içi karşılaştırması	40
4.6 Lazer ile lehimlenen örneklerin grup içi karşılaştırması	41
5. TARTIŞMA	42
KAYNAKLAR	52
HAM VERİLER	66
FORMLAR	68
ETİK KURUL KARARI	70
PATENT HAKKI İZNİ	72
İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI.....	74
ÖZGEÇMİŞ	75

TABLÖLAR LİSTESİ

Tablo 3-1: Çalışma grupları	27
Tablo 4-1 2: Çalışma gruplarında gerilme dayanımı sonuçları	37



ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1: Konvansiyonel döküm ile metal altyapı hazırlamanın aşamaları.....	9
Şekil 2-2: Lazer sinterleme işleminin çalışma mekanizması.....	10
Şekil 2-3: Lazer sinterleme ile metal altyapı hazırlamanın aşamaları.....	11
Şekil 2-4: CAD/CAM sistemi ile metal altyapı hazırlamanın aşamaları.....	14
Şekil 3-1: Konvansiyonel döküm işlemi ile hazırlanan deney örnekleri.....	28
Şekil 3-2: Lazer sinterleme ile hazırlanan deney örnekleri	29
Şekil 3-3: CAD/CAM ile hazırlanan deney örnekleri.....	30
Şekil 3-4: CAD ile metal altyapı tasarlanması.....	30
Şekil 3-5: Konvansiyonel lehimleme için kullanılan metal alaşım.....	31
Şekil 3-6: Konvansiyonel lehimleme için kullanılan şalöme.....	31
Şekil 3-7: Konvansiyonel lehim ile lehimlenen altyapılar.....	32
Şekil 3-8: Lazer lehimlemede kullanılan lazer cihazı.....	33
Şekil 3-9: Lazer lehimlemede kullanılan metal alaşım.....	33
Şekil 3-10: Lazer ile lehimlenen altyapılar.....	34
Şekil 3-11: Gerilme dayanımı testi için kullanılan cihaz.....	35
Şekil 3-12: Gerilme dayanımı testi.....	36
Şekil 4-1: Konvansiyonel döküm grubunda lehimleme gruplarının gerilme dayanımları.....	38
Şekil 4-2: Lazer sinterleme grubunda lehimleme gruplarının gerilme dayanımları.....	38
Şekil 4-3: CAD/CAM grubunda lehimleme gruplarının gerilme dayanımları.....	39
Şekil 4-4: Kontrol grubunda üretim yöntemlerine göre gerilme dayanımları.....	40
Şekil 4-5: Konvansiyonel lehimleme grubunda üretim yöntemlerine göre gerilme dayanımları.....	40
Şekil 4-6: Lazer lehimleme grubunda üretim yöntemlerine göre gerilme dayanımları	41

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

ADA: American Dental Association, Amerikan Diş Hekimliği Birliği

CAD: Computer assisted design, Bilgisayar destekli tasarım

CAM: Computer assisted manufacturing, Bilgisayar destekli üretim

CNC: Computer numerical control, Bilgisayarlı sayısal kontrol

CO₂: Karbondioksit

K: Kontrol

KD: Konvansiyonel döküm

KL: Konvansiyonel lehimleme

Co: Kobalt

Cr: Krom

LL: Lazer lehimleme

LS: Lazer sinterleme

NC: Sayısal kontrol

SLS: Selective laser sintering, Seçici lazer sinterleme

Nd:YAG: Neodymium-doped yttrium aluminium garnet

ÖZET

Çalışkan, A. Farklı Yöntemlerle Lehimlenen Farklı Metal Alt Yapıların Mekanik Özelliklerinin Değerlendirilmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi ABD. Doktora Tezi. İstanbul. 2020

Soy olmayan metal alaşımlar hareketli ve sabit protetik restorasyonlarda en sık kullanılan metal alaşımlardır. Co-Cr alaşımları ucuz, kolay elde edilebilir ve yeterli dayanıma sahip olması açısından sıkça tercih edilmektedir. Bu çalışmanın amacı, farklı yöntemlerle üretilen Co-Cr altyapıların konvansiyonel ve lazer lehimleme sonrasındaki gerilme dayanımlarını belirlemektir. Bu amaçla, konvansiyonel döküm, lazer sinterleme ve bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) yöntemleri ile Co-Cr metal altyapılar üretilmiştir. Her üretim grubu için 24 adet örnek (2x4x25mm) üretilmiştir. Her gruba ait örneklerden 8'er tanesi lehimlenmemiş kontrol örneklerini (K), 8 tanesi konvansiyonel lehim (KL) örneklerini ve 8 tanesi lazer lehim (LL) örneklerini oluşturmuştur. Tüm örnekler çekme testine tabi tutulmuştur. Lehimlenmemiş örneklerde gerilme dayanımları yüksekte düşüğe sırasıyla lazer sinterleme, CAD/CAM ve konvansiyonel döküm gruplarında ölçülmüştür. Konvansiyonel döküm ile üretilen örneklerde en yüksek gerilme dayanımı lazer lehimleme örneklerinde elde edilmiştir. Lazer sinterleme ve CAD/CAM ile üretilen örneklerde en yüksek gerilme dayanımı lehimlenmeyen örneklerde elde edilmiştir. Konvansiyonel lehimleme tüm örneklerde gerilme dayanımını azaltmıştır ve en fazla azalma lazer sinterleme ile üretilen örneklerde bulunmuştur. Lazer lehimleme ise gerilme dayanımını konvansiyonel döküm örneklerinde arttırırken lazer sinterleme ve CAD/CAM örneklerinde azaltmıştır. Lehimleme işlemi sonrasında metalin fiziksel özellikleri lehimlenecek metalin üretim yöntemine göre değişebilir. Özellikle lazer sinterleme, tabakalama yöntemi ile daha yoğun bir metal altyapı üretimi sağladığından lehimlenmemiş örnekler lehimlenmiş örneklere oranla daha düşük gerilme dayanımına sahip bulunmuştur. Sonuç olarak konvansiyonel döküm ile üretilen ve lazer ile lehimlenen örnekler haricinde lehimlenen tüm örneklerde gerilme dayanımı lehimlenmeyenlere oranla daha düşük bulunmuştur. Lazer lehimleme konvansiyonel lehimlemeye oranla alaşımın dayanıklılığını daha az etkilemiştir.

Anahtar Kelimeler: CAD/CAM, Konvansiyonel döküm, Lazer sinterleme, Lazer lehim, Konvansiyonel lehim

ABSTRACT

Caliskan, A. (2020). Evaluation of Physical and Mechanical Properties of Metal Substructures Soldered by Different Methods. İstanbul University, Institute of Health Science, Department of Prostodontics. The thesis of PhD. İstanbul.

Non-noble metal alloys are the most commonly used metal alloys in removable and fixed prosthetic restorations. Cobalt-chromium (Co-Cr) alloys are often preferred due to cheapness, availability, and sufficient strength. The aim of this study is to determine the tensile strengths of Co-Cr infrastructures fabricated by different methods after conventional and laser soldering. For this purpose, Co-Cr metal alloys were fabricated with conventional casting, laser sintering and computer aided design and computer aided manufacturing (CAD/CAM) methods. 24 samples (2x4x25cm) were fabricated for each group. Eight of the samples from each group consisted of control samples, eight of them were soldered by conventional method and eight of them were laser soldered. All samples were subjected to tensile strength testing. Tensile strengths in non-soldered samples were measured and the higher results were found in the laser sintering, CAD/CAM and conventional casting groups, respectively. The highest tensile strength in casted samples was obtained in the laser soldered samples. The highest tensile strength of the samples fabricated by laser sintering and CAD / CAM were obtained in non-soldered samples. Conventional soldering procedure reduced tensile strength in all samples, and the maximum reduction was found in the samples fabricated by laser sintering. Laser soldering increased the tensile strength in casted samples while decreasing the strength of laser sintering and CAD / CAM samples. The physical properties of the metal after the soldering process may vary depending on the fabrication method of the metal to be soldered. Particularly, the non-soldered samples have lower tensile strength than the soldered samples, especially since laser sintering provides a more intensive metal structure. As a conclusion, tensile strength of all samples soldered with the exception of samples fabricated by conventional casting and laser-soldered was found to be lower than those without soldering. Laser soldering affected the tensile strength of the alloy lower than gas soldering.

Keywords: CAD/CAM, Casting, Laser sintering, Laser soldering, Gas soldering

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Protetik diş tedavisi, dişeti hastalığı, aşırı madde kaybı, konjenital eksiklik, travma gibi nedenlerle kaybedilmiş olan kısmi diş eksikliğini gidermeyi, estetik ve fonksiyonu sağlamayı amaçlayan diş hekimliği dalıdır. Diş eksikliği haricinde amelogenezis imperfekta veya antibiyotik kullanımı veya farklı nedenlerle kalıcı olarak oluşmuş aşırı renklenme varlığında da protetik tedavi yaklaşımları uygulanmaktadır[1].

Sabit protetik tedavi hasar görmüş dişlerin metal döküm, metal-seramik veya tam seramik restorasyonlar ile restore edilmesi ve kaybedilen dişlerin yerine sabit protezlerin yerleştirilmesidir. Seramik kuren/köprü protezleri metal altyapı destekli veya metal altyapı desteksiz olarak üretilebilmektedir. Metal altyapı desteği olmayan seramik kuren/köprü protezleri özellikle estetik bölgede tercih edilmektedir. Daha iyi bir estetik görüntü sağlarlar [2].

Metal altyapı üretim teknikleri kronolojik olarak daha eskiden daha yeniye, konvansiyonel döküm yöntemi (KD), lazer sinterleme (LS) veya bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (computer-aided design and computer-aided manufacturing, CAD/CAM) yöntemleridir. Bu yöntemlerle elde edilen kuren/köprü protezleri yaygın olarak kullanılmaktadır. Diş hekimliği laboratuvarlarında metal altyapı restorasyonlarının üretimi kayıp mum tekniği ile gerçekleştirilmektedir [3-6]. CAD-CAM sistemlerinin tanınması ile hızlı üretim süreçleri gelişmiştir [5, 6]. CAD-CAM ile üretim yöntemlerinden biri olan kazıma (eksiltme) yönteminde sistem bilgisayar destekli freze ve aşındırma cihazlarından oluşmaktadır. Bu sistemde blok şeklindeki materyallerden kazıma yöntemi ile metal altyapı veya tam kuren üretimi sağlanabilmektedir [7]. Lazer sinterleme, metal altyapıların üretiminde döküm işleminin yerini alabilecek yeni bir teknolojidir ve CAD-CAM yöntemi olarak kabul edilir [8].

Protetik tedavi kapsamında kullanılan metalik altyapılarda herhangi bir bütünlük bozulması sonucunda metalin fiziksel bütünlüğünün yeniden sağlanması, lehimleme adı verilen, iki metalin ergime ısısı daha düşük farklı bir metal ile birleştirilmesi işlemiyle gerçekleştirilir ve bu işlem diş hekimliğinde sıkça kullanılır. Diş hekimliğinde en yaygın olarak kullanılan lehimleme yöntemleri gaz lehimleme (konvansiyonel lehimleme), elektrik ark lehimleme ve lazer lehimlemedir. Lazer lehimlemenin diğer lehimleme işlemlerine göre kolay, temiz ve hızlı olması, distorsiyonun minimal olması, lehimleme

sırasında revetmana almaya gerek duyulmaması, maliyetinin düşük olması ve ısıdan etkilenen alanın küçük olması gibi avantajları bulunmaktadır [9-11]. Diş hekimliğinde Nd:YAG lazer ve karbondioksit (CO₂) lazer sıklıkla, hareketli bölümlü protez parçalarının birleştirilmesinde, kırılan parçaların onarımında, implant üstü protez parçalarının birleştirilmesinde, implant abutment modifikasyonunda, manyetik tutucuların lehimlenmesinde ve hassas tutucuların diş parça muhafaza parçalarının iskelet proteze yerleştirilmesinde kullanılmaktadır [12-14]. Lazer ile lehimleme işlemi sonucunda oksidasyonu önleyen korozyona dirençli ve homojen bir yapı elde edilir. Isıdan etkilenen kısım küçüktür ve de lehimleme işlemi sonrasında yüksek mekanik direnç elde edilebilir [9, 15].

Lazer lehimleme ayrıca bir laboratuvar ortamında çalışmayı gerektiren konvansiyonel lehimlemeye oranla ağız içi lehimleme imkânı sağlar. Günümüzde ağız içi lehimleme sistemleri; konvansiyonel yöntemle yapılan lehimlemelere alternatif olarak sıklıkla kullanılmaya başlanmıştır. Hasta ağzında çalışmaya müsaade etmesi sebebiyle lazer lehimleme hem hastaya hem hekime zamandan tasarruf sağlamaktadır.

Lehimlemenin başarısı, lehimleme yöntemi ve lehimlenecek malzemenin fiziksel karakteristik özelliklerinden etkilenebilmektedir. Ayrıca, lehimleme sonrası metalik malzeme orijinal mekanik ve fiziksel özelliklerine sahip olamayabilir. Fiziksel özellikler ise bir malzemenin üretim yöntemi ile doğrudan orantılıdır. Bu nedenle bu tez çalışmasında üç farklı yöntemle elde edilen metal alt yapı alaşımlarının fiziksel özelliklerinin birbirinden ne kadar farklı olduğu, lehimleme işlemleri sonrasında orijinal fiziksel özelliklerini ne kadar geri kazandıkları ve bu iki farklı lehimleme yönteminin hangisinin klinik olarak daha avantajlı olacağının belirlenmesi hedeflenmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Kuron/Köprü Restorasyonları

Sabit protezler, dişlerin tedavi edilerek kaybedilen fonksiyonun yeniden kazandırılmasını sağlar. Yapay dişlerden oluşturulan bu protezler ağızdan kolayca çıkarılamazlar. Kuron/köprü protezlerinin amacı; fonksiyonu, estetiği ve hastanın konforunu yeniden kazandırmaktır. Sabit protezler, hem hasta hem de diş hekimi için olağanüstü memnuniyet sağlayabilir. İşlevi olmayan, sağlıklı ve kötü görüntülü bir protez, hastanın konforunu artıracak şekilde iyi yapılan bir kuron/köprü protezi ile düzeltilebilir. Oklüzyon kurallarına uygun yapılan protezler hastaların hem estetik beklentisini karşılar, hem de uzun süre kullanmalarını sağlar[16].

Kuron köprü restorasyonları tek bir dişin oldukça basit bir şekilde restorasyonundan, bir veya daha fazla eksik dişin tedavi edilmesinden, tüm dişleri içeren oldukça karmaşık bir restorasyona kadar değişiklik gösterir. Teknik olarak titizlik ve hassasiyet gerektiren bu tedavilerde, hastalara başlarken dikaktli bir şekilde tüm ayrıntılar kayıt edilmelidir [16].

Kısmi diş eksikliğinin tedavisinde farklı tiplerdeki protezlerin yapımı ele alınmalıdır. Her protez tipi ağızda kalan farklı dişlerin, implantların veya dokuların kullanılmasını gerektirir. Sonuç olarak hastalara ihtiyaçları ve istekleri doğrultusunda mümkün olan en iyi protezi yapabilmek için tüm ayrıntılar değerlendirilmeli ve uygun bir planlama yapılmalıdır [17, 18].

Diş hekimliği tarihi insanlık ve medeniyet tarihi kadar eski bir tarihe sahiptir. İlk kanıtlar milattan önce 7000 yılına kadar uzanmaktadır [19]. Tarihte ilk protetik yaklaşımlar olarak eksik dişlerin telafi edilmesine yönelik uygulamalar milattan önce 2500'lü yıllara uzanmaktadır. Modern diş hekimliğinin gelişimi ise 1650-1800 yılları civarında başlamıştır. Fauchard diş eksikliğini telafi etmek amacıyla çok farklı uygulamalar gerçekleştirerek Protetik Diş Tedavisi alanında öncü olmuştur. Diş yerine kullanılacak maddenin, muhtemelen estetik benzerlik nedeniyle, fildişi veya kemikten yapılması gerektiğini ifade etmiştir. Diş hekimliği dünyasına yaptığı katkılar öncelikle 1728 yılında yayınlanan 'Le chirurgien dentiste' veya 'The Surgeon Dentist' isimli kitabından oluşmaktadır. Fransızca yazılmış olan metin, temel ağız anatomisi ve işlevi,

diş yapımı, çeşitli ameliyat yöntemleri, restoratif teknikler ve daha geniş olarak cerrahi uygulamaları kapsayan diş hekimliğini içermiştir [20].

Bildiğimiz anlamda kuron/köprü uygulamalarının başlaması da yine benzer tarihlere denk gelmektedir. 1700’lü yıllarda günümüzdeki yaklaşıma benzer bir yaklaşımla altın kuronlar üretilmiştir [21]. Aynı yılların sonlarında ve 1900’lü yılların başlarında porselen protetik tedavilerde kullanılmaya başlanmış ve rutin uygulamalarda yer edinmiştir. 1900’lerin ortalarına doğru ise sentetik rezinlerin kullanımı gündeme gelmiştir. Kuron/köprü restorasyonlarda estetik, akrilik materyaller ile sağlanmaya başlanmıştır. 1950’li yıllarda ise diş hekimliğinde kullanılan aletlerde ve ölçü maddelerindeki gelişmeler, çene ilişkilerinin daha iyi kayıt altına alınması gibi yenilikler kuron/köprü protez uygulamalarını geliştirmiştir [22].

Kuron protezleri dental arkta uygulandıkları bölgeye, üretiminde kullanılan materyallere, dişte kapsadığı alana, kullanım sürelerine, kenar sonlanma seviyelerine, destek aldığı yapıya, üretim amaçlarına göre sınıflandırılmışlardır. Bu sınıflandırma içinde en bilineni kullanılan materyale göre sınıflandırmadır. Kuron/köprü üretiminde en sık kullanılan malzemeler, metal ve porselen malzemelerdir[23]. Ancak geçtiğimiz 100 yıl içinde akrilik ve komposit materyaller de kullanım alanı bulmuştur. Metal ve porselen malzeme kuron üretiminde, metal malzeme altyapı desteğini oluştururken, porselen malzeme estetiği sağlar. Bu şekilde oluşturulan kuron/köprü protezleri ise metal destekli porselen kuron/köprü protezleri olarak adlandırılmaktadır [23, 24].

Metal destekli kuron/köprü protezlerinin belirli avantajları vardır. Bunlar şu şekilde sıralanabilir:

Üstün tutuculuk: Özellikle yeterli diş desteği olmayan aşırı madde kaybı olan dişler haricinde, bu kuronlar klinik olarak önemli ölçüde başarı sağlayan tutuculuğa sahiptir [25, 26].

Kalan diş yapısının korunması: Özellikle ağız hijyenini yeterli seviyede sağlayamayan ve çürük riski yüksek bireylerde, sement dahil olmak üzere diş yapısını kapsadığı için dişi korur. Aşırı madde kaybına uğramış dişlerde bile pin ve post desteği ile metal destekli kuron/köprü protezi uygulanabilir[27].

Diş hassasiyetini azaltması: İyi yapılan bir kuron/köprü protezi iyi bir sızdırmazlık sağlamalıdır. Sızdırmazlığı iyi olan protezler, destek dişteki hassasiyeti de önlerler [28].

Malpozisyonlu dişlerde okluzal dengeyi sağlar: Dental arkta bulunması gereken pozisyonda olmayan, aşırı bukkal/lingual/mesial/distal pozisyonda bulunan veya rotasyonda olan dişler okluziyona engel olabilir. Bu tür dişlerde kuron/köprü protezleri sağlıklı bir oklüzyonun sağlanmasına yardımcı olur [16, 29].

Dayanıklılık: Metal destekli olmayan kuron/köprü restorasyonlarına oranla sahip oldukları metal altyapı nedeniyle aşırı okluzal kuvvetlerin varlığı gibi durumlarda daha dayanıklıdır. Ayrıca metal desteksiz köprülere oranla daha uzun köprüler yapılabilir [30].

Splintleme: Özellikle periodontal hastalık nedeniyle kemik desteğini kaybetmiş dişlerin kuron/köprü protezi ile birbirine bağlantılı yapılması, destek dişlerde splint görevi görür ve dişleri okluzal travmadan korumaya yardımcı olur [31].

Uygun fiyat: Metal desteksiz kuron/köprü restorasyonlarına oranla daha ekonomiktirler [32].

Üretim kolaylığı: Metal desteksiz olan kuron/köprülere oranla teknisyen tarafından üretilmesi daha kolaydır [16, 32].

Adaptasyon kolaylığı: Destek dişlere daha kolay adapte edilirler [16, 33].

Tüm bu avantajlarına rağmen belirgin dezavantajları da bulunmaktadır.

Biyolojik genişlik ihlali riski: Metal destekli kuron/köprü protezlerinin kenar sonlanmaları dişeti oluşu içinde olmalıdır. Deneyimsizlik veya dikkatsizlik sonucu kuron kenarı birleşim epitelini ve aşağısındaki bağ doku ataşmanını rahatsız edebilir [33, 34].

Vitalite testi yapılamaması: Tüm diş çevresi başka bir materyal ile kaplanmış olduğu için vitalite testi yapılamaz [35, 36].

Metalin ısı iletkenliği: Destek olarak kullanılan metal nedeniyle normal bir diş oranla ısıyı 3 kat daha kolay iletir [35, 36].

Allerji riski: Diş hekimliğinde kullanılan malzemelerin birçoğu biyouyumlu malzemeler olmasına rağmen metallere karşı alerjik reaksiyon gelişebilir. Bu nedenle alerjik yatkınlığı olan bireylerde kullanılamazlar [23, 32, 37].

Korozyon riski: Tüm metaller sıvı ile temaslarında korozyona uğrayabilirler. Destek olarak kullanılan metal korozyona uğradığında ağızda metalik tat hissi ve galvanismus gözlemlenebilir [32, 38, 39].

Bukkal/labial yüzeylerde fazla madde uzaklaştırma gereksinimi: Estetiği daha iyi sağlayabilmek için bukkal/labial yüzeylerde daha fazla diş dokusu uzaklaştırılmalıdır [26, 34, 40].

Yüksek maliyet: Destek olarak kullanılan metal alaşım, altın veya zirkonyum gibi maliyeti yüksek bir materyal ise, kuron/köprü protezinin maliyeti yüksek olacaktır [23, 30, 32].

Radyografide opak görüntü: Metalik altyapı dental radyografilerde daha radyoopak görünür ve alttaki dişin görünmesini engeller [32, 41].

Çürük riski: Sızdırmazlık ve kenar uyumu yeterince iyi sağlanamazsa, diş yapısını koruyarak çürüğü engelleyebilen kuronlar tam tersine çürük riskini arttırabilir [30, 40, 42].

2.2 Kuron/Köprü restorasyonlarda altyapı malzemesi olarak Baz metaller ve Co-Cr alaşımı

Sabit ve hareketli tam veya bölümlü protetik restorasyonlarda Krom-Nikel (Cr-Ni) ve Co-Cr gibi baz metal alaşımların kullanımı 1930'larda başlamıştır ve 1980'lerden sonra popülerlik kazanmıştır [32, 43]. Özellikle soy metallerin fiyatının sürekli olarak artma eğiliminde olması protetik restorasyonun maliyetini arttırdığından, değerli olmayan metaller daha sıklıkla tercih edilmeye başlanmıştır [23, 43]. Özellikle Co-Cr alaşımı, diş hekimliğinde en bilinen ve en sık kullanılan metal alaşımdır. Günümüzde endüstriyel ve biyomedikal alanda kullanılan Co-Cr alaşımı ilk olarak 1900'lü yılların başında bulunmuştur. Co-Cr alaşımının yüksek dayanıma ve paslanma direncine sahip olduğu gösterilmiştir [39]. Daha sonralarda ise yüksek dayanıma ek olarak manyetik olmadıkları, ısıya, aşınma, korozyon ve lekelenmeye karşı da dirençli oldukları bulunmuştur [38, 39, 44]. Ayrıca biyouyumluluklarının da yüksek olduğu ve yüksek elastisite modülüne de sahip oldukları bilinmektedir [45]. Bu özellikleri sayesinde sağlamlık ve dayanım özelliklerinden ödün vermeden daha düşük ağırlıkta metal altyapılara sahiptirler. Bu nedenle tıp alanında diz, omuz ve kalça protezleri gibi ortopedik protezlerde ve kırık kemiklerin fiksasyonunda sıkça kullanılmaktadırlar [46].

1984'te American Dental Association (ADA), diş hekimliğinde dökümde kullanılan metal alaşımlar için basit bir sınıflandırma getirmiştir. Bu sınıflandırmaya göre, %40'tan fazla altın ve %60'tan fazla değerli metal içeren yüksek soy alaşımlar,

%25'ten fazla soy metal içeren soy alaşımlar ve %25'ten az soy metal içeren baz metal alaşımlar olarak üç kategori oluşturulmuştur. Ancak baz metal alaşımlar genellikle soy metal içermezler. Baz metal alaşımlar içinde en sık kullanılanları Cr-Ni ve Co-Cr alaşımlarıdır [32, 43, 47].

Co-Cr bazlı alaşımların seramik uygulamaları için kullanımı ilk olarak 1959 yılında Weinstein'ın dental porselen patentinde bahsedilmiştir [39, 43]. Patentini aldığı alaşımda sırasıyla ağırlık yüzdesi olarak kobalt 62,55, krom 27, molibden 6, nikel 2, demir 1, silisyum 0,6, mangan 0,6 ve karbon 0,25 bulunmaktaydı. 1970'lerde altın fiyatlarındaki hızlı yükselmenin, baz metallere ve protetik restorasyonlarda kullanımına olan ilgiyi önemli ölçüde arttırmasıyla bu yöndeki araştırmaların sayısında ciddi bir artış gerçekleşmiştir. Baz alaşımlar arasında da Co-Cr en çok tercih edilen alaşımdır. Bunun başlıca nedenleri ise, nikelden kaynaklanan alerjik reaksiyonlar ve berilyumdan kaynaklanan toksisite riskidir [37]. Co-Cr günümüzde hareketli bölümlü protezler ve metal destekli porselen restorasyonlar için en sık kullanılan baz alaşımdır [39].

Günümüzde Co-Cr alaşımları hareketli bölümlü protezlerin iskeletini oluşturmak için ve metal destekli porselen restorasyonlarda altyapı materyali olarak kullanılmaktadır. Alaşımlarda genel bir kural olarak alaşımda en çok bulunan element ilk sıraya yazılır ve diğer elementler ondan sonra sıralanır. Co-Cr alaşımlarında en çok bulunan element kobalttır. Krom ise birincil alaşım elementidir. Kobalt element olarak stabil olmayan bir yapıya sahiptir ve bu yapı elemente yüksek sünme dayanımı, yüksek çalışma sertleşme oranı, düşük yorgunluk hasarı ve stresi abzorbe etme gibi özelliklerini kazandırır [23, 39]. Krom ise alaşıma korozyon ve oksidasyona karşı direnç kazandırmak, katı eriyik güçlendirme ve karbid oluşumu sayesinde dayanıklılık kazandırmak için eklenmiştir. Ancak yüksek miktarda krom ilavesi sert ve kırılgan bir yapıya neden olur. Ayrıca karbür oluşumu birincil güçlendirme mekanizması olmasına rağmen, katı çözelti ve metal içi bileşik oluşumu güçlendirmesi de meydana gelir [36, 39, 48].

2.3 Kuron/Köprü restorasyonların hazırlık aşamaları

Kuron/köprü restorasyonlarının uygulanmasında bir dizi hazırlık aşamaları bulunmaktadır. Öncelikle diş, morfolojik şekli koruyarak bir miktar diş dokusunun uzaklaştırılmasını içeren diş kesimidir [23, 42]. Diş kesiminde kullanılacak yabancı materyal kadar madde uzaklaştırılmalıdır. Kesim sonrasında kesilen diştten ölçü alınmalı ve geçici kuron hazırlanmalıdır.

Diş kesimi ve ölçü

Diş kesimi belirli kurallar çerçevesinde dişin uygulanacak materyale göre morfolojik şekil korunarak küçültülmesi işlemidir. Diş kesiminde dikkate alınması gereken ilkeler şunlardır:

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

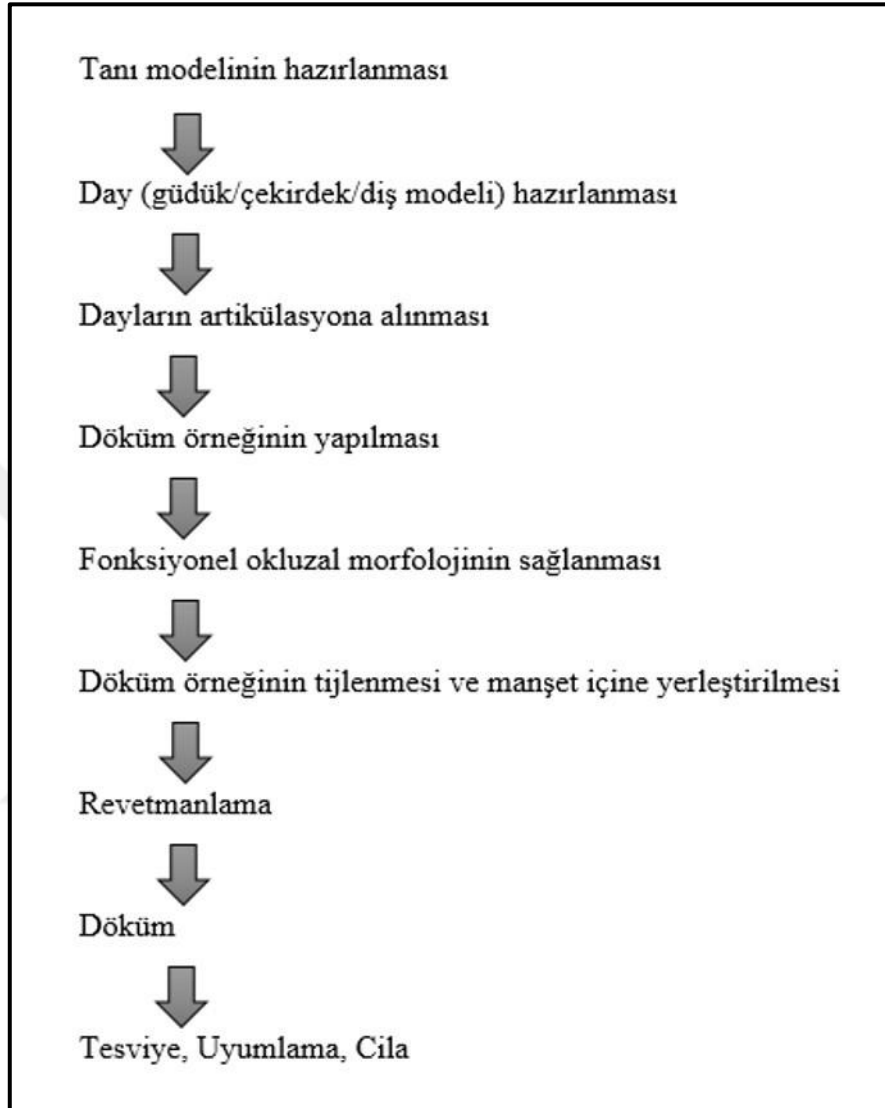
Diş kesimi diş yapısı ve pulpayı korumak ve yeterli materyal kalınlığı sağlamak açısından bir dengeyi temsil eder. Diş sağlığını bozmadan estetik ve sağlam bir kuron elde etmek için bu ilkeler gözetilerek diş kesimi yapılmalıdır. Diş kesimi için rutin olarak kullanılan aletler su soğutması altında çalışan döner aletlerdir. Su soğutma, ısıya bağlı pulpa hasarını minimize etmek için gereklidir. Buna rağmen, diş kesimi sonrasında diş ve çevre dokularda ısı ve mekanik travma hasarı ortaya çıkabilir. Dişi dış ortamın etkisinden korumak için koruyucu astar maddeleri, lazer uygulama veya geçici kuron yapımı gibi koruyucu önlemler uygulanmalıdır [2].

Diş kesiminden sonra ölçü aşamasına geçilir. Ölçü, var olan bir modelin negatif kopyasının çıkarılması işlemidir. Ölçü ile kesilen diş, diş çevresindeki dişeti oluşu ve dişetin tam bir kopyası çıkarılır. Elde edilen negatif kopyadan pozitif bir model elde edilmelidir. Pozitif model tanı modeli veya alçı model olarak adlandırılır [2, 49].

Tanı modeli aşamasından itibaren kuron/köprü hazırlama yöntemleri farklılık göstermektedir.

2.4 Kuron/Köprü restorasyon hazırlanmasında konvansiyonel döküm yöntemi

Protetik tedavide konvansiyonel döküm tekniği olarak adlandırılan, İngilizce olarak 'Lost Wax', Türkçe olarak 'Kaybedilen Mum' tekniği sadece diş hekimliğinde değil tıp ve sanat gibi birçok farklı alanda kullanılan en eski yöntemlerden biridir [16]. Diş hekimliğinde konvansiyonel döküm işlemleri şekil 1'de gösterilmiştir.



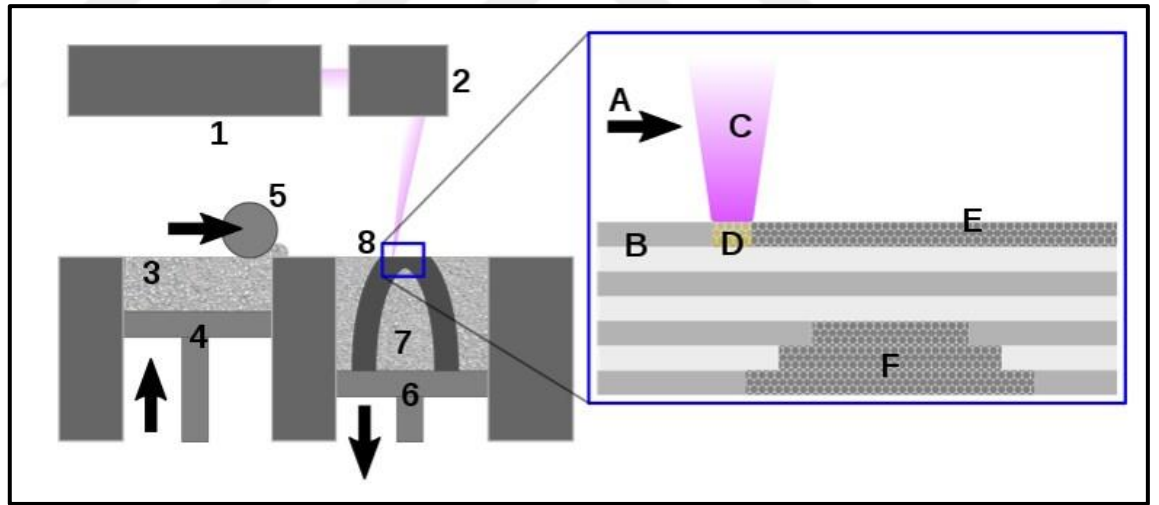
Şekil 2-1: Konvansiyonel döküm ile metal altyapı hazırlamanın aşamaları

Konvansiyonel döküm tekniği, lazer sinterleme ve CAD/CAM tekniklerine göre zaman ve uygulama açısından hataya açık bir yöntemdir [16, 50-52].

Daha hızlı üretim ve daha az hata arayışı, kuron/köprü restorasyonların üretiminde lazer teknolojisinin ve bilgisayar destekli teknolojilerin kullanımını ortaya çıkarmıştır.

2.5 Kırn/Köprü restorasyon hazırlanmasında Lazer sinterleme yöntemi

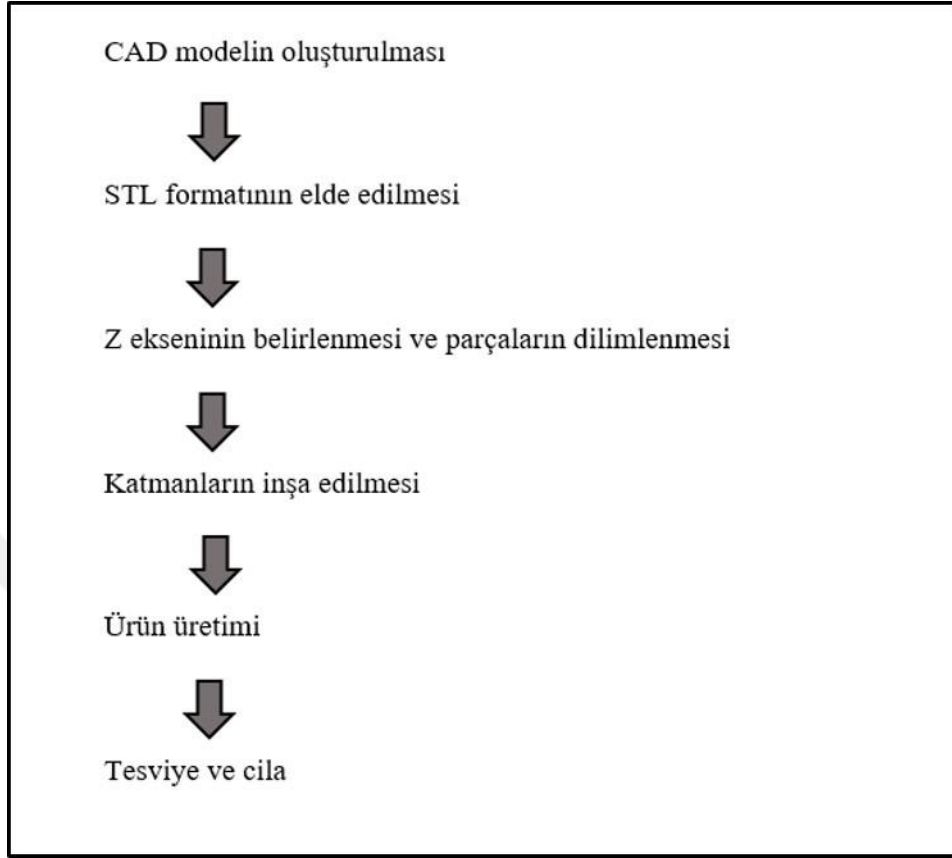
Lazer sinterleme metal üretiminde kullanılan en güncel tekniktir [50, 53]. Lazer sinterleme üç bileşen gerektirir. Birincisi toz bazlı çalışma malzemesidir. İkincisi enerjidir. Ve üçüncüsü CAD modelidir [54]. Seçici Lazer sinterleme (SLS), bilgisayar tarafından kontrol edilen toz ve lazer kullanan katmanlardaki nesnelerin hızlı üretimini sağlar [55]. İlk olarak bir ürünün üç boyutlu bilgisayar modeli oluşturulur ve bu model matematiksel olarak ince katmanlara dilimlenir. Hızlı prototipleme makinası aracılığıyla matematiksel katmanlar fiziksel katmanlara dönüştürülür. Önce, en düşük tabaka inşa edilir ve bunun üzerine başka bir katman yapılır. Taranan her tabakada dilimlenen CAD modelinin bir çapraz kesiti bulunur. Süreç en yüksek seviyeye ulaşılan kadar devam eder (Şekil 2-2) [55, 56]. Co-Cr alaşımı SLS de, dişhekimliği uygulamalarında en yaygın kullanılan alaşımdır. Co-Cr haricinde SLS'de molibden, tungsten, silikon, seryum, demir, mangan ve karbon gibi bileşenler de kullanılır. Nikel ve berilyum kullanılmaz. Toz malzeme çok küçük büyüklükte parçacıklardan (3–14 μm) oluşur. Metal alaşım toz parçacıkları yüksek güçlü lazer ışını (200W Ytterbium fiber optik lazer) ile eritilir [54].



Şekil 2-2: Lazer sinterleme işleminin çalışma mekanizması

<http://www.wikizeroo.net/index.php?q=aHR0cHM6Ly9lbi53aWtpcGVkaWEub3JnL3dpa2kvU2VsZWNOaXZlX2xhc2VyX3NpbmRlcmluZw'dan> alınmıştır. 1: Lazer, 2: Tarayıcı sistem, 3: Toz dağıtma sistemi, 4: Toz dağıtma pistonu, 5: Roller (Yuvarlayıcı), 6: Üretim Pistonu, 7: Üretim tozu yatağı, 8: Üretilen nesne.

Lazer sinterlemenin aşamaları şekil 2-3'te gösterilmiştir.



Şekil 2-3: Lazer sinterleme ile metal altyapı hazırlamanın aşamaları

Lazer sinterleme ile krun/köprü restorasyon üretiminin önemli avantajları vardır.

Bunlar;

- Maliyetin düşük olması,
- Hızlı üretim süreci,
- Artık malzeme kalmaması,
- Üründe büzülme olmaması,
- Hassas çalışma imkânı sağlaması
- Morfolojisi kompleks olan ürünlerin üretilebilmesidir.

2.6 Kuron/Köprü restorasyon hazırlanmasında CAD/CAM yöntemi

Bilgisayar destekli teknolojiler ürünlerin tasarım, analiz ve üretimlerinde bilgisayar teknolojilerinin kullanımına dayanmaktadır. CAD teknolojisi, alet ve makinelerin tasarımında ve küçük konut tiplerinden (evlerden) en büyük ticari ve endüstriyel yapılara (hastaneler ve fabrikalar) kadar her türlü binanın taslak ve tasarımında kullanılmaktadır. CAD, temel olarak 3 boyutlu modellerin detaylı mühendislik veya fiziksel bileşenlerin 2 boyutlu çizimleri için kullanılır, fakat aynı zamanda mühendislik süreci boyunca, kavramsal tasarım ve tasarım düzenlerinden, yapı gruplarının imalat yöntemlerinin tanımına, yapıların kuvvet ve dinamik analizi yoluyla kullanılır. Ayrıca mücevher, mobilya, beyaz eşya gibi nesneleri tasarlamak için de kullanılabilir. Ayrıca, birçok CAD uygulaması artık gelişmiş görüntü işleme ve animasyon yetenekleri sunmakta, böylece mühendisler ürün tasarımlarını daha iyi görselleştirebilmektedir.

Bu kapsamda bilgisayar destekli tasarım, bir tasarımın yaratılmasına, değiştirilmesine, analizine veya optimizasyonuna yardımcı olmak için bilgisayar sistemlerinin kullanılmasıdır [57]. CAD yazılımı, tasarımcının verimliliğini ve tasarım kalitesini arttırmak, dokümantasyon yoluyla iletişimi geliştirmek ve üretim için bir veri tabanı oluşturmak amacıyla kullanılmaktadır. CAD çıktısı genellikle baskı, işleme veya diğer üretim işlemleri için elektronik dosyalar biçimindedir. CAD, bilgisayar destekli teknolojiler kapsamında daha düşük ürün geliştirme maliyetleri ve büyük ölçüde kısaltılmış tasarım döngüsü gibi avantajlarla özellikle önemli bir teknoloji haline gelmiştir. CAD, tasarımcıların ekran üzerinde çalışmalarını düzenleyip geliştirmelerine, çıktılarını çıkarmasına ve gelecekteki düzenlemeler için kaydetmelerine olanak tanımaktadır [51]. Tüm CAD/CAM sistemleri üç bileşenden oluşur [57]:

1. Geometriyi bilgisayar tarafından işlenebilen dijital verilere dönüştüren bir dijitalleştirme aracı / tarayıcı
2. Üretilcek ürün için bir veri seti üreten ve verileri işleyen uygulamaya bağlı yazılım,
3. Veri setini istenen ürüne dönüştüren bir üretim teknolojisi.

CAD/CAM sistemlerinin bileşenlerinin yerine bağlı olarak, diş hekimliğinde üç farklı üretim konsepti mevcuttur [57]:

- Hasta başında üretim
- Laboratuvar üretimi

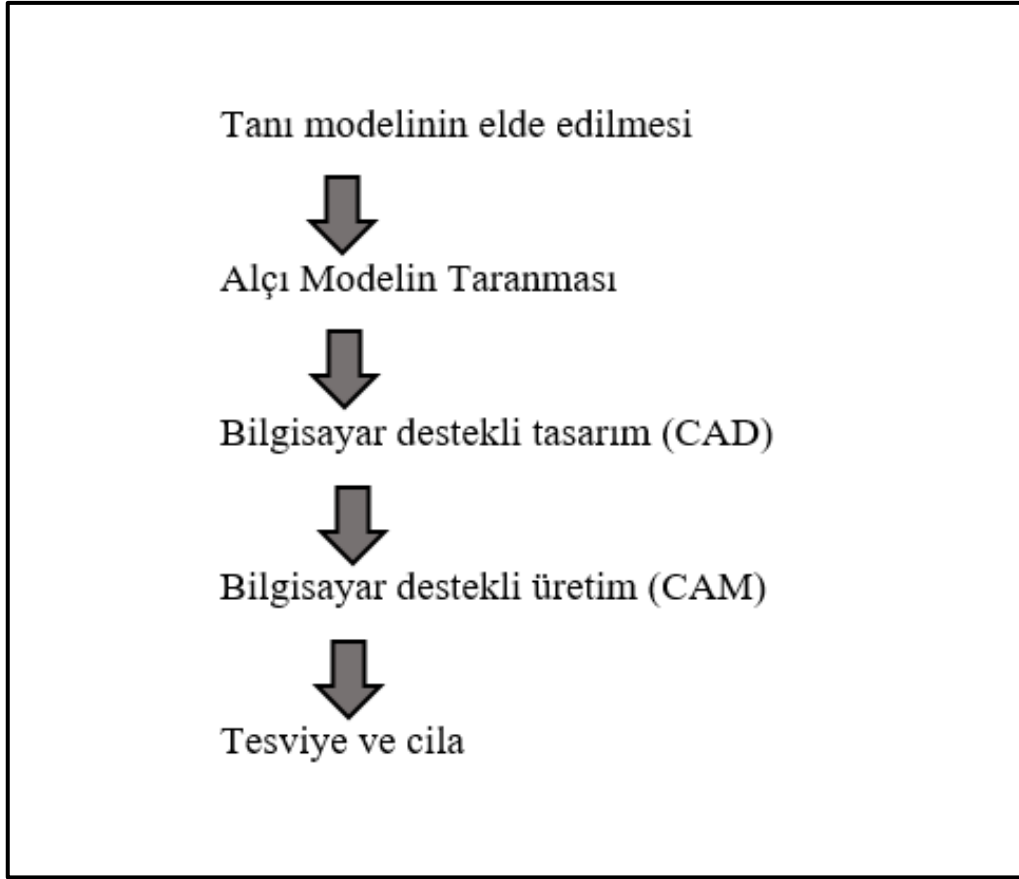
- Bir üretim merkezinde merkezi üretim

Hasta başında üretimde CAD/CAM sisteminin tüm bileşenleri bulunur. Dış restorasyonlarının üretilmesi, laboratuvar aşamaları olmadan ünite gerçekleştirilebilir. Dijitalizasyon aleti bir intra-oral kameradır. Hasta başında üretim zaman tasarrufu sağlar ve hastanın tedavisi tek bir randevuda restorasyonun tamamlanması ile sağlanmış olur [51, 58].

Laboratuvar üretiminde ise hekim ve laboratuvar arasındaki geleneksel ilişki devam eder. Dış hekimi, ölçüyü önce bir tanı modelinin üretildiği laboratuvara gönderir. Diğer CAD/CAM üretim adımları tamamen laboratuvarda gerçekleştirilmektedir. Bir tarayıcının yardımıyla ana modele dayanan üç boyutlu veriler üretilir. Bu veriler dental tasarım yazılımı ile işlenir. CAD işleminden sonra, veriler laboratuvarda gerçek geometriyi üreten özel bir freze cihazına gönderilir. Altyapının uyumu değerlendirilebilir ve gerekirse, ana modele dayanarak düzeltilebilir. Metal destekli porselen kuronlar için daha sonra teknisyen, altyapıların porselen kaplamasını bir toz katmanlama veya aşırı basınçlama tekniği ile gerçekleştirebilir [57].

Bilgisayar destekli restorasyon üretiminin üçüncü seçeneği, bir freze merkezinde merkezi üretimdir. Bu varyasyonda, dış laboratuvarındaki "uydu tarayıcıların" internet üzerinden bir üretim merkezi ile bağlanması mümkündür. Dental laboratuvarda üretilen veri setleri, CAD/CAM cihazı ile üretilecek restorasyonlar için üretim merkezine gönderilmektedir. Son olarak, üretim merkezi restorasyonu sorumlu laboratuvara gönderir. Böylece, 1 ve 2 numaralı üretim aşamaları dış laboratuvarında gerçekleşirken, üçüncü aşama merkezde yer alır [57]. Sonuç olarak, restorasyonun son hali dış teknisyenin elinden çıkar. Dış kaynaklı CAM üretiminin faydası, CAD/CAM sisteminin sadece dijitalleştirme aracı ve yazılımın satın alınmasını gerektirdiğinden, daha düşük bir maliyetle yüksek kalitede ürün elde edilebilmesidir.

Ağız içi kameraya sahip olmayan CAD/CAM sisteminin aşamaları şekil 2-4'te gösterilmiştir.



Şekil 2-4: CAD/CAM sistemi ile metal altyapı hazırlamanın aşamaları

CAD/CAM sistemlerinin diş hekimliğinde kullanımı protetik tedavilerde önemli avantajlar sağlamıştır. Bunlar;

- Hızlı üretim sayesinde zaman ve iş gücü tasarrufu
- Ürünün üretimindeki parametreleri kontrol edebilme
- Sürekli üretim elde edilebilmesi
- Yüksek performanslı seramikler veya titanyum gibi yüksek kalitede malzeme kullanılabilmesi
- Restorasyonda daha iyi iç ve kenar uyumu elde edilmesi

Bu avantajların içinde en önemlisi restorasyon uyumudur. İç ve kenar uyumu metal destekli seramik kuron/köprü restorasyonların uzun dönem başarısı için en önemli teknik faktörlerden biridir. Mükemmel kenar uyumu plak birikimini ve dolayısıyla sekonder çürük ve periodontal hastalık oluşum riskini de azaltmaktadır [59]. Uyumu etkileyen en önemli faktör ise restorasyonun üretim yöntemidir. Üretim sürecinde restorasyonda meydana gelen büzülme sonrasında iç ve kenar uyumu etkilenmektedir.

Özellikle metal destekli seramik restorasyonlarda altyapı alaşımı ve porselenin ısısal genleşme katsayılarındaki farklılık restorasyonda uyumun bozulmasına yol açabilir [60]. Uyumu belirleyen önemli etkenlerden biri siman film kalınlığıdır. Günümüzde klinik olarak kabul edilebilir siman film kalınlığı konusunda bir fikir birliği bulunmamaktadır. Bununla birlikte, uzun dönem takip ve laboratuvar çalışmaları klinik olarak kabul edilebilir değer için farklı düzeylerdeki boşlukları tartışmaktadır [61]. Ek olarak restorasyon uzunluğu da uzun dönem başarıyı etkilemektedir. Ayrıca, metal altyapının ağırlığı da distorsiyonu arttıran faktörlerdendir [62].

Metal destekli krun/köprü restorasyonlarının güncel üretim yöntemleri karşılaştırıldığında, en büyük distorsiyon konvansiyonel döküm ile üretilen restorasyonlarda gözlenir. Konvansiyonel döküm işlemi CAD/CAM işlemlerine oranla uygulayıcıya çok bağımlı, teknik hatalara açık bir yöntemdir. Ne kadar tecrübeli olursa olsun, bir teknisyen bilgisayar kadar standart ve hatasız çalışmamaktadır [63].

CAD/CAM sistemleri günümüzde birçok restorasyonun dijital olarak üretilmesine imkân sağlasa da yazılım ve üretim sistemlerine bağlı olarak bazı restorasyonlar üretilmemektedir. CAD/CAM sistemlerinin gelişmesi ile dental restorasyonları üretmek için kullanılan geleneksel tekniklerin çoğu ortadan kalkacaktır. Sistem tüm dünyada yaygın olarak kullanılmaktadır ancak maliyette ciddi artış, bazı sistemlerde uzmanlık gereksinimi ve renk seçeneğindeki kısıtlamalar CAD/CAM sisteminin günümüzdeki dezavantajlarıdır [51, 57].

2.7 Lehimleme

Lehimleme iki komşu metal yüzeyin doldurucu bir metal kullanılarak veya kullanılmaksızın basınçlı veya basınçsız olarak birleştirilmesi işlemidir. Bu işlemde doldurucu metal, birleştirilecek yüzeylerden daha düşük erime noktasına sahip olmalıdır. Lehimleme işleminde ara materyal olarak kullanılan metal elementleri, hem birleştirilen komşu yüzeylerden doldurucu metale doğru hem de tam tersi olacak şekilde akarlar ve bu şekilde iki komşu materyal lehimlenmiş olur [64].

Lehimleme işlemi, Kalay-Kurşun su borularının birleştirilmesinde kullanılan ve 2000 yıl öncesine dayanan bir tekniktir. Diş hekimliğinde kullanımı ise kuyumculuktan adapte edilmiştir ve kırılmış veya kopmuş metal restorasyonların tamiri, sabit protezlerde

proksimal kontaklar, döküm boşluklarının onarımı ve giderilmesi gibi işlemlerde kullanılmaktadır [11].

Lehimleme işlemi, hareketli bölümlü protez iskeletleri için sıklıkla kullanılır. Hareketli bölümlü protezlerin onarımı, kroşelerin ilave edilmesi, akrilik rezinin tutunması ve iskelet protez yapısının ayrı metal bölümlerinin birleştirilmesini içerir [11]. Co-Cr hareketli bölümlü protetik restorasyonlar, eklem kısımlarının mekanik ve koroziv bozulmasından dolayı uzun ömürlü olmayabilir. İskelet yapıda kırılma veya kopma olması durumunda iki metal parça birleştirilmelidir. Alaşımların katılaşma büzülmesi ve şeklinin bozulması, sabit restorasyonlarda hatalı kenar uyumuna yol açabilir. Lehimleme, çok parçalı sabit protetik restorasyonlarda boyutsal doğruluğu artırabilir veya distorsiyonu azaltabilir. Bu tarz protetik restorasyonlarda tutucu ve gövdeyi birleştirmek için de lehimleme kullanılmaktadır [11].

Metallerin birleştirilmesi Türkçe’de lehimleme olarak adlandırılırken İngilizce olarak ‘soldering’, ‘welding’ veya ‘brazing’ terimleri lehimleme için kullanılır. Metallerin 450° C ve altında bir sıcaklıkta birleştirilmesi ‘soldering’ olarak isimlendirilir. Bu sıcaklık 450° C’nin üstünde olduğunda ise işlem ‘brazing’ olarak isimlendirilir. Soldering ve brazing işlemlerinde birleştirilen metal erimez, sadece doldurucu metal eritilir. ‘Welding’ ise birleştirilen metallerin de erimesi durumudur [65]. Tüm bu terimler lehimleme olarak ifade edilmektedir. Lehim için kullanılan alaşım lehimlenen metal parçaların zarar görmemesi açısından lehimlenecek metallerin erime sıcaklığından daha düşük sıcaklıkta erimelidir. Lehimde doldurucu metal olarak genellikle soy olmayan alaşımlar kullanılır. Bu alaşımlar metal altyapı restorasyon alaşımlarından farklıdır [66].

Farklı alanlarda yapılan lehimlemeler için farklı doldurucu alaşımlar kullanılmaktadır. Elektronik düzeneklerde, kalay/kurşun (% 63/37 veya 60/40) tercih edilmektedir [67]. Genel amaçlar için kalay-kurşun, alüminyumun birleştirilmesi için kalay-çinko, oda sıcaklığından daha yüksek sıcaklıklarda güçlü alaşım için kurşun-gümüş, yüksek sıcaklıklarda güçlü alaşım için kadmiyum-gümüş ve korozyon direnci için çinko-alüminyum kullanılmaktadır [68]. 450° C’den yüksek sıcaklıklarda lehimleme için kullanılan doldurucu metaller lehimleme amacına ve lehimlenecek metale göre değişmekle birlikte genellikle alüminyum-silikon, bakır, bakır-gümüş, bakır-çinko (pirinç), bakır-kalay (bronz), altın-gümüş, gümüş ve nikel alaşımlarıdır. Ek olarak amorf lehimlemede nikel, demir, bakır, silikon, bor ve fosfor gibi elementlerin karışımları da kullanılabilir [69].

Diş hekimliğinde ise altın, gümüş, bakır ve nikel en çok kullanılan lehim metallere aittir. Altın, yüksek maliyeti nedeniyle çok tercih edilmemektedir. Gümüş ise ortodontik lehimlemede kullanılmaktadır [64, 70].

Protetik diş tedavisinde hareketli bölümlü restorasyonlarda lehimleme için baz metaller kullanılmaktadır [71, 72]. Lehimlemede doldurucu metal için iki metalin en düşük erime noktasına sahip karışımını oluşturan oranlarda bulunması tercih edilir. Erime noktası düşük olan alaşımların lehimlemeye uygulanmasının bazı avantajları vardır: sıvılaşma ve katılaşma sıcaklıkları aynıdır, dolayısıyla plastik faz yoktur. Alaşım mümkün olan en düşük erime noktasına sahiptir [73]. Mümkün olan en düşük erime noktasına sahip olmak, lehimleme sırasında elektronik bileşenlerde ısı stresini en aza indirir. Ayrıca, plastik fazın olmaması, lehim ısındıkça daha çabuk ıslanmaya ve lehim soğudukça daha hızlı kurumaya imkân verir. En düşük erime sıcaklığını sağlamayan alaşım oranlarına sahip bir formülasyonda sıcaklık, sıvılaşma ve katılaşma boyunca düştüğü için alaşım hareketsiz kalmalıdır. Plastik fazdaki herhangi bir hareket çatlamalara yol açarak güvenilir bir bağlantıya neden olabilir [74]. Lehim metali olarak kurşun, çevre kirliliği ve sağlık açısından artık çok kullanılmamaktadır. Kurşun içermeyen alaşımların erime sıcaklıkları yüksek olduğundan güvenli bağlantı sağlanamayabilir. Diğer yaygın lehimler arasında, bizmut içeren düşük sıcaklıkta eriyen alaşımlar ve gümüş içeren yüksek sıcaklıkta eriyen alaşımlar bulunmaktadır [73]. Alaşıma gümüş eklenmesi erime noktasını, yapışma ve ıslatma özelliklerini ve gerilme direncini arttırmaktadır [75]. Tüm lehimleme alaşımları arasından, gümüş en yüksek dirence ve en geniş uygulama alanına sahiptir [76]. Diş hekimliği için ideal bir lehim metali uygun erime sıcaklığına sahip, ıslanabilirliği ve akışkanlığı yüksek, renk olarak ana metallere uyumlu ve korozyona dirençli olmalıdır [11, 76, 77].

Başarılı bir ıslatma için, baz metal, lehimleme alaşımının en az bir bileşeninde en azından kısmen çözülebilir olmalıdır [36, 78]. Bu nedenle erimiş alaşım, baz metali etkiler ve çözündürerek, bileşimin işlemde hafifçe değişmesine neden olur. Kompozisyon değişimi alaşımın erime noktasındaki değişime ve ilgili akışkan değişmesine yansır. Örneğin, bazı alaşımlar hem gümüşü hem de bakırı çözer; erimiş gümüş erime noktasını düşürür ve akışkanlığı artırır, bakır ise zıt etkiye sahiptir. Alaşımın çözünmüş baz metal ile zenginleştirilmesiyle, yeniden ısıtma sıcaklığı arttırılabildiği için, aynı lehim kullanılarak basamak lehimleme mümkün olabilir [36]. Baz metalleri önemli ölçüde

etkilemeyen alaşımlar, ince kesitlerin lehimlenmesi için daha uygundur. Doldurucu metal homojen olmayan bir mikro yapıya sahip ise, erime homojen olarak gerçekleşmez ve baz metalde lokalize erozyonlar oluşabilir [11, 68, 77].

Baz metallerin ıslanması, alaşıma uygun bir metal eklenerek geliştirilebilir. Kalay; demir, nikel ve diğer birçok alaşımın ıslanmasını kolaylaştırır. Bakır, gümüşün etkilemediği demirli metalleri ıslatır, bakır-gümüş alaşımları bu nedenle gümüşün tek başına ıslatamadığı çelikleri lehimleyebilir [79, 80]. Çinko, demirli alaşımların ve indiyumun ıslanmasını artırır. Alüminyum, alüminyum alaşımlarının ıslanmasını artırır. Seramiklerin ıslanması için, seramik ile kimyasal bileşikler oluşturabilen reaktif metaller (örneğin titanyum, vanadyum, zirkonyum gibi) lehime eklenebilir [36].

Baz metallerin çözünmesi, lehimleme alaşımında zararlı değişikliklere neden olabilir. Örneğin, alüminyum-bronzlardan çözünen alüminyum, lehimi gevrekletirebilir. Lehime nikel eklenmesi bu durumu engelleyebilir [81, 82]. Diğer yandan lehim alaşımı ve baz metal arasında da zararlı etkileşimler olabilir. Lehim alaşımındaki fosforun varlığı, demir ve nikelin kırılgan fosfitlerinin oluşmasına yol açabilir. Bu nedenle fosfor, nikel ve demir alaşımlarını lehimlemek için uygun değildir. Bor ise, özellikle gren sınırları boyunca, baz metallere yayılma eğilimi gösterir ve kırılgan boritler oluşturabilir [83].

Lehim metali ve ana metal arasında ve özellikle birbirine benzemeyen farklı baz metaller arasında galvanik korozyonu önlemek için dikkatli olunmalıdır [75, 76]. Alaşım ara yüzünde bulunan kırılgan metal içi bileşiklerin oluşumu bağlantı bölgesinde hasara neden olabilir. Islatmada, lehimler ana metalden elementleri serbest bırakabilirler [38, 84]. Örneğin, alüminyum-silikonlu silisyum, silisyum nitrürü ıslatır, yüzeyi ayırır, böylece silikon ile reaksiyona girebilir ve eklem ara yüzeyi boyunca boşluklar oluşturabilen ve gücünü azaltabilen azotu serbest bırakır. Titanyum içeren nikel-altın lehim, silisyum nitrürü ıslatır ve yüzeyiyle reaksiyona girerek titanyum nitrür oluşturur ve serbest kalan silikon; daha sonra kırılgan nikel silikatlar ve ötektik altın-silikon fazını oluşturur; Elde edilen bağlantı zayıftır ve beklenenden daha düşük sıcaklıkta erir [85].

Metaller, bir baz alaşımından diğerine yayılarak, kırılganlığa veya korozyona neden olabilir. Bunlara bir örnek, alüminyum-bronzun bir alüminyum alaşımdan bir demir alaşımına katılmasıdır. Bunu engellemek için bakır bir tabaka gibi difüzyona engel olacak bir bariyer kullanılabilir [36]. Korozyonu engellemek için de soy metalden bir tabaka oksijen bariyeri olarak kullanılabilir. Oksitlerin oluşumunu önler ve lehimin

akışını kolaylaştırır. Lehimleme sırasında, soy metal tabaka, doldurucu metalde çözülür. Paslanmaz çeliklerin bakır veya nikel kaplaması aynı da işlevi yerine getirir [85].

Bakır lehimlemede, indirgeyici bir atmosfer (veya indirgeyici bir alev), metaldeki oksijen artıkları ile reaksiyona girebilir; bunlar, bakır oksit inklüzyonları olarak bulunur ve kırılabilirliğe neden olur. Alevde veya atmosferde yüksek sıcaklıkta bulunan hidrojen, oksit ile reaksiyona girerek metalik bakır ve su buharı oluşturur. Buhar kabarcıkları, metal yapıda yüksek basınç uygulayarak çatlaklara ve bağlantı bölgesinde pörözite (gözeneklilik) yol açar [85]. Oksijen içermeyen bakır, bu etkiye karşı hassas değildir, ancak elektrolitik bakır veya yüksek iletkenlikli bakır gibi en kolay temin edilebilir bakırlar bu etkiye karşı hassastır. Gevrekleşmiş bağlantı daha sonra herhangi bir deformasyon veya bozulma belirtisi olmaksızın ani ve şiddetli bir biçimde bozulabilir [65].

Birçok lehimleme yöntemi tanıtılmış olmasına rağmen dış hekimliğinde yaygın olarak iki yöntem kullanılmaktadır. Bunlar; Konvansiyonel (Gaz) Lehimleme ve Lazer ile Lehimlemedir.

2.7.1 Konvansiyonel (Gaz) lehimleme yöntemi

Dış hekimliğinde alaşımların birleştirilmesinde kullanılan yaygın yöntem alevle lehimlemedir. "American weldeng society"e göre 425°C altındaki lehimlemeye "soldering", 425°C'nin üzerindeki lehimlemeye "welding" denilmektedir. Bunlar daha çok altın ve gümüş lehimleri için kullanılmaktadır. Lehimleme işlemi için küçük barlar ara materyal olarak kullanılmaktadır. Alev ile yapılan lehimlemelerde komşu alaşımların yapısında değişiklikler olmakta ve komşu metal zarar görebilmekte, buna bağlı olarakta düşük gerilme direnci olduğu belirtilmektedir. Torch aletinin kullanımıyla, komşu alaşımların lehimlenmesi için gerekli olan hidrojen-oksijen gazı elktrokimyasal olarak elde edilmektedir. Lehim aralığında oluşan boşluklar ve düşük korozyon direnci özelliklerinden ötürü yeni tekniklere ihtiyaç duyulmuştur. Ancak maliyetinin uygun olması, ayrı bir cihaz gerektirmemesinden ötürü halen sık uygulanan lehimleme metodudur [64, 86-88].

Gaz lehimleme, kullanımda en yaygın kullanılan lehimleme yöntemidir. Küçük veya büyük malzemelerle her alanda kullanılabilir. Yanıcı bir gaz yakılarak metal parçalar ısıtılır ve doldurucu bir metal kullanılarak ya da kullanılmadan, basınçlı veya basınçsız olarak sıcaklık artışı ile lehimleme gerçekleştirilir. Kullanılan en eski ve en yaygın yöntemlerden biri olduğu için konvansiyonel lehimleme olarak da adlandırılmaktadır. Gazın yanması sonucunda alev şalöme veya torçtan çıkar. Sıcaklık alevin her yerinde homojen değildir. Gaz lehimleme, manuel, makine ile veya otomatik olarak uygulanabilir. Manuel lehimleme, ısıtmanın yapıldığı derzin üzerine veya yakınına yerleştirilmiş bir gaz alevi kullanılarak ısının uygulandığı bir prosedürdür [88].

Torç, operasyonun tamamen manuel olup olmadığına veya bir miktar otomasyona sahip olmasına bağlı olarak elle tutulabilir veya sabit bir konumda tutulabilir. Manuel lehimleme, çoğunlukla küçük üretim hacimlerinde veya parça boyutunun veya yapılandırmanın diğer lehimleme yöntemlerini imkânsız kıldığı uygulamalarda kullanılır. En önemli dezavantajı, metotla ilişkili yüksek işçilik maliyeti ve kaliteli lehimli bağlantıların elde edilmesi için gerekli uygulayıcı becerisidir. Oksitlenmeyi önlemek için akışkan materyal kullanımı gereklidir [85].

Gaz ile lehimlemede yanıcı gaz olarak oksijen ve oksijenle birlikte hidrojen, asetilen, propan gibi diğer gazların kombinasyonları kullanılabilir [89].

2.7.2 Lazer lehimleme yöntemi

Lazer ile lehimleme kızılötesi ışık spektrumunun kullanımına dayalı bir teknolojidir. Lehim bölgesinde ısı konsantrasyonu oluşturarak metalin lokal olarak erimesine olanak sağlamaktadır. Dental alaşımların lehimlenmesinde lazer ışınlarının salınması için neodmiyum (Nd) ile güçlendirilmiş yttriyum alüminyum garnet kristalleri (YAG) kullanılmaktadır[14, 90-93]. Buradaki radyasyonun dalga uzunluk aralığı 1064 nm ile sınırlıdır [94].

Lazer ile lehimleme diş hekimliğinde kullanılan diğer geleneksel lehimleme seçeneklerine göre çok sayıda avantaja sahiptir ve bu nedenle yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Bu avantajlar;

- 1- Etkin çalışmanın sağlanabilmesi ve zamandan tasarruf,
- 2- Prosedürün direkt olarak modeller üzerinde uygulanabilmesi böylece modelin kopyalanmasından ötürü oluşabilecek muhtemel distorsiyondan kaçınılması [95-98],
- 3- Korozyona dirençli ara materyal kullanmadan birleştirme teknolojisi,
- 4- Homojen yapı sağlanabilmesi,
- 5- Yüksek mekanik dayanıklılık,
- 6- Isıdan küçük bir alanın etkilenmesi, daha düşük deformasyon,
- 7- Plastik ve seramik materyallere yakın çalışılabilmesi,
- 8- Kırılmış apareylerin tamirine olanak sağlayabilmesidir [10, 99].

Lazer terminolojisinde 4 temel prensip mevcuttur;

- 1- Atım enerjisi: Tüm lazerler belli bir enerjiye sahiptir ve bu “Joules=Watt-saniye” şeklinde belirtilmektedir.
- 2- Atım gücü: Zaman başına geçen enerji anlamına gelmektedir ve “J/sec=Watt (veya kJ/sec=Kw)” şeklinde belirtilmektedir.
- 3- Atım voltajı ve Atım süresi: Atım voltajı lehimin derinliğini belirleyen faktördür. Voltajı arttırmak lehim derinliğini artırırken, voltajı azaltmak lehim derinliğini azaltır. Atım süresi (0,5-20 ms), lazer atımının çalıştığı aralıktır. Bu süre lehim yerinin çapını ve lehimin gücünü etkiler. Voltaj ve atım süresi birbiriyle ilişkili faktörlerdir ve materyalin kalınlığına ve kompozisyonuna göre uygun şekilde ayarlanmalıdır. Genel bir kural olarak, bu iki parametre arasında büyük farklılıklardan kaçınılmalıdır (örneğin çok yüksek voltaj ve çok düşük atım süresi veya çok düşük voltaj ve çok yüksek atım süresi).
- 4- Fokus: Fokus ayarlaması lazer ışınlarının çapını uyumlamak için gereklidir. Çalışma sahasında lazer ışınlarının çapı fokus azaltılarak veya artırılarak ayarlanabilir. Fokal noktada lazer ışınlarının çapı 0,2 ile 2,0 mm arasında değişkenlik gösterir. Çok küçük bir alanda bile fokus çapı düşürülerek lazer ile lehimleme yapılabilir ancak bu durum konvansiyonel lehimlemede mümkün değildir. Lehimleme için en ideal fokus çapı 0,6 ile 0,8 mm arasındır, ancak bu çalışma şartlarına göre değiştirilebilir[70].

Lazer lehimlemenin lazer-hibrit lehimleme olarak bir alt türü bulunmaktadır. Bu lehimlemede lazer lehimlemenin ışını bir elektrik ark kaynağı ile birleştirilir. Bu yöntemde elektrik ark bağlantıyı doldurmak için erimiş metal sağlar ve lazer elektrik ark ile elde edilen lehimlemeden daha hızlı ve daha kaliteli bir lehim oluşturur [100].

Lazer lehimlemede en yaygın kullanılan iki lazer vardır. Bunlar; katı hal lazerleri (Yakut lazerler veya Nd: YAG lazerler gibi) ve gaz lazerleridir. Katı hal lazerleri bazı katı ortamları kullanırlar. Sentetik yakut (alüminyum oksit içinde krom), camda neodimyum (Nd:cam) ve en yaygın tip, itriyum alüminyum grenada neodimyum (Nd: YAG) katı hal lazerlerine örnektir [10, 101]. Gaz lazerleri, bir ortam olarak helyum, azot ve karbondioksit (CO₂ lazer) gibi gaz karışımlarını kullanır. Ancak türden bağımsız olarak, ortam uyarıldığında foton yayar ve lazer ışını oluşturur [15, 102].

Katı hal lazer

Katı hal lazerleri, 1 mikrometrelik dalga boyunda çalışırlar, gaz lazer lehimleme için kullanılandan çok daha kısadır ve sonuç olarak operatörlerin özel gözlük takmaları veya retina hasarını önlemek için koruyucu siper kullanmaları gereklidir. Nd: YAG lazerler hem kesintili hem de sürekli modda çalışabilir, ancak diğer tiplerin çalışması kesintili mod ile sınırlıdır. Orijinal ve hala popüler olan katı hal tasarımı, yaklaşık 20 mm çapında ve 200 mm uzunluğunda bir çubuk şeklindeki tek bir kristaldir ve uçları düzdür [103]. Bu çubuk, ksenon veya kripton içeren bir flaş tüpü ile çevrilidir. Yanıp söndüğünde, lazer tarafından yaklaşık iki milisaniye süren bir ışık sinyali verilir. Disk şeklindeki kristallerin kullanımı artmaktadır ve flaş lambalar yüksek verimleri nedeniyle diyot lazer kullanımını arttırmıştır. Yakut lazerler için tipik güç çıkışı 10–20 W, Nd: YAG lazer ise 0,04–6000 W arasındadır. Lazer ışınını lehim alanına iletmek için genellikle fiber optik kullanılır [102, 103].

Gaz lazer

Gaz lazerler, lazer ortamı olarak kullanılan gaz karışımını harekete geçirmek için gerekli enerjiyi sağlamak için yüksek voltajlı, düşük akımlı güç kaynakları kullanır. Bu lazerler hem sürekli hem de kesintili modda çalışabilir ve CO₂ gazı lazer ışınının dalga boyu 10,6 µm ve derin kızılötesidir [104]. Fiber optik kablo bu dalga boyundaki ışını emer ve yok olur. Bu nedenle gaz lazerlerde sert bir lens ve ayna dağıtım sistemi kullanılır. Gaz lazerleri için güç çıkışları, katı hal lazerlerinden çok daha yüksek olabilir ve 25 kW'a ulaşabilir [105, 106].

2.8 Malzemelerin fiziksel özellikleri ve uygulanan fiziksel testler

Diş hekimliğinde değişik restoratif materyaller kullanılmakta ve üretici firmalar tarafından bu materyallerin özellikleri geliştirilmektedir. Materyallerdeki bu gelişim ve değişimler, materyallerin mekanik özelliklerine yönelik olmaktadır. Dental restorasyonların klinik başarısında, kullanılan materyalin özellikleri önemli rol oynar. Materyallerin özellikleri, stabilitesinin ve ömrünün öngörülebilmesi için değerlendirilmelidir. Araştırmalarda kullanılan mekanik testler sayesinde dental materyallerin yapısal özellikleri incelenebilmektedir.

Materyallerin Mekanik Özellikleri

Gerilim (Stress): Bir cisme dışarıdan kuvvet uygulandığında o cismin içinde meydana gelen eşit şiddette ve zıt yöndeki kuvvet olarak tanımlanmaktadır [74, 107]. Cisme uygulanan kuvvetin yönüne göre 3 farklı şekilde gerilim meydana gelir:

Çekme Gerilimi (Tensile Stress): Cisimde, gelen yükün yönünde uzamaya neden olacak deformasyona karşı koyan iç kuvvettir.

Basma Gerilimi (Compressive Stress): Cismi sıkıştıran veya kısaltan yükün neden olduğu deformasyona karşı koyan kuvvettir.

Makaslama Gerilimi (Shear Stress): Cismin parçasını diğer parçasının üzerinde kaydıracak yöndeki kuvvetin neden olduğu deformasyona karşı koyan kuvvettir[107].

Gerinim (Strain): Bir cisme dışarıdan bir kuvvet uygulandığı zaman cisimde meydana gelen boyutsal değişimdir. Boyutsal değişimin birim boyuta oranı ile ölçülür. Uygulanan kuvvet ile cisimde meydana gelen boyutsal değişim plastik veya elastik karakterde olabilir. Uygulanan kuvvet kaldırıldığında boyutsal değişim ilk haline dönüyorsa oluşan deformasyon elastiktir, ilk haline dönmüyorsa ve kalıcı değişiklik meydana geliyorsa plastiktir.[107]

Elastik Modül (Elastic Modulus, Young's Modulus): Maddenin elastikliğinin bir ölçümüdür. Young's Modulus olarak da isimlendirilir. Bir materyale gerilim ya da baskı kuvveti uygulandığı zaman materyalin elastiklik sınırları dahilindeki sertliği demektir. Elastiklikten çok rijitliği belirleyen bir özelliktir.[107]

Sertlik (Hardness): Materyalin plastik deformasyona ve penetrasyona karşı gösterdiği dirençtir. Başka bir ifade ile sertlik materyalin aşınmaya ve abrazyona direnci olarak tanımlanabilir[108].

Yorgunluk Dayanımı (Fatigue strength): Bir maddenin, kısa süreli küçük ve siklik darbelere karşı gösterdiği dirençtir. Bir kez uygulandığında kırılmaya neden olmayan bir yükün tekrarlanarak uygulanması sonucu materyalin dayanıklılığı azalabilir ve ani kırığa neden olabilir. Buna yorgunluk dayanıklılığı adı verilir [108].

Bükülme Dayanımı (Flexural Strength): Bir kirişin iki ucu desteklenerek ortasından kuvvet uygulandığı zaman, o kirişin gösterdiği mukavemettir [108]. Basma, makaslama ve çekme gerilimlerinin aynı anda olduğu bükülme testleri ile materyallerin dayanımı ile ilgili tekrarlanabilir güvenilir sonuçlar elde edilebilir. Ve bu sonuçlara göre farklı materyallerin dayanıklılıkları karşılaştırılabilir [36]. Bükülme dayanımı, kırılma ile ilişkili mekanik bir özelliktir, çekme kuvvetlerine karşı restorasyonun dayanımının bir ölçüsüdür. Yüksek bükülme dayanımına sahip materyaller, restorasyonun kırılmaya karşı daha az hassasiyete sahip olmasını sağlar [109, 110].

2.9 Hipotez

Bu araştırmanın hipotezi konvansiyonel, lazer sinterleme veya CAD/CAM olmak üzere üç farklı yöntemle elde edilen ve konvansiyonel ve lazer lehimleme olmak üzere iki yöntemle lehimlenen Co-Cr altyapılarının fiziksel ve mekanik özellikler açısından benzer olduğu yönünde kurulmuştur.

2.10 Amaç

Bu tez çalışmasının amacı, konvansiyonel, lazer sinter veya CAD/CAM olmak üzere üç farklı yöntemle elde edilen ve konvansiyonel ve lazer lehimleme olmak üzere iki yöntemle lehimlenen Co-Cr altyapılarının fiziksel ve mekanik özelliklerinin karşılaştırılmasıdır.



3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu doktora tez çalışması, farklı yöntemlerle üretilen metal alt yapılar ve bu yapıların mekanik ve fiziksel özelliklerinin belirlenmesini içeren bir laboratuvar araştırmasıdır. Bu çalışmada metal altyapıların üretilmesi için Co-Cr alaşımı kullanılmıştır. Bu alt yapılar, fiziksel ve mekanik testlerin uygulanabilirliğini arttırmak ve örnek büyüklüğünün standardizasyonunu sağlamak amacıyla ‘dumble’ formunda üretilmiştir.

Üretim ve lehimleme teknikleri olarak aşağıda belirtilen yöntemler kullanılmıştır:

Üretim yöntemleri;

- 1- Konvansiyonel döküm
- 2- Lazer Sinterleme Yöntemi
- 3- CAD/CAM Yöntemi

Lehimleme Yöntemleri;

- 1- Konvansiyonel Lehim Yöntemi
- 2-Lazer Lehim Yöntemi

Konvansiyonel döküm üretim grubu için 24 adet örnek (2x4x25 mm) üretilmiştir. Bu 24 örnekten sekiz tanesi, herhangi bir ilave işleme maruz bırakılmadan (K:kontrol grubu) doğrudan çekme testine tabi tutulmuştur.

İkinci sekizli örnek için konvansiyonel lehimleme kullanılmıştır. Bunun için örneğin ortası cetvelle ölçülerek belirlenmiş ve örnek ikiye ayrılmıştır. Ayrılan parçaların birleştirilmesi konvansiyonel lehimleme ile gerçekleştirilmiştir. Örnekler daha sonra çekme testine tabi tutulmuştur.

Üçüncü ve son sekizli örnek için lazer lehimleme yapılmıştır. Örnekler yine ortalarından ikiye ayrılmış ve bu parçalar lazer lehimleme ile tekrar birleştirilmiştir. Örnekler daha sonra çekme testine tabi tutulmuştur.

Yukarıda bahsedilen işlemler lazer sinter ve CAD/CAM gruplarına da uygulanmıştır. Dolayısıyla, çalışmanın 3 ana grubu ve 3 alt grubu olmak üzere toplamda 9 çalışma grubu oluşturulmuştur. Çalışma grupları tablo 3-1’de gösterilmiştir.

Tablo 3-1: Çalışma grupları

Üretim teknikleri/ Lehimleme teknikleri	Konvansiyonel döküm (KD)	Lazer sinter (LS)	CAD/CAM (CD)
Kontrol grubu (K)	KD-K 8 örnek	LS-K 8 örnek	CD-K 8 örnek
Konvansiyonel lehim (KL)	KD-KL 8 örnek	LS-KL 8 örnek	CD-KL 8 örnek
Lazer lehim (LL)	KD-LL 8 örnek	LS-LL 8 örnek	CD-LL 8 örnek

3.1 Deney örneklerin üretilmesi

3.1.1 Konvansiyonel Döküm ile hazırlanan deney örnekleri

İlk olarak örnekler mumdan şekillendirilerek 2x4x25 mm olacak şekilde hazırlanmıştır. Hazırlanan mum örneklerine döküm yolu ve döküm hunisi bağlanmış ve revetman aşamasına geçilmiştir. Revetmana alma işlemi için fosfat bağlı revetman (Heraeus, Hanau, Almanya) kullanılmış ve manşet kalıp akışkan revetman ile doldurulmuştur. Manşette hava kabarcığı kalmaması için manşet kalıba iki dakika süresince vibrasyon uygulanmıştır. Manşet kalıplar daha sonra ön ısıtma işlemine tabi tutulmuş ve fırınlanmıştır (Infratherm-II AT, GMG Elektronik, Türkiye). Fırınlama sıcaklık ve süreleri; 25 dk'da 300°C'ye kadar ısıtma, 15 dk bekletme, 25 dk'da 900°C'ye kadar ısıtma ve 15 dk bekletme şeklinde uygulanmıştır. Ön ısıtma sonrasında manşet ön ısıtma fırınından çıkarılmış ve derhal indüksiyonlu ısıtma ve santrifüjlü döküm fırınına alınmıştır (Mikrotek, Ankara, Türkiye).

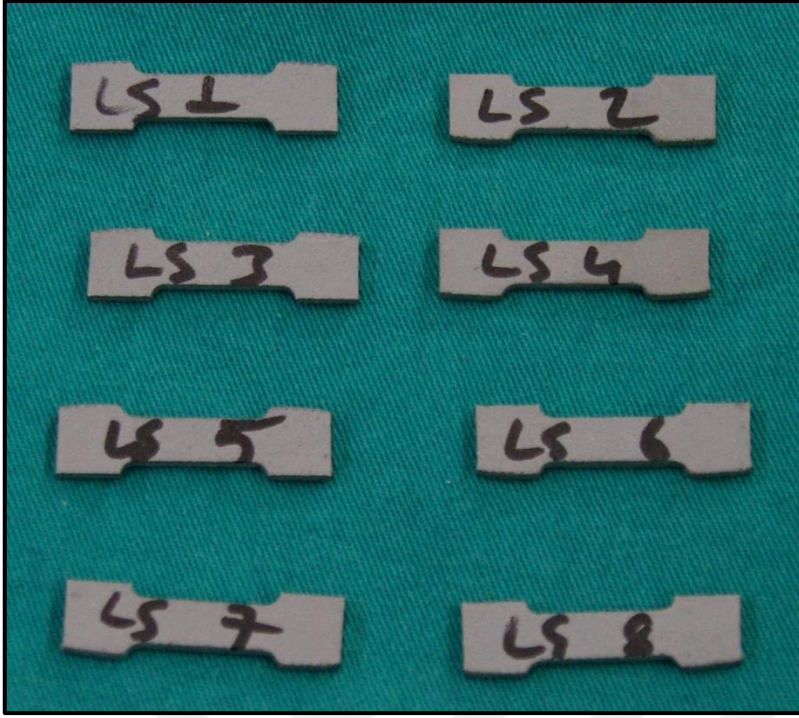
Döküm fırını 1400° C'de ısıtıldıktan sonra erimiş olan metal alaşımın santrifüjü ile döküm tamamlanmıştır. Döküm alaşımı için %100 saflıkta sırasıyla %65 Kobalt, %27 Krom, %5,5 Molibden ve %1'den az Karbon, Silisyum, Demir, Nikel gibi diğer elementlerden oluşan bir alaşım (Torr Dental, İstanbul, Türkiye) kullanılmıştır. Santrifüj 20 saniye süresince gerçekleştirilmiştir. Manşet soğutulduktan sonra revetman artıkları temizlenerek tesviye ve polisaj işlemleri gerçekleştirilmiştir. Örnekler porözite ve boyut açısından kontrol edildikten sonra eşit büyüklükteki örnekler deney için ayrılmıştır (Şekil 3-1).



Şekil 3-1: Konvansiyonel döküm işlemi ile hazırlanan deney örnekleri

3.1.2 Lazer Sinterleme ile hazırlanan deney örnekleri

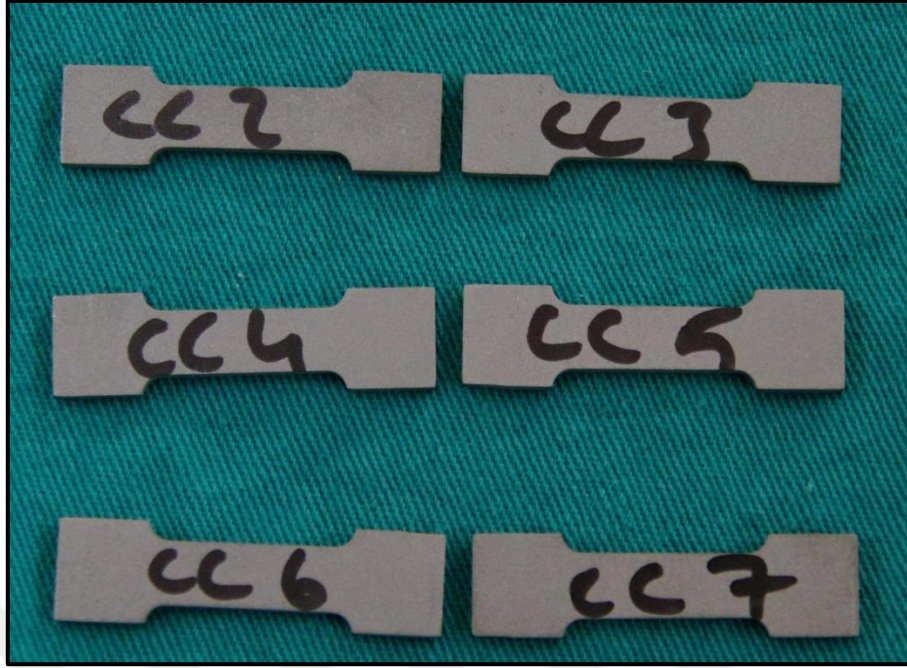
Lazer sinterleme ile hazırlanan örnekler için ilk olarak örnek tasarımı Mayka Expert (Picasoft, Vierzön, Fransa) programı ile gerçekleştirilmiştir. CAD verileri elde edildikten sonra metal altyapıların üretimi Concept Laser Sinter (Concept Laser, Lichtenfels, Almanya) ile gerçekleştirilmiştir. Co-Cr tozu için %60 Kobalt ve %28 Krom içeren bir toz karışım (Concept laser, Lichtenfels, Almanya) kullanılmıştır. Üretilen örnekler sonrasında sinterleme fırınına (Nabertherm, Lilienthal, Almanya) yerleştirilerek üretim tamamlanmıştır. Ürünlerin şekil ve boyutları kontrol edildikten sonra ürünler deney için ayrılmıştır (Şekil 3-2).



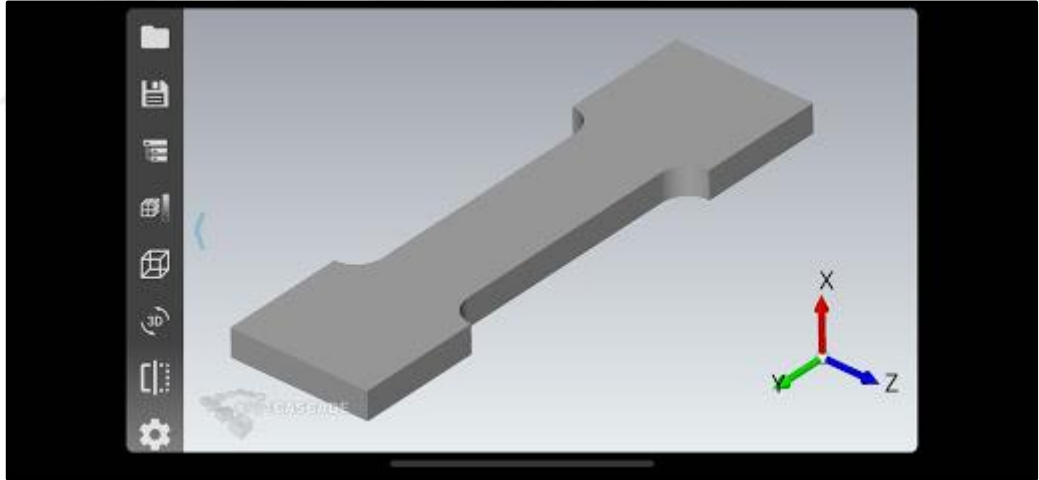
Şekil 3-2: Lazer sinterleme ile hazırlanan deney örnekleri

3.1.3 CAD/CAM ile hazırlanan deney örnekleri

CAD/CAM ile hazırlanan altyapılar için 3 boyutlu sanal model hazırlanmıştır. Sanal model için Mayka Expert (Picasoft, Vierzon, Fransa) programı kullanılmıştır. Tasarım bir program (Dental Wings Inc, Montreal, Kanada) ile fereze cihazına (Yenadent, İstanbul, Türkiye) aktarılmıştır. Co-Cr metal bir bloktan (%65 Kobalt ve %29 Krom, Magnum Lucens, Mesa, Travagliato, İtalya) oluşturulan tasarıma göre modeller azaltma yöntemiyle üretilmiştir. Üretilen modeller şekil ve boyutları kontrol edildikten sonra deney için ayrılmıştır (Şekil 3-3,3-4).



Şekil 3-3: CAD/CAM ile hazırlanan deney örnekleri



Şekil 3-4: CAD ile metal altyapı tasarlanması

3.2 Lehimleme işlemleri

Hazırlanan örnekler lehimleme yapılan ve yapılmayan olarak ayrıldıktan sonra konvansiyonel ve lazer lehimleme işlemleri gerçekleştirilmiştir. Lehimleme işleminden önce örnekler kumpas yardımıyla ölçülmüş ve örneklerin orta noktası belirlenmiştir. Daha sonra bir karbon separe yardımıyla örnekler işaretlenen noktadan bölünerek eşit iki parçaya ayrılmıştır.

3.2.1 Konvansiyonel lehimleme

Konvansiyonel lehimleme için oksijen-doğalgaz gaz karışımı kullanan bir sistem kullanılmıştır. İlk olarak lehimlenecek örnek parçaları düzgün bir yüzeyde sabitlenmiştir. Sabitlemeden sonra Co-Cr alaşım için %65/%28 Kobalt/Krom içeren bir lehim teli (StarWire, Scheftner, Mainz, Almanya) şalöme alevi ile eritilmiş ve ayrık parçaların bağlantısı sağlanmıştır (Şekil 3-5, 3-6, 3-7).



Şekil 3-5: Konvansiyonel lehimleme için kullanılan metal alaşım



Şekil 3-6: Konvansiyonel lehimleme için kullanılan şalöme



Şekil 3-7: Konvansiyonel lehim ile lehimlenen altyapılar

3.2.2 Lazer lehimleme

Lazer lehimleme için bir lazer cihazı (Evo100, Orotig, Verona, İtalya) (Şekil 3-8) kullanılmıştır. Lazer lehimleme cihazı 7 mm kristal büyüklüğüne ve 1064 nm dalga boyuna sahip olan, minimum 4,8 maksimum 55 kW güç üreten, 20 milisaniyede 100 jul güç çıkışına sahip olan ve 0,15-1,5 mm opsiyonel spot büyüklüğü bulunan bir cihazdır. Kullanılan lazer parametreleri ise; 10kW güç, 40mm mesafe, 0,6 mm spot genişliği ve 15 Hz frekans'tır.

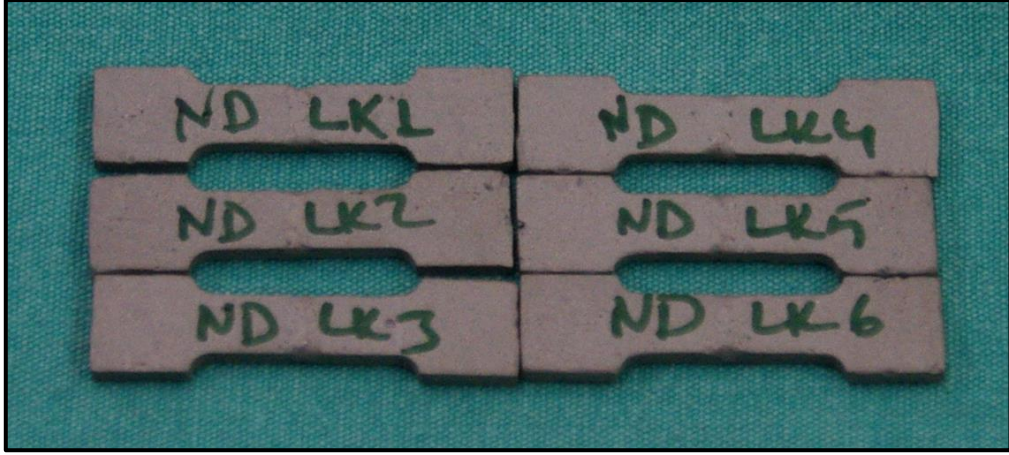
Lazer lehimlemede kullanılan Co-Cr alaşım teli %65/%28 Kobalt/Krom içeren lehim teli (StarWire, Scheftner, Mainz, Almanya) (Şekil 3-9) kullanılarak örnekler lehimlenmiştir (Şekil 3-10).



Şekil 3-8: Lazer lehimlemede kullanılan lazer cihazı



Şekil 3-9: Lazer lehimlemede kullanılan metal alaşım

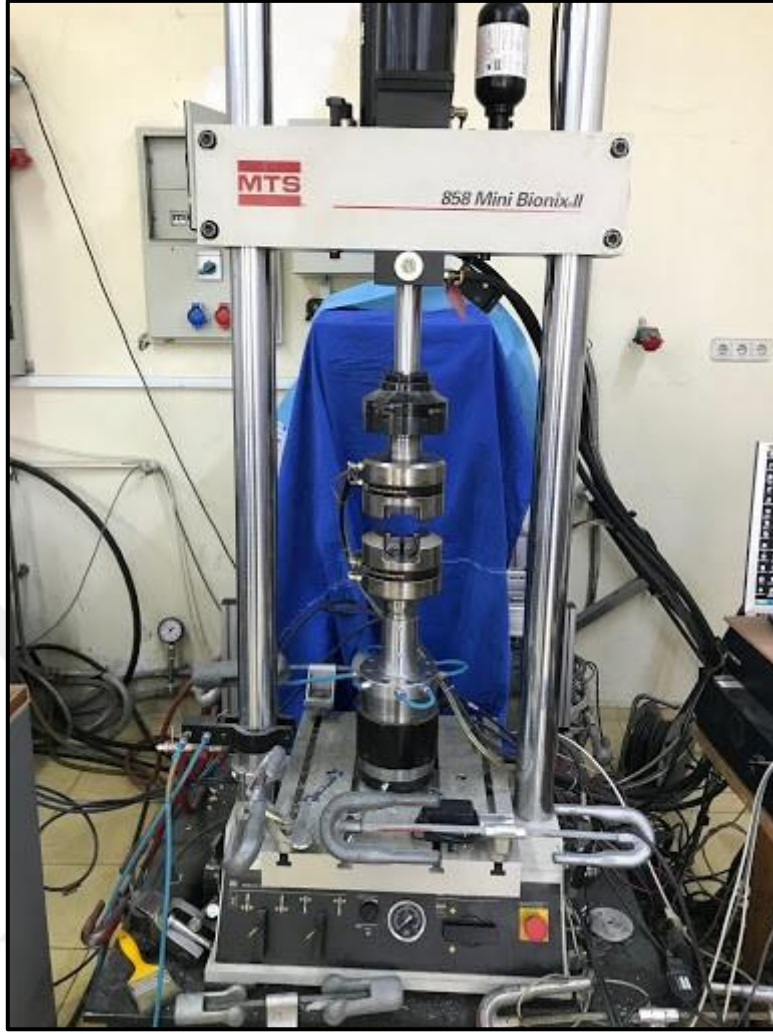


Şekil 3-10: Lazer ile lehimlenen altyapılar

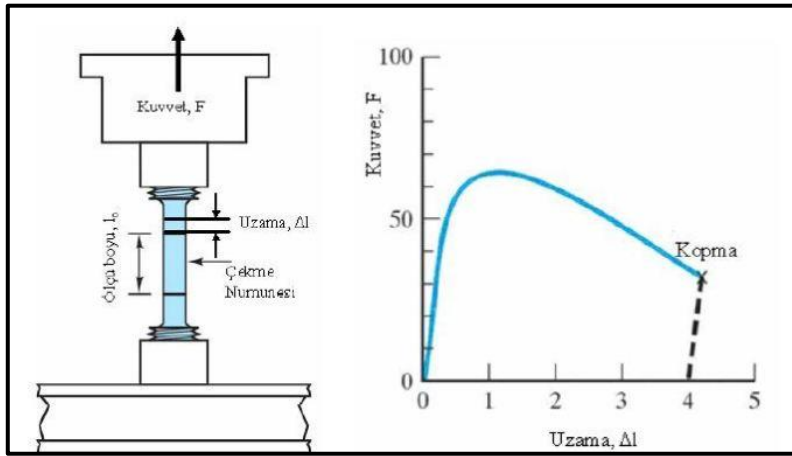
3.3 Mekanik testlerin Gerçekleştirilmesi

Gerime dayanımı testi İstanbul Teknik Üniversitesi Makine Mühendisliği Fakültesi Biyomekanik laboratuvarlarında MTS 858 Mini Bionix II (Model Numarası: 359.XX, Parça Numarası: 100-146-714, Rev: A, Seri Numarası: 10189576) kullanılarak yapılmıştır (Şekil 3-11). Bir kurulum senaryosu tasarlanmış ve istenen eksenel çekme testi programı yazılmıştır. Çekme testleri 2,5 Ton yük hücresi kullanılarak yapılmıştır (Model Numarası: 662.20D-05, Seri Numarası: 101824414, Eksenel Kapasite: 25000 N, Burulma Kapasitesi: 250 Nm, MTS System Corporation, 14000 Teknoloji Sürücüsü, Eden Prairie, MN ABD, 55344). Çekme testi sırasında, universal test cihazının hareketli çenesinin hızı 0,3 mm / dakika ve örnekleme oranı 10 Hz olarak ayarlanmıştır. Deney örnekleri, test sırasında hidrolik çenelerin yardımı ile hiçbir ayrılma olmayacak şekilde tutulmuştur. (MTS Hidrolik Kavrama Beslemesi, Model No685.22C, Seri No: 10189847, 3000psi -21.0 MPa)

Gerilme testi sırasında zaman, eksenel yer değiştirme ve eksenel kuvvet değerleri veri olarak kaydedilmiştir. Deney örnekleri zarar görene kadar deneylere devam edilmiştir. Excel program yardımı ile yük deplasman eğrileri çizilmiştir. Kırılma yükleri ve kırılmalarındaki yer değiştirmeler bu eğrilerden hesaplanmıştır. İstatistiksel değerlendirme bu değerlere göre yapılmış ve sonuçlar hesaplanmıştır (Şekil 3-12).



Şekil 3-11: Gerilme dayanımı testi için kullanılan cihaz



Şekil 3-12: Gerilme dayanımı testi

3.4 İstatistiksel Analiz

Bu araştırmanın verileri ortalama $\pm$ standart sapma olarak sunulmuştur. Tüm istatistiksel analizler bir istatistik programı (IBM SPSS, New York, ABD) yardımıyla gerçekleştirilmiştir. Verilerin normal dağılıma uygunluğu Kolmorov-Smirnov testi ile test edilmiştir. Bu test sonucunda normal dağılıma uygunluk gösteren verilerin istatistiksel analizi için One-Way ANOVA testi uygulanmıştır. Normal dağılıma uygunluk göstermeyen veriler için ise Mann-Whitney U ve Kruskal-Wallis testleri kullanılmıştır. $P < 0,05$ anlamlılık derecesi dikkate alınmıştır.



4. BULGULAR

Tüm örnekler eşit boyut ve şekilde üretilmiştir. Lehimlenecek örnekler ilk önce eşit mesafede olacak şekilde ortadan ikiye bölünmüştür. Konvansiyonel ve lazer lehimleme gerçekleştirilmiştir. Çalışma gruplarında gerilme dayanımı testi sonuçları tablo 4-1’de sunulmuştur.

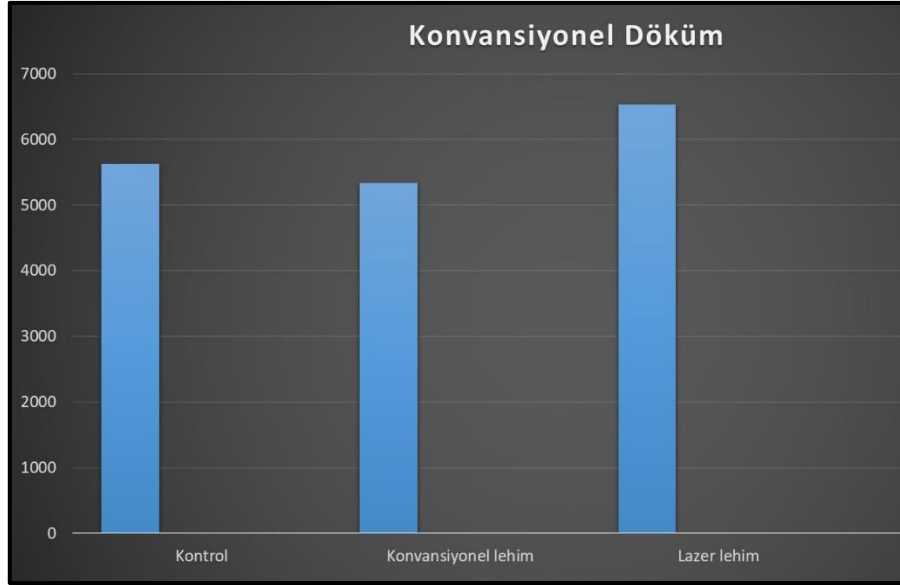
Tablo 4-1 2: Çalışma gruplarında gerilme dayanımı sonuçları

	Kontrol	Konvansiyonel lehim	Lazer lehim
Konvansiyonel döküm	5627,50±749,85	5331,25±995,22 (kontrole oranla %5 daha az)	6535,71±481,14 (kontrole oranla %15 daha fazla)
Lazer sinterleme	8706,25±1009,65	4695,00±1813,79 (kontrole oranla %47 daha az)	6550,38±1780,71 (kontrole oranla %25 daha az)
CAD/CAM	5537,14±421,37	4845,00±395,65 (kontrole oranla %13 daha az)	5028,57±536,45 (kontrole oranla %10 daha az)

(Değerler Newton olarak gösterilmektedir.)

4.1 Konvansiyonel döküm ile üretilen örneklerin grup içi karşılaştırılması

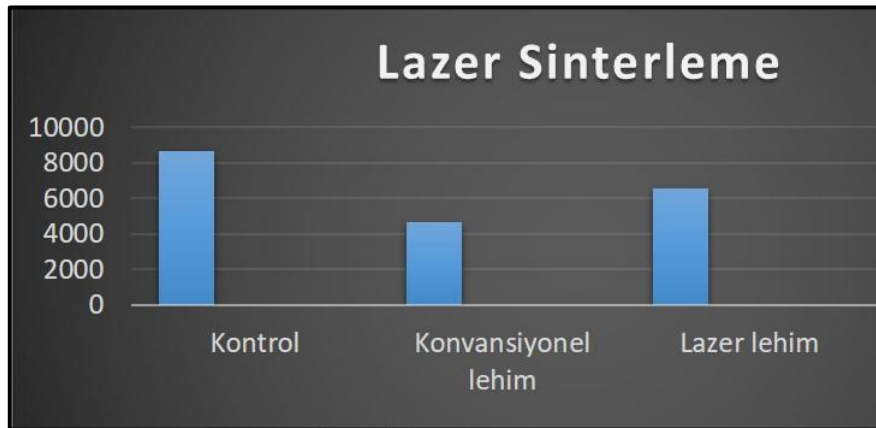
Konvansiyonel döküm grubunda lehim yapılmayan, konvansiyonel lehim ve lazer lehim yapılan örnekler karşılaştırıldığında gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p<0.05$)(Şekil 4-1). Lehim yapılmayan grup, lazer lehim yapılan gruba oranla anlamlı düzeyde düşük gerilme dayanımı göstermiştir ($p<0.05$). Lazer lehim grubunun en yüksek gerilme dayanıma sahip olan grup olduğu gözlenmiştir. Lazer grubu ile konvansiyonel lehim grubu arasındaki farklılık da istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.05$). Lazer lehimleme kontrol grubuna oranla daha yüksek gerilme dayanımı gösterdiğinden lazer lehimlemenin metal altyapıyı güçlendirdiği söylenebilir.



Şekil 4-1: Konvansiyonel döküm grubunda lehimleme gruplarının gerilme dayanımları

4.2 Lazer Sinterleme ile üretilen örneklerin grup içi karşılaştırması

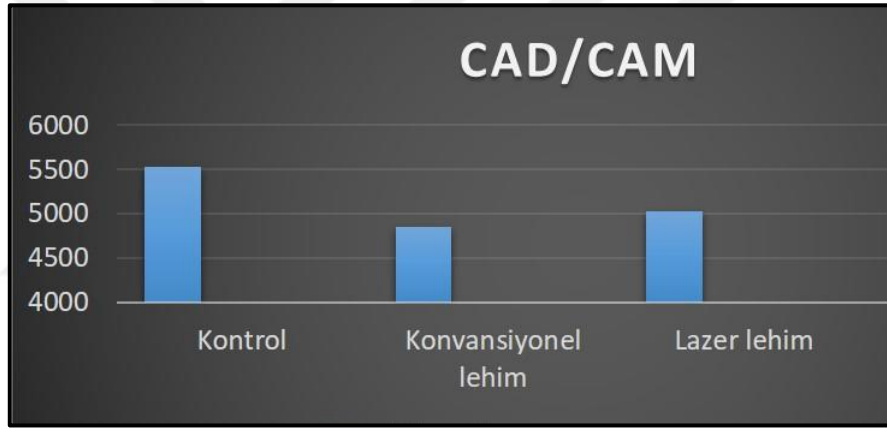
Lazer sinterleme grubunda kontrol, konvansiyonel ve lazer ile lehimlenen gruplar karşılaştırıldığında gruplar arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0.05$) (Şekil 4-2). Lazer sinter ile üretilen lehimlenmemiş örneklerin çalışmadaki en yüksek gerilme dayanımlarına sahip örnekler olduğu görülmüştür. Lazer sinterle üretilmiş lehimlenmemiş örnekler, konvansiyonel lehim ve lazer lehim ile karşılaştırıldıklarında gruplar arasındaki farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0.05$). Konvansiyonel lehim yapılan örneklerin grup içinde en düşük gerilme dayanımına sahip olan örnekler olduğu gözlenmiştir. Konvansiyonel lehim ve lazer lehim grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p > 0.05$).



Şekil 4-2: Lazer sinterleme grubunda lehimleme gruplarının gerilme dayanımları

4.3 CAD/CAM ile üretilen örneklerin grup içi karşılaştırması

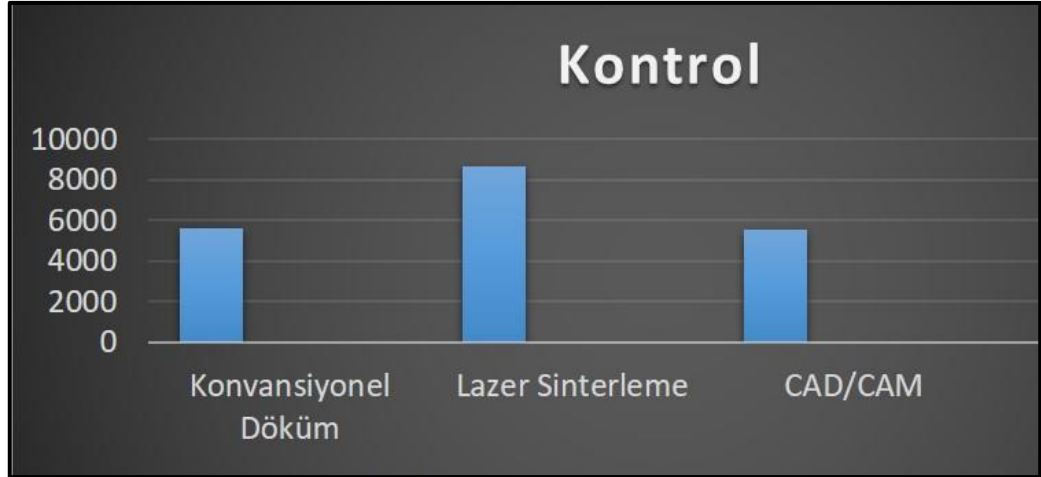
CAD/CAM ile üretilen örneklerin grup içi karşılaştırmaları yapıldığında istatistiksel olarak anlamlı farklılık sadece lehimlenmeyen grup ile konvansiyonel lehim grubunda bulunmuştur ($p < 0.05$) (Şekil 4-3). Lehimlenmeyen grup ile lazer lehim grubunun ve de lazer lehim grubu ile konvansiyonel lehim grubunun gerilme dayanımları benzer bulunmuştur. Diğer karşılaştırmalardaki farklılıklar istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p > 0.05$). Genel olarak CAD/CAM ile üretilen örneklerin gerilme dayanımları yüksek bulunmamıştır. Özellikle konvansiyonel lehim grubu en düşük gerilme dayanımına sahip gruptur.



Şekil 4-3: CAD/CAM grubunda lehimleme gruplarının gerilme dayanımları

4.4 Lehimlenmeyen kontrol örneklerin grup içi karşılaştırması

Konvansiyonel döküm, lazer sinterleme ve CAD/CAM ile üretilen örnekler Kruskal-Wallis testi karşılaştırıldığında örneklerin en az ikisi arasında gerilme dayanımında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p < 0,05$). Mann Whitney U testi ile ikili karşılaştırmalar yapıldığında konvansiyonel döküm ile lazer sinterleme grupları arasında anlamlı farklılık tespit edilmiştir ($p < 0,05$). Ek olarak lazer sinterleme ile CAD/CAM grupları arasında da anlamlı farklılık bulunmuştur ($p < 0,05$) (Şekil 4-4). Lehimlenmeyen örnekler arasında en yüksek gerilme dayanımı lazer sinterleme ile üretilen örneklerde tespit edilmiştir. Sırasıyla konvansiyonel döküm ve CAD/CAM ile üretilen örnekler daha düşük gerilme dayanımlarına sahip bulunmuştur. Diğer karşılaştırmalarda farklılıklar istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p > 0,05$).



Şekil 4-4: Kontrol grubunda üretim yöntemlerine göre gerilme dayanımları

4.5 Konvansiyonel olarak lehimlenen örneklerin grup içi karşılaştırması

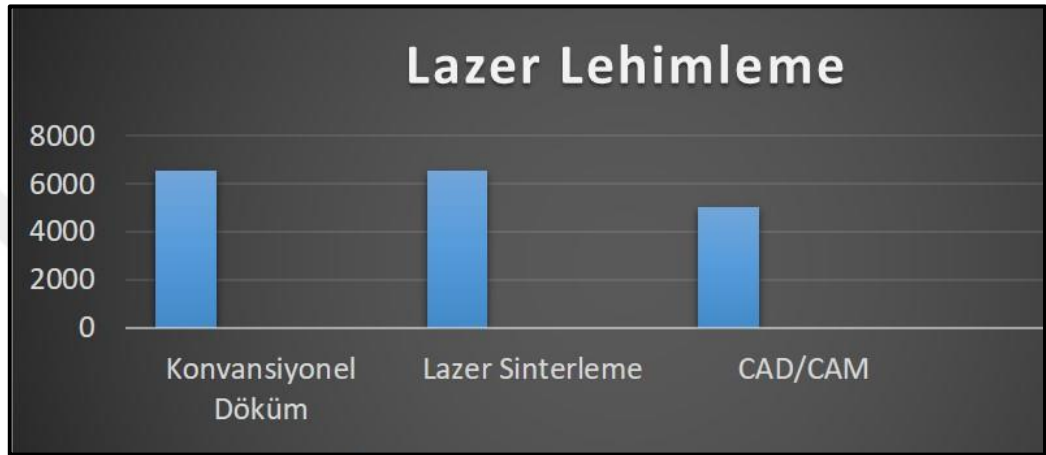
Konvansiyonel olarak lehimlenen örnekler grup içi olarak karşılaştırıldığında gruplar arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0.05$). Konvansiyonel lehimleme sonrasında konvansiyonel döküm, lazer sinterleme ve CAD/CAM yöntemleri ile üretilen örneklerin gerilme dayanımları istatistiksel olarak benzer bulunmuştur ($p>0.05$). Ancak konvansiyonel lehimleme sonrasında lazer lehimlemenin aksine lehimleme işlemi, materyali güçlendirmemiş ve örneklerin gerilme dayanımı azalma eğilimi göstermiştir (Şekil 4-5).



Şekil 4-5: Konvansiyonel lehimleme grubunda üretim yöntemlerine göre gerilme dayanımları

4.6 Lazer ile lehimlenen örneklerin grup içi karşılaştırması

Konvansiyonel döküm ve lazer sinterleme ve CAD/CAM ile üretilen örneklerden lazer ile lehimlenenler karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı farklılık sadece konvansiyonel döküm ve CAD/CAM grupları arasında gözlenmiştir ($p<0.05$). Konvansiyonel döküm ve lazer sinterleme ile lazer sinterleme ve CAD/CAM ile üretilen lazer ile lehimlenen örnekler benzer gerilme dayanımlarına sahip bulunmuştur ($p>0.05$) (Şekil 4-6).



Şekil 4-6: Lazer lehimleme grubunda üretim yöntemlerine göre gerilme dayanımları

5. TARTIŞMA

Kuron/köprü protezleri azalmış diş yapısının korunması, eksik dişlerin telafi edilmesi, çiğneme fonksiyonu ve estetiğin sağlanması gibi amaçlarla uygulanan protetik tedavilerdir. Bu tedavi kapsamında dişler, anatomik konturlar referans alınarak küçültülür ve metal destekli veya desteksiz kuron/köprü protezleri elde edilir. Geçmişten bu yana en sık yapılan kuron/köprü protezleri metal destekli porselen kuron köprü protezleridir [16].

Kuron/köprü protezlerinde metal altyapının kullanılmaması, estetik görünümde önemli bir avantaj sağlamasına rağmen protezin sağlamlığının azalmasına ve kırılabilirliğinin artmasına neden olmaktadır [111]. Metal destekli kuron/köprü protezlerinde ise metal altyapı proteze sağlamlık kazandırırken porselen de estetik görünüm sağlar. Metal altyapılar ise genellikle krom, kobalt veya nikel içeren alaşımlardan üretilirler [32, 74]. Nikel içeren alaşımlar özellikle allerjik reaksiyon olmak üzere oral patolojilere neden olabileceği için kullanımı Co ve Cr'a göre daha kısıtlıdır [37]. Bu nedenle, Co-Cr alaşımlar mekanik özellikleri ve fiyatlarının ucuzluğu sayesinde sıkça kullanılmaktadır [112]. Co-Cr alt yapı alaşımlarının Ni alaşımına oranla daha iyi bir pasif uyum ve daha küçük kenar boşluğu sağladığı bildirilmiştir. [113].

Co-Cr alaşımı protetik tedavilerde dayanıklılık açısından oldukça elverişli bir alaşımdır ve dental ve ortopedik uygulamalarda kullanılmaktadır [46]. Co-Cr metal altyapılar birkaç farklı yöntemle üretilmektedir. Bunlardan en eski ve en çok kullanılanı konvansiyonel döküm yöntemiyle üretilmesidir [114]. Döküm işleminin en önemli avantajı kolay elde edilebilir ve ucuz olmasıdır [115, 116]. Bu avantajı ile birlikte metal büzülmesi, daha fazla insan gücü ve işçilik gerektirmesi ve üretimin yavaş olması gibi dezavantajları da bulunmaktadır [32, 52]. Ayrıca, konvansiyonel döküm yönteminde kuron iç ve kenar boşluklarının dijital tekniklerle üretilen kuronlara oranla daha fazla olduğu ve bu nedenle çürük ve siman çözülmesi riskinin de daha yüksek olduğu bildirilmiştir [117]. Konvansiyonel döküm metalde en çok büzülmeye ve buna bağlı olarak oluşan uyumsuzluklara neden olan yöntemdir [118-120]. Konvansiyonel döküm işleminde uygulayıcıya bağlı hatalar giderilse bile, protetik tedavi için laboratuvarda geçen süre dijital teknolojilere oranla çok daha yüksektir [49]. Zaman ve işgücü kaybı ise bu yöntemin laboratuvarlarda kullanımını azaltan en önemli unsurdur. Modern çağla birlikte artan kuron/köprü protezi ihtiyacını daha hızlı, insan gücüne bağlı kalmadan hata payı daha düşük olarak üretebilmek amacıyla konvansiyonel döküme ek olarak lazer

sinterleme ve dijital tasarım ve üretim CAD/CAM yöntemleri de kullanılmaya başlanmıştır [50, 52, 57].

Lazer sinterleme, metal üretimindeki en yeni ve avantajlı teknolojilerden biri olarak kabul görmektedir ve çok ince tabakalar halinde bir iskelet yapısı ürettiğinden üç boyutlu yazıcı olarak da adlandırılmaktadır [8, 54]. Bu yöntemde CAD ile tasarlanmış bir modelin üretimi için toz tabanlı bir materyale yüksek güçte bir lazer ışını verilerek toz katı bir tabakaya dönüştürülür. Dijital tasarıma göre oluşturulan her tabakanın üstüne yeni bir tabaka oluşturularak elde edilen tabakalar birleştirilir. Dolayısıyla lazer sinterlemede makine işçiliği bulunmaz ve üretim kuron başına 3 dakika gibi çok hızlı bir şekilde gerçekleştirilebilir [8, 54].

Ventakesh ve ark. lazer sinterleme ile üretilen metal altyapılarının 3-14 μm parçacık büyüklüğüne sahip, hiçbir boşluk içermeyen çok yüksek yoğunlukta detaylı bir yapıya sahip olduğunu bildirmiştir [54-56]. Konvansiyonel döküm işlemindeki zaman alıcı, uğraştırıcı ve hata oranı yüksek işlemlerle karşılaştırıldığında, lazer sinterleme, CAD tasarımı ve hassas üretim süreci sayesinde sürekli ve istikrarlı bir iş kalitesine imkan verir [52, 55]. Wu ve ark. lazer sinterleme ile üretilen Co-Cr metal alaşımların akma ve gerilme dayanımı gibi mekanik dirençlerinin konvansiyonel döküm ile üretilen alaşımlara oranla daha yüksek olduğunu göstermiştir [8]. Üretilen malzemede gerilme dayanımı porselen bağlanma dayanımı gibi gelişmiş fiziksel özelliklere ek olarak, lazer sinterlemenin en önemli bir diğer avantajı ise kuron yapısının içinde homojen olarak oluşturulan siman film kalınlığı ve dolayısıyla daha iyi marjinal ve internal uyum olduğu bildirilmiştir [121, 122]. Kul ve ark. lazer sinterleme ve döküm ile üretilen metal altyapıların benzer bükülme dayanımına ve porselen bağlantısına sahip olduğunu ancak metalin birden fazla dökülmesi durumunda metalin yapısının olumsuz etkilendiğini ve porselen bağlantısının zayıfladığını göstermiştir [123].

Günümüzde sabit restorasyonların hızlı üretiminde bilgisayar destekli tasarım bilgisayar destekli üretim CAD/CAM teknolojisine sahip birçok sistem kullanılmaktadır. CAD yöntemi ile tarama ve tasarım yapıldıktan sonra metal bir bloktan aşındırma yaparak metal üniteler elde eden yeni bir yöntemdir. Bu sistem ile Co-Cr gibi ağır metaller, titanyum gibi döküm işlemi güç olan metaller, PMMA ve seramikler işlenebilmektedir [52].

CAD/CAM ve lazer sinterleme ile metal altyapı üretiminde, dijital yaklaşımın hassasiyeti sayesinde konvansiyonel döküm işleminde gözlenen bu büzülme minimaldir [94, 124]. Kuron restorasyonlarında uyum, iç ve kenar boşlukları ile ilgili çok sayıda çalışma bulunmaktadır ancak bu çalışmaların bulguları çelişkili olabilmektedir. Uçar ve ark. 124 döküm ve lazer sinterlemenin benzer sonuçlar sağladığını gösterse de CAD/CAM sisteminin lazer sinterleme ve konvansiyonel döküme oranla daha üstün bir uyum sağladığını belirten araştırmacılar da bulunmaktadır [60, 61, 94]. Tan ve ark. da CAD/CAM ve döküm işlemi ile üretilen metallerin benzer kenar boşluğuna sahip olduğunu göstermiştir [61].

Metal altyapılar hangi yöntemle üretilmiş olursa olsun, özellikle hareketli bölümlü protezlerde uzun süreli kullanıma bağlı fiziksel özelliklerde azalma görülmektedir [125].

Kullanıma bağlı olarak protetik metal altyapılarında zayıflama, kopma veya kırılma oldukça sık rastlanan bir durumdur. Bunun yanı sıra tek parça uzun köprülerde hekim ve laboratuvar hataları sonucunda oluşabilecek değişime bağlı olarak pasif uyumun sağlanamaması durumunda metal alt yapılar kesilip lehimlenerek birleştirilirler [64, 126-130].

Lehimleme, lehimlenecek parçalardan daha düşük ısıda eriyen benzer özelliklere sahip ancak farklı bir metal ile birleştirilmesi işlemidir [85].

Dış hekimliğinde kullanılan alaşımların birleştirilmesi işleminde birçok tekniken yararlanılmaktadır. Bunlar arasında konvansiyonel ve lazer lehim en çok tercih edilenlerdir [64].

Konvansiyonel lehimleme, en eski ve en yaygın kullanılan lehimleme yöntemidir. Küçük veya büyük malzemelerle her alanda kullanılabilir. Yanıcı bir gaz yakılarak metal parçalar ısıtılır ve doldurucu bir metal kullanılarak ya da kullanılmadan, basınçlı veya basınçsız olarak sıcaklık artışı ile lehimleme gerçekleştirilir [88].

Birleştirme metali birleştirilen parçalardan tamamen farklı özelliklere sahip olursa, örneğin soy olmayan bir metali soy bir metalle lehimlemek gibi, galvanik etkileşim ve korozyon oluşur ki bu da lehimlemede istenmeyen bir durumdur [10, 85, 127, 131].

Konvansiyonel lehimleme işleminde oluşabilecek dezavantajları gidermek amacıyla yeni tekniklere ihtiyaç duyulmuştur. Lazer lehim en güncel lehimleme tekniğidir. Lehim bölgesinde ısı konsantrasyonu oluşturarak metalin bölgesel olarak erimesine olanak sağlamaktadır. Dental alaşımların lehimlenmesinde lazer ışınlarının salınması için neodmiyum (Nd) ile güçlendirilmiş yttriyum alüminyum garnet kristalleri (YAG) kullanılmaktadır [91].

Bu tez çalışmamızın amacı konvansiyonel döküm, lazer sinterleme ve CAD-CAM ile üretilen metal altyapılara konvansiyonel ve lazer lehimleme yapıldığındaki çekme dayanımı değerlerinin karşılaştırılmasıdır.

Lazer ile lehimleme diş hekimliğinde kullanılan diğer geleneksel lehimleme seçeneklerine göre çok sayıda avantaja sahiptir ve bu nedenlerden ötürü kullanımı giderek artmaktadır. Diş hekimliğinde kullanılan lazer lehimin diğer lehimleme işlemlerine göre kolay, temiz ve hızlı olması, distorsiyonun minimal olması, lehimleme sırasında rövetmana almaya gerek duyulmaması, maliyetinin düşük olması ve ısıdan etkilenen alanın küçük olması tercih edilme sıklığını arttırmaktadır [132, 133].

Yapılan araştırmaların çok büyük bir kısmında titanyum alaşımlar ve Co-Cr alaşımlarının kullanıldığı çalışmalara rastlanmıştır. Literatürde lehim yöntemlerinin karşılaştırıldığı çalışmalarda yaygın olarak ‘dumble’ şeklinde örnekler kullanıldığı için, biz de çalışmamızda örnekleri bu şekilde hazırladık [134-138].

Çalışmamızda, konvansiyonel lehimleme tekniği ile lazer lehimleme tekniğini karşılaştırmayı amaçladık. Ülkemizde Co-Cr alaşımları yaygın olarak kullanıldığı için, bu alaşımı kullanmayı seçtik.

Örtörp ve ark. konvansiyonel döküm, lazer sinterleme ve CAD/CAM teknikleri ile ürettikleri metallerin kenar uyumlarını karşılaştırmış ve en iyi uyumun lazer sinterleme ile üretilen metal altyapılarda elde edildiğini bulmuştur [112]. Ayrıca, lazer sinterleme ile üretilen kuronlarda kurondaki kenar boşluğu konvansiyonel döküm ve CAD/CAM ile üretilen kuronlardaki kenar boşluğuna oranla çok daha az bulunmuştur [121]. Riedy ve ark. da lazer sinterleme ile üretilen metal altyapıların döküm ve CAD/CAM teknikleri ile üretilen altyapılara oranla daha iyi uyuma sahip olduğunu bildirmiş olsa da, Uçar ve ark. döküm ile lazer sinterlemenin kuronda benzer seviyede iç boşluğa sebep olduğunu bildirmiştir [94, 124]. Ayrıca, Papadiochou ve Pissiotis, lazer sinterlemenin Co-Cr metal altyapılarda CAD/CAM ve konvansiyonel döküme oranla daha küçük kenar boşluğu ve

daha iyi kenar uyumu sağladığını bildirmiştir ancak literatürde hangi yöntemin en iyi uyumu sağladığına dair ortak bir görüş birliği bulunmamaktadır [59].

Dijital üretim teknikleri laboratuvar işlerini kolaylaştırmış olsa da özellikle lazer sinterleme olmak üzere CAD/CAM sistemleri oldukça pahalı sistemlerdir. Ayrıca, dijital teknolojiler de uzmanlık ve teknisyenlik bilgisi gerektirmektedir. Ek olarak CAD/CAM sisteminde renk seçeneğindeki kısıtlamalar olabilmektedir. Bu nedenle lazer sinterleme ve CAD/CAM küçük ölçekli laboratuvarlar için uygun olmayabilir [51, 139]. Avantaj ve dezavantajlarına rağmen bu üç üretim tekniği de halen metal altyapı üretiminde sıkça kullanılmaktadır. Üretilen metalin dayanıklılığı karşılaştırıldığında ise bizim çalışmamızın sonuçlarına benzer olarak lazer sinterleme ile üretilen metal yapıların gerilme dayanımının konvansiyonel döküm ve CAD/CAM ile üretilen metal yapılara oranla daha dayanıklı olduğu tespit edilmiştir. Konvansiyonel döküm ve CAD/CAM sistemleri benzer dayanıklılıkta metal yapı üretirken lazer sinterleme, tabakalama ile daha ince moleküler boşluğa sahip olan daha yoğun bir metal oluşturduğu için bükülme dayanımı daha yüksek bulunmuştur [54, 139].

Farklı üretim teknikleri üretilen metalin farklı fiziksel özelliklere sahip olmasına yol açabilir. Bu açıdan, Choi ve ark. konvansiyonel döküm ile üretilen Co-Cr altyapıların lazer sinterleme ve CAD/CAM ile üretilenlere oranla daha sert olduğunu, lazer sinterlemenin daha iyi akma dayanımı sağladığını ve CAD/CAM ile üretilen altyapıların ise diğerlerine oranla daha yüksek gerilme dayanımına sahip olduğunu göstermiştir [140].

Bu çalışmanın bulgularına benzer şekilde Han ve ark. da lazer sinterleme ile üretilen metallerin bükülme dayanımlarının konvansiyonel döküm ile üretilenlere oranla daha yüksek olduğunu bildirmiştir [141]. Benzer şekilde Zhou ve ark. da lazer sinterleme ile üretilen metallerin daha yüksek akma ve gerilme dayanımı ile birlikte daha az uzama gösterdiğini bulmuştur [142]. Vandenbroucke ve ark. da lazer sinterlemenin üretilen metalde mükemmel akma dayanımı ve gerilme dayanımı gibi fiziksel ve mekanik özellikler sağladığını belirtmiştir [139].

Bu çalışmanın bulguları dikkate alındığında ise diğer çalışmalara benzer şekilde lazer sinterleme ile üretilen metallerin gerilme dayanımları, konvansiyonel döküm ve CAD/CAM ile üretilen metallerle oranla anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur [112, 123, 141]. Konvansiyonel döküm ve CAD/CAM birbirlerine benzer ancak daha düşük gerilme dayanımına sahip olan metal alaşım elde edilmesine neden olmuştur.

Serra-Prat ve ark. lazer sinterleme, CAD/CAM ve konvansiyonel dökümün benzer makaslama dayanımı olan metal altyapılar ürettiğini ancak uzun süreli kullanım sonrasında metalin dayanımının her üç üretim yöntemde de başlangıca oranla ciddi ölçüde azaldığını göstermiştir. Ayrıca makaslama dayanımında en yüksek azalma döküm grubunda, daha sonra CAD/CAM grubunda gözlenirken, lazer sinterleme grubundaki azalma daha düşük bulunmuştur [125].

Farklı test yöntemi kullanılmış olsa da, yukarıdaki araştırmanın sonuçları yöntemlerin sıralanması açısından bizim çalışmamızın sonuçları ile paralellik göstermektedir.

Özellikle soy ve soy olmayan metallerin lehimlenmesi sonucunda elde edilen ürünün lehimlenmemiş metallere oranla daha düşük mekanik özellikler gösterdiği bildirilmiştir [143].

Barbi ve ark, Co-Cr metal alaşımının konvansiyonel lehimlemede daha yüksek olmak üzere, konvansiyonel ve lazer lehimleme ile pasif uyumunun arttığını bildirmiştir [128]. Jei ve ark, da lazer lehimlemenin Co-Cr metal altyapılarında pasif uyumu arttırdığını ve kenar boşluklarını azalttığını göstermiştir [113]. Lehimleme ve pasif uyum ile ilişkili olarak Ziebert ve ark, seramik öncesi ve sonrası lehimlemenin sabit protetik restorasyonlarda kenar boşluklarını arttırdığını ve uyumu azalttığını göstermiştir [144].

Bizim çalışmamızın sonuçlarından farklı olarak Yazıcıoğlu ve ark lehimlemenin birleştirilen metallerin fiziksel özelliklerini etkileyip etkilemediğini araştırdıkları çalışmalarında, hem konvansiyonel hem de lazer lehimlemenin metalin gerilme dayanımını lehimlenmemiş metale oranla önemli düzeyde azalttığını belirtmişlerdir. [145]. Benzer şekilde Kokolis ve ark. da Co-Cr alaşımların lazer lehimleme sonrasında gerilme dayanımları ve uzama özelliklerinde anlamlı ölçüde zayıflama tespit etmiştir [146].

Budak ve ark, yaptıkları çalışmalarında lazer lehim yapılan gruplarda bükme dayanımı değerlerinin geleneksel lehim yöntemiyle hazırlanan gruplara oranla anlamlı bir fark olmasa da daha düşük değerler gösterdiğini bildirmişlerdir. [147].

Külünk ve ark, çalışmalarında lehimlemenin birleştirilen metallerin makaslama kuvvetlerine karşı dayanımını arttırdığını göstermiştir [130].

Baba ve ark, ise titanyumdan farklı olarak Co-Cr metal alaşımların lehimleme sonrasında gerilme dayanımının arttığını göstermiştir [148]. Yukarıdaki çalışmalara benzer olarak biz de çalışmamızda Co-Cr alaşımlarının lazer lehimleme sonrasında çekme dayanımlarının arttığı gözledik.

Zupancic ve ark, Co-Cr alaşımından hazırladıkları silindir örnekler ile yaptıkları çalışmalarında geleneksel olarak lehimlenen örneklerin bizim çalışmamızdan farklı olarak lazer ile lehimlenen örneklerden daha yüksek çekme kuvveti değerlerine sahip olduklarını bulmuşlardır. Bu farkı, bizim çalışmamızda kullandığımız örnek dizaynının farklı olmasına bağlıyoruz. Biz çalışmamızda silindirik değil, dumble şeklinde örnekler kullandık [64].

Watanabe ve ark, ise Co-Cr alaşımların lazer lehimleme sonrası gerilme dayanımlarını değerlendirmiş ve lehimlenmemiş örnekler ve lehimlenmiş örneklerin gerilme dayanımları benzer bulunmuştur [143].

Bizim kullandığımız Co-Cr altyapıdan farklı olarak titanyum altyapı kullanan Liu ve ark, lehimlemenin metalin mekanik özelliklerini değiştirmediğini, lehimlenen ve lehimlenmeyen metallerin bağlantı bölgesinde benzer kırılma dayanımına sahip olduğunu ifade etmiştir [90].

Rocha ve ark, bir araştırmalarında konvansiyonel veya lazer ile lehimlenmiş veya lehimlenmemiş titanyum, Cr-Ni ve Co-Cr metal altyapıların bükülme dayanımlarını karşılaştırmışlardır. Ve sonuç olarak, Co-Cr ve Cr-Ni altyapılarının lehimlenmemiş örneklerle oranla daha yüksek dayanımına sahip olduğunu ancak titanyum altyapıların lehimleme sonrası dayanımlarının azaldığını göstermişlerdir [91].

Legat ve ark, da benzer şekilde Co-Cr alaşımların lehimleme sonrasındaki gerilme dayanımlarını değerlendirmiştir. Bulguları, 450⁰C'nin altında lazer ile lehimlenen alaşımların lehimlenmeyen alaşımlara oranla yüksek korozyon direncine sahip olduğunu göstermiştir. Lehimleme sıcaklığı 450⁰C'nin üstüne çıktığında ise korozyon direncinin azaldığını ancak bizim çalışmamızın sonuçlarına benzer olarak gerilme dayanımının arttığını bulmuşlardır [64]. Henriques ve ark. ise, Co-Cr alaşımlarda lehimlemenin malzemenin belirli kullanım süresi sonrasındaki yorgunluğunu değerlendirmiş ve buna bağlı olarak gerilme dayanımının etkilenmediğini ve lehimlenen ve lehimlenmeyen alaşımların benzer yorgunluk ve gerilme dayanımına sahip olduğunu bildirmiştir [129].

Biz de çalışmamızda konvansiyonel yöntemle üretilen Co-Cr alaşımların lehim öncesinde ve lehim sonrasında benzer gerilme dayanımı değerlerine sahip olduğunu gözledik.

Literatürde yapılan araştırmalarda Kang ve ark, ile Matsumoto ve ark, lehimleme işleminin Co-Cr ve Ni- Cr alaşımlarda kırılma dayanımı ve bükme dayanımını düşürdüğünü bildirmektedirler [149, 150].

Uygulanan lazer lehimleme protokolleri arasında doldurucu metal kullanılmamış olan örneklerin direnç değerleri, doldurucu metal kullanılanlara göre belirgin olarak düşük bulunmuştur. Yapılan bu araştırmaya göre lehimleme işleminde doldurucu materyal kullanılmasının daha iyi sonuçlar verdiği bildirilmiştir [151]. Bu nedenle tez çalışmamızda doldurucu materyal kullanmayı uygun bulduk.

Çalışmamızın bulguları dikkate alındığında, konvansiyonel döküm ile üretilen altyapıların gerilme dayanımlarının konvansiyonel ve lazer ile lehimleme sonrası karşılaştırılması sonucunda lazer lehimlemenin lehimlenmemiş örneklerle oranla dayanımı daha yüksek bulunmuştur. Konvansiyonel lehimleme, istatistiksel olarak anlamlı olmasa da gerilme dayanımını lehimlenmiş örneklerin dayanımı lehimlenmemiş örneklerle oranla düşük bulundu. Lazer lehimleme alaşımı güçlendirirken konvansiyonel lehimleme bir miktar zayıflatmıştır.

Yine çalışmamızın bulguları dikkate alındığında, lazer sinterleme tekniği ile üretilen Co-Cr alaşımların konvansiyonel ve lazer lehimleme sonrasındaki gerilme dayanımları karşılaştırıldığında, lehimlenmemiş örneklerin dayanımı lehimlenmiş örneklerle oranla daha yüksek bulunmuştur. Lehimleme yöntemleri içinde de her ne kadar istatistiksel olarak anlamlı bulunmasa da konvansiyonel lehimleme metalin gerilme dayanımını lazer lehimlemeye oranla daha fazla düşürmüştür.

Çalışmamızın CAD/CAM ile üretilen Co-Cr alaşım örneklerinin konvansiyonel ve lazer lehimleme sonrasındaki gerilme dayanımları karşılaştırıldığında ise, lazer sinterleme ile üretilen örneklerle benzer şekilde lehimlenmeyen grupta dayanımları daha yüksek bulunmuştur. Konvansiyonel lehimleme metalin gerilme dayanımını anlamlı düzeyde düşürürken, lazer lehimleme istatistiksel olarak anlamsız düzeyde düşürmüştür.

Konvansiyonel lehimleme konvansiyonel döküm, lazer sinterleme ve CAD/CAM ile üretilen alaşımları zayıflatmıştır. Özellikle lazer sinterleme ile üretilen örneklerde gerilme dayanımı % 47 oranında azalırken, CAD/CAM ile üretilen örneklerdeki azalma

% 13 oranında, konvansiyonel döküm örneklerinde azalma %5 bulunmuştur. Bunun olası sebebi, farklı üretim teknikleri sonucunda elde edilen metalin fiziksel özelliklerinin farklı olması ve lehim alaşımının birleştirilen parçalara oranla daha farklı bir alaşım oranına ve bileşenlerine sahip olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Lehim alaşımının lehimlenecek alaşımlara zarar verilmemesi açısından daha düşük sıcaklıkta erimesi gereklidir, bu nedenle bileşim olarak protetik restorasyonlarda kullanılan lehim alaşımı Co-Cr alaşımlarından daha farklıdır [11]. Dolayısıyla bu bulgular da gözlemlendiği gibi, lehimleme sonrası, lehimlenen metallerin bileşimi, özellikle doldurucu bir metal kullanıldığında değişebilmektedir.

Lazer lehimleme bulguları değerlendirildiğinde ise, lazer lehimlemenin konvansiyonel döküm ile üretilen Co-Cr alaşımı %15 oranında güçlendirdiği bulunmuştur. Diğer yandan, konvansiyonel döküm ile üretilen örneklerin aksine, lazer lehimleme, lazer sinterleme ile üretilen örnekleri %25, CAD/CAM ile üretilen örnekleri ise % 10 oranında zayıflatmıştır.

Sonuç olarak;

‘Farklı Yöntemlerle Lehimlenen Farklı Metal Alt Yapıların Mekanik Özelliklerinin Değerlendirilmesi’ başlıklı bu deneysel doktora tez çalışmasının sınırları dahilinde;

- Co-Cr metal alaşımları konvansiyonel döküm, lazer sinterleme ve CAD/CAM teknikleri ile üretilmiştir.
- Lazer sinterleme tekniği ile üretilen örneklerin en yüksek gerilme dayanımına sahip örnekler olduğu bulunmuştur.
- CAD/CAM ve konvansiyonel döküm teknikleri benzer dayanımlarda örnek üretimi sağlamıştır.
- Konvansiyonel lehimleme sonrasında, tüm üretim gruplarında örneklerin gerilme dayanımı lehimlenmemiş örneklere oranla daha düşük bulunmuştur.
- Lazer lehimleme konvansiyonel döküm ile üretilen örneklerin gerilme dayanımlarını lehimlenmemiş örneklere oranla arttırmıştır.

- Lazer lehimleme, lazer sinterleme ve CAD/CAM teknikleri ile üretilen örneklerin gerilme dayanımlarını lehimlenmemiş örneklere göre azaltmıştır.
- Lazer sinterleme ile elde edilmiş altyapıların lehim uygulamalarına uygun olmadığını düşünmekteyiz.
- Konvansiyonel yöntemle üretilen alt yapılarda, lazer lehim uygulamasının uygun olduğunu düşünmekteyiz.
- Konvansiyonel yöntem ile üretilen Co-Cr altyapılar kırıldığında alaşımın gerilme direncini güçlendireceğinden lazer lehimleme işlemi tercih edilmelidir.
- Lazer sinterleme tekniği ile üretilen Co-Cr altyapılar kırılır ise sonuç materyalin dayanımı açısından lazer ile lehimleme yapılmasının daha uygun olduğunu düşünmekteyiz.
- Cad-Cam sistemi ile üretilmiş Co-Cr alt yapılar kırıldığında ise, lehimleme işlemi yapının direncini düşürdüğünden, altyapının lehimlenmesi yerine yeniden üretilmesini önermekteyiz.

KAYNAKLAR

1. Patel, M., et al., Amelogenesis imperfecta-lifelong management. Restorative management of the adult patient. British dental journal, 2013. 215(9): p. 449.
2. Shillingburg, H.T., et al., Fundamentals of fixed prosthodontics. Vol. 1. 1997: Quintessence Publishing Company.
3. Huang, Z., et al., Clinical marginal and internal fit of metal ceramic crowns fabricated with a selective laser melting technology. The Journal of prosthetic dentistry, 2015. 113(6): p. 623-627.
4. Pimenta, M.A., et al., Evaluation of marginal and internal fit of ceramic and metallic crown copings using x-ray microtomography (micro-CT) technology. The Journal of prosthetic dentistry, 2015. 114(2): p. 223-228.
5. Kane, L.M., et al., Marginal and internal adaptation of milled cobalt-chromium copings. The Journal of prosthetic dentistry, 2015. 114(5): p. 680-685.
6. Nesse, H., et al., Internal and marginal fit of cobalt-chromium fixed dental prostheses fabricated with 3 different techniques. The Journal of prosthetic dentistry, 2015. 114(5): p. 686-692.
7. Jevremovic, D., et al., A selective laser melted Co-Cr alloy used for the rapid manufacture of removable partial denture frameworks- initial screening of biocompatibility. Serbian Chemical Society. Journal, 2011. 76(1): p. 43-52.
8. Wu, L., et al., Evaluation of the mechanical properties and porcelain bond strength of cobalt-chromium dental alloy fabricated by selective laser melting. The Journal of prosthetic dentistry, 2014. 111(1): p. 51-55.
9. Perveen, A., C. Molardi, and C. Fornaini, Applications of Laser Welding in Dentistry: A State-of-the-Art Review. Micromachines, 2018. 9(5): p. 209.
10. Bertrand, C., et al., Prosthodontics: the laser welding technique applied to the non precious dental alloys procedure and results. British Dental Journal, 2001. 190(5): p. 255.
11. Byrne, G., Soldering in prosthodontics—an overview, part I. Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry, 2011. 20(3): p. 233-243.

12. Chao, Y., L. Du, and L. Yang, Comparative study of the surface characteristics, microstructure, and magnetic retentive forces of laser-welded dowel-keepers and cast dowel-keepers for use with magnetic attachments. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2005. 93(5): p. 473-477.
13. Suzuki, Y., et al., Titanium removable partial denture clasp repair using laser welding: a clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2004. 91(5): p. 418-420.
14. Wang, R. and G. Welsch, Joining titanium materials with tungsten inert gas welding, laser welding, and infrared brazing. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1995. 74(5): p. 521-530.
15. Mackwood, A. and R. Crafer, Thermal modelling of laser welding and related processes: a literature review. *Optics & Laser Technology*, 2005. 37(2): p. 99-115.
16. Rosenstiel, S.F. and M.F. Land, *Contemporary fixed prosthodontics*. 2015: Elsevier Health Sciences.
17. McGuckin, R.S., *McCracken's removable partial prosthodontics*. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1991. 65(1): p. 157.
18. Henderson, D., et al., *McCracken's removable partial prosthodontics*. 1985: CV Mosby Company.
19. Coppa, A., et al., Palaeontology: early Neolithic tradition of dentistry. *Nature*, 2006. 440(7085): p. 755.
20. King, R., *The Making of the Dentiste, c. 1650-1760*. 2017: Routledge.
21. Spielman, A., The Boy with the Golden Tooth: A 1593 case report of the first molded gold crown. *Journal of dental research*, 2009. 88(1): p. 8-11.
22. Solow, R.A., Composite veneered acrylic resin provisional restorations for complete veneer crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1999. 82(5): p. 515-517.
23. Wassell, R., A. Walls, and J. Steele, Crowns and extra-coronal restorations: materials selection. *British dental journal*, 2002. 192(4): p. 199.

24. Health, O.O.C.A.f.D.a.T.i., Porcelain-Fused-to-Metal Crowns versus All-Ceramic Crowns: A Review of the Clinical and Cost-Effectiveness [Internet]. CADTH Rapid Response Reports., 2016.
25. Wahle, J.J. and S.L. Wendt, Dentinal surface roughness: a comparison of tooth preparation techniques. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1993. 69(2): p. 160-164.
26. Edelhoff, D. and J.A. Sorensen, Tooth structure removal associated with various preparation designs for anterior teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2002. 87(5): p. 503-509.
27. Owen, T. and M. Barber, Direct or indirect post crowns to restore compromised teeth: a review of the literature. *British dental journal*, 2018. 224(6): p. 413.
28. Gopakumar, A. and B. Sood, Conservative management of gingival recession: The gingival veneer. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 2012. 24(6): p. 385-393.
29. RA, M.G., et al., Corrective Prosthodontics—Curating Semi Functional Anterior Guidance in Full Mouth Rehabilitation: Case Report.
30. Pjetursson, B.E., et al., All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part II: Multiple-unit FDPs. *Dental materials*, 2015. 31(6): p. 624-639.
31. Kuybulu, E.O., D. Gemalmaz, and K.N. Kose, The use of all-ceramic restorations to splint periodontally compromised teeth: A clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2005. 94(6): p. 504-506.
32. Wataha, J.C., Alloys for prosthodontic restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2002. 87(4): p. 351-363.
33. Contrepolis, M., et al., Marginal adaptation of ceramic crowns: a systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2013. 110(6): p. 447-454. e10.
34. Goodacre, C.J., W.V. Campagni, and S.A. Aquilino, Tooth preparations for complete crowns: an art form based on scientific principles. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2001. 85(4): p. 363-376.
35. Chen, E. and P.V. Abbott, Dental pulp testing: a review. *International journal of dentistry*, 2009. 2009.

36. Craig, R.G., et al., Dental materials. Ullmann's Encyclopedia of Industrial Chemistry, 2000.
37. Alnazzawi, A., Effect of fixed metallic oral appliances on oral health. Journal of International Society of Preventive & Community Dentistry, 2018. 8(2): p. 93.
38. Viennot, S., et al., Corrosion resistance of cobalt- chromium and palladium- silver alloys used in fixed prosthetic restorations. European journal of oral sciences, 2005. 113(1): p. 90-95.
39. Al Jabbari, Y.S., Physico-mechanical properties and prosthodontic applications of Co-Cr dental alloys: a review of the literature. The journal of advanced prosthodontics, 2014. 6(2): p. 138-145.
40. Gürel, G., Porcelain laminate veneers: minimal tooth preparation by design. Dental Clinics of North America, 2007. 51(2): p. 419-431.
41. Mark, N.M., J.N. Lessing, and B. Çoruh, Crowning achievement: a case of dental aspiration. Radiology case reports, 2015. 10(4): p. 36-38.
42. Blair, F., R. Wassell, and J. Steele, Crowns and other extra-coronal restorations: preparations for full veneer crowns. British dental journal, 2002. 192(10): p. 561.
43. Roberts, H.W., et al., Metal- ceramic alloys in dentistry: a review. Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry, 2009. 18(2): p. 188-194.
44. Saji, V.S. and H.-C. Choe, Electrochemical behavior of Co-Cr and Ni-Cr dental cast alloys. Transactions of Nonferrous Metals Society of China, 2009. 19(4): p. 785-790.
45. Wataha, J.C., Biocompatibility of dental casting alloys: a review. The Journal of prosthetic dentistry, 2000. 83(2): p. 223-234.
46. Marti, A., Cobalt-base alloys used in bone surgery. Injury, 2000. 31: p. D18-D21.
47. Council on Dental Materials, I. and Equipment, Classification system for cast alloys. The Journal of the American Dental Association, 1984. 109(5): p. 766.

48. Reclaru, L., et al., Ni–Cr based dental alloys; Ni release, corrosion and biological evaluation. *Materials Science and Engineering: C*, 2012. 32(6): p. 1452-1460.
49. Chochlidakis, K.M., et al., Digital versus conventional impressions for fixed prosthodontics: a systematic review and meta-analysis. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2016. 116(2): p. 184-190. e12.
50. Oyar, P., *Laser Sintering Technology and Balling Phenomenon*. *Photomedicine and laser surgery*, 2018. 36(2): p. 72-77.
51. Miyazaki, T., et al., A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental materials journal*, 2009. 28(1): p. 44-56.
52. Bilgin, M.S., et al., Comparison of fracture resistance between cast, CAD/CAM milling, and direct metal laser sintering metal post systems. *Journal of prosthodontic research*, 2016. 60(1): p. 23-28.
53. Petrie, C.S., M.P. Walker, and K. Williams, A survey of US prosthodontists and dental schools on the current materials and methods for final impressions for complete denture prosthodontics. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 2005. 14(4): p. 253-262.
54. Venkatesh, K.V. and V.V. Nandini, Direct metal laser sintering: a digitised metal casting technology. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 2013. 13(4): p. 389-392.
55. Das, S., Physical aspects of process control in selective laser sintering of metals. *Advanced Engineering Materials*, 2003. 5(10): p. 701-711.
56. Levy, G.N., The role and future of the laser technology in the additive manufacturing environment. *Physics Procedia*, 2010. 5: p. 65-80.
57. Beuer, F., J. Schweiger, and D. Edelhoff, Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British dental journal*, 2008. 204(9): p. 505.
58. Andreiotelli, M., P. Kamposiora, and G. Papavasiliou, Digital data management for CAD/CAM technology. An update of current systems. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*, 2013. 21(1): p. 9-15.

59. Papadiochou, S. and A.L. Pissiotis, Marginal adaptation and CAD-CAM technology: A systematic review of restorative material and fabrication techniques. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2018. 119(4): p. 545-551.
60. Pettenò, D., et al., Comparison of marginal fit of 3 different metal-ceramic systems: an in vitro study. *International Journal of Prosthodontics*, 2000. 13(5).
61. Tan, P.L., et al., An in vitro comparison of vertical marginal gaps of CAD/CAM titanium and conventional cast restorations. *Journal of prosthodontics*, 2008. 17(5): p. 378-383.
62. Jemt, T., Three- dimensional distortion of gold alloy castings and welded titanium frameworks. Measurements of the precision of fit between completed implant prostheses and the master casts in routine edentulous situations. *Journal of Oral Rehabilitation*, 1995. 22(8): p. 557-564.
63. Massignan Berejuk, H., et al., Vertical microgap and passivity of fit of three-unit implant-supported frameworks fabricated using different techniques. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2014. 29(5).
64. Legat, A. and N. Funduk, Tensile strength and corrosion resistance of brazed and laser-welded cobalt-chromium alloy joints. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2006. 96(4): p. 273-282.
65. Olson, D.L., *ASM handbook: welding, brazing, and soldering*. Vol. 6. 1993: Asm Intl.
66. Shehab, A.-H., et al., Comparative tensile strengths of preceramic and postceramic solder connectors using high-palladium alloy. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2005. 93(2): p. 148-152.
67. Frear, D. and P. Vianco, Intermetallic growth and mechanical behavior of low and high melting temperature solder alloys. *Metallurgical and Materials Transactions A*, 1994. 25(7): p. 1509-1523.
68. Manko, H.H., *Solders and soldering*. 2001: McGraw-Hill Professional Publishing.

69. Kirk, D., S. Thorpe, and H. Suzuki, Ni-base amorphous alloys as electrocatalysts for alkaline water electrolysis. *International journal of hydrogen energy*, 1997. 22(5): p. 493-500.
70. ATİK, D.E. and S. CİĞER, Güncel Lehimleme Tekniği: Lazer Lehimleme. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 23(1).
71. Hobo, S., et al., *Fundamentals of fixed prosthodontics. Impressions*, 1997. 257(281): p. 17.
72. NaBadalung, D.P. and J.I. Nicholls, Laser welding of a cobalt-chromium removable partial denture alloy. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1998. 79(3): p. 285-290.
73. Kamal, M., et al., Microstructure, electrical, mechanical and thermal properties of melt-spun bismuth–tin eutectic alloy. *Radiation Effects and Defects in Solids*, 2006. 161(2): p. 143-148.
74. Bumgardner, J. and L. Lucas, Surface analysis of nickel-chromium dental alloys. *Dental Materials*, 1993. 9(4): p. 252-259.
75. Grimsdottir, M.R., N.R. Gjerdet, and A. Hensten-Pettersen, Composition and in vitro corrosion of orthodontic appliances. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 1992. 101(6): p. 525-532.
76. Upadhyay, D., et al., Corrosion of alloys used in dentistry: A review. *Materials Science and Engineering: A*, 2006. 432(1-2): p. 1-11.
77. Wee, A.G., R.L. Schneider, and S.A. Aquilino, Use of low fusing alloy in dentistry. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1998. 80(5): p. 540-545.
78. Vianco, P. and J. Rejent, Properties of ternary Sn-Ag-Bi solder alloys: Part II—Wettability and mechanical properties analyses. *Journal of Electronic Materials*, 1999. 28(10): p. 1138-1143.
79. Zinelis, S., et al., Elemental composition of brazing alloys in metallic orthodontic brackets. *The Angle Orthodontist*, 2004. 74(3): p. 394-399.
80. Abed, A., I.S. Jalham, and A. Hendry, Wetting and reaction between β' -sialon, stainless steel and Cu–Ag brazing alloys containing Ti. *Journal of the European Ceramic Society*, 2001. 21(3): p. 283-290.

81. Nogita, K., Stabilisation of Cu₆Sn₅ by Ni in Sn-0.7 Cu-0.05 Ni lead-free solder alloys. *Intermetallics*, 2010. 18(1): p. 145-149.
82. Gain, A.K., et al., The influence of addition of Al nano-particles on the microstructure and shear strength of eutectic Sn–Ag–Cu solder on Au/Ni metallized Cu pads. *Journal of Alloys and Compounds*, 2010. 506(1): p. 216-223.
83. Weinstein, M., et al., Further developments in boron free Nickel-Chromium-Phosphorus-Silicon brazing filler metals. *Proceedings of IBSC*, 2012.
84. Mueller, J., Tarnish and corrosion of dental alloys. *ASM Handbook*, 1987. 13: p. 1336-1366.
85. Jacobson, D.M. and G. Humpston, *Principles of brazing*. 2005: Asm International.
86. Heidemann, J., et al., Orthodontic soldering techniques: aspects of quality assurance in the dental laboratory. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie*, 2002. 63(4): p. 325-338.
87. Dua, R. and B. NANDLAL, A Comparative Evaluation of the Tensile Strengt of Stainless Steel and Cobalt Chromium Orth Material-An In vitro Study. *J Indian Sot Pedo Prev Dent March*, 2004. 22(1): p. 13-16.
88. Wei, D., et al., Torch brazing 3003 aluminum alloy with Zn—Al filler metal. *Transactions of Nonferrous Metals Society of China*, 2012. 22(1): p. 30-35.
89. Yurshev, V., Special features of welding and brazing using electric gas generators of hydrogen–oxygen mixtures. *Welding international*, 2003. 17(5): p. 407-409.
90. Liu, J., et al., Joint strength of laser-welded titanium. *Dental materials*, 2002. 18(2): p. 143-148.
91. Rocha, R., A.L.B. Pinheiro, and A.B. Villaverde, Flexural strength of pure Ti, Ni-Cr and Co-Cr alloys submitted to Nd: YAG laser or TIG welding. *Brazilian dental journal*, 2006. 17(1): p. 20-23.
92. SRIMANEEPONG, V., et al., Mechanical strength and microstructure of laser-welded Ti-6Al-7Nb alloy castings. *Dental materials journal*, 2005. 24(4): p. 541-549.

93. Watanabe, I., et al., Nd: YAG laser penetration into cast titanium and gold alloy with different surface preparations. *Journal of Oral Rehabilitation*, 2006. 33(6): p. 443-446.
94. Riedy, S.J., B.R. Lang, and B.E. Lang, Fit of implant frameworks fabricated by different techniques. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1997. 78(6): p. 596-604.
95. Fusayama, T., S. Wakumoto, and H. Hosoda, Accuracy of fixed partial dentures made by various soldering techniques and one-piece casting. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1964. 14(2): p. 334-342.
96. Apotheker, H., I. Nishimura, and C. Seerattan, Laser- welded vs soldered nonprecious alloy dental bridges: A comparative study. *Lasers in surgery and medicine*, 1984. 4(2): p. 207-213.
97. Berg, E., et al., Mechanical properties of laser-welded cast and wrought titanium. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1995. 74(3): p. 250-257.
98. Van, H.B., Advantages of laser welding compared to conventional joining. *Die Quintessenz der Zahntechnik*, 1991. 17(9): p. 1178-1193.
99. Santos, M., et al., Laser weld: microstructure and corrosion study of Ag–Pd–Au–Cu alloy of the dental application. *Materials Letters*, 2003. 57(13-14): p. 1888-1893.
100. Bagger, C. and F.O. Olsen, Review of laser hybrid welding. *Journal of laser applications*, 2005. 17(1): p. 2-14.
101. Sjögren, G., M. Andersson, and M. Bergman, Laser welding of titanium in dentistry. *Acta Odontologica Scandinavica*, 1988. 46(4): p. 247-253.
102. Turanov, S., V. Nozdrin, and I. Mosin, LASER WELDING TECHNOLOGY.
103. Tzeng, Y.-F., Process characterisation of pulsed Nd: YAG laser seam welding. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 2000. 16(1): p. 10-18.
104. Yilbas, B., R. Davies, and Z. Yilbas, Study into the measurement and prediction of penetration time during CO₂ laser cutting process. *Proceedings of the*

Institution of Mechanical Engineers, Part B: Journal of Engineering Manufacture, 1990. 204(2): p. 105-113.

105. Walsh, L., The current status of laser applications in dentistry. Australian dental journal, 2003. 48(3): p. 146-155.

106. Li, L., The advances and characteristics of high-power diode laser materials processing. Optics and Lasers in Engineering, 2000. 34(4-6): p. 231-253.

107. Sakaguchi, R.L. and J.M. Powers, Craig's restorative dental materials-e-book. 2012: Elsevier Health Sciences.

108. Anusavice, K.J., C. Shen, and H.R. Rawls, Phillips' Science of Dental Materials, Saunders. St Louis, Mo, 2003.

109. Sunnegårdh-Grönberg, K., A. Peutzfeldt, and J.W. van Dijken, Flexural strength and modulus of a novel ceramic restorative cement intended for posterior restorations as determined by a three-point bending test. Acta Odontologica Scandinavica, 2003. 61(2): p. 87-92.

110. Wang, L., et al., Mechanical properties of dental restorative materials: relative contribution of laboratory tests. Journal of Applied Oral Science, 2003. 11(3): p. 162-167.

111. Land, M.F. and C.D. Hopp, Survival rates of all-ceramic systems differ by clinical indication and fabrication method. Journal of Evidence Based Dental Practice, 2010. 10(1): p. 37-38.

112. Örtorp, A., et al., The fit of cobalt–chromium three-unit fixed dental prostheses fabricated with four different techniques: a comparative in vitro study. Dental Materials, 2011. 27(4): p. 356-363.

113. Jei, J.B. and J. Mohan, Comparative evaluation of marginal accuracy of a cast fixed partial denture compared to soldered fixed partial denture made of two different base metal alloys and casting techniques: an In vitro Study. The Journal of Indian Prosthodontic Society, 2014. 14(1): p. 104-109.

114. Wataha, J.C. and R.L. Messer, Casting alloys. Dental Clinics, 2004. 48(2): p. 499-512.

115. Bajraktarova-Valjakova, E., et al., Contemporary Dental Ceramic Materials, A Review: Chemical Composition, Physical and Mechanical Properties, Indications for Use. Open access Macedonian journal of medical sciences, 2018. 6(9): p. 1742.
116. Thompson, S., An overview of nickel–titanium alloys used in dentistry. International endodontic journal, 2000. 33(4): p. 297-310.
117. de Oliveira Correa, G., et al., Over-refractory casting technique as an alternative to one-piece multi-unit fixed partial denture frameworks. The Journal of prosthetic dentistry, 2006. 95(3): p. 243-248.
118. Büchi, D.L., et al., Marginal and internal fit of curved anterior CAD/CAM-milled zirconia fixed dental prostheses: an in-vitro study. Quintessence international, 2014. 45(10).
119. Mehl, C., et al., Microstructure analysis of dental castings used in fixed dental prostheses—a simple method for quality control. Clinical oral investigations, 2011. 15(3): p. 383-391.
120. Ogura, H., Casting shrinkage of thin-walled castings. Journal of dentistry, 1995. 23(4): p. 239-244.
121. Kim, K.-B., et al., Three-dimensional evaluation of gaps associated with fixed dental prostheses fabricated with new technologies. The Journal of prosthetic dentistry, 2014. 112(6): p. 1432-1436.
122. Xu, D., N. Xiang, and B. Wei, The marginal fit of selective laser melting–fabricated metal crowns: An in vitro study. The Journal of prosthetic dentistry, 2014. 112(6): p. 1437-1440.
123. Kul, E., L.I. Aladag, and Z.Y. Duymus, Comparison of the metal-ceramic bond after recasting and after laser sintering. The Journal of prosthetic dentistry, 2015. 114(1): p. 109-113.
124. Ucar, Y., et al., Internal fit evaluation of crowns prepared using a new dental crown fabrication technique: laser-sintered Co-Cr crowns. The Journal of prosthetic dentistry, 2009. 102(4): p. 253-259.

125. Serra-Prat, J., et al., Adhesion of dental porcelain to cast, milled, and laser-sintered cobalt-chromium alloys: shear bond strength and sensitivity to thermocycling. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2014. 112(3): p. 600-605.
126. Papazoglou, E., W.A. Brantley, and W.M. Johnston, Evaluation of high-temperature distortion of high-palladium metal-ceramic crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2001. 85(2): p. 133-140.
127. Angelini, E., M. Pezzoli, and F. Rosalbino, Influence of corrosion on brazed joints' strength. *Journal of dentistry*, 1991. 19(1): p. 56-61.
128. Barbi, F.C., et al., Comparative analysis of different joining techniques to improve the passive fit of cobalt-chromium superstructures. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2012. 108(6): p. 377-385.
129. Henriques, G.E., et al., Soldering and remelting influence on fatigue strength of cobalt-chromium alloys. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1997. 78(2): p. 146-152.
130. KÜLÜNK, T., K. Murat, and Ş. KÜLÜNK, İki farklı yüzey işleminin bir döküm alaşımı ve bir lehim alaşımının tamir kompozitine makaslama bağ dayanımı üzerine etkilerinin karşılaştırmalı olarak araştırılması. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2010. 11(2).
131. Sun, Z. and J. Ion, Laser welding of dissimilar metal combinations. *Journal of Materials Science*, 1995. 30(17): p. 4205-4214.
132. Wang, R.R. and C.T. Chang, Thermal modeling of laser welding for titanium dental restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1998. 79(3): p. 335-341.
133. Prasad, S. and E.A. Monaco Jr, Repairing an implant titanium milled framework using laser welding technology: a clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2009. 101(4): p. 221-225.
134. Uysal, H., et al., Structure and mechanical properties of Cresco-Ti laser-welded joints and stress analyses using finite element models of fixed distal extension and fixed partial prosthetic designs. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2005. 93(3): p. 235-244.

135. Örtorp, A. and T. Jemt, Clinical experiences with laser- welded titanium frameworks supported by implants in the edentulous mandible: a 10- year follow- up study. *Clinical implant dentistry and related research*, 2006. 8(4): p. 198-209.
136. Jemt, T., et al., A comparison of laser-welded titanium and conventional cast frameworks supported by implants in the partially edentulous jaw: a 3-year prospective multicenter study. *International Journal of Prosthodontics*, 2000. 13(4).
137. Neo, T.-K., et al., Mechanical properties of titanium connectors. *International Journal of Prosthodontics*, 1996. 9(4).
138. Bock, J.J., et al., Fracture strength of different soldered and welded orthodontic joining configurations with and without filling material. *Journal of Applied Oral Science*, 2008. 16(5): p. 328-335.
139. Vandenbroucke, B. and J.-P. Kruth, Selective laser melting of biocompatible metals for rapid manufacturing of medical parts. *Rapid Prototyping Journal*, 2007. 13(4): p. 196-203.
140. Choi, Y.-J., et al., 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 milled techniques. *The Journal of Korean Academy of Prosthodontics*, 2014. 52(2): p. 67-73.
141. Han, X., et al., Comparative analysis of mechanical properties and metal-ceramic bond strength of Co-Cr dental alloy fabricated by different manufacturing processes. *Materials*, 2018. 11(10): p. 1801.
142. Zhou, Y., et al., Comparative analysis of the microstructures and mechanical properties of Co-Cr dental alloys fabricated by different methods. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2018. 120(4): p. 617-623.
143. Watanabe, I., A.P. Benson, and K. Nguyen, Effect of Heat Treatment on Joint Properties of Laser- Welded Ag- Au- Cu- Pd and Co- Cr Alloys. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 2005. 14(3): p. 170-174.
144. Ziebert, G., et al., Accuracy of one-piece castings, preceramic and postceramic soldering. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1986. 55(3): p. 312-317.

145. YAZICIOĞLU, H. and V. AKALIN, Co-Cr Parsiyel Protez Alaşımının Gaz/Oksijen ve Laser ile Lehimlenmesi Sonrası Çekme Kuvvetine Direncinin Karşılaştırılması. Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 2001. 2(5).
146. Kokolis, J., et al., Mechanical and interfacial characterization of laser welded Co-Cr alloy with different joint configurations. The journal of advanced prosthodontics, 2015. 7(1): p. 39-46.
147. Budak, E.N., Selektif Lazer Sinterizasyon Ve Döküm Yöntemleri İle Elde Edilen Metal Altyapıların Lehiminde Kullanılan Farklı Tekniklerin Mekanik Özelliklerinin, Elemental İçeriğinin Ve Mikroyapısının Değerlendirilmesi, in Protetik Diş Tedavisi. 2015, Çukurova Üniversitesi. p. 78.
148. Baba, N., et al., Mechanical strength of laser- welded cobalt–chromium alloy. Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials, 2004. 69(2): p. 121-124.
149. Kang, M.-S., et al., Comparison of the load at failure of soldered and nonsoldered porcelain-fused-to-metal crowns. The Journal of prosthetic dentistry, 2003. 90(3): p. 235-240.
150. Matsumoto, W., et al., Evaluation of Marginal Misfit of Metal Frameworks Welded by Gas-Torch, Laser, and Tungsten Inert Gas Methods. International journal of dentistry, 2018. 2018.
151. Hart, C.N. and P.R. Wilson, Evaluation of welded titanium joints used with cantilevered implant-supported prostheses. The Journal of prosthetic dentistry, 2006. 96(1): p. 25-32.

HAM VERİLER



FORMLAR



ETİK KURUL KARARI



PATENT HAKKI İZİNİ



İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI

FARKLI YÖNTEMLERLE LEHİMLENEN FARKLI METAL ALT YAPILARIN MEKANİK ÖZELLİKLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

ORIJINALLIK RAPORU

% 10	% 4	% 6	% 5
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	ATİK, Ezgi and CİĞER, Semra. "Güncel lehimleme tekniği: Lazer lehimleme", Atatürk Üniversitesi, 2013. Yayın	% 3
2	Submitted to Cumhuriyet University Öğrenci Ödevi	% 2
3	dergipark.ulakbim.gov.tr İnternet Kaynağı	% 1
4	docs.neu.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
5	e-dergi.atauni.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
6	earsiv.atauni.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
7	Submitted to Istanbul University Öğrenci Ödevi	<% 1

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Ahmet	Soyadı	Çalışkan
Doğ.Yeri	Denizli	Doğ.Tar.	08.04.1989
Uyruğu	T.C	TC Kimlik No	19096803792
Email	ahmettcaliskan@hotmail.com	Tel	0555 564 40 07

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mez. Yılı
Doktora		
Yük.Lis.	Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2013
Lisans	Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2013
Lise	Denizli Anadolu Lisesi	2007

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

	Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1.	Diş Hekimi	Dentavrasya Ağız ve Diş Sağlığı Polikliniği	2014-
2.			-
3.			-

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*	KPDS/ÜDS Puanı	(Diğer) Puanı
İngilizce	Çok iyi	Çok iyi	Çok iyi		

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
LES Puanı			
(Diğer) Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
Word, Excel, Powerpoint	İyi

Yayınları/Tebliğleri Sertifikaları/Ödülleri

Özel İlgi Alanları (Hobileri): Basketbol,Futbol

