

T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**İMLANT ÜSTÜ BAR YAPIMINDA, İNTRAORAL LAZER KAYNAK
VE GELENEKSEL DÖKÜM YÖNTEMLERİNİN PASİF
UYUMLARININ İN-VİTRO KARŞILAŞTIRILMASI**

Dt. İ. İlker BACAKSIZ

Protez (Diş) Programı
DOKTORA TEZİ

ANKARA

2011

T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**İMLANT ÜSTÜ BAR YAPIMINDA, İNTRAORAL LAZER KAYNAK
VE GELENEKSEL DÖKÜM YÖNTEMLERİNİN PASİF
UYUMLARININ İN-VİTRO KARŞILAŞTIRILMASI**

Dt. İ. İlker BACAKSIZ

TEZ DANIŞMANI
Prof.Dr.Nur E. HERSEK

Protez (Diş) Programı
DOKTORA TEZİ

ANKARA

2011

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince ve tez çalışmamın her aşamasında beni aydınlatan, yardımlarını eksik etmeyen, klinik ve akademik tecrübelerini benimle paylaşan, sorunlarıma ivedilikle çözüm getiren, akademik danışmanım Sayın Prof.Dr.Nur Hersek'e,

Akademik hayatımın başlangıcından bugüne kadar desteğini hiç esirgemeyen, bilimsel ve bilimsel dış konularda engin tecrübeleriyle bana yol gösteren Hacettepe Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı Başkanı Sayın Prof.Dr.Erdal Şahin'e,

Deneysel aşamalarda kullanılacak teknik ekipmanın sağlanması için gerekli yazışmaların yürütülmesinde, tüm güler yüzü ve cömertliği ile çok büyük katkıları bulunan Sayın Prof.Dr.Ferda Taşar'a,

Yine çalışmamın deneysel aşamalarının gerçekleşmesinde önemli katkıları bulunan Sayın Prof.Dr.Cem Şener'e

İlk akademik danışmanım Sayın Prof.Dr.Figen Demirel'e,

Doktora eğitimim boyunca benimle bilgi ve deneyimlerini paylaşan Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı Öğretim Üyelerine,

Sadece tez çalışmam konusunda değil, öğrenciliğimden bugüne benden yardımlarını esirgemeyen dostlarım Sayın Dr.Ayçe Doğan'a, Dt.Pınar Canpınar'a, Dt.Hayrettin Dodur'a ve Dt.Emre Öztürk'e

Teorik fikirlerimin pratiğe dökülmesinde beni cesaretlendiren Sayın Dr.Ali Murat Kökat'a,

Tez çalışmalarım sırasında desteklerini eksik etmeyen Sayın Yrd.Doç.Dr.Atila Ertan'a, Dr.Nilüfer Çelebi Beriat'a ve Dr.Güliz Aktaş'a,

Altı yıldır aynı havayı soluduğumuz, sevgili araştırma görevlisi arkadaşlarıma,

Tezimin yazım aşaması için gerekli bilgilerle beni donatan, sevgili dostum Erçin Göksu' ya ve sevgili kardeşim Pınar Bacaksız'a

Doktora tezimin ortaya çıkmasında, sevgisi, sabrı ve anlayışıyla büyük emeği olan, hayat arkadaşım, sevgili eşim Dt.Ayça Bacaksız'a

Otuz üç yıl önce hayatlarını birleştirerek bu doktora tezi de dahil olmak üzere, sahip olduğum her şeyin mimarları olan sevgili annem Gülay Bacaksız'a ve sevgili babam Asım Bacaksız'a tüm kalbimle teşekkür ederim.

ÖZET

Bacaksız, İ. İ. İmplant Üstü Bar Yapımında, İntraoral Lazer Kaynak ve Geleneksel Döküm Yöntemlerinin Pasif Uyumlarının İn-vitro Karşılaştırılması. Hacettepe Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protez Programı Doktora Tezi, Ankara, 2011.

Son yıllarda kullanım sıklığı giderek artan CoCr alaşımdan üretilen implant üstü barların ve implant üstü sabit protetik restorasyon altyapılarının uyumunu arttırmak için, lazer kaynak, lehimleme, elektro erozyon gibi ek işlemlerin uygulanması gerektiği bilinmektedir. Bu çalışmada CoCr alaşımdan üretilen implant üstü barların iki parça halinde üretilip ağız ortamında lazer kaynak ile birleştirilmesinin pasif uyuma etkileri in-vitro koşullarda araştırılmıştır. Epoksi rezin ana modele birbirine paralel olarak yerleştirilen iki adet implanttan ölçü alınarak elde edilen 20 adet örnek iki gruba ayrılmıştır. Birinci gruptaki barlar geleneksel yöntemlerle tek parça halinde dökülmüş, ikinci gruptakiler ise iki parça halinde dökülüp ana model üzerinde klinikte kullanılan bir lazer cihazı ile birleştirilmiştir. Her iki gruptaki örneklerin sağ implant-metal döküm silindir arasındaki marjinal açıklık miktarı sadece sol vida sıkıştırıldıktan sonra ve her iki vida sıkıştırıldıktan sonra ölçülmüştür. Ayrıca lazer kaynak işlemi sırasında ortaya çıkan sıcaklık değişimi de termal kamera kullanılarak belirlenmiştir. Araştırmanın sonucunda CoCr alaşımdan üretilen implant üstü barların, iki parça halinde üretilerek, lazer kaynak ile birleştirilmesinin marjinal uyumu arttırdığı kanıtlanmıştır. Doğru parametrelere ayarlanmış bir klinik Nd:YAG lazer cihazıyla, ağız dokularına hasar verecek bir sıcaklık değişimi olmaksızın bu lazer kaynak işleminin uygulanabileceği sonucuna varılmıştır.

Anahtar kelimeler: Pasif uyum, lazer kaynak, ağız içi lazer kaynak, marjinal açıklık.

Destekleyen Kurumlar: H.Ü.B.A.B, Destek Projesi 011D01201002

ABSTRACT

Bacaksız, i. i. In-vitro Comparison of Passive-Fit Between Conventional Casting and Intraoral Laser Welding Techniques in Implant Supported Bar Fabrication. Hacettepe University Institute of Health Science, PhD Thesis in Prosthodontics, Ankara, 2011.

It is well known from the literature that additional treatment such as laser welding, soldering or spark erosion is needed to improve the fit of implant supported bars or fixed restoration frameworks made of CoCr alloys, and the use of CoCr alloys have increased recently. In this study, the effect of intraoral laser welding to passive fit, after casting CoCr implant overdenture bars as two separate pieces, was studied. Two implants were placed parallelly in an epoxy resin master model. Impressions were made to fabricate 20 samples from the master model and the samples were divided in two groups. In the first group, bars were fabricated with conventional casting technique in one piece. In the second group, bars were casted as two separate pieces and joined together with laser welding using a laser device for dental offices. In both groups the marginal gap was calculated on the right implant-framework interface after only the left screw was tightened and after both screws were tightened. Furthermore, the change in the temperature during laser welding was measured by a thermal camera. It can be concluded that for CoCr alloys, casting in two separate pieces and then joining them with laser welding improves the fit of implant supported bars. Additionally, it seems that, by using a clinical Nd:YAG laser device with the right parameters, it is possible to weld CoCr alloy without a thermal increase that is harmful to intraoral tissues.

Keywords: Passive fit, Laser welding, Intraoral laser welding, marginal gap.

Supported by H.Ü.B.A.B project support grant 011D01201002

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI.....	iii
TEŞEKKÜR.....	iv
ÖZET	v
ABSTRACT	vi
İÇİNDEKİLER.....	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	x
ŞEKİLLER.....	xiii
TABLolar	xv
1.GİRİŞ	1
2.GENEL BİLGİLER.....	3
2.1.Lazer	3
2.1.1.Lazerin Tarihçesi.....	3
2.1.2.Işık	4
2.1.3.Lazer Cihazının Kısımları.....	5
2.1.4.Stimüle Emisyon (Uyarılmış Salınım).....	7
2.1.5.Amplifikasyon.....	8
2.1.6.Radyasyon	8
2.1.7.Lazer Sistemlerinin Sınıflandırılması.....	9
2.2.Lehimleme ve Kaynak.....	10
2.2.1.Lazer Kaynak İşlemi.....	11
2.2.2.Lazer Kaynak Tekniğinin Metalürjik Etkileri.....	15
2.2.3.Ağız Ortamında Lazer Kaynak Tekniği	16
2.3.Diş Hekimliğinde Kullanılan Metal Alaşımları	16
2.3.1.Soy Metal Alaşımları:	18

2.3.2.Soy Olmayan Metal Alaşımları:.....	18
2.4.İmplant Üstü Overdenture Protezler.....	19
2.4.1.Sadece İmplant Destekli Protezler	21
2.4.2.İmplant ve Yumuşak Doku Destekli Protezler	21
2.4.3.Overdenture Protezlerde Kullanılan Tutucular	22
2.4.4.Bağımsız Tutuculu Overdenture Protezler	22
2.4.5.Splintli Tutuculu Overdenture Protezler	23
2.5.Pasif Uyum.....	24
2.5.1.Pasif Uyumun Ölçülmesi	25
3.GEREÇ ve YÖNTEM	27
3.1.Ana Modelin Hazırlanması	27
3.2.Örneklerin Hazırlanması	27
3.3.Barların Hazırlanması	30
3.4.Abutmentlar Arası Barların Modelasyon ve Dökümü	30
3.4.1.Geleneksel Döküm Grubu.....	30
3.4.2.Lazer Kaynak Grubu	31
3.5.Abutmentlar Arası Barların Uyumlanması	33
3.6.Lazer Kaynağın Uygulanması	33
3.7.Stereomikroskop ile Örneklerin Uyumunun Ölçülmesi	36
3.8.Lazer Kaynak Sırasında Sıcaklık Değişiminin Ölçülmesi	37
3.9.Verilerin Değerlendirilmesi	38
4.BULGULAR.....	39
4.1.Stereomikroskop ile Ölçüm Sonrası Elde Edilen Değerler	39
4.2.İstatistiksel Analiz.....	48
4.3.Sıcaklık Artışı	50

5.TARTIŞMA.....	52
6.SONUÇLAR.....	62
KAYNAKLAR	63

SİMGELER VE KISALTMALAR

A	Amper
ABD	Amerika
ANSI	Amerikan Ulusal Standartları Enstitüsü
ADA	Amerikan Diş Hekimleri Birliği
Ag	Gümüş
As	Arsenik
Au	Altın
Be	Berilyum
°C	Santigrat derece
Cd	Kadmiyum
cm	Santimetre
CoCr	Kobalt-Krom
CO ₂	Karbondioksit
Cr	Krom
Cu	Bakır
CW	Sürekli lazer atımı
Ga	Galyum
Er:YAG	Erbium İtriyum Alüminyum Garnet
Er:YSGG	Erbium İtriyum Skandiyum Galyum Garnet
He	Helyum

Ho:YAG	Holmiyum İtriyum Alüminyum Garnet
Hz	Hertz
In	İndiyum
ISO	Uluslararası Standardizasyon Örgütü
J/cm ²	Joule/Santimetrekare
kw	Kilowatt
Maks.	Maksimum
mm	Milimetre
Min.	Minimum
MPa	Megapaskal
ms	Milisaniye
µm	Mikrometre
nm	Nanometre
Nd:YAG	Neodimyum İtriyum Alüminyum Garnet
Nd:YLF	Neodimyum İtriyum Lityum Florid
N	Newton
Ncm	Newton santimetre
NiCr	Nikel-Krom
Ni-Cr-Mo	Nikel Krom Molibden
Ort.	Ortalama
P	Tek lazer atımı (Pulse)
Pd	Paladyum

Pt	Platin
SEM	Tarayıcı Elektron Mikroskobu
Xe	Ksenon
Ti	Titanyum
Ti-6Al-7Nb	Titanyum Alüminyum Niobiyum
Ti-6Al-4V	Titanyum Alüminyum Vanadyum
V	Volt
W	Watt ve Valyum
%	Yüzde

ŞEKİLLER

Şekil 2.1. Lazer ışığı ve normal ışık arasındaki farklar.....	5
Şekil 2.2. Optik kavite ve lazer ışığının oluşumu. Colluzzi'den çizilmiştir	7
Şekil 2.3. Spontan emisyon ve uyarılmış emisyon. Parker'dan çizilmiştir	8
Şekil 3.1. Tam dişsiz çalışma modeli ve epoksi rezin dublikatı	28
Şekil 3.2. İmplantların paralelometre ile epoksi rezin ana modele yerleştirilmesi.	28
Şekil 3.3. Ana modele yerleştirilen transfer kopingler ve kompozit rezin kaşık.	29
Şekil 3.4. Alçı karıştırmada kullanılan vakum cihazı	29
Şekil 3.5. Abutmentlar arası bar döküm plastiklerin aynı konumda yerleştirilmesi için kullanılan ışıkla sertleşen kompozit rezin rehber.....	30
Şekil 3.6. Geleneksel döküm grubundaki örneklerin tijlenmesi	31
Şekil 3.7. Lazer kaynak grubundaki örneklerin tijlenmesi.....	31
Şekil 3.8. Manşete alınmış örnekler.	32
Şekil 3.9. Döküm metal silindirlerin lazer kaynak öncesi tork anahtarı ile sıkıştırılması.....	34
Şekil 3.10. Lazer kaynak işlemi için kullanılan lazer cihazı	34
Şekil 3.11. Lazer kaynak uygulamasının şematik görünümü	35
Şekil 3.12. Lazer kaynak işleminin uygulanması.....	35
Şekil 3.13. Ölçme işlemi için kullanılan düzeneğin şematik görünümü	36
Şekil 3.14. Stereomikroskop ve görüntülerin elde edildiği bilgisayar sistemi.....	37
Şekil 3.15. Lazer kaynak işlemi sırasında sıcaklık artışını ölçmek için kullanılan termal kamera	38

Şekil 4.1. 7 numaralı örneğin (L Grubu) 15X büyütmede bukkalden görüntüsü.	44
Şekil 4.2. 6 numaralı örneğin (G Grubu) sadece A vidasına tork uygulandıktan sonra distalden 15X büyütmede görüntüsü.	44
Şekil 4.3. 6 numaralı örneğin (G Grubu) her iki vidaya tork uygulandıktan sonra distalden 15X büyütmede görüntüsü.	45
Şekil 4.4. 13 numaralı örneğin (L Grubu) sadece A vidasına tork uygulandıktan sonra distalden 15 X büyütmede görüntüsü.	45
Şekil 4.5. 13 numaralı örneğin (L Grubu) her iki vidaya tork uygulandıktan sonra distalden 15 X büyütmede görüntüsü.	46
Şekil 4.6. 16 numaralı örneğin 18X büyütmede görüntüsü.	46
Şekil 4.7. Doldurucu materyal olmadan kaynak bölgesinin 40X büyütmede görüntüsü.	47
Şekil 4.8. Lazer kaynak bölgesinin doldurucu metal uygulandıktan sonra 40X büyütmede görüntüsü.	47
Şekil 4.9. Termal kamera tarafından kaydedilen görüntü.	50
Şekil 4.10. Tek lazer atımı sırasında ve sonrasında zamana bağlı ortalama sıcaklık değişimi.	51
Şekil 4.11. Üç lazer atımı sırasında ve sonrasında zamana bağlı ortalama sıcaklık değişimi.	51

TABLOLAR

Tablo 2.1: Günümüzde kullanılan lazerler ve özellikleri.....	9
Tablo 2.2. Titec Mark Uno 65J (Orotig) Nd-Yag lazerler için kullanılabilir atım şekilleri.....	15
Tablo 2.3. Metal alaşımların sınıflandırılması.	17
Tablo 2.4. Tam metal, metal–seramik ve hareketli bölümlü protezler için kullanılan metal alaşımlar.	17
Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan CoCr alaşımının içeriği.....	33
Tablo 3.2 Nd:YAG lazer cihazının çalışmada kullanılan parametreleri.	33
Tablo 4.1. Sol implant vidasına tork kuvveti uygulanmış örneklerin bukkal ve distal ölçüm noktalarından elde edilen değerler	40
Tablo 4.2. Her iki vidaya tork kuvveti uygulanmış örneklerin bukkal ve distal ölçüm noktalarından elde edilen değerler	41
Tablo 4.3. Geleneksel döküm grubunun sadece sol implant vidasına tork kuvveti uygulandıktan sonra elde edilen değerler	42
Tablo 4.4. Geleneksel döküm grubunun her iki vidaya tork kuvveti uygulandıktan sonra elde edilen değerler	42
Tablo 4.5. Lazer kaynak grubunun sadece sol implant vidasına tork kuvveti uygulandıktan sonra elde edilen değerler	43
Tablo 4.6. Lazer kaynak grubunun her iki vidasına tork kuvveti uygulandıktan sonra elde edilen değerler	43
Tablo 4.7. Geleneksel döküm ve lazer kaynak gruplarının sadece A vidasına tork uygulandıktan sonra Mann Whitney U testi ile karşılaştırılması.	48
Tablo 4.8. Geleneksel döküm ve lazer kaynak gruplarının her iki vidaya tork uygulandıktan sonra T testi ile karşılaştırılması	49
Tablo 4.9. Geleneksel döküm grubunun sadece tek vidaya ve her iki vidaya tork uygulandıktan sonra Wilcoxon Signed Ranks testi ile karşılaştırılması..	49

Tablo 4.10. Lazer kaynak grubunun sadece tek vidaya ve her iki vidaya tork uygulandıktan sonra Wilcoxon Signed Ranks testi ile karşılaştırılması. 49

1.GİRİŞ

Sosyal hayattaki değişim, diş hekimliğinde ve protetik tekniklerdeki gelişmeler, hastaların protezle ilgili estetik ve fonksiyonel beklentilerinin artmasına yol açmıştır. Üstelik bu beklentiler tam protez hastaları için de geçerlidir (1,2) . Son yıllarda kullanım sıklığı artan dental implantlar sayesinde, hastaların bu yüksek beklentilerini karşılamak kolaylaşmıştır.

Tam dişsizlik görülen bireylerde sıklıkla aşırı rezorbe kreterler gibi tam protez kullanımını olumsuz etkileyecek koşullar mevcuttur. Aynı zamanda bu hasta grubu, sıklıkla büyük sabit restorasyonlarda plak birikimini engelleyecek kadar iyi derecede oral hijyene sahip değildirler. Protetik açıdan bu hasta grubundaki bireylerin *overdenture* kullanmaları daha uygundur. *Overdenture* uygulamaları implant üstü sabit protezlere kıyasla daha ucuz bir tedavi seçeneğidir. Ayrıca, hasta mevcut tam protezinden daha fonksiyonel bir proteze sahip olabilir (3,4) .

Mandibuler *overdenture* protezler, sıklıkla bağımsız tutucular veya bir bar yardımıyla splintlenerek dental implantlar tarafından desteklenir. Klinik çalışmalar *overdenture* protezleri destekleyen splintli veya splintsiz dental implantlarda yüksek başarı oranı bildirmişlerdir (3-5) . Bağımsız tutucu olarak sıklıkla topuz tutucular, mıknatıslı tutucular ve *locator* (Zest Anchors, Escondido, ABD) tutucular kullanılırken, splintli tutucu olarak da çeşitli kesitlerde bar tutucular tercih edilir. Hasta memnuniyetini ve uzun dönem komplikasyonlarını araştıran birçok çalışmada bar tutucuların üstünlükleri rapor edilmiştir (6-8) .

Birden fazla sayıda *abutment* içeren implant üstü protez yapımında en önemli hedeflerden biri, pasif uyumlu restorasyonlar üretebilmektir (9,10) . İmplantların kemik içindeki hareketleri doğal dişlere göre daha sınırlıdır. Bu da protezin yapım aşamasında meydana gelen herhangi bir uyumsuzluktan dolayı oluşabilecek aşırı kuvvetlerin kalıcı olduğu anlamına gelir. Eğer bu kuvvetler ortadan kaldırılmazsa vida gevşemesi, vida kırılması, implant çevresinde kemik kaybı, implant üstü protezlerde porselen kırılması veya çatlak gibi çeşitli komplikasyonlar görülebilir (9,11-16) .

Klinisyenler implant üstü protetik uygulamalarda uyumlu olmayan metal altyapı ile karşılaştıklarında tekrar ölçü alarak yeni bir restorasyon üretmeyi, veya mevcut restorasyonu parçalara ayırarak laboratuvar koşullarında birleştirmeyi denemiştirler. Bu işlem sıklıkla restorasyonun iki parçaya kesilmesi ve polimerle sabitlenerek laboratuvar ortamında geleneksel lehimleme veya lazer kaynak teknikleri kullanılarak tekrar birleştirilmesi şeklindedir. Ancak her iki teknik de tekrar hassas laboratuvar işlemleri ve ilave bir randevu gerektirmektedir. Fornaini ve diğ. 2010 yılında yayınladıkları çalışmalarında Kobalt-Krom (CoCr) alaşımından üretilen metal köprü altyapısını ağız ortamında lazer kaynak ile birleştirmişlerdir (17) . Bu sayede hem ilave randevuya gerek kalmamış, hem de parçaların polimerle sabitlenmesi sonrası oluşabilecek büzülmenin sebep olacağı boyutsal deformasyonun önüne geçilmiştir.

Düşük maliyetleri nedeniyle son dönemde CoCr alaşımlarının diş hekimliğinde kullanımı artmıştır (18) . CoCr alaşımlar da dahil olmak üzere soy olmayan alaşımlar yüksek deformasyona dayanıklılık değerine ve sertliğe buna karşılık düşük yoğunluğa sahiptirler. Bu sebeple soy olmayan alaşımlar dökümü, tesviyesi ve parlatılması en zor alaşımlardır (19) . Ergime sıcaklıklarının yüksek olması nedeniyle döküm işlemi zordur ve kabul edilebilir bir marjinal uyum elde etmek sorundur (20) . Bu alaşımlar düşük elastisite modülüne sahip olmalarından dolayı pasif uyumlu olmadıklarında dayanaklar üzerinde oluşturduğu gerilim daha fazla olmaktadır (21) . Bu gerilimi azaltmak amacıyla CoCr alaşımdan üretilen restorasyonların ilave işlemlerden geçirilmesi gerekmektedir (22) .

Bu araştırma implant üstü *overdenture*larda, CoCr alaşımdan üretilen barların, *abutment*lara daha pasif uyum göstermesi için ağız ortamında lazer kaynak ile birleştirilmesi tekniğinin başarısını, in-vitro olarak araştırmayı amaçlamaktadır.

2.GENEL BİLGİLER

2.1.Lazer

Lazer, radyasyonun uyarılmış emisyonu ile ışığın güçlendirilmesi anlamına gelir ve kelime İngilizce olarak “*Light Amplification by Stimulated Emmission of Radiation*” (LASER) tanımının baş harflerinden ortaya çıkar (23) .

2.1.1.Lazerin Tarihçesi

İlk çalışan lazer cihazı 1960 yılında Theodore Maiman tarafından geliştirilmiştir (24) . İlk lazer cihazı ile, *ruby* kristalinden derin, kırmızı renkli bir ışın demeti elde edilmekteydi. Sonraki birkaç yıl boyunca dental araştırmacılar bu görünür lazer enerjisinin olası kullanım alanları üzerine çalışmışlardır. 1965 yılında, bir dermatolog olan ve lazeri, dövme silme işleminde kullanan Dr. Leon Goldman bu kırmızı ışığı diş hekimi kardeşinin bir dişi üzerinde denemiş ve ağrısız bir şekilde mine üzerinde çizik oluştuğunu görmüştür (25) .

1970 ve 1980’lerde yayınlanan çalışmalar, dental sert dokular üzerinde daha etkin olduğu düşünülen CO₂ ve Neodimyum-İtriyum-Alüminyum-Garnet (Nd:YAG) üzerinde yoğunlaşmıştır. 1980’li yılların başında ağız içi yumuşak doku lezyonlarında ve periodontal işlemlerde CO₂ lazer kullanımının faydalarını gösteren çalışmalar yayınlanmıştır (26-28) . 1989 yılında Myers ve Myers’in Amerika Birleşik Devletleri Gıda ve İlaç İdaresi’nden bir Nd:YAG cihaz için dental lazer olarak izin belgesi almalarından sonra dental kullanım için sayısız cihaz geliştirilmiş ve kullanıma sunulmuştur (29) .

Lazere adını veren unsurlar şunlardır;

- Light: Işık
- Amplification: Amplifikasyon
- Stimulated Emmission: Uyarılmış Salınım
- Radiation: Radyasyon

2.1.2. Işıık

Işıık, parçalar ve dalgalar halinde hareket eden bir elektromanyetik enerji çeşididir ve bu enerjinin temel birimi foton olarak adlandırılır. Bir masa lambasının meydana getirdiğı sıradan ışıık, genellikle görünür spektrumdaki farklı renklerin bir araya gelmesiyle oluşur ve dağıınık yapıdadır. Yağmur damlalarının güneş ışığını kırıp, gökkuşağını ortaya çıkarttığı gibi, sıradan ışıık da bir prizma yardımıyla kendisini oluşturan renklere ayrılabilir. Lazer ışığı ise kendine özgü olarak tek renktir (monokromatik) (Şekil 2.1). Lazer ışıının üç farklı özelliğı daha vardır. Bunlar doğrusallık, uyumluluk ve etkinliktir (23,30) .

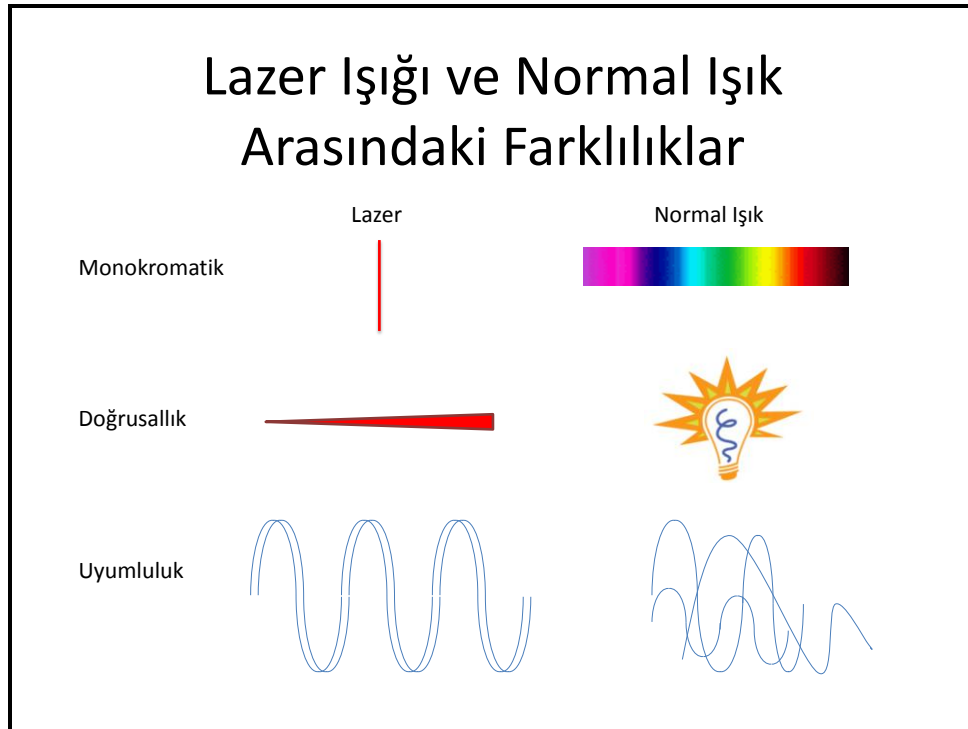
Doğrusallık (Kolimasyon): Lazer kavitesinden ortaya çıkan ışıının uzayda, kendine özgü ve sabit bir boyutta ve şekilde olmasıdır. Dental radyografide kullanılan cihazlar bu özellikleriyle radyasyon oluşturlar.

Uyumluluk (Koherens): Cihazın oluşturduğu ışıık dalgalarının birbirinin aynısı olmasıdır. Birbiriyle ardışık sıralanmışlardır. Zaman ve uzaklık olarak birbirlerine yapışık hareket ederler.

Etkinlik (Efficiency): Lazer ışıının klinik olarak en yararlı olan bu özelliğı verimlilik olarak da adlandırılabilir. Sadece 2 W gücündeki Nd:YAG lazer ışığı, gingival papili hassas bir şekilde kesebilecek termal enerjiyi sağlayabilir (31) .

Lazer tarafından oluşturulan foton dalgalarının da üç temel özelliğı vardır. Birincisi ışıının hızıdır, ikincisi dikey düzlemde dalganın zirve noktası ile dip noktası arasındaki mesafedir ve amplitüd olarak adlandırılır. Amplitüd, dalganın yoğunluğunu gösterir ve ne kadar yüksek olursa lazer ışıının kullanım kapasitesi, yani etkinliğı o kadar fazladır. Üçüncü ölçüm ise yatay düzlemde, dalga üzerinde simetrik iki noktanın arasındaki mesafedir ve dalga boyu olarak adlandırılır. Dalga boyu lazerin etkileşim alanlarını saptamada ve dokuyla nasıl etkileşeceğini belirlemede önem taşır. Diş hekimliğinde kullanılan dalga boyları yaklaşık 400 – 10600 nm gibi, görünür dalga boylarından kızılötesine kadar değışim göstermektedir (30) . Bir saniyede

oluşan dalga sayısına ise frekans denir ve dalga boyu ile frekans arasında ters orantı vardır. Dalga boyu arttıkça frekans azalır. Frekansın birimi Hertz'dir (Hz).



Şekil 2.1. Lazer ışığı ve normal ışık arasındaki farklar.

www.pegasuslaser.com/physics-safety/properties web adresinden çizilmiştir.

2.1.3.Lazer Cihazının Kısımları

Aktif Madde (Active Medium):

Uyarıldığında lazer ışığı yayan doğal veya insan yapımı bir maddedir. Bu madde katı, sıvı veya gaz olabilir. Optik kavitenin merkezinde bulunur ve lazer cihazı, ismini aktif maddeden alır. Her iki tarafında birbirine paralel yerleştirilmiş aynalar bulunur ve etrafı pompalama mekanizması ile çevrilidir (23,30) . Diş hekimliğinde kullanılan ilk lazerde aktif madde olarak Nd:YAG kristal kullanılmıştır (30) .

Pompalama Mekanizması:

Aktif maddenin enerji depolamasını sağlayan bir dış enerji kaynağıdır. Sıklıkla ışık kullanılsa da bir diyot lazer ünitesi veya elektromanyetik bir rezistans da olabilir. Aktif maddenin bu kaynaktan enerji emmesi sonucu lazer ışığı meydana gelir. Bu süreçte açığa çıkan enerjinin çok az bir kısmı (%3-10) lazer ışığını oluştururken geri kalanı ısı enerjisi olarak açığa çıkar (30) .

Optik Rezonatör:

Aktif maddeyi çevreleyen optik boşluğa verilen isimdir. Uyarılmış aktif maddeden üretilen lazer ışığı lazer kavitesinin iki ucuna yerleştirilen aynalar yardımıyla ileri geri yansıtılır ve böylece güçlendirilir. Distal ayna tam yansıtıcı olarak çalışırken proksimal ayna kısmi yansıtıcıdır. Böylece belirli enerji yoğunluğuna sahip lazer ışığı kaviteden çıkıp hedef dokuya ulaşabilir (30) (Şekil 2.2) .

Dağıtım Sistemi:

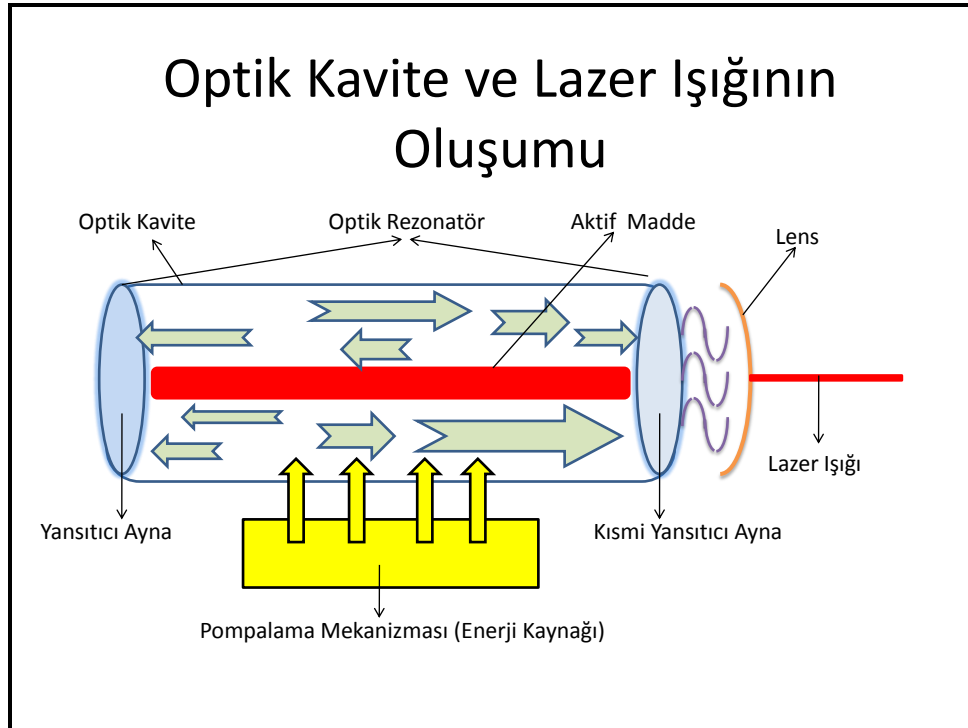
Çoğaltılmış ışık demetlerini el aletine ulaştırır. Oluşan ışığın dalga boyuna göre dağıtıcı sistemi oluşturan malzeme farklılaşır. Dağıtım için sıklıkla fiberoptik kablolar ve içlerinde ayna bulunan bükülebilir kollar veya lazer ünitesini de içeren el aletleri (çok düşük güçte lazerler için) kullanılır (30) .

Soğutma Sistemi:

Lazer ışığı oluşurken yan ürün olarak ısı açığa çıkar ve bu ısı lazerin gücüyle doğru orantılıdır. Soğutma sistemi, açığa çıkan ısıyı hava veya su yardımıyla soğutur ve lazer ünitesinin en fazla yer kaplayan parçasıdır (30) .

Kontrol Paneli:

Lazer cihazının gücünün, frekansının vb. özelliklerinin ayarlarının yapılabilirdiği paneldir (30) .

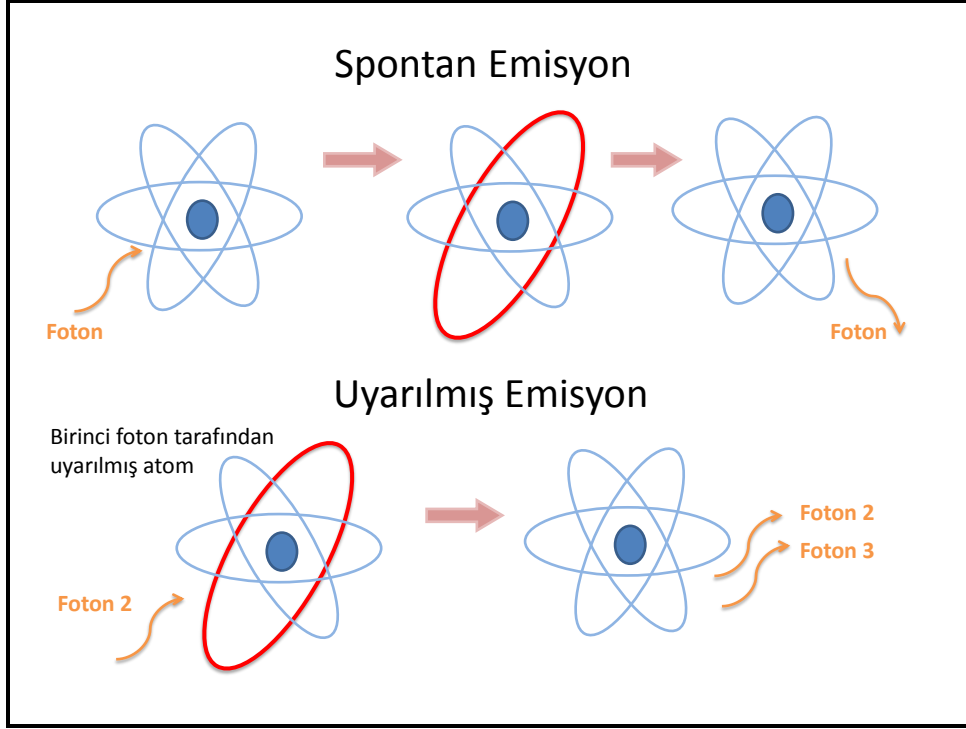


Şekil 2.2. Optik kavite ve lazer ışığının oluşumu. Colluzzi'den çizilmiştir (23) .

2.1.4.Stimüle Emisyon (Uyarılmış Salınım)

Enerjinin en küçük birimi olan foton bir atomun veya bir molekülün elektronları tarafından absorbe edilirken kısa bir uyarım oluşur. Bu uyarım spontan emisyon olarak adlandırılır. Spontan emisyon farklı dalga boylarında oluşabilir çünkü bir atomda, farklı enerji seviyelerine sahip, farklı yörüngelerde elektronlar bulunur ve akkor ışık bu şekilde oluşur (10,23) .

Uyarılmış atomun yörüngesinde aynı enerji düzeyine sahip ek bir foton enerjisi varsa sonuç olarak birbirinin aynısı, koherent özelliklere sahip iki foton salınır (Şekil 2.3). Bu salınım Einstein tarafından stimüle emisyon olarak tanımlanmıştır (11,23) . Bu, lazer ışığını diğer ışıklardan ayıran en temel özelliktir. Salınan bu fotonlar atomları uyararak daha çok sayıda foton oluştururlar ve bir döngü meydana getirirler. Bu da aktif ortamdaki çoğu atomun uyarılmış olması anlamına gelir. Bu işlem için gerekli kesintisiz enerji, pompalama mekanizması tarafından sağlanır (23) .



Şekil 2.3. Spontan emisyon ve uyarılmış emisyon. Parker'dan çizilmiştir (30)

2.1.5.Amplifikasyon

Önceden de belirtildiği gibi optik kavitenin her iki tarafında bulunan aynalar fotonların ileri ve geri devamlı yansıtılmasını sağlarlar. Yansıyan fotonlar daha fazla stimüle emisyon oluşmasına sebep olurlar. Enerjisi yeteri kadar artan foton, seçici geçirgen aynadan geçerek optik kaviteden çıkar. Böylece daha fazla stimüle emisyon oluşarak fotonların gücü artırılır ve amplifikasyon olarak adlandırılır (32) .

2.1.6.Radyasyon

Radyoaktif bir atom çekirdeğinin parçalanarak çevresine ışınlar yayması radyasyon olarak adlandırılır. Lazer cihazının ürettiği ışık dalgalarının oluşturduğu elektromanyetik enerji de radyasyondur (23) . Elektromanyetik spektrum, dalga boyu 10^{-12} m olan gamma ışınlarından, boyu metreleri aşan radyo dalgalarına kadar geniş bir aralığı içerir. Dalga boyu azaldıkça daha yüksek frekanslı ışıma oluşur. 300 nm' den düşük çok

kısa dalga boyları iyonize radyasyon olarak adlandırılır (12,23) . Bu dalga boyuna sahip ışınlar biyolojik dokulara derin şekilde penetre olurlar.

Diş hekimliğinde kullanılan lazerler 500 nm ile 10600 nm arasındadır ve elektromanyetik spektrumun non-iyonize kısmında yer alırlar (23) .

2.1.7.Lazer Sistemlerinin Sınıflandırılması

Günümüzde kullanılan lazerler ve özellikleri Tablo 2.1 de gösterilmiştir.

Tablo 2.1. Günümüzde kullanılan lazerler ve özellikleri (33) .

W:Watt, CW: Kesintisiz dalga, P: Tek atım, μm : Mikrometre

Kazanç ortamı	Max.Ortalama Gücü (W)	Çalışma modu	Dalga boyu (μm)
CO ₂	25,000	CW,P	9,6/10,6
Nd:YAG	1,800	CW, P	1,06/1,32
Excimer lazerler			
F ₂	3	P	0,157
ArF	70	P	0,193
KrCl	20	P	0,222
KrF	160	P	0,248
XeCl	200	P	0,308
XeF	70	P	0,351
Katı-Hal lazerler			
Cr:safir(yakut)	100	P	0,694
Ti:safir	20	P	0.68-0,95
Cr:alexandrite	20	P	0,72-0,79
Nadir toprak elementleri			
Nd:glass	40	P	1,06
Nd: YLF	20	CW,P	1,05/1,32
Er:YAG	20	CW,P	2,94
Ho:YAG	20	CW,P	2,13
Er: YSGG	3	P	2,79
Metal Buhar Lazerleri			
Bakır	100	P	0,511/0,578
Altın	3	P	0,628
İyon lazerler			
Argon	50	CW	0 457/0,488 0,514/0,530
Kripton	8	CW	0,647/0,676/0,752
Karışık	20	CW	0,457/0,752

Tablo 2.1 (Devam). Günümüzde kullanılan lazerler ve özellikleri (33) .W:Watt, CW: Kesintisiz dalga, P: Tek atım, μm : Mikrometre

Kazanç ortamı	Max.Ortalama Gücü (W)	Çalışma modu	Dalga boyu (μm)
Boya lazerleri			
Lazer pompalamalı	1	CW,P	0,4-1,0
DPSS lazerler			
Nd:YAG	10	CW,P	1,06/1,32
Nd:YLF	10	CW,P	1,05/1,32
Yarı iletken lazerler			
AlGaAs,diyet	1	CW,P	0,780-0,865
AlGaAs,1Dsıral	20	CW,P	0,780-0,865
InGaAs, diyet	0,1	CW,P	0,98
Kurşun tuzu	0,001	CW,P	3-30
Gaz Lazerler			
CO	10	CW	0,52/0,58
Nitrojen	0,3	P	0,337
HeCd	0,2	CW	0,325/0,442
HeXe	0,1	CW	2/3,51/4
HeNe	0,07	CW	0,544/0,594/0,612/0,633 1,15/1,52/3,39

2.2.Lehimleme ve Kaynak

Lehimleme ve kaynak terimleri sıklıkla birbirlerinin yerine hatalı olarak kullanılan farklı iki kavramdır.

Lehimleme (soldering), iki veya daha fazla metal parçanın, bir dolgu metali eritilip araya akıtılarak birleştirilmesi işlemidir. Dolgu metalinin erime noktası ana metalinkinden daha düşük olmalıdır. Lehimlemeyi kaynaktan ayıran özellik, bu işlem esnasında birleştirilecek ana metal uçlarının eritilmemesidir (34) .

Sert lehimleme (brazing), lehimlemeden farklı olarak daha yüksek sıcaklıkta yapılmaktadır. Lehimlemede dolgu metali 450°C nin altında bir sıcaklıkta eritilirken, sert lehimlemede 450°C nin üstünde bir sıcaklık söz konusudur (34) .

Kaynak (welding), parçaların ısı veya basınç ile ya da her ikisini de uygulayarak, dolgu metali kullanarak veya kullanmadan yapılan birleştirme

işlemidir. Bu işlem esnasında birleştirilecek ana metalin kaynak bölgeleri kısmen eritilmektedir (34,35) . Tüm kaynak uygulamalarında, birleştirme için, kaynak bölgesinde birleştirilecek parça kalınlığına göre uygun ve kontrol altında tutulabilen bir ısıya ihtiyaç vardır. Isı girdisinin en önemli özelliği soğuma hızını dolayısıyla kaynak metali ve ısı tesiri altındaki bölgenin mikro yapısını belirlemesidir (35) .

Kaynak bölgesinde gerekli olan ısınn elde edilebilmesi için bir ısı kaynağına ihtiyaç vardır. Tarih boyunca, klasik demirci ocağının kullanımından başlayarak kullanılan ısı kaynağının çeşitliliğine göre farklı kaynak yöntemleri geliştirilmiştir (35) . Oksijen asetilen, oksijen hidrojen, oksijen doğalgaz, oksijen propan gibi gaz kaynakları, plazma ve elektrik ark kaynağı, lazer kaynak, direnç esaslı kaynak bu yöntemlerden başlıcalarıdır (36) .

2.2.1.Lazer Kaynak İşlemi

1960'lı yıllarda lazerin keşfedilmesiyle bu yeni enerji kaynağının farklı kullanım alanları ortaya çıkmaya başlamıştır. Takip eden yıllarda lazerlerin kaynak işlemi de dahil olmak üzere farklı metalürjik uygulamalarıyla ilgili çalışmalar yayınlanmıştır (37) . Günümüzde lazerler, yüksek yoğunluklu enerji kaynağı olarak özellikle kesme, delme, kaynak, yüzey işleme, markalama, kaplama gibi alanlarda sıklıkla kullanılmaktadır (36,38) .

Lazer ile Kaynak Tekniğinin Avantajları:

- İşlem sırasında ilgili alandaki gereksiz metal parçaların ve eritken ihtiyacının elimine edilmesi,
- Yüksek mekanik dayanıklılık,
- Şoka karşı yüksek direnç,
- Yüksek verimlilikte güvenilir ve hızlı birleştirme,
- Isıdan etkilenen alanın çok az olması (33,39) .

Zaman kazanımı ve ekonomik avantajları nedeniyle lazer ile kaynağın dental laboratuvarlarda kullanımına dair ilk testler 1970'te Gordon ve Smith tarafından yürütülmüştür. İmplantolojinin gelişimi ve titanyum gibi

birleştirilmesi zor biyomateryallerin kullanılmaya başlanmasıyla bu alanda yeni çalışmalara ihtiyaç duyulmaya başlanmıştır. 1990’larda gelişmiş, kompakt ve güçlü Nd-Yag lazer ünitelerinin protetik diş hekimliğinde kullanımı lazer teknolojisinin etkinliğini arttırmıştır (40) .

Lehimleme işleminde protezin lehime hazırlanması için uygulanması gereken her adım, bir boyutsal değişiklik ve uyumsuzluk sebebi olabilir. Lazer kaynak ile bu problemler ortadan kalkar çünkü teknisyen restorasyonu hızlı ve direkt olarak ana model üzerine taşıyabilir. Enerjinin altyapı üzerinde çok küçük bir alana odaklanması sayesinde kaynak noktaları hassas ve belirgindir. Üstelik ısıdan etkilenen alan da çok dardır (41) . Sonuç olarak, akrile veya porselene yakın bölgelerde bile hasarsız ve renk değişimi olmadan bir birleştirme yapmak mümkündür.

Baba ve diğ. 0,5 mm ve 1 mm kalınlığında CoCr plakaları kestikten sonra farklı lazer kaynak parametreleri uygulayarak birleştirmiş ve gerilme dayanıklılıklarını ölçmüştür. 1 mm’lik örnekleri de iki gruba ayırarak, bir grupta sadece tek yüzeyinden diğer grupta ise her iki yüzeyinden lazer kaynak işlemi uygulamıştır. Sonuç olarak 270 A altında yapılan kaynak işleminde 0.5 mm örnekler ile hiç kesilmemiş örnekler arasında anlamlı bir fark bulamamışlardır (Sırasıyla 1087 N ve 1433 N). 1 mm lik örneklerde ise lazer kaynak grubunun, kontrol grubuna oranla belirgin olarak daha zayıf olduğunu bildirmişlerdir (Sırasıyla 557 N ve 1733 N). Bu sonuç lazer kaynak işlemi plakaların her iki tarafına uygulandığında da değişmemiştir (841 N) (41) .

Ayrıca geleneksel lehimleme işlemi sırasında kullanılan dolgu alaşımı, ana metal alaşımına göre daha az sıcaklıkta erimesi gerektiğinden farklı içeriktedir. Bu da birleşim bölgesinde korozyona ve iyon salınımına sebep olabilir (42-44) . Lazer kaynakta ise elde edilen yüksek enerji ile mekanik olarak ana metal alaşımıyla benzer özellikte dolgu alaşımı kullanmak mümkündür. Böylece kimyasal olarak daha kararlı bir birleşme bölgesi oluşturulur. Lazer kaynak ve geleneksel lehimlemeyi karşılaştıran önceki karşılaştırmaları gözden geçirecek olursak;

Aladağ ve diğ. NiCr örnekleri hem geleneksel lehimleme hem de lazer kaynak işlemi sonrası porselen ile kapladıktan sonra mikrogerilim dayanıklılığını ölçmüşler ve tarayıcı elektron mikroskobu altında lehim bölgesinin özellikleri açısından değerlendirmişlerdir. Sonuç olarak hem lehimleme hem de lazer kaynak sonrasında Ni-Cr-Mo altyapıların fiziksel özelliklerinde zayıflama ve metal-seramik arası bağlantının azaldığını bildirmişlerdir (45)

Zupancic ve diğ., CoCr alaşımdan hazırladıkları örnekleri ortalarından ikiye ayırarak lehimleme ve lazer kaynak ile birleştirmişler; hem birbirleriyle hem de hiç birleştirme işlemi yapılmamış dökümlerle korozyon direnci ve birleşim bölgesinin dayanıklılığı açısından karşılaştırmışlardır. Araştırmalarında kullandıkları CoCr alaşımların lazer kaynak ile birleştirildiğinde korozyona daha dirençli ancak mekanik olarak daha dayanıksız hale geldiğini, sert lehimleme ile birleştirildiğinde (lazer kaynağa göre) korozyona daha az dirençli ancak mekanik olarak daha dayanıklı bir birleşim bölgesi oluştuğunu bildirmişlerdir (46) .

Watanabe ve Topham, Argon gazı kalkanı altında farklı alaşımları lazer kaynak ile birleştirmişlerdir. Ticari olarak saf titanyumun ve Ti-6Al-7Nb alaışımının argon gazı altında kaynak yapılması halinde daha yüksek dayanıklılığa ulaştığını ancak Altın ve CoCr alaşımlar için Argon gazı kalkanı kullanımının gerekli olmadığını bildirmişlerdir (47) .

Fornaini ve diğ. CoCr plakaları hem klinikte kullanılan bir Nd:YAG lazer hem de dental laboratuvarlarda kullanılan bir lazer kaynak cihazı ile birleştirmişlerdir. Her iki grubu da işlem sırasında dolgu metali kullanılıp kullanılmamasına göre ikiye ayırıp tarayıcı elektron mikroskobu (SEM) ile incelemişlerdir. Aynı çalışmalarında çelik ortodontik telleri yine aynı şekilde gruplandırarak hiç kesilmemiş ortodontik tellerle elastisite modüllerini kıyaslamak amacıyla dinamik mekanik analiz yöntemini kullanarak karşılaştırmışlardır. Sonuç olarak SEM analizinde klinikte kullanılan Nd:YAG lazer cihazı ile dental laboratuvarlarda kullanılan cihaz arasında belirgin bir fark olmadığını bildirmişlerdir. Çelik ortodontik tellerin her iki lazer cihazıyla

kaynak yapılmış değerlerinin hiç kesilmemiş çelik tellerle kıyaslanabilir olduklarını ileri sürmüşlerdir (48) .

Lazer yapılan kaynaklarda derin ve düzgün kaynağı elde edebilmek için en doğru parametreler kullanılmalıdır. Bunun için mevcut Nd:Yag lazerlerde en az yedi parametre tanımlanmıştır (40) .

Maksimum Güç: Lazer cihazı tarafından birim zamanda üretilen enerji yoğunluğunu ifade eder. Birimi genellikle Watt'dır. Bu değer çatlak ve pörözite oluşumunu engellemek için kaynak işlemi sırasında limitlenmelidir. Limitleme kullanılan alaşıma göre değişir.

Atım (Pulse) Süresi: Bir lazer atımının süresidir. 0,5 ile 20 ms arasında değişebilir. Termal iletkenliği yüksek olan metallerde yüksek ısı açığa çıkmaması için atım hızı azaltılmalıdır.

Atım enerjisi: Bir atım süresinde çıkan lazer ışığının enerjisidir. Birimi J veya W/s dir. Metal alaşımın termal iletkenlik katsayısına göre ayarlanmalıdır.

Frekans: Bir saniyede tekrarlanan atım sayısıdır. Birimi Hertz'dir (Hz). Protetik uygulamalar için sabit 1 Hz frekansla çalışılması, operatöre işini rahatlıkla kontrol altında tutma şansını verir.

Atım şekli: Atımın maksimum gücünü ve atım süresini gerçek zamanlı olarak kontrol eder. Bugüne kadar tüm deneyler standart dikdörtgen şekilli atımlı lazerlerle yapılmıştır ancak son zamanlarda bazı üreticiler, ısınmayı kontrol altına alabilmek için özel atım şekilleri tasarlamışlardır (40) (Tablo 2.2).

Odak Noktası (Focal Spot) Genişliği: Materyal yüzeyine uygulanan lazer ışık demetinin genişliğidir. 0,3 ile 2,0 mm arasında değişkenlik gösterir. Derin ve dar bir kaynak isteniyorsa 0,3 ile 0,8 mm arasında bir odak noktası genişliği seçilir. Daha geniş (1,0 ile 1,4 arasında) bir değer seçilmesi lazerin etkinliğini azaltacak ve daha geniş ancak yüzeysel bir kaynak elde edilecektir. Etkinliği arttırmak için maksimum gücü de arttırmak gerekir.

Çevresel kontaminasyon: Kaynak yapılacak alan kontaminasyondan uzak tutulmalıdır. Bu parametre özellikle titanyum alaşımların lehimlenmesinde önem taşır.

Baba ve Watanabe saf titanyum, Ti-6Al-4V, Ti-6Al-7Nb, CoCr ve Tip IV Altın alaşımları üzerinde farklı güçte ve odak noktası genişliklerinde lazer kaynak uygulayarak penetrasyon derinliklerini incelemişlerdir. Araştırmacılar her alaşım için lazer kaynak cihazının güç seviyesi arttırıldıkça ve odak noktası genişliği azaltıldıkça penetrasyon derinliğinde artış izlemişlerdir ve her alaşım için farklı güç seviyesi ve farklı odak noktası genişliğinin belirlenmesi gerektiğini bildirmişlerdir (49) .

Al-Bayaa ve diğ. Nd:YAG lazer kullanarak birleştirdikleri 1,5 mm çapındaki silindirik CoCr örnekleri yorulma testine tabi tutmuşlar ve tek parça örneklerle oranla belirgin şekilde daha dayanıksız olduklarını bildirmişlerdir (50) .

Tablo 2.2. Titec Mark Uno 65J (Orotig) Nd-Yag lazerler için kullanılabilir atım şekilleri (40) .

	Atım şekli	Öneri
	Tüm Nd-Yag lazerlerde bulunan basit dikdörtgen şekilli atım	Saf metaller ve titanyum
	Yukarıya doğru atım	Soy alaşımlar ve yansıtıcı metaller
	Aşağıya doğru atım	CoCr ve AgPd alaşımları
	Çift rampa	Hibrit alaşımların birleştirilmesi
	Çift kısa atım	Kaynak derinliğini arttırma

2.2.2.Lazer Kaynak Tekniğinin Metalürjik Etkileri

Materyal özelliklerini mikro yapı belirlediğinden, bu yapının anlaşılması ve oluşumunun kontrol edilmesi önemlidir. İşlem parametreleri ve sonuç

olarak açığa çıkan ısı, materyalin bileşenlerini etkileyebilmektedir. Metal kalınlığından bağımsız, her alaşımın, Nd:YAG dalga boyunu absorbe edebilme miktarına göre kaynak ayarları yapılandırılmalıdır (40) .

Altın alaşımlar yüksek termal iletkenlikleri sayesinde kolayca birleştirilebilir, ancak Nd:YAG dalga boyunu yüksek oranda yansıttıklarından düşük termal emilime sahiptirler. Bu nedenle altın alaşımları ile çalışırken, yüksek enerji seviyesi ve düşük atım süresi kullanılarak aşırı ısınmanın önüne geçilmeye çalışılır (49) .

NiCr ve CoCr alaşımları, lazer ışığını altına göre daha az yansıtırlar ancak düşük termal iletkenliğine sahiptirler. Bu nedenle iyi bir kaynak elde edebilmek için orta düzey enerji ancak uzun atım süresi kullanımı önerilir (51)

2.2.3.Ağız Ortamında Lazer Kaynak Tekniği

Fornaini ve diğ. 2009 yılında ortodontik braketlerin, kırık protetik altyapıların tamirinin dental ofiste, asıl olarak cerrahi amaçlı kullanılan bir Nd:YAG lazer ile yapılabileceğini ve bunun tamirler için gereken süreyi kısaltacağını bildirmişlerdir. Daha sonra yine Fornaini ve diğ. bu tekniğin laboratuvarlarda kullanılan lazerler ile kıyaslanabilecek kadar etkin olduğunu bildirmişlerdir. Sonrasında, metal altyapıyı Nd:YAG lazer kullanarak ağız ortamında birleştirdiği bir vaka raporu yayınlamışlardır (17,48,52) .

Bununla beraber, ağız ortamında lazer ile metalleri birleştirirken açığa çıkan ısının ağız mukozasına veya pulpaya zararlı olmadığı da bildirilmiştir (53) .

2.3.Diş Hekimliğinde Kullanılan Metal Alaşımları

Dental alaşımlar birçok şekilde sınıflandırılabilir. En sık kullanılan sınıflandırma Amerikan Diş Hekimliği Birliği'nin (ADA) 1984 yılında yaptığı sınıflandırmasıdır. Bu sınıflandırma Tablo 2.3 de gösterilmiştir. Bu sınıflandırmanın dezavantajı farklı kompozisyondaki alaşımların aynı grupta yer almasıdır (18) . Bunlardan başka farklı sınıflandırmalar da mevcuttur (ANSI/ADA 1997, Naylor 1992, ISO 2002, Anusavice 2003).

Anusavice dental materyaller kitabında, metal alaşımları içerik ve kullanım amaçları doğrultusunda sınıflandırmıştır (Tablo 2.4). Bu

sınıflandırmanın avantajı diş hekimliğindeki kullanım alanlarının da sınıflandırmaya dahil edilmesidir (18) .

Tablo 2.3. Metal alaşımların sınıflandırılması (ADA 1984)

Alaşım Tipi	Toplam Soy Metal İçeriği
Yüksek Soy Alaşımlar	Ağırlık olarak %40'dan fazla Au ve %60'dan fazla soy metal içermelidir (Au, Pt, Pd, Rh, Ru, Ir, Os)
Soy Alaşımlar	Ağırlık olarak %25'den fazla soy metal içermelidir.
Baz Metal Alaşımlar	Ağırlık olarak %25'den az soy metal içermelidir.

Tablo 2.4. Tam metal, metal–seramik ve hareketli bölümlü protezler için kullanılan metal alaşımlar (18) .

Alaşım Tipi	Tam Metal Restorasyonlar	Metal – Seramik Restorasyonlar	Hareketli Bölümlü Protezler
Yüksek Soy Alaşımlar	Au-Ag-Pd Au-Pd-Cu-Ag	Saf Au (%99,7) Au-Pt-Pd Au-Pd-Ag (%5-12 Ag) Au-Pd-Ag (> %12 Ag) Au-Pd	Au-Ag-Cu-Pd
Soy Alaşımlar	Ag-Pd-Au-Cu Ag-Pd	Pd-Au Pd-Au-Ag Pd-Cu-Ga Pd-Ga-Ag	—
Baz Metal Alaşımlar	Saf Ti Ti-Al-V Ni-Cr-Mo-Be Ni-Cr-Mo Co-Cr-W Cu-Al	Saf Ti Ti-Al-V Ni-Cr-Mo-Be Ni-Cr-Mo Co-Cr-W	Saf Ti Ti-Al-V Ni-Cr-Mo-Be Ni-Cr-Mo Co-Cr-W

2.3.1.Soy Metal Alaşımları:

Periyodik tabloda sekiz tane soy metal vardır. Bunlar, altın, platin, paladyum, rodyum, rutenyum, iridyum ve osmiyum ve gümüşdür. Gümüş, oral kavitede gösterdiği reaksiyondan dolayı diş hekimliğinde soy metal olarak değerlendirilmez (18) .

Soy metal terimi görecelidir. Bir elementin periyodik tablodaki pozisyonu ne kadar aşağıda ise element o kadar aktiftir. Bu nedenle, diş hekimliği standartlarına göre yukarıdaki yedi soy metalden yalnızca altın, platin ve paladyum büyük öneme sahiptir.

Soy metal alaşımları genellikle altın içeriğine göre üç gruba ayrılırlar (18) .

- Yüksek altın içerenler: Altın-Platin-Paladyum
- Düşük altın içerenler: Altın-Paladyum-Gümüş
- Altın içermeyenler: Paladyum-Gümüş

Soy metal alaşımları uluslararası piyasada altın fiyatlarının 1980'li yılların başından itibaren artmasından dolayı yerlerini soy olmayan metal alaşımlarına bırakmaya başlamıştır. Uzun yıllardır hareketli bölümlü protez altyapısında sıklıkla soy olmayan metal alaşımlar kullanılmaktadır ve günümüzde bu oran metal-seramik restorasyonlarda kullanılan alaşımlar için de oldukça yüksektir (18) .

2.3.2.Soy Olmayan Metal Alaşımları:

Soy olmayan metal alaşımları üç grupta toplanır (54) .

- Titanyum Alaşımları
- Nikel-Krom Alaşımları
- Kobalt-Krom Alaşımları

Titanyum Alaşımları:

Ticari olarak saf titanyum ve titanyum alaşımlarının medikal kullanımı son yirmi yılda belirgin oranda artmıştır. Titanyum dental implantların elde ettiği başarı diş hekimliğinin diğer alanlarında da saf titanyum ve titanyum alaşımlarına olan ilgiyi arttırmıştır. Titanyum diş hekimliğinde bilinen en

biyoyumlu malzeme olmasına rağmen yüksek oranda dental implant malzemesi olarak kullanılmaktadır. Dökümünün zor ve porselenle bağlantısının zayıf olması nedeniyle metal-seramik restorasyonlarda kullanımı diğer soy olmayan alaşımlara göre sınırlıdır (20,54) .

Nikel-Krom Alaşımları:

Bu alaşımlar %80 e varan oranlarda nikel ve krom metalleri içermekle beraber birçok farklı metali de düşük oranlarda ihtiva etmektedirler. Bütün nikel-krom alaşımları fiziksel özellikleri bakımından birbirlerine çok benzemekle birlikte korozyon dirençleri farklılıklar gösterir. Bölümlü protez metal altyapısında kullanıldığı zaman dayanıklılık ve sertlik değerlerini arttırmak amacıyla eser miktarda karbon eklenir (20,55) .

Kobalt-Krom Alaşımları:

Bu alaşımlarda %70'e varan oranlarda kobalt kullanılır. Krom bu alaşımlara dayanıklılık ve korozyona direnç sağlamak amacıyla ilave edilmiştir. Kobalt-krom alaşımları sıklıkla nikel alerjisi olan bireylerde alternatif soy olmayan alaşım olarak kullanılır. Titanyum alaşımlarından sonra diş hekimliğinde kullanılan en yüksek ergime derecesine sahip alaşımlardır. Bu nedenle bu alaşımların manipülasyonu zordur (55) .

Kobalt alaşımları nikel esaslı alaşımlara göre daha fazla krom içerirler (NiCr %11-22, CoCr %25-34). Bu nedenle nikel esaslı alaşımlara göre korozyona daha dirençlidirler. Bununla birlikte alaşımdaki krom oranı %30'dan fazla olursa döküm güç olur (18) . Elastisite modülleri yüksektir (145-220 GPa), uzama oranları düşüktür (%6-15), gerilme dirençleri ise yüksektir(520-820 MPa). Bu fiziksel özelliklerinden dolayı sıklıkla hareketli bölümlü protezlerin metal altyapılarında kullanılırlar (18) .

Torres ve diğ. CoCr, Ti, NiCr kullanılarak tek parça döküm ile üretilen implant üstü altyapıların ek işlemler ile uyumlarının artırılması gerektiğini rapor etmiştir (56) .

2.4.İmplant Üstü Overdenture Protezler

Diş hekimlerinin en zorlu görevlerinden biri kaybedilen bir dişi yerine koymaktır. Bu görev tüm dişler kaybedildiğinde daha da zorlaşır (57) . Tam

dişsiz hastaların tedavisinde sıklıkla total protezler kullanılır. Maksiller total protezleriyle fazla sorun yaşamayan hastalar genellikle mandibuler total protezlerinin çok fazla yerinden oynadığından şikayetçidirler (58) .

Overdenture protezler basitçe mevcut dişlerin veya diş köklerinin üzerine yerleştirilen protezlerdir (57) . Günümüzde diş kökleri yerine kullanılan silindirik titanyum implantların üzerine yerleştirilen hareketli protezler de *overdenture* protezler olarak adlandırılmaktadır.

Yayınlanan klinik çalışmalar, derlemeler ve konsensus raporları, silindirik titanyum implantların anterior mandibulada yüksek başarı ve düşük komplikasyon düzeyi ile uygulanabildiğini göstermiştir. Ayrıca implantların, anterior mandibuladaki kret rezorpsiyonunu azalttığı gösterilmiştir (58) .

İmplant destekli *overdenture* protezler üzerine bir çok araştırma yapılmış ve sonuç olarak bu protezlerin daha stabil olduğu, hastaların çiğneme kapasitelerini (59) ve maksimum okluzal kuvvetlerini arttırdığı (60) , bu tedavinin beş yıllık başarı oranlarının %94 ve %100 arasında olduğu (61,62) ve yüksek düzeyde hasta tatmini sağladığı (63,64) rapor edilmiştir.

Bazı yazarlara göre tam dişsiz hastaların implant destekli sabit protez kullanmak yerine implant destekli *overdenture* kullanmaları ağız hijyeni, estetik ve maliyet açısından olumlu sonuçlar doğurmaktadır (3,4)

***Overdenture* protezlerin sabit restorasyonlara göre avantajları (65-69) :**

- Daha az sayıda implant gerektirir.
- Protetik randevular daha kısa, ekonomik olarak daha az maliyetlidir.
- İdamesi daha kolaydır.
- Evde günlük bakımı kolaydır.
- Temizleme kolaylığı nedeniyle hijyenik probleme yol açmadan rezorbe olmuş kemik, genişlik ve yükseklik olarak telafi edilebilir.
- Yüz estetiğini geliştirmek ve labial dokuları desteklemek daha kolaydır.
- Protezlerin çıkarılması parafonksiyonel alışkanlıkları engeller.

Overdenture protezlerin sabit restorasyonlara göre dezavantajları (70) :

- Hastanın konuşma ve çiğneme gibi fonksiyonel işlevleri düzgün bir biçimde yerine getirmesi, kısacası protezine adaptasyonu daha uzun zaman alır.
- Yerine konan doku miktarının fazla olduğu durumlarda çok hacimli protezler ortaya çıkabilir.
- Bazı hastalar fizyolojik veya psikolojik nedenlerle ısrarla hareketli proteze karşı çıkabilirler.

İmplant üstü *overdenture* protezler iki ayrı şekilde planlanabilir (69) .

2.4.1.Sadece İmplant Destekli Protezler

Restorasyon rijittir ve tamamen implantlar tarafından desteklenir. Genellikle hareketli protez hassas tutucularla düşük profilli bir doku barına veya implant dayanaklarını birleştiren bir üst yapıya bağlanır. Böyle bir protezin yapılabilmesi için genellikle alt çenede beş-altı implant, üst çenede ise altı-sekiz implant gerekir (69) .

2.4.2.İmplant ve Yumuşak Doku Destekli Protezler

Tam dişsiz bir alt çeneye yapılacak bir *overdenture* protez için mental foramenlerin önünde kalan bölgeye yerleştirilen iki implant birbirinden bağımsız tutucularla veya splintlenerek kullanılabilir. Lateral stabiliteyi arttırmak için santral bölgesine üçüncü bir implant eklenebilir veya protezi destekleyen yumuşak doku miktarını azaltmak için splintlenen dört implant kanatlı bir barla kullanılabilir (69) .

Hangi planlamanın kullanılacağı, maliyet, gerekli olan retansiyon miktarı, protez altındaki mukozanın basınca duyarlılığı, hastanın oral hijyen alışkanlıkları ve sosyal statüsü, maksilla ve mandibulanın birbirlerine göre konumları, hastanın beklentileri gibi bir çok faktörden etkilenir (71) .

Tüm bu gelişmelerin ışığında, birçok araştırmacı 2002 yılında Kanada'da bir araya gelmiş ve literatürdeki verileri değerlendirerek McGill Konsensusu'nu yayınlamışlardır. Bu rapora göre tam dişsiz hastaların

protetik tedavilerinde mandibuler iki implant destekli overdenture protezlerin birinci tedavi seçeneği olarak uygulanması önerilmiştir (58) .

2.4.3.Overdenture Protezlerde Kullanılan Tutucular

Alt çene dişsizliklerde implant destekli overdenture yapımında farklı tutucu tipleri kullanılabilir. Bunlar;

Bağımsız tutucular:

- Topuz tutucular (Ball type)
- Locator tutucular
- Mıknatıs tutucular (Magnet)
- Kişisel döküm teleskop kopingler

Splintli (Birleşik) tutucular:

- U Şekilli barlar
- Kişisel döküm veya milled yöntemi ile hazırlanan barlar
- Yuvarlak kesitli barlar
- Yumurta kesitli barlar

2.4.4.Bağımsız Tutuculu Overdenture Protezler

İki implant destekli *overdenture* yapımında bağımsız tutucu olarak protezin dokuya gömülmesine izin veren tutucu tipleri kullanılır. En sık kullanılan tutucu tipi topuz şekilli (*O-Ring* veya *Ball Type*) tutuculardır. Bir topuz tutucu yuvarlak bir post ile sıklıkla protezin içinde kalan, bu postu çevreleyen plastik veya metal bir tutucu parçadan oluşur. Bu tarz tutucular protezin farklı yönlerdeki hareketlerine izin verirler.

Protezin stabilite ve desteği birincil olarak mandibulanın anatomisi ve protez tasarımından etkilenir. Stres azaltıcı tutucu mekanizmaların harekete izin vermesi sebebiyle implantların desteklik etkisi zayıftır. İlk hedef protezin retansiyon problemini çözmektir (69) .

Bu tarz protezlerin en önemli avantajı maliyetidir. Ayrıca splintli tutuculara göre daha az yer kaplarlar. Dezavantajları ise daha az implant desteği ve stabiledir. Ayrıca restorasyonun ağza yerleştikten sonra ideal olarak fonksiyon görebilmesi için implantlar birbirine paralel ve aynı

yükseklikte olmalıdır. Aksi takdirde tutuculardan biri olması gerekenden daha çabuk aşınır ve bu tutucunun sık sık değiştirilmesi gerekir (69) .

2.4.5.Splintli Tutuculu *Overdenture* Protezler

Bu protezlerde implant dayanakları farklı kesitlere sahip barlarla birleştirilirler. İki implant destekli *overdenture* protezler göz önüne alındığında, bar tutuculu protezlerde gelen yük iki implanta dağılır. Ayrıca laboratuvar implant pozisyonundan bağımsız olarak tutucuları birbirine paralel ve aynı seviyede hazırlayabilir (69) . Bunlara ek olarak, tutuculuğu da daha fazladır (72) .

Bar tutucuların, topuz tutuculara göre maliyetinin daha fazla olması ve protez altında daha fazla yer kaplaması dışında önemli bir dezavantajı yoktur.

Cune ve diğ.'nin çalışmasına katılan, bar tutuculu, topuz tutuculu ve magnet tutuculu *overdenture* protezleri kullanan 18 hastadan 10'u bar tutuculu *overdenture* protezleri tercih etmişler, çiğneme ve ısırma sırasında daha stabil olduğunu, yapının güçlü ve güvenilir hissettirdiğini ve temizliği için daha fazla çaba harcamaları gerekmesine rağmen en rahat ettikleri tasarımın bar tutuculu *overdenture* protez olduğunu bildirmişlerdir (8) .

2011 yılında yayınlanan bir sistematik derlemede, splintlenmiş ve bağımsız tutucular arasında implant kullanım süresi ve peri-implant doku sağlığı açısından belirgin bir fark olmadığı belirtilmiştir. Ancak yine aynı çalışmada bağımsız tutuculu tasarımların daha fazla tamir gerektirdiği ve bar tutuculu *overdenture*'ların daha başarılı protezler olduğu sonucuna varılmıştır (73) .

Daha az teknik komplikasyon yaratmasına rağmen, splintlemeyi sağlayan barın, dayanaklara pasif uyum göstermemesi komplikasyon sıklığını arttırabilir. Pasif uyum eksikliğinin bar-implant yapısı üzerinde devamlı stres oluşturacağı ileri sürülmüştür (10) .

2.5.Pasif Uyum

Pasif uyum, uzun dönem klinik komplikasyonlara sebep olmayacak seviyede bir uyumdur ve farklı araştırmacılar pasif uyum için kriterler ortaya koymaya çalışmışlardır (21,74,75) .

Bazı yazarlar protetik altyapı/iskelet ile dayanaklar arasındaki uyumun hassasiyetinin, uzun dönem implant başarısı ve kemiğin korunması açısından önemli bir faktör olduğunu iddia etmektedirler (10,76-78) .

Metal altyapının uyumsuzluğu protezde ve implantlarda mekanik problemlere veya çevre dokularda biyolojik problemlere yol açabilir (13) .

Pasif olmayan bir üst yapı kemik kaybına, dayanak kırılmasına ve daha sıklıkla bağlantı vidasının kırılmasına yol açabilir (76) .

Geleneksel laboratuvar teknikleri kabul edilebilir uyumda bir bar üretimine engel olurlar. Genellikle ölçü maddeleri, alçı, mum ve döküm alaşımı gibi kullanılan malzemelerin hacimsel genleşme veya büzölmeleri buna sebep olur. Boyutsal distorsiyon üretim aşamasının herhangi bir aşamasında gerçekleşebilir (79-83) .

Daha uyumlu restorasyonlar elde etmek için ileri sürülen yöntemleri uyumsuzluğu düzelten yöntemler ve üretim aşamasının bazı adımlarını elimine eden yöntemler olarak kabaca iki kategoride toplayabiliriz. Birinci yöntemde restorasyon bölümlere ayrılıp lehimleme, lazer kaynak, elektro erozyon (Electrical Discharge Machining) gibi yöntemlerle birleştirilir. İkinci yöntemde ise bilgisayar destekli dizayn-bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) kullanılarak modelasyon, revetmana alma ve döküm gibi üretim aşamalarını elimine ederek restorasyon üretilir(22) .

Oluşan uyumsuzlukların düzeltilmesi için lehimleme, dayanaklara simante etme ve elektro erozyon gibi tekniklerde de indeksleme materyallerinin, lehimleme materyallerinin ve revetmanların boyutsal değişimine bağlı olarak farklı uyumsuzluklar yarattıkları ileri sürülmüştür (84) .

Tiossi ve diğ. CoCr, NiCr ve saf titanyum alaşımlar kullanarak yaptıkları iki implant üzeri üç üyeli restorasyon altyapılarının lazer kaynak öncesi ve sonrası uyumlarını karşılaştırmışlardır. Çalışmada kullanılan tüm alaşımların, iki parçaya ayrılıp lazer kaynak ile birleştirildikten sonra marjinal

uyumlarında istatistiksel olarak anlamlı bir biçimde iyileşme bildirmişlerdir. CoCr alaşımların bu araştırmada kullanılan alaşımlar içinde en uyumsuz alaşım olduğu da aynı çalışmada rapor edilmiştir (85) .

Koke ve diğ. CoCr ve titanyum alaşımlarını iki parça halinde döküp lazer kaynak ile birleştirmiş ve elde ettiği sonuçları tek parça halinde geleneksel olarak dökülen CoCr ve titanyum alaşımlar ile karşılaştırmışlardır. Araştırmanın sonucunda CoCr ve titanyum alaşımları iki parça halinde döküp lazer kaynak ile birleştirmenin marjinal uyumu belirgin biçimde arttırdığını bildirmişlerdir (86) .

Castilio ve diğ. üç implantlı bir model hazırlayarak CoCr ve titanyum alaşımlarının marjinal uyumlarını lazer kaynak öncesinde ve sonrasında karşılaştırmışlardır. Bu çalışmada da CoCr ve titanyum arasında döküm sonrasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. Altyapılar kesilip lazer kaynak uygulandıktan sonra her iki alaşımın marjinal uyumu yine istatistiksel olarak anlamlı biçimde artmıştır (87) .

Riedy ve diğ. beş implantlı bir model hazırlayarak sadece titanyum alaşım kullandıkları benzer çalışmalarında lazer kaynak ile birleştirdikleri örneklerin, CAD/CAM ile elde edilen altyapılardan da, tek parça döküm olarak elde edilen altyapılardan da daha iyi marjinal uyum ortaya koyduğunu bildirmişlerdir (88) .

Yukarıdaki çalışmalarda bahsedilen bu belirgin iyileşmenin sebebi baz metal alaşımların başlangıçta elde edilen zayıf uyumlarına dayandırmak mümkündür. Lazer kaynak uygulanacak metal altyapı iki parça halinde üretilebileceği gibi tek parça döküldükten parçalara ayırarak uygulanabilir (22) .

2.5.1.Pasif Uyumun Ölçülmesi

Literatürde altyapıların uyumlarının değerlendirilmesinde parmak basıncı uygulayarak hareketliliği değerlendirmek (14,21,76) , gözle ve dokunma duyusuyla değerlendirmek (89,90) , radyografi ile değerlendirme (89,91,92) gibi farklı yöntemler önerilmiştir.

Pasif uyumun ölçülmesi için, uygulanan yöntemler temel olarak boyutsal ölçümler ve modelleme tekniği ile yapılan ölçümler olarak iki farklı ana başlıkta ele alınabilir (22) .

Boyutsal ölçümler:

- Boşluğun mikroskopik olarak direk ölçümü veya ara yüzeyi dolduran light-body ölçü materyalinin mikroskopik değerlendirilmesi ile ölçümü.
- Altyapının ve ana modelin görüntülerinin fotogrametrik yöntemle veya lazer videografi ile üç boyutlu analizleri yapılarak boyutsal distorsiyonun değerlendirilmesi.
- Koordinat ölçer bir cihaz kullanımı ile altyapının üç boyutlu olarak boyutsal distorsiyonunun değerlendirilmesi.

Modelleme tekniği:

- Ana model veya altyapı üzerine yerleştirilen gerilim ölçerler (*strain gauge*) yardımıyla gerilimin ölçülmesi.
- Polarize lens altında renk değiştiren transparan bir rezin materyal kullanarak fotoelastik stres analizi ile ölçmek (22) .

Pasif uyum değerlendirme yöntemlerinin etkinliklerinin henüz kanıtlanmadığı ve implant başarısına olan etkilerinin tartışmalı olduğu da bildirilmiştir (93,94) .

Bu çalışma günümüzde total dişsiz mandibulada sıklıkla uygulanan implant üstü *overdenture*larda, CoCr alaşımdan üretilen barların, *abutment*lara daha pasif yerleşmesi için intraoral ortamda lazer kaynak uygulaması ile birleştirilerek elde edilmesi yönteminin başarısını araştırmayı amaçlamaktadır.

3.GEREÇ ve YÖNTEM

3.1.Ana Modelin Hazırlanması

Tam dişsiz bir çalışma modeli (Frasaco GmbH, Tett nang, Almanya) epoksi rezin (Epo Thin, Buehler, ABD) materyali ile dublike edildi (Şekil 3.1). Paralelometre kullanılarak bu model üzerinde merkezleri arası mesafe 23 mm olan iki adet birbirine paralel implant yuvası hazırlandı (95) . Açılan yuvalara da epoksi rezin materyal ilave edilerek paralelometrede 2 adet 4,1mm çapında ve 12mm boyunda dental implant (Straumann AG, Waldenburg, İsviçre) bu modele yerleştirilerek ana model elde edildi (Şekil 3.2).

3.2.Örneklerin Hazırlanması

Irreversible hidrokolloid (Kromopan, Lascod S.p.A, İtalya) ölçü maddesi ile ana modelin ölçüsü alınarak elde edilen model üzerinde gerekli bölgelere *blockout* yapıldı. Işıkla sertleşen hibrit kompozit rezin materyalle (Plaque Photo, W+P Dental, Almanya) kişisel kaşık hazırlandı. Ana model üzerine implantların ölçü transfer parçaları yerleştirildi (Straumann AG, Waldenburg, İsviçre) (Şekil 3.3), daha önce hazırlanan ve iç yüzeyine adeziv sürülmüş olan kişisel kaşığa polieter ölçü maddesi (Impregum, 3M ESPE, ABD) yüklenerek ana modelden ölçü alındı.

İmplant analogları ölçü içinde kalan transfer parçalarına yerleştirildikten sonra Tip 3 dental alçı (Heraeus Kulzer, Hanau, Almanya) üretici firmanın belirlediği oranda (30gr/100ml) su ile vakum altında karıştırılarak (EasyMix, Bego GmbH & Co, Almanya) ölçüye döküldü (Şekil 3.4). Bu şekilde 20 adet çalışma modeli elde edildi. Elde edilen modeller numaralandırılarak bilgisayar yardımıyla rastgele iki gruba ayrıldı.



Şekil 3.1. Tam dişsiz çalışma modeli ve epoksi rezin dublikatı



Şekil 3.2. İmplantların paralelometre ile epoksi rezin ana modele yerleştirilmesi.



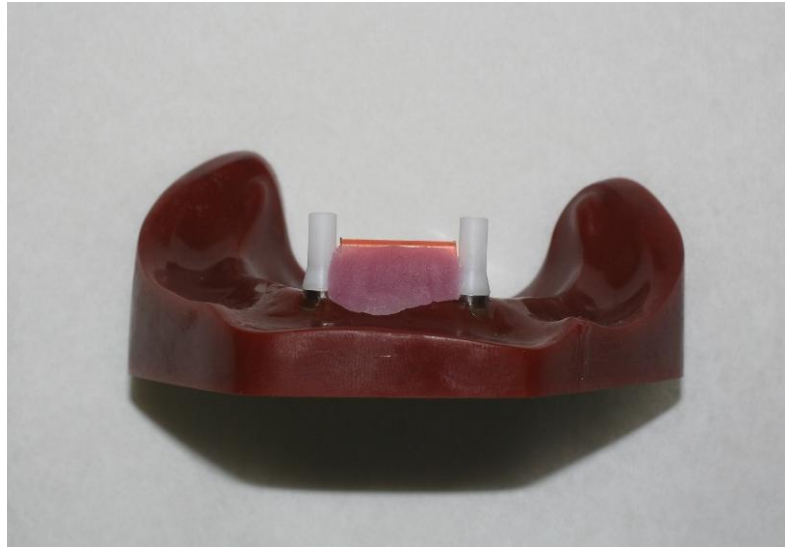
Şekil 3.3. Ana modele yerleştirilen transfer kopingler ve kompozit rezin kaşık.



Şekil 3.4. Alçı karıştırmada kullanılan vakum cihazı

3.3.Barların Hazırlanması

Ana model üzerinde implantlara *abutmentlar* (RN synOcta, Straumann AG, Waldenburg, İsviçre) tork anahtarı (Straumann AG, Waldenburg, İsviçre) ile 35Nm kuvvetle sıkıştırılarak vidalandı. *Abutmentlar* üzerine döküm plastikleri yerleştirildikten sonra iki döküm plastiği arasına, doku yüzeyinden 5mm yükseklikte kesiti yumurta şekilli, yüksekliği 2,3mm bar döküm plastiği (Dolder bar, Straumann AG, İsviçre) yerleştirildi. Tüm örneklerde barın aynı konumda yerleştirilebilmesi amacıyla bar plastiği ile doku arasına ışıkla sertleşen hibrit kompozit rezin materyallden (Plaque Photo, W+P Dental, Almanya) bir rehber hazırlandı (Şekil 3.5).



Şekil 3.5. *Abutmentlar* arası bar döküm plastiklerin aynı konumda yerleştirilmesi için kullanılan ışıkla sertleşen kompozit rezin rehber.

3.4.Abutmentlar Arası Barların Modelasyon ve Dökümü

3.4.1.Geleneksel Döküm Grubu

Geleneksel döküm grubunun modelasyonu geleneksel yöntem ile yapıldı. Rehber yardımıyla bar döküm plastiği yerleştirilerek her iki ucundan silindirik döküm plastiklerine mum ile sabitlendi.

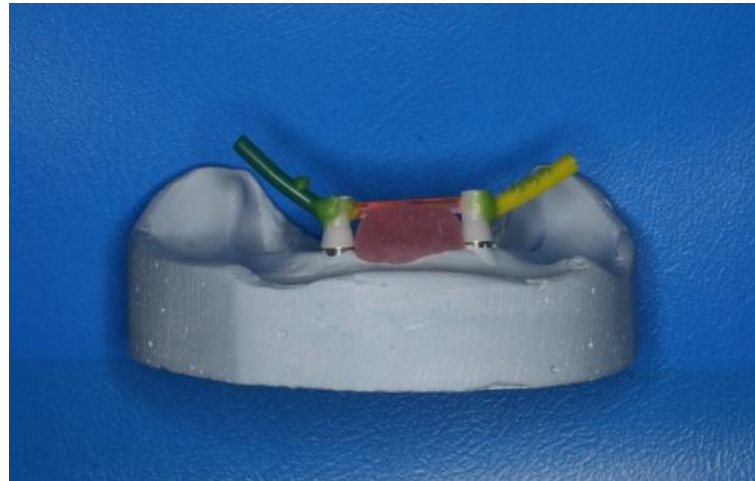
3.4.2.Lazer Kaynak Grubu

Lazer Kaynak grubunda ise bar döküm plastiği sol implantın *abutment*i üzerindeki döküm plastiğine temas ettirildi fakat sabitlenmedi, sağ implantın üzerindeki silindirik döküm plastiğine ise mum ile sabitlendi.

Geleneksel döküm grubu ve lazer kaynak grubu barlar tijlenerek *abutment*lerden ayrıldı. Lazer kaynak grubunda sol implant üzerindeki döküm plastiği ayrı, sağ taraftaki döküm plastiği ve ona bağlı olan bar ayrı şekilde tijlendi (Şekil 3.6, Şekil 3,7).



Şekil 3.6. Geleneksel döküm grubundaki örneklerin tijlenmesi



Şekil 3.7. Lazer kaynak grubundaki örneklerin tijlenmesi

Yirmi örneğin modelasyonları, her grupta beş adet olacak şekilde fosfat bağlı revetman kullanılarak manşete alındı (WiroOne, Bego GmbH & Co, Almanya) alındı. 1.ve 3. Dökümlerde A grubundan 3 adet B grubundan 2 adet bar yer alırken, 2.ve 4. Dökümlerde A grubundan 2 adet, B grubundan 3 adet bar yer aldı. Böylece fırınlamaya ve döküme bağlı gelişebilecek boyutsal değişiklikler her iki gruba eşit dağıtılmaya çalışıldı (Şekil 3.8).



Şekil 3.8. Manşete alınmış örnekler.

Mum atımından sonra indüksiyon döküm cihazı ile (Fornax T, Bego GmbH & Co, Almanya) CoCr alaşımdan (Wirobond, Bego GmbH & Co, Almanya) (Tablo 3.1) örneklerin dökümü yapıldı. Manşetler soğuduktan sonra dökümler manşetten çıkarıldı, ultrasonik temizleyici (Eurosonic Micro, Euronda, İtalya) ile kalan revetman artıkları uzaklaştırıldı. Tijler kesildikten sonra 130 μm Al_2O_3 ile kumlama yapıldı (Easyblast, Bego GmbH & Co, Almanya). Elde edilen döküm örneklerin iç yüzeyi ve marjinal kenarları döküm hataları yönünden 2,5X büyütme gözlük ile incelendi (Orascopic, Kerr, Almanya). A grubundaki örneklerden bir tanesinin (4 numaralı örnek) marjini ölçüm yapılamayacak derecede eksik çıktı. Bu örnek çalışmadan çıkarıldı ve geleneksel döküm grubu 9 örnek üzerinden değerlendirildi.

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan CoCr alaşımının içeriği.

Wirobond 280 (Döküm Metali)					
Alaşım İçeriği%	Co	Cr	W	Mo	Ga
	60,2	25	6,2	4,8	2,9

3.5. Abutmentlar Arası Barların Uyumlanması

Geleneksel döküm grubundaki barlar çalışma modelleri üzerinde uyumlandı. Lazer kaynak grubundaki barlar ise ayrı olduğundan İmplant analogları üzerinde oturup oturmadığı denendi. Gerekenlere uyumlama yapıldı.

3.6. Lazer Kaynağın Uygulanması

Lazer kaynak grubunda, ana model üzerinde *abutmentlar* arası bar ile döküm metal silindir temasa getirildikten sonra her iki okluzal vida tork anahtarıyla (Straumann AG, Waldenburg, İsviçre) 15 Nm tork kuvveti uygulanarak sıkıştırıldı (Şekil 3.9). Nd:YAG lazer cihazı (Lightwalker AT, Fotona, Slovenya) (Şekil 3.10) Tablo 3.2 de gösterilen değerlere göre ayarlanarak lazer kaynak yöntemi ile birleştirildi (17) (Şekil 3.11, 3.12). Örnekler modelden çıkarılarak kaynak bölgeleri yine 2,5X büyütme altında incelendi.

Tablo 3.2 Nd:YAG lazer cihazının çalışmada kullanılan parametreleri.

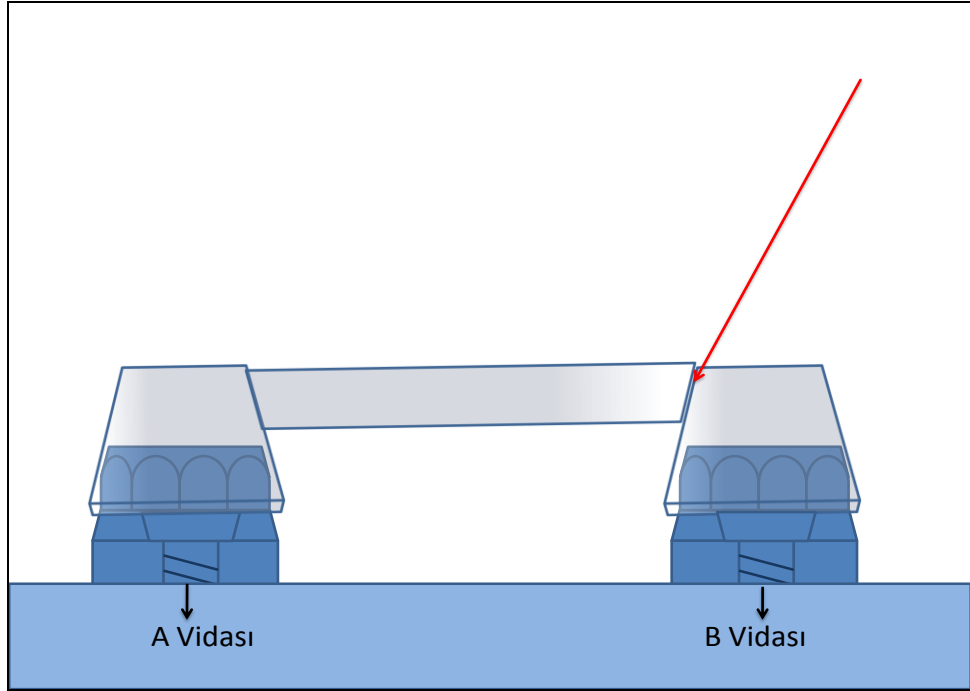
Güç	Frekans	Spot Genişliği	Çalışma mesafesi	Etkinlik
9,85 W	1 Hz	0,6 mm	40 mm	3300 J/cm ²



Şekil 3.9. Döküm metal silindirlerin lazer kaynak öncesi tork anahtarı ile sıkıştırılması.



Şekil 3.10. Lazer kaynak işlemi için kullanılan lazer cihazı.



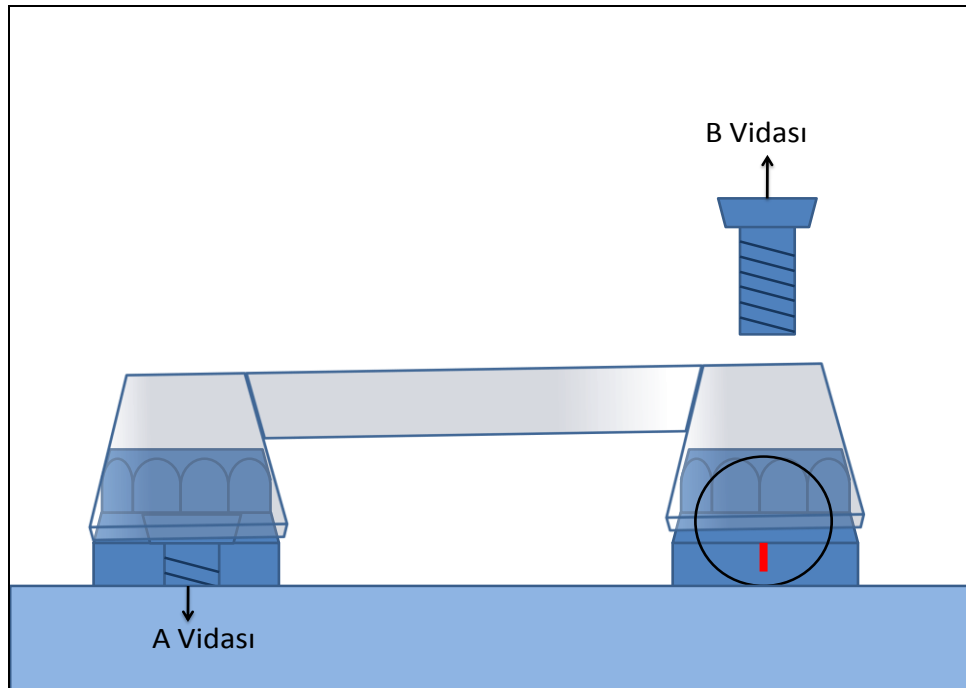
Şekil 3.11. Lazer kaynak uygulamasının şematik görünümü



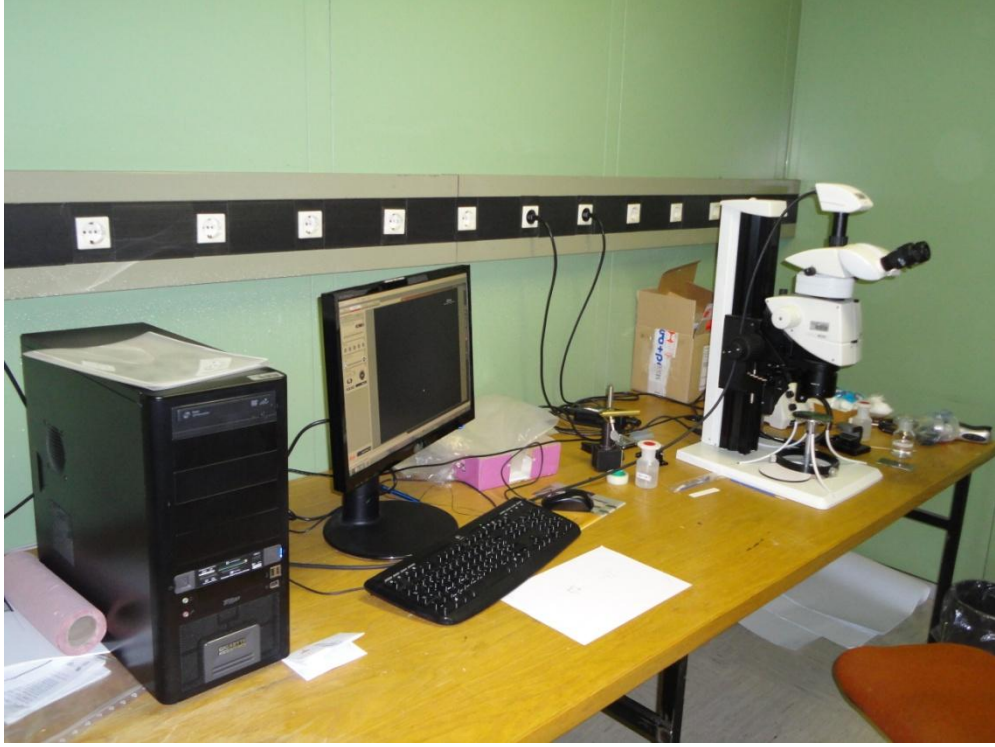
Şekil 3.12. Lazer kaynak işleminin uygulanması

3.7.Stereomikroskop ile Örneklerin Uyumunun Ölçülmesi

Her bir örnek ana model üzerine yerleştirildi. Öncelikle sağ implant üzerine döküm metal silindir vidalandı (A vidası) ve tork anahtarı ile 15Nm tork uygulanarak sıkıştırıldı. Sol implant ile döküm metal silindir arasındaki açıklığın bukkalden ve distalden stereomikroskop (Leica Microsystems GmbH, Wetzlar, Almanya) ile 15X büyütmede görüntüleri elde edildi (Şekil 3.13, 3.14) . Daha sonra sol döküm metal silindirinin vidası hafif gevşetildi, sağ döküm metal silindirine ait vida el kuvveti ile sıkıldı. Son olarak sırasıyla sol ve sağ döküm metal silindirleri abutmentlar üzerine 15Nm tork kuvveti uygulanarak sıkıştırıldı. Yine bukkalden ve distalden stereomikroskop ile 15X büyütmede görüntüleri alındı. İmplant dayanak arasındaki boşluk bir yazılım yardımıyla ölçülerek belirlendi (Image j 1.43u, National Institutes of Health, ABD). Ölçüm işlemi aynı araştırmacı tarafından üçer kez tekrarlandı ve üç ölçümün ortalama değerleri alındı.



Şekil 3.13. Ölçme işlemi için kullanılan düzeneğin şematik görünümü



Şekil 3.14. Stereomikroskop ve görüntülerin elde edildiği bilgisayar sistemi.

3.8.Lazer Kaynak Sırasında Sıcaklık Değişiminin Ölçülmesi

Lazer kaynak işlemi sırasında döküm metal silindirin mukozaya yakın bölgesinde ve implant boynunda oluşan sıcaklık değişimi termal kamera (TermaCam P43, FLIR Systems, Fransa) ile iki ayrı uygulama sırasında ölçüldü (Şekil 3.15).

Birinci ölçümde tek bir lazer atımı sonrası döküm metal silindirin mukozaya yakın bölgesi ve implant boynunda oluşan ortalama sıcaklık değişimi ölçüldü. İkinci ölçümde ise 4-6 sn aralıklarla 3 lazer atımı uygulandıktan sonra aynı ölçüm yapıldı. Lazer atımları arasında ve/veya sonrasında herhangi bir soğutma uygulanmadı.



Şekil 3.15. Lazer kaynak işlemi sırasında sıcaklık artışını ölçmek için kullanılan termal kamera

3.9.Verilerin Değerlendirilmesi

Elde edilen veriler bilgisayar destekli istatistiksel analiz programına yüklendi (SPSS 15.0 for Windows, SPSS Inc., ABD) . Değerlerin geniş dağılım gösterdiği, sadece tek vidaya tork uygulanan örneklerin istatistiksel değerlendirilmesinde Mann Whitney U testi uygulandı. Değerlerin daha homojen dağıldığı, her iki implanta tork uygulanarak yapılan ölçümlerde ise iki ortalama arasındaki farkın anlamlılık testi (T Testi) kullanıldı. Son olarak lazer kaynak ve geleneksel döküm gruplarının kendi içlerinde tek vidaya tork uygulandıktan sonra ve her iki vidaya tork uygulandıktan sonra karşılaştırılması için Wilcoxon Signed Ranks testi kullanıldı. Önemlilik seviyesi $\alpha < 0.05$ olarak belirlendi.

4.BULGULAR

4.1.Stereomikroskop ile Ölçüm Sonrası Elde Edilen Değerler

Bu araştırmada CoCr alaşımdan geleneksel döküm yöntemiyle ve lazer kaynak ile birleştirilerek 20 örnek hazırlanmıştır. Örneklerden birinin (Örnek no. 4) ölçüm yapılamayacak durumda olması nedeniyle 19 örneğin implant–döküm metal silindir arası mesafesi sırasıyla sağ implantın vidasına (A vidası) tork kuvveti uygulandıktan sonra ve her iki vidaya tork kuvveti uygulandıktan sonra bukkalden ve distalden olmak üzere iki farklı noktadan ölçülmüştür. Bu ölçümler sonucu elde edilen değerler tablolar 4.1 - 4.6 da verilmiştir. Stereomikroskoptan elde edilen görüntüler şekiller 4.1 - 4.8 de verilmiştir.

Geleneksel döküm grubunda sadece sağ implant vidasına tork kuvveti uygulandıktan sonra, diğer uçtaki ortalama marjinal açıklık değeri 269 μm olarak ölçülmüştür. Her iki vidaya tork kuvveti uygulandıktan sonra ise aynı değer 149.1 μm olarak ölçülmüştür.

Lazer kaynak grubunda sadece sağ implant vidasına tork kuvveti uygulandıktan sonra diğer uçtaki marjinal açıklık ortalama 108.5 μm , her iki vidaya tork kuvveti uygulandıktan sonra ise 75.6 μm olarak ölçülmüştür.

Tablo 4.1. Sağ implant vidasına tork kuvveti uygulanmış örneklerin bukkal ve distal ölçüm noktalarından elde edilen değerler (μm). G: Geleneksel döküm, L: Lazer kaynak

Örnek No.	Bukkaldeki Açıklık(μm)	Distaldeki Açıklık(μm)	Ortalama (μm)	Grubu
1	172	215	193,5	G
2	201	223	212	G
3	108	108	108	L
5	158	215	186,5	G
6	352	448	400	G
7	93	108	100,5	L
8	46	144	95	L
9	438	796	617	G
10	249	265	257	G
11	102	105	103,5	L
12	164	113	138,5	L
13	122	172	147	L
14	237	246	241,5	G
15	220	186	203	G
16	86	116	101	L
17	101	66	83,5	L
18	111	99	105	L
19	79	127	103	L
20	93	131	112	G

Tablo 4.2. Her iki vidaya tork kuvveti uygulanmış örneklerin bukkal ve distal ölçüm noktalarından elde edilen değerler (μm).

Örnek No.	Bukkaldeki Açıklık(μm)	Distaldeki Açıklık(μm)	Ortalama (μm)	Grubu
1	137	180	158,5	G
2	102	160	131	G
3	65	65	65	L
5	65	158	111,5	G
6	145	179	162	G
7	79	97	88	L
8	36	116	76	L
9	158	337	247,5	G
10	124	201	162,5	G
11	45	71	58	L
12	129	72	100,5	L
13	68	115	91,5	L
14	132	174	153	G
15	114	132	123	G
16	57	99	78	L
17	92	17	54,5	L
18	67	56	61,5	L
19	66	100	83	L
20	65	122	93,5	G

Tablo 4.3. Geleneksel döküm grubunun sadece sağ implant vidasına tork kuvveti uygulandıktan sonra elde edilen değerler (En düşükten en yükseğe doğru).

Örnek No.	Bukkaldeki Açıklık(μm)	Distaldeki Açıklık(μm)	Ortalama (μm)	Grubu
20	93	131	112	G
5	158	215	186,5	G
1	172	215	193,5	G
15	220	186	203	G
2	201	223	212	G
14	237	246	241,5	G
10	249	265	257	G
6	352	448	400	G
9	438	796	617	G
ORT.	235,5	302,7	269,1	

Tablo 4.4. Geleneksel döküm grubunun her iki vidaya tork kuvveti uygulandıktan sonra elde edilen değerler (En düşükten en yükseğe doğru).

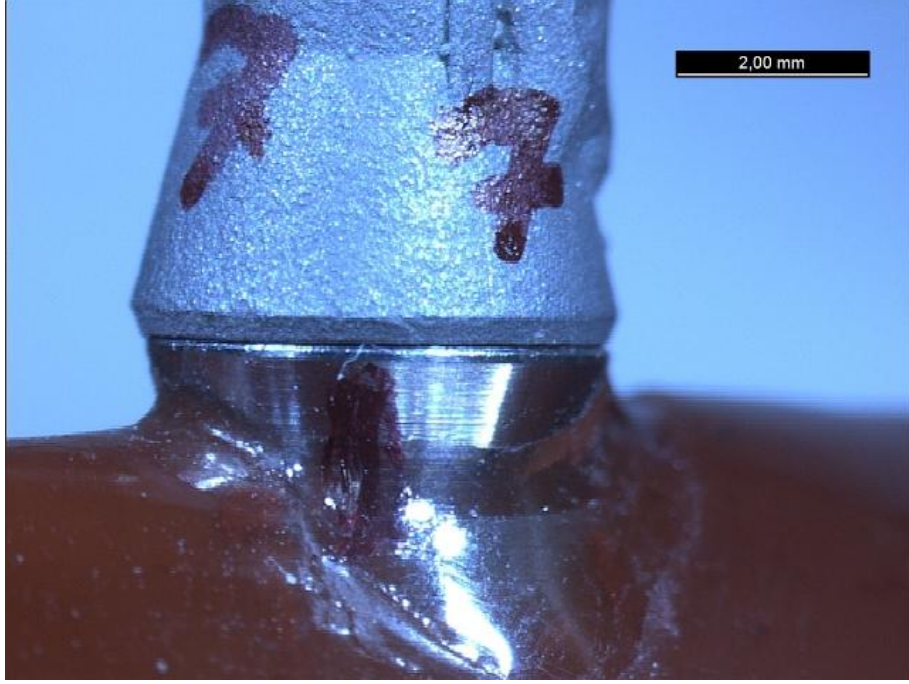
Örnek No.	Bukkaldeki Açıklık(μm)	Distaldeki Açıklık(μm)	Ortalama (μm)	Grubu
20	65	122	93,5	G
5	65	158	111,5	G
15	114	132	123	G
2	102	160	131	G
14	132	174	153	G
1	137	180	158,5	G
6	145	179	162	G
10	124	201	162,5	G
9	158	337	247,5	G
ORT.	115,7	182,5	149,1	

Tablo 4.5. Lazer kaynak grubunun sadece sağı implant vidasına tork kuvveti uygulandıktan sonra elde edilen değerler (En düşükten en yükseğe doğru).

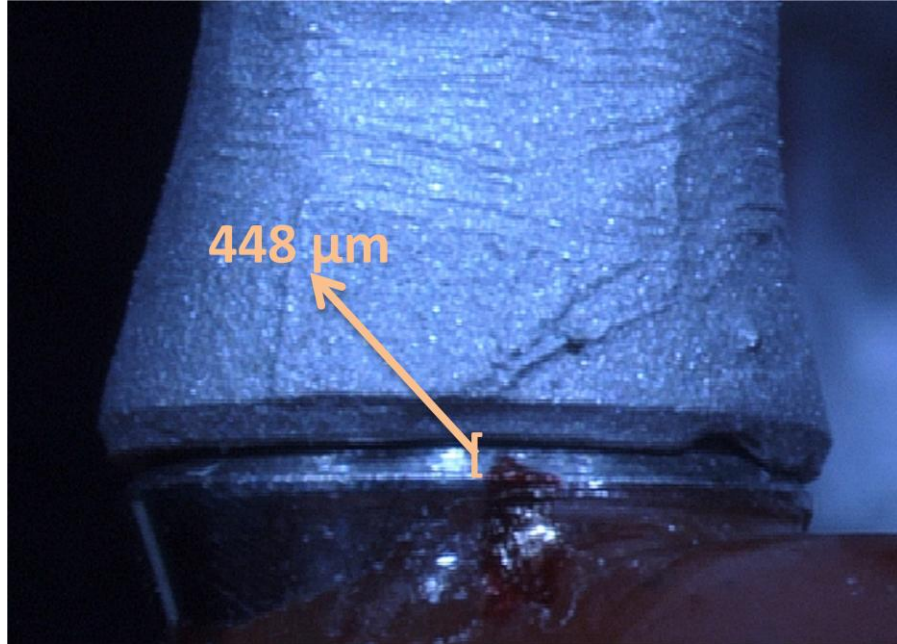
Örnek No.	Bukkaldeki Açıklık(μm)	Distaldeki Açıklık(μm)	Ortalama (μm)	Grubu
17	101	66	83,5	L
8	46	144	95	L
7	93	108	100,5	L
16	86	116	101	L
19	79	127	103	L
18	111	99	105	L
11	102	105	103,5	L
3	108	108	108	L
12	164	113	138,5	L
13	122	172	147	L
ORT.	101,2	115,8	108,5	

Tablo 4.6. Lazer kaynak grubunun her iki vidasına tork kuvveti uygulandıktan sonra elde edilen değerler (En düşükten en yükseğe doğru).

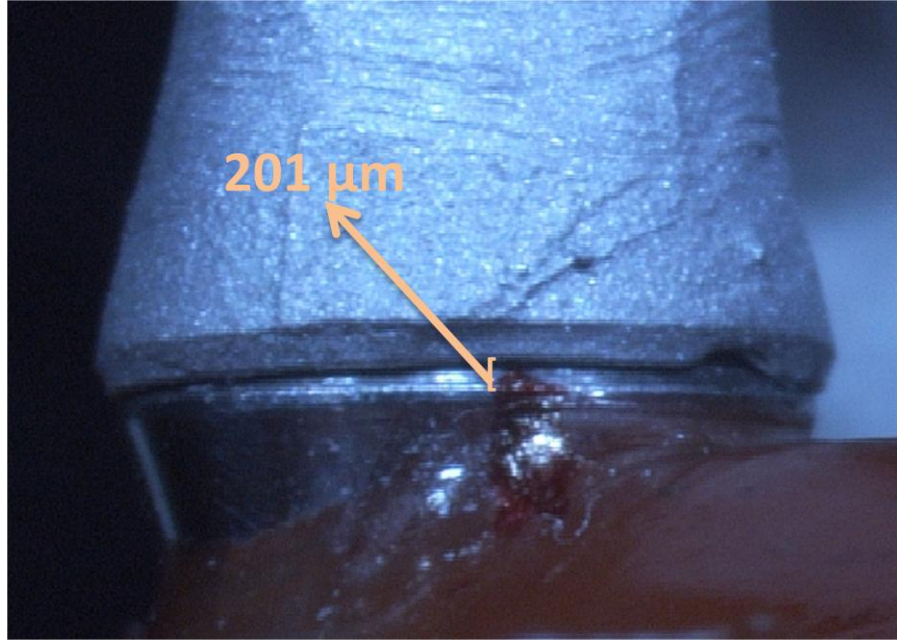
Örnek No.	Bukkaldeki Açıklık(μm)	Distaldeki Açıklık(μm)	Ortalama (μm)	Grubu
17	92	17	54,5	L
11	45	71	58	L
18	67	56	61,5	L
3	65	65	65	L
8	36	116	76	L
16	57	99	78	L
19	66	100	83	L
7	79	97	88	L
13	68	115	91,5	L
12	129	72	100,5	L
ORT.	70,4	80,8	75,6	



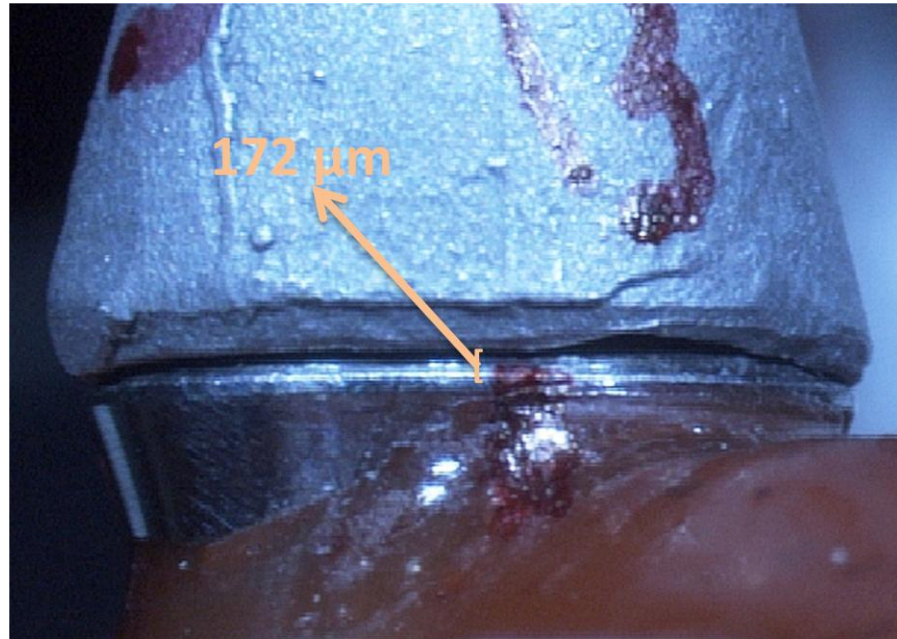
Şekil 4.1. 7 numaralı örneğin (L Grubu) 15X büyütmede bukkalden görüntüsü.



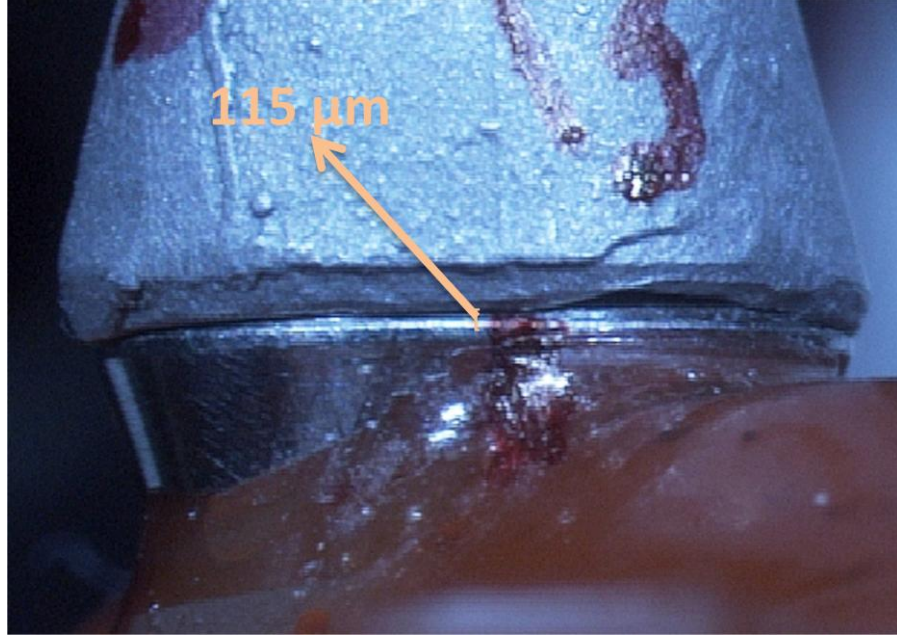
Şekil 4.2. 6 numaralı örneğin (G Grubu) sadece A vidasına tork uygulandıktan sonra distalden 15X büyütmede görüntüsü.



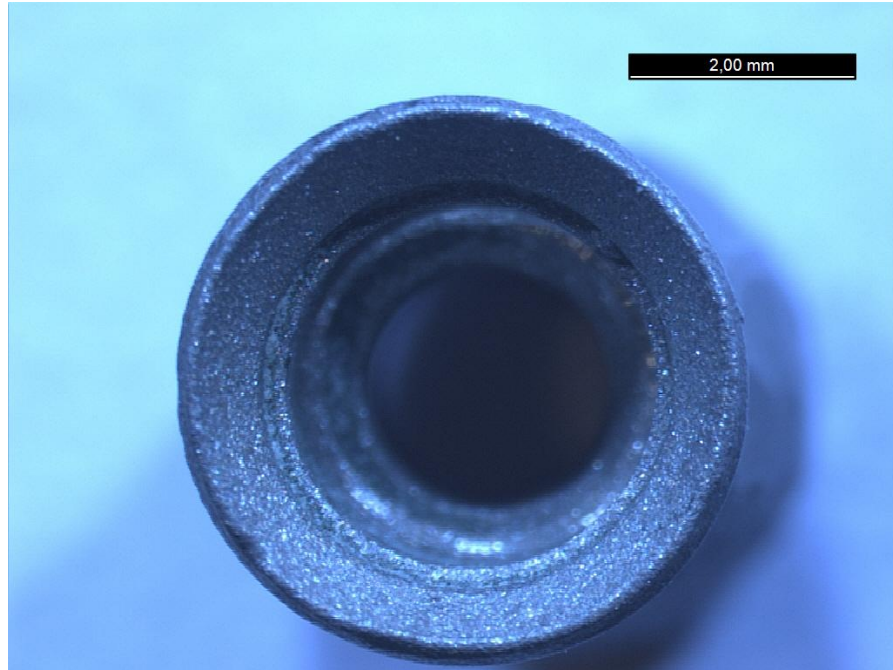
Şekil 4.3. 6 numaralı örneğin (G Grubu) her iki vidaya tork uygulandıktan sonra distalden 15X büyütmede görüntüsü.



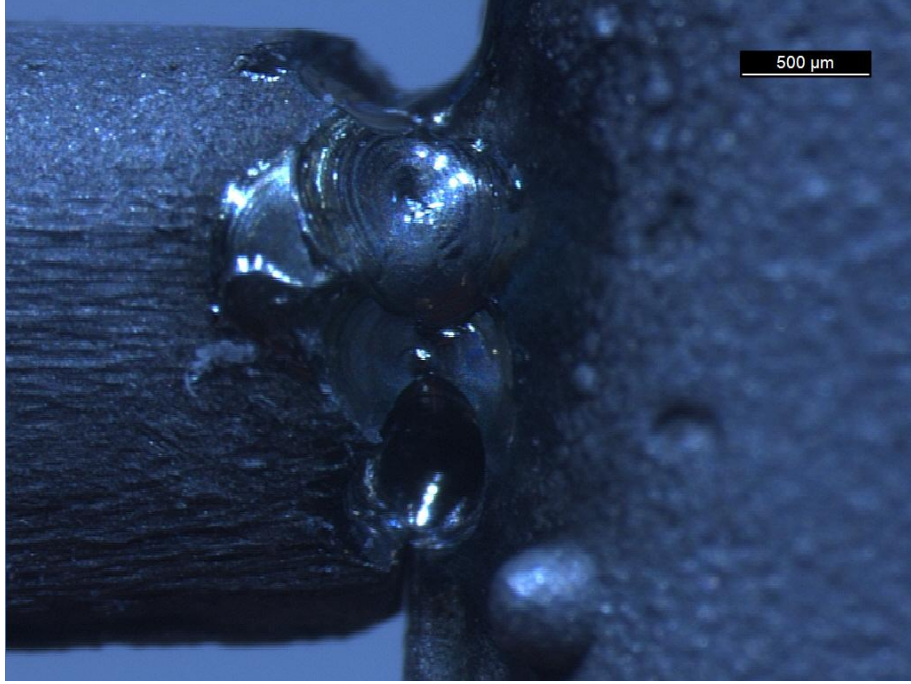
Şekil 4.4. 13 numaralı örneğin (L Grubu) sadece A vidasına tork uygulandıktan sonra distalden 15 X büyütmede görüntüsü.



Şekil 4.5. 13 numaralı örneğin (L Grubu) her iki vidaya tork uygulandıktan sonra distalden 15 X büyütmede görüntüsü.



Şekil 4.6. 16 numaralı örneğin 18X büyütmede görüntüsü.



Şekil 4.7. Doldurucu materyal olmadan kaynak bölgesinin 40X büyütmede görüntüsü.



Şekil 4.8. Lazer kaynak bölgesinin doldurucu metal uygulandıktan sonra 40X büyütmede görüntüsü (Wiroweld, Bego GmbH & Co, Almanya).

4.2.İstatistiksel Analiz

Geleneksel döküm ve lazer kaynak grupları arasında ortalama marjinal açıklık değerlerinin tek vida testi sonrasında karşılaştırılması amacıyla iki ayrı grubun belli bir değişkene ait ortalamalarını karşılaştırmak için yapılan, Mann Whitney U testi kullanıldı. Yine aynı değerlerin her iki vidaya tork kuvveti uygulandıktan sonra karşılaştırılmasında ise iki ortalama arasındaki farkın anlamlılık testi (T testi) kullanıldı.

Her iki grubun sadece sağ implant vidasına tork kuvveti uygulanmış ve her iki vidaya tork kuvveti uygulanmış durumdaki ölçüm değerleri ise Wilcoxon Signed Ranks Test ile karşılaştırıldı.

Lazer kaynak grubunun marjinal açıklık değerleri hem sadece sağ implant vidasına tork kuvveti uygulanmış durumda, hem de her iki vidaya tork kuvveti uygulandıktan sonra geleneksel döküm grubundan istatistiksel olarak anlamlı oranda düşük bulunmuştur ($P<0,05$) (Tablo 4.7 ve 4.8).

Hem geleneksel döküm hem de lazer kaynak gruplarında iki vidaya tork uygulandıktan sonra elde edilen açıklık değerleri sadece sağ vidasına tork uygulandıktan sonra elde edilen değerlere göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($P<0,05$) (Tablo 4.9 ve 4.10).

Tablo 4.7. Geleneksel döküm ve lazer kaynak gruplarının sadece tek vidaya tork uygulandıktan sonra Mann Whitney U testi ile karşılaştırılması. Farklı üst semboller istatistiksel olarak anlamlı farkı belirtir.

Grup	Ort.	Min.	Maks.	Medyan	P
Geleneksel ^a	269.16±151.6	112	617	212	<0.001
Lazer ^b	108.5±19.3	83.5	147	103.25	

Tablo 4.8. Geleneksel döküm ve lazer kaynak gruplarının her iki vidaya tork uygulandıktan sonra T testi ile karşılaştırılması. Farklı üst semboller istatistiksel olarak anlamlı farkı belirtir.

Grup	Ort.	Min.	Maks.	Medyan	P
Geleneksel ^a	149.16±44.2	93.5	247.5	153	<0.001
Lazer ^b	75.6±15.4	54.5	100.5	77	

Tablo 4.9. Geleneksel döküm grubunun sadece tek vidaya ve her iki vidaya tork uygulandıktan sonra Wilcoxon Signed Ranks testi ile karşılaştırılması. Farklı üst semboller istatistiksel olarak anlamlı farkı belirtir.

Geleneksel	Ort.	Min.	Maks.	Medyan	P
Tek Vida ^c	269.16±151.6	112	617	212	.008
İki Vida ^d	149.16±44.2	93.5	247.5	153	

Tablo 4.10. Lazer kaynak grubunun sadece tek vidaya ve her iki vidaya tork uygulandıktan sonra Wilcoxon Signed Ranks testi ile karşılaştırılması. Farklı üst semboller istatistiksel olarak anlamlı farkı belirtir.

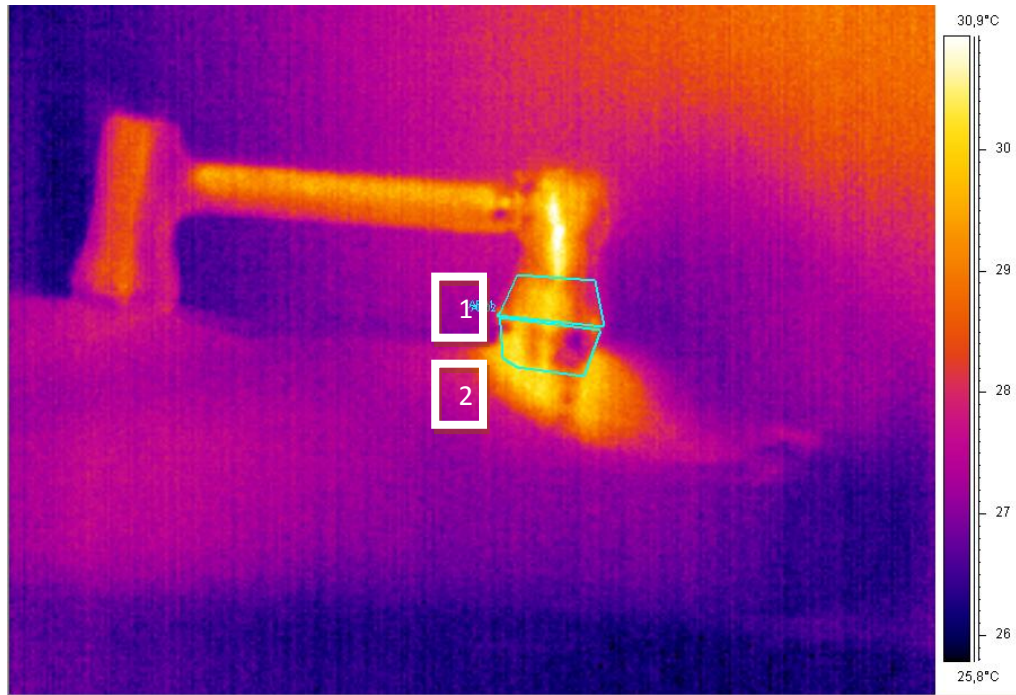
Lazer	Ort.	Min.	Maks.	Medyan	P
Tek Vida ^c	108.5±19.3	83.5	147	103.25	.005
İki Vida ^d	75.6±15.4	54.5	100.5	77	

4.3.Sıcaklık Artışı

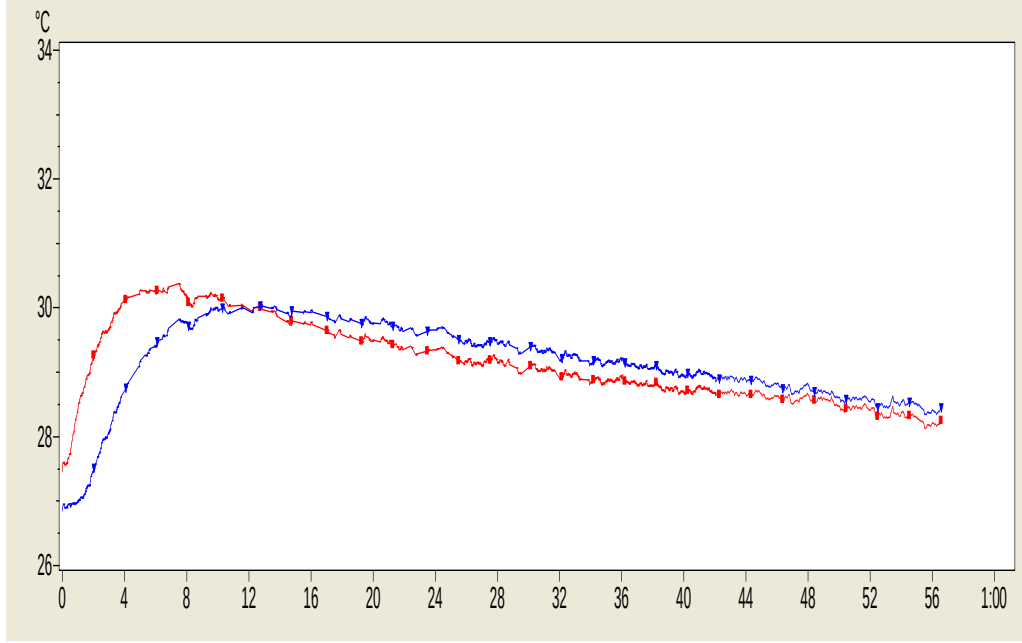
Lazer kaynak işlemi sırasında termal kamera görüntüsü şekil 4.6 da, ölçülen sıcaklık değişim miktarları şekiller 4.7 ve 4.8 de verilmiştir.

Döküm metal silindirin mukozaya yakın kısmındaki ortalama sıcaklık 27,5°C den tek lazer atımı sonrasında yaklaşık 30.5°C ye üç lazer atımı sonrasındaysa 36 °C ye yükselmiştir.

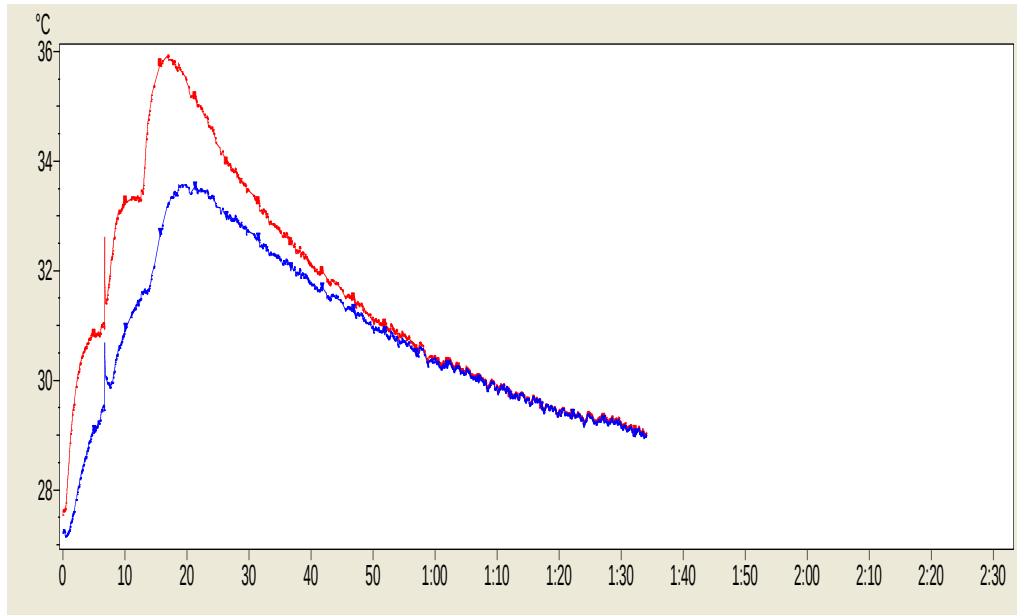
İmplant boynunda ise sırasıyla aynı bölgelerdeki ortalama sıcaklık 27°C den 30°C ye ve 33,5°C yükselmiştir.



Şekil 4.9. Termal kamera tarafından kaydedilen görüntü. 1: Döküm metal silindirin mukozaya yakın bölgesi. 2: İmplantın boyun bölgesi



Şekil 4.10. Tek lazer atımı sırasında ve sonrasında zamana bağlı ortalama sıcaklık değişimi. Kırmızı: Döküm metal silindirin mukozaya yakın bölgesi, Mavi: İmplantın boyun bölgesi.



Şekil 4.11. Üç lazer atımı sırasında ve sonrasında zamana bağlı ortalama sıcaklık değişimi. Kırmızı: Döküm metal silindirin mukozaya yakın bölgesi, Mavi: İmplantın boyun bölgesi.

5.TARTIŞMA

Bu çalışmada hassas uyuma sahip implant üstü bar üretimi için alternatif bir yöntem ileri sürülmüştür. Bar iki parça halinde dökülmüş ve ölçü, indeks elde etme, rezin ile birleştirme gibi işlemler uygulanmadan direkt yöntemle, lazer kaynak ile ağız ortamını taklit eden bir model üzerinde birleştirilmiştir.

Ana model olarak epoksi rezinden tam dişsiz bir model kullanılmıştır. Epoksi rezin sıklıkla fotoelastik stres analizi yapmak için kullanılan bir malzemedir. Çalışmamızda tercih edilmesinin nedeni implantların paralelometrede yerleştirilebilmesinin kolaylığı ve implant yüzeyi ile maksimum temas sağlayan bir malzeme olması sebebiyle tork kuvveti uygulamaları sırasında implantın yer (pozisyon) değiştirmesine engel olabilmektedir.

Michelinakis ve diğ. yüz adet geleneksel tam protezin kaninler arası mesafesini ölçmüşler ve 22.88 mm' lik ortalama değer bildirmişlerdir. Çalışmamızda bu değer 23 mm' ye yuvarlanarak implantlar arası mesafe belirlenmiştir (95) .

Literatürde implant üstü metal altyapıların değerlendirildiği bazı araştırmalar implant analogları ile yürütülmüştür (21,83,96) . Bazı araştırmacılar ise implant analogları yerine implantları tercih etmişlerdir (87,97,98) . Literatürdeki çalışmaların birçoğunda implantların veya implant analoglarının ana modele paralelometre ile yerleştirilip yerleştirilmediği belirtilmemiştir (21,83,84,96) . Analog kullanımının ve implantların paralelometre kullanılmadan pozisyonlandırılmalarının sonuçlara etki edip etmediği araştırmalarla kanıtlanmamıştır. Ancak yine de çalışmamızda tekrarlayan vidalama işlemleri sırasında vida yolunun aşınmasını azaltmak amacıyla implant analogları yerine implantlar kullanılmıştır. Vida yolu aşınmasının çalışma sonuçlarını etkilemesi olasılığını ortadan kaldırmak için, modelasyon ve uyumlama sırasında kullanılan *abutment*lar, lazer kaynak ve ölçüm işlemleri öncesinde değiştirilmiştir. Geleneksel döküm ve lazer kaynak gruplarının bu işlemde etkilenmemesi için her iki grup için ayrı *abutment*

setleri kullanılmıştır. Manuel yerleştirmenin pasif uyumsuzluğa etki etmemesi adına implantlar paralelometrede yerleştirilmiştir.

*Abutment*ların implantlar üzerine ve döküm metal silindirlerin *abutment*lar üzerine yerleştirilirken uygulanan sırasıyla 35 Nm ve 15 Nm tork kuvvetleri, ve çıkarılırken uygulanan ters tork kuvvetleri sırasında implantların pozisyon değiştirip değiştirmediğini değerlendirebilmek amacıyla implant boynu ve epoksi rezin ana model üzerine kesintisiz bir doğru çizilmiş ve her uygulamadan sonra çizginin bozulup bozulmadığı kontrol edilmiştir.

Lazer kaynak işlemi için ilk kullanılan lazerler CO₂ ve Nd:YAG lazerlerdir. Maliyeti ve cihazların boyutsal avantajları sayesinde Nd:YAG lazerlerin kaynak işlemi için piyasada kullanım sıklıkları kısa zamanda artmıştır (52) . Son yıllarda yapılan dental araştırmaların hemen hepsinde lazer kaynak işlemi için Nd:YAG lazerler kullanılmaktadır (17,47,51-53,84,85,99) .

Nd:Yag lazerler bazı molekülleri, ender bulunan Neodymium atomları ile yer değiştiren alüminyum, itriyum, garnet kristalinden oluşan bir katı hal lazeridir. Farklı dalga boylarında oluşabilse de diş hekimliğinde yaygın kullanımı 1064 nm dalga boylu olanıdır (23,53) . Nd:YAG lazerler ağız içinde hemostaz sağlamak, aftöz ülserleri tedavi etmek ve pulpada analjezi sağlamak amacıyla kullanılmaktadır (23) .

Çalışmamızda kullanılan lazer cihazı (Lightwalker AT, Fotona, Slovenya) hem Nd:YAG hem de Er:YAG kristalleri içeren, farklı dalga boylarında ve farklı güç seviyelerinde lazer ışığı üretebilen, diş hekimliği ve dermatolojik uygulama ayarlarına sahip bir cihaz olmakla beraber, bu çalışmada lazer kaynak işlemi için Nd:YAG lazer ayarları tercih edilmiştir. Er:Yag lazerlerin suya olan afinitesi ve metal tarafından yansıtılması kaynak işlemi için kullanılmasını engellemektedir. Ayrıca kullanılan Nd:YAG cihazının sıklıkla kullanılan mikrosaniye yerine milisaniyeler süren atım sürelerine ulaşabilmesi de kaynak işlemi için önemli bir avantaj sağlamaktadır (17) .

Lehimlemeye oranla ısıdan etkilenen alanın çok daha dar olması (36) ve direkt olarak ana model üzerinde uygulanabilmesi sayesinde lazer kaynak işlemi kısa zamanda tercih edilir bir birleştirme tekniği haline gelmiştir. Isıdan

etkilenen alanın dar olması sayesinde boyutsal distorsiyona uğrama olasılığının daha düşük olduğu düşünülebilir.

Baba ve Watanabe lazer kaynak ile birleştirilen CoCr alaşımın birleşme bölgesinde dayanıklılığının arttığını göstermişlerdir (41) . Tambasco ve diğ.'e göre akrilik rezin veya seramiğe çok yakın bölgelerde bile kaynak işlemi bu malzemelere herhangi bir hasar vermeksizin uygulanabilmektedir (100) .

Bertrand kaliteli ve derin penetrasyon sağlayan bir kaynak uygulaması için doğru parametrelerin kullanılması gerektiğini ileri sürmüştür (40) . Kullanılan dental alaşımın kompozisyonu lazer kaynak uygulanan birleşim bölgesinde çukur ve/veya çatlak oluşumunu etkilemektedir. Bazı durumlarda yüzeyi pürüzsüzleştirmek için birleşim bölgesine tekrar lazer uygulanması gerekmektedir (49,51) .

Lazer kaynak araştırmalarında farklı güç seviyesi, atım süresi ve frekansta cihazlar kullanılmıştır. Fornaini ve diğ. son yayınladığı çalışmalarında ağız ortamında da Nd:YAG lazer ile kaynak işleminin uygulanabileceğini, kaynak kalitesi bakımından laboratuvar ortamında yapılan kaynak ile kıyaslanabilir olduğunu ve ortaya çıkan ısının dental dokularda hasar oluşturmayacak kadar az olduğunu göstermiştir (17,48,52,53) .

Çalışmamızda Fornaini'nin yaptığı araştırmalar sonucunda CoCr alaşım üzerinde fissürler oluşturmayacak şekilde belirlediği ve deneylerinde kullandığı değerler uygulanmıştır (17) . Lazer kaynağın uygulanabilmesi amacıyla üretici firma tarafından sağlanan özel dağıtım başlığı ile 0,6 mm gibi çok ince bir spot genişliği elde edilebilmektedir. Bu ince spot genişliği sayesinde hem lazer ışığının etkinliği arttırılmış hem de ısıdan etkilenen alan daraltılarak çevre dokuların hasar görme olasılığı azaltılmıştır. Bu özel başlığın optik özellikleri sayesinde 40 mm kadar mesafeden kaynak yapılacak alana odaklanılabilmektedir.

CoCr ve NiCr gibi soy olmayan alaşımlar düşük maliyetleri ve ince kesitlerde bile yüksek dayanıklılıkları ile öne çıkmaktadırlar (20) . Ancak korozyon, iyon salınımı ve alerjik özellikleri ile ilgili endişeler güncelliğini

korumaktadır. İmplant üstü restorasyon altyapılarında baz metal alaşımların soy alaşımlara göre daha uyumsuz oldukları ve CoCr alaşımların NiCr alaşımlarından da uyumsuz sonuçlar ortaya koyduğu bildirilmiştir (56,85) . Baz metal alaşımların bu uyumsuzlukları daha yüksek sıcaklıklarda döküm yapılmalarından dolayı soğuma sırasında daha fazla büzölmeleri sonucunda ortaya çıkabilir. Ayrıca altına göre daha düşük termal iletkenlikleri ve yoğunlukları dolayısıyla bu alaşımların döküm işlemleri daha zordur (20) .

Abduo ve diğ. yaptıkları sistematik derlemede soy alaşımlardan elde edilen altyapıların uyumunu geliştirmek için ek bir işlem uygulanmasına gerek olmadığını, ancak, Ti, CoCr ve NiCr gibi metal alaşımların lazer kaynak ve elektro erozyon gibi ilave işlemler uygulanmadan zayıf bir uyuma sahip olduklarını bildirmişlerdir. Aynı çalışmada lehimleme işleminin sonuçlarının belirsiz olduğu ve lazer kaynak uygulamasının lehimlemeye tercih edilmesi gerektiği sonucuna varılmıştır (22) .

Çalışmamızda düşük maliyetleri nedeniyle ülkemizde dental restorasyonlarda sıklıkla kullanılan CoCr alaşım seçilmiştir. CoCr alaşımların NiCr yerine tercih edilmesinin sebebi daha yüksek korozyon direnci ve metal alerjisi riskinin daha az olmasıdır (101) .

İmplant üstü overdenture protezlerin yapımında pasif uyuma sahip bar restorasyonlar üretmek önemlidir. Uyumlu restorasyonlar üretebilmek için yazarlar farklı yöntemler önermişlerdir. Parel sadece distaldeki altın silindiri döküm yapıp medialdeki silindire otopolimerizan rezin ile sabitlemek suretiyle restorasyonun iki parça halinde üretilebileceğini belirtmiştir (102) . Hobo metal alt yapının iki parça halinde dökülmesinin uyumu arttırdığı sonucuna varmıştır (103) . Buna karşın Zarb, tek parça döküm restorasyonlarda kabul edilemeyecek düzeyde uyumsuzluğun ender rastlanan bir durum olduğunu bu yüzden tek parça halinde dökölüp pasif uyum elde edilemediğinde parçalara ayrılarak ağız içinde rezin ile birleştirildikten sonra lehimlenebileceğini bildirmiştir (104) . Ness ve diğ. bildirdiğine göre Fusayama ise lehimlemenin boyutsal değişiklik riskini arttırdığını rapor etmiştir. Ness ve diğ. aynı çalışmalarında bölümlere ayrılmış metal altyapıları birleştirmek için kullandıkları tüm rezinlerde boyutsal değişiklik olduğunu

bildirmişlerdir (97) . Bizim çalışmamızda hem tek parça halinde geleneksel yöntemlerle üretilen hem de iki parça halinde üretilip ana model üzerinde lazer kaynak ile birleştirilen implant üstü barların uyumları karşılaştırılmıştır.

Pasif uyumun değerlendirilmesi için farklı yöntemler önerilmiştir. Henry, restorasyonun bir ucuna parmak basıncı uygulayarak diğer ucundaki hareketliliğin değerlendirilmesini önermiştir (14) . Adell ve diğ., Henry'nin önerisinin ortamda tükürük olması durumunda hareketin daha rahat fark edileceğini belirtmişlerdir (76) . Ancak marjinler dişeti altındaysa bu yöntemi uygulamak zorlaşır (21) . Ayrıca gözle ve dokunma duyusuyla değerlendirme de önerilmiştir (89,90) . Bahsedilen yöntemler pasifliğin değerlendirilmesinde ve sıklıkla diğer teknikleri tamamlayıcı olarak kullanılır.

İmplant-dayanak birleşimindeki uyumsuzluğun değerlendirilmesi için radyograflardan yararlanılması da başka bir yöntemdir (89,91,92) ve sıklıkla subgingival marjinlerin değerlendirilmesinde kullanılır. Radyografların mükemmel pozisyonda yerleştirilmeleri gerekir aksi takdirde birleşim bölgesinde yapılan ölçümler sonucunda doğru veriler elde edilemez.

Pasif uyumun değerlendirilmesi için implantların veya barın üzerindeki gerilimin (*strain*) ölçülmesi (21) de bir başka pasif uyum belirleme yöntemidir.

“Tek vida testi” Jemt (75) tarafından önerilmiştir, bu yöntemde altyapının bir ucundaki dayanağın vidası sıkılarak diğer ucundaki uyumsuzluk değerlendirilir. Romero ve diğ. (84) implant üstü barların uyumsuzluğunu değerlendirmek için bu yöntemi kullanmış, dayanaklardan birini 15 Nm ile sıktıktan sonra diğer uçtaki açıklığı mikroskop yardımıyla ölçmüşlerdir.

Kan ve diğ. 1999 yılında yayınladıkları derlemede pasif uyum değerlendirme yöntemlerinin hiçbirinin objektif sonuçlar ortaya koymadığını bildirmişler, birkaç geçerli yöntemin birlikte kullanılmasını önermişlerdir (93) .

Bazı araştırmacılar metal altyapı ve implant arasındaki boşluğu değerlendirirken tüm vidalara tork kuvveti uygulayarak sıkıştırdıktan sonra ölçüm yapmışlardır (56,85,87) . Diğer araştırmacılar ise implantlardan birine tork kuvveti uygulayarak metal altyapı yerleştirildikten sonra en uzak implantta oluşan marjinal açıklığı ölçmüşlerdir. Bu yöntem implant üstü restorasyon altyapılarının pasifliğini değerlendiren kalitatif bir yöntem

olmasına rağmen in vitro çalışmalarda pasif uyumdan ne kadar uzaklaşıldığını gösteren bir kantitatif test olarak uygulanmaktadır (22,84,98,105) . Çalışmamızda her iki şekilde ölçüm yapılarak literatürdeki farklı araştırmalar ile kıyaslama yapılabilmektedir.

İn vitro çalışmaların ışığında implant üstü restorasyon altyapılarında kesin pasif uyum sağlayan bir üretim yöntemi olmadığı ileri sürülebilir. Ancak, bu çalışmalara dayanarak farklı tekniklerin ve farklı materyal kullanımının belirgin derecede farklı sonuçlar ortaya çıkardığı açıktır (22) .

Oluşan uyumsuzlukların düzeltilmesi için farklı işlemler önerilmiştir. Bunlar arasında kesip lehimleme, dayanaklara simante etme ve elektro erozyon gibi yöntemler vardır. Ancak bu teknikler de indeksleme materyallerinin, lehimleme materyallerinin ve revetmanların boyutsal değişimine bağlı olarak farklı uyumsuzluklar yaratmışlardır (84) .

Çalışmamızda kullanılan birleştirme yöntemi ise ağız ortamını taklit eden model üzerinde direkt olarak birleştirme şeklindedir. Rezin ve ölçü gibi boyutsal değişikliğe uğrama ihtimali olan ara aşamalar elimine edilmiştir ve böylece her iki döküm metal silindir, döküm sonrası elde edilen *abutment* üzerine oturduğu şekliyle sabitlenmiştir.

Yazarlar altyapının kabul edilebilir uyumu için kriterler belirlemeye çalışmışlardır. Branemark pasif bir uyumun elde edilebilmesi için altyapı ve *abutment* arasında 10 µm mesafe olması gerektiğini ileri sürerken (74) , Jemt 150µm den daha az olan bir uyumsuzluğun kabul edilebilir olduğunu bildirmiştir (75) . 1996 yılında yayınlanan bir hayvan çalışmasında 38 µm ve 345 µm uyumsuzluk arasında kemik cevabı açısından bir fark bulunamamıştır (106) . Literatürde bazı protetik komplikasyonlardan pasif uyumsuzluk sorumlu tutulmaktadır. Ancak bu uyumsuzluğun implant başarısına olan etkisi tartışmalıdır (94) .

Romero ve diğ. soy alaşım kullanarak, iki implant üstü barın uyumunu değerlendirdikleri çalışmalarında, marjinal açıklığı tek vida testi ile ölçmüşler ve ortalama 190 µm açıklık tespit etmişlerdir. Aynı çalışmada barları kesip tekrar lehimledikten sonra aynı mesafe ortalama olarak 72 µm olarak ölçülmüştür (84) . Çalışmamızda ise geleneksel döküm grubunun ve lazer

kaynak grubunun ölçümleri sırasıyla ortalama 269 μm ve 108.5 μm olarak bulundu. Çalışmamızda elde edilen yüksek değerler soy alaşım yerine CoCr alaşım kullanılması ile açıklanabilir.

Oyagüe ve diğ. simante *abutment*lar üzerinde farklı alaşımları karşılaştırdıkları çalışmalarında CoCr alaşımı için ortalama 79.65 μm açıklık bildirmişlerdir(96) .

Koke ve diğ. Benzer bir çalışmada döküm metal silindirleri her iki vidayada 18 Nm tork kuvveti uygulandıktan sonra CoCr alaşımdan dökülen altyapılarda 72 μm iki parça halinde dökülüp lazer kaynak uygulanan örneklerde ise 17 μm ortalama açıklık değerleri elde etmişlerdir.

Yukarıdaki her iki çalışmada da modelasyon işlemi direkt ana model üzerinde yapıldığı ve dolayısıyla ölçü aşaması elimine edildiği için değerlerin daha düşük çıkması beklenen bir durumdur. Ek olarak birinci çalışmada simante *abutment* kullanılmış olması da bu farka katkıda bulunmuş olabilir. Bizim çalışmamızda da her iki vidaya tork kuvveti uygulandığında elde edilen değerler geleneksel ve lazer kaynak grupları için sırasıyla 149.1 μm ve 75.6 μm 'dir. Geleneksel gruptaki iki adet uç değer göz ardı edildiğinde bu değer 133.2 μm 'ye düşmektedir.

Elde ettiğimiz değerler, literatürde karşılaşılan değerlerden daha yüksek olsalar da lazer kaynak grubundaki örneklerin geleneksel döküm grubundakilere oranla istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha uyumlu oldukları sonucu literatür ile paralellik göstermektedir.

Tek implant üstü kronların değerlendirilmesinde Branemark'ın 10 μm (74) önerisi akla yatkın görünmektedir. Ancak çok üyeli restorasyonlarda bu değerlerin daha yüksek olması kaçınılmazdır.

Çalışmamızda lazer kaynak işlemi uygulandıktan sonra birleşim bölgesi dolgu metaliyle kuvvetlendirilmemiştir. Ağız dışında kaynak bölgesinin yeni lazer atımları uygulanarak veya dolgu metali eklenerek kuvvetlendirilmesi gerekmektedir. Bu işlemler sonrasında bir boyutsal değişiklik ortaya çıkıp çıkmadığını değerlendirmek için başka çalışmalar yapılabilir.

Literatürde farklı ölçü yöntemleri kullanılarak elde edilen modellerin ana modelden farklı boyutlarda olduklarını bildiren çalışmalar mevcuttur (82,83) . Linke ve Nicholls, beş adet silindirik *abutment* bulunan tüm ağız ana modelden, farklı ölçü maddeleri kullanılarak elde edilen alçı modellerin üç boyutlu analizini yapmış ve çalışılan tüm alanlarda daha büyük ölçümler elde etmişlerdir (81) .

Lewinstein ve Craig yaptıkları benzer bir çalışmada fabrikasyon ölçü kaşıkları kullanılarak alınan ölçülerin, horizontal boyutlarında büzülme oluştuğunda, vertikal boyutlarında genleşme oluştuğunu veya bu durumun tersinin de ortaya çıktığını bildirmişlerdir (107) .

Dişsiz mandibulayı taklit eden beş implant yerleştirilmiş bir modelden ölçü alınarak yürüttükleri çalışmalarında Barbosa ve diğ. CoCr alaşımından ürettikleri altyapılarda tek vida testi sonucunda diğer uçta 584 µm açıklık gözlemlemişlerdir (98) . Görüldüğü gibi implant sayısının artması ve ölçü aşamasının uygulanması, uyumun bozulmasına neden olan faktörler olmaktadır. Bu nedenle çalışmamızda sistemi basitleştirmek amacıyla sadece iki implant tarafından desteklenen bar kullanılması uygun görülmüştür. Ayrıca ağız içi lazer kaynak tekniğinde ölçü aşamasının olmamasının uyumu arttıran bir faktör olduğu göz önünde bulundurulmalıdır.

Marjinal açıklığın ölçümü için yapılan çalışmaların bazılarında implantlar küçük bir bloğa sabitlenmiştir (84,86,96,108) . Böylece ölçüm yapma işlemi için modeli sabitleme ve farklı noktalardan kolayca ölçüm yapabilme imkanı elde edilmiştir. Bu çalışmada ise implantlar dişsiz mandibula şeklinde bir epoksi rezin modele yerleştirilmiştir. Dişsiz mandibulaya birebir uyan bir model kullanılmasıyla, ölçü ve model eldesi sırasında oluşan boyutsal distorsiyonun doğal ağız ortamını daha iyi taklit edeceği düşünülmüştür.

Marjinal uyumsuzluğun ölçülmesi için birçok araştırmacı mikroskop ile görüntüleme yöntemini seçmiştir (84,86,96,98,99,108,109) . Ölçüm yapmak için 2 ila 11 farklı referans nokta belirleyen çalışmalar vardır (80,89-94). Çalışmamızda ölçüm yapılacak ana modelin dişsiz mandibula şeklinde

olması farklı yönlerden standart ölçüm yapmayı zorlaştırdığından iki farklı referans noktası belirlenmiş ve ortalamaları alınmıştır.

Fornaini ve diğ. yaptıkları bir hayvan çalışmasında ağız içi lazer kaynak işlemi sırasında oluşan sıcaklık değişimini canlı diş üzerinde ölçmüşlerdir. Elde ettikleri sonuçlarda pulpa odasında 1.5 °C, dişeti cebinde 0.7 °C, kök üzerinde ve kemikte 0.3 °C sıcaklık artışı olduğunu rapor etmişlerdir (53) . Yaptığımız çalışmada implant boynu ve döküm metal silindirin mukozaya yakın kısmındaki sıcaklık değişimi termal kamera ile ölçülmüştür. Tek lazer atımı sonrasında döküm metal silindirin mukozaya yakın kısmında sıcaklık ortalama olarak 3 °C' lik artışla 30.5 °C ye, implant boynunda ise ortalama 3 °C' lik artışla 30 °C ye yükselmiştir. Üç lazer atımı sonrasında döküm metal silindirin mukozaya yakın kısmında ortalama sıcaklık 27.5 °C den 36 °C ye yükselirken. İmplant boynunda ise sıcaklık 27 °C den 33.5 °C ye yükselmiştir. Elde edilen sıcaklık değerleri vücut ısısının üzerine çıkmamasından dolayı bu değişim önemsiz olarak değerlendirilmiştir. Sıcaklık artışının sadece 8 saniye gibi kısa bir süre içinde azalmaya başladığı düşünülecek olursa ağız dokularına olumsuz etkisinin olmayacağı görülmektedir. Ayrıca Nd:YAG lazerin su içinden geçebildiği göz önünde tutularak, işlem sırasında su ile soğutma yapmak ve daha fazla lazer atımı uygulamak da mümkündür.

Sıcaklık değişiminin ölçümü için *thermo couple* yerine termal kamera kullanılmıştır. Bunun nedeni implantın iç yüzeyindeki sıcaklığın değil mukozaya veya kemiğe temas eden kısmındaki sıcaklığın daha önemli görülmesindendir. İmplant boynundan daha apikalde bir alanın sıcaklık değişiminin ölçülmesine gerek duyulmamıştır. Daha apikale gidildikçe lazer atımının uygulandığı bölgeden daha fazla uzaklaşılacağı için sıcaklık değişiminin de azalacağı açıktır.

Lazer kaynak işlemi dental laboratuvarında uygulandığında teknisyenin konuyla ilgili bilgisi çok önemlidir. Ancak birçok dental laboratuvardaki teknik elemanlar lazer kaynak işlemi sırasında değişik alaşımlar için kullanılması gereken parametreler konusunda donanımlı bir bilgiye sahip değildirler. Lazer

kaynak işleminin klinikte hekimin kontrolünde yapılması bu olumsuzluğu ortadan kaldırabilir.

6.SONUÇLAR

Bu çalışmanın yürütüldüğü in-vitro deneysel koşullar altında aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir.

1. CoCr alaşımdan üretilen implant üstü barların iki parça halinde üretilip ağız ortamında lazer kaynak ile birleştirilmesiyle, geleneksel tek parça döküme oranla daha uyumlu altyapı elde etmek mümkündür.
2. Çalışmamızda kullanılan iki implant destekli bar sistemlerinde, her iki vidanın sıkıştırılması ile sadece tek vida sıkıştırılmasına oranla marjinal uyumda önemli artma gözlenmiştir. Bu artışın ne kadar gerilime sebep olduğunu ve ne tür protetik komplikasyonlara sebep olabileceğini açıklamak için daha ileri çalışmalar yapılabilir.
3. Kullandığımız örneklerin önemli bir kısmında distaldeki marjinal açıklık bukkaldeki açıklığa kıyasla daha yüksek değerlerde ölçülmüştür.
4. Her iki örnek grubunda da tam bir pasif uyum elde edilememiştir.
5. Uygun parametrelerle lazer kaynak işlemi sırasında ortaya çıkan sıcaklık değişimi ağız dokularına, doğal dişlere ve restorasyonlara zarar vermeyecek kadar düşüktür.

KAYNAKLAR

- 1.Vigild, M. (1993) Benefit related assessment of treatment need among institutionalised elderly people. *Gerodontology*, 10 (1), 10-15.
- 2.Mericske-Stern, R.D., Taylor, T.D.,Belser, U. (2000) Management of the edentulous patient. *Clin Oral Implants Res*, 11 Suppl 1, 108-125.
- 3.Mericske-Stern, R. (1990) Clinical evaluation of overdenture restorations supported by osseointegrated titanium implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 5 (4), 375-383.
- 4.Beumer, J., 3rd, Hamada, M.O.,Lewis, S. (1993) A prosthodontic overview. *Int J Prosthodont*, 6 (2), 126-130.
- 5.Lachmann, S., Kimmerle-Muller, E., Gehring, K., Axmann, D., Gomez-Roman, G., Watzek, G. ve diğ erleri. (2007) A comparison of implant-supported, bar- or ball-retained mandibular overdentures: a retrospective clinical, microbiologic, and immunologic study of 10 edentulous patients attending a recall visit. *Int J Prosthodont*, 20 (1), 37-42.
- 6.MacEntee, M.I., Walton, J.N.,Glick, N. (2005) A clinical trial of patient satisfaction and prosthodontic needs with ball and bar attachments for implant-retained complete overdentures: three-year results. *J Prosthet Dent*, 93 (1), 28-37.
- 7.Walton, J.N. (2003) A randomized clinical trial comparing two mandibular implant overdenture designs: 3-year prosthetic outcomes using a six-field protocol. *Int J Prosthodont*, 16 (3), 255-260.
- 8.Cune, M., van Kampen, F., van der Bilt, A.,Bosman, F. (2005) Patient satisfaction and preference with magnet, bar-clip, and ball-socket retained mandibular implant overdentures: a cross-over clinical trial. *Int J Prosthodont*, 18 (2), 99-105.
- 9.Adell, R., Lekholm, U., Rockler, B.,Branemark, P.I. (1981) A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg*, 10 (6), 387-416.

- 10.Rangert, B., Jemt, T.,Jorneus, L. (1989) Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 4 (3), 241-247.
- 11.Albrektsson, T., Jansson, T.,Lekholm, U. (1986) Osseointegrated dental implants. *Dent Clin North Am*, 30 (1), 151-174.
- 12.Cox, J.F.,Zarb, G.A. (1987) The longitudinal clinical efficacy of osseointegrated dental implants: a 3-year report. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2 (2), 91-100.
- 13.Skalak, R. (1983) Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent*, 49 (6), 843-848.
- 14.Henry, P.J. (1987) An alternative method for the production of accurate casts and occlusal records in osseointegrated implant rehabilitation. *J Prosthet Dent*, 58 (6), 694-697.
- 15.Davis, D.M., Zarb, G.A.,Chao, Y.L. (1988) Studies on frameworks for osseointegrated prostheses: Part 1. The effect of varying the number of supporting abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 3 (3), 197-201.
- 16.Worthington, P., Bolender, C.L.,Taylor, T.D. (1987) The Swedish system of osseointegrated implants: problems and complications encountered during a 4-year trial period. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2 (2), 77-84.
- 17.Fornaini, C., Vescovi, P., Merigo, E., Rocca, J.P., Mahler, P., Bertrand, C. ve diğ erleri. (2010) Intraoral metal laser welding: a case report. *Lasers Med Sci*, 25 (2), 303-307.
- 18.Anusavice, K.J. (2003). *Phillips' Science of Dental Materials* (11 bs.): Saunders.
- 19.Craig, R.G., Powers, J.M., Wataha, J.C. (2004). *Dental Materials Properties and Manipulation* (8th bs.): Mosby.
- 20.Wataha, J.C. (2002) Alloys for prosthodontic restorations. *J Prosthet Dent*, 87 (4), 351-363.

- 21.Paiva, J., Givan, D.A., Broome, J.C., Lemons, J.E.,McCracken, M.S. (2009) Comparison of the passivity between cast alloy and laser-welded titanium overdenture bars. *J Prosthodont*, 18 (8), 656-662.
- 22.Abduo, J., Lyons, K., Bennani, V., Waddell, N.,Swain, M. (2011) Fit of screw-retained fixed implant frameworks fabricated by different methods: a systematic review. *Int J Prosthodont*, 24 (3), 207-220.
- 23.Coluzzi, D.J. (2004) Fundamentals of dental lasers: science and instruments. *Dent Clin North Am*, 48 (4), 751-770, v.
- 24.Maiman, T.H. (1960) Stimulated Optical Radiation in Ruby. *Nature*, 187, 493-494.
- 25.Goldman, L., Gray, J.A., Goldman, J., Goldman, B.,Meyer, R. (1965) Effect of Laser Beam Impacts on Teeth. *J Am Dent Assoc*, 70, 601-606.
- 26.Frame, J.W. (1985) Carbon dioxide laser surgery for benign oral lesions. *Br Dent J*, 158 (4), 125-128.
- 27.Pecaro, B.C.,Garehime, W.J. (1983) The CO2 laser in oral and maxillofacial surgery. *J Oral Maxillofac Surg*, 41 (11), 725-728.
- 28.Pick, R.M., Pecaro, B.C.,Silberman, C.J. (1985) The laser gingivectomy. The use of the CO2 laser for the removal of phenytoin hyperplasia. *J Periodontol*, 56 (8), 492-496.
- 29.Myers, T.D., Myers, W.D.,Stone, R.M. (1989) First soft tissue study utilizing a pulsed Nd:YAG dental laser. *Northwest Dent*, 68 (2), 14-17.
- 30.Parker, S. (2007) Verifiable CPD paper: introduction, history of lasers and laser light production. *Br Dent J*, 202 (1), 21-31.
- 31.Myers, T.D. (1991) Lasers in dentistry. *J Am Dent Assoc*, 122 (1), 46-50.
- 32.Catone, A.G. (1997). *Laser Applications in Oral Surgery* (1 bs.): W.B.Saunders.
- 33.Akman, E. (2006). *Ti6Al4V Titanyum Alaşımlarının Atımlı Nd:YAG Lazeri Kullanılarak Kaynak Edilmesi ve Kaynak Parametrelerinin Belirlenmesi*. Kocaeli Üniversitesi, Kocaeli.

- 34.Byrne, G. (2011) Soldering in prosthodontics--an overview, part I. J Prosthodont, 20 (3), 233-243.
- 35.BOS, E. (2007). Ark Esaslı Kaynak Yöntemleriyle Kaynak İşleminde Isı Tüketimi ile Malzeme/Kalınlık İlişkisinin İncelenmesi. Yıldız Teknik Üniversitesi, İstanbul.
- 36.Cary, H.B. (2002). Modern Welding Technology (Fifth Edition bs.). New Jersey: Prentice Hall.
- 37.Fairbanks, R.H., Adams, C.M. (1964) Weld. J. (43).
- 38.Yao Y. L., C.H., Zhang W. (2004) Time Scale Effects in Laser Material Removal. Int J Adv Manuf Technol.
- 39.Pfluger, A.R., Maas,P.M. (1965) Weld. J., 44, 264.
- 40.Bertrand, C.,Poulon-Quintin, A. (2010) Proposals for optimization of laser welding in prosthetic dentistry. J Prosthodont, 19 (1), 69-76.
- 41.Baba, N., Watanabe, I., Liu, J.,Atsuta, M. (2004) Mechanical strength of laser-welded cobalt-chromium alloy. J Biomed Mater Res B Appl Biomater, 69 (2), 121-124.
- 42.Gordon, T.E.,Smith, D.L. (1970) Laser welding of prostheses--an initial report. J Prosthet Dent, 24 (4), 472-476.
- 43.Smith, D.L., Burnett, A.P.,Gordon, T.E., Jr. (1972) Laser welding of gold alloys. J Dent Res, 51 (1), 161-167.
- 44.NaBadalung, D.P.,Nicholls, J.I. (1998) Laser welding of a cobalt-chromium removable partial denture alloy. J Prosthet Dent, 79 (3), 285-290.
- 45.Aladag, A., Comlekoglu, M.E., Dundar, M., Gungor, M.A.,Artunc, C. (2011) Effects of soldering and laser welding on bond strength of ceramic to metal. J Prosthet Dent, 105 (1), 28-34.
- 46.Zupancic, R., Legat, A.,Funduk, N. (2006) Tensile strength and corrosion resistance of brazed and laser-welded cobalt-chromium alloy joints. J Prosthet Dent, 96 (4), 273-282.

- 47.Watanabe, I.,Topham, D.S. (2006) Laser welding of cast titanium and dental alloys using argon shielding. J Prosthodont, 15 (2), 102-107.
- 48.Fornaini, C., Passaretti, F., Villa, E., Rocca, J.P., Merigo, E., Vescovi, P. ve diğ erleri. (2011) Intraoral laser welding: ultrastructural and mechanical analysis to compare laboratory laser and dental laser. Lasers Med Sci, 26 (4), 415-420.
- 49.Baba, N.,Watanabe, I. (2005) Penetration depth into dental casting alloys by Nd:YAG laser. J Biomed Mater Res B Appl Biomater, 72 (1), 64-68.
- 50.Al-Bayaa, N.J., Clark, R.K., Juszczuk, A.S.,Radford, D.R. (2011) The fatigue life of a cobalt-chromium alloy after laser welding. Eur J Prosthodont Restor Dent, 19 (1), 11-14.
- 51.Bertrand, C., Le Petitcorps, Y., Albingre, L.,Dupuis, V. (2001) The laser welding technique applied to the non precious dental alloys procedure and results. Br Dent J, 190 (5), 255-257.
- 52.Fornaini, C., Bertrand, C., Bonanini, M., Rocca, J.P.,Nammour, S. (2009) Welding in the dental office by fiber-delivered laser: a new technique. Photomed Laser Surg, 27 (3), 417-423.
- 53.Fornaini, C., Bertrand, C., Rocca, J.P., Mahler, P., Bonanini, M., Vescovi, P. ve diğ erleri. (2010) Intra-oral laser welding: an in vitro evaluation of thermal increase. Lasers Med Sci, 25 (4), 473-477.
- 54.Roberts, H.W., Berzins, D.W., Moore, B.K.,Charlton, D.G. (2009) Metal-ceramic alloys in dentistry: a review. J Prosthodont, 18 (2), 188-194.
- 55.Wataha, J.C.,Messer, R.L. (2004) Casting alloys. Dent Clin North Am, 48 (2), vii-viii, 499-512.
- 56.de Torres, E.M., Rodrigues, R.C., de Mattos Mda, G.,Ribeiro, R.F. (2007) The effect of commercially pure titanium and alternative dental alloys on the marginal fit of one-piece cast implant frameworks. J Dent, 35 (10), 800-805.

- 57.Schwartz-Arad, D., Kidron, N.,Dolev, E. (2005) A long-term study of implants supporting overdentures as a model for implant success. J Periodontol, 76 (9), 1431-1435.
- 58.Feine, J.S., Carlsson, G.E., Awad, M.A., Chehade, A., Duncan, W.J., Gizani, S. ve diğerleri. (2002) The McGill Consensus Statement on Overdentures. Montreal, Quebec, Canada. May 24-25, 2002. Int J Prosthodont, 15 (4), 413-414.
- 59.Rissin, L., House, J.E., Manly, R.S.,Kapur, K.K. (1978) Clinical comparison of masticatory performance and electromyographic activity of patients with complete dentures, overdentures, and natural teeth. J Prosthet Dent, 39 (5), 508-511.
- 60.Sposetti, V.J., Gibbs, C.H., Alderson, T.H., Jagers, J.H., Richmond, A., Conlon, M. ve diğerleri. (1986) Bite force and muscle activity in overdenture wearers before and after attachment placement. J Prosthet Dent, 55 (2), 265-273.
- 61.Mericske-Stern, R., Steinlin Schaffner, T., Marti, P.,Geering, A.H. (1994) Peri-implant mucosal aspects of ITI implants supporting overdentures. A five-year longitudinal study. Clin Oral Implants Res, 5 (1), 9-18.
- 62.Jemt, T., Chai, J., Harnett, J., Heath, M.R., Hutton, J.E., Johns, R.B. ve diğerleri. (1996) A 5-year prospective multicenter follow-up report on overdentures supported by osseointegrated implants. Int J Oral Maxillofac Implants, 11 (3), 291-298.
- 63.Wismeijer, D., Van Waas, M.A., Vermeeren, J.I., Mulder, J.,Kalk, W. (1997) Patient satisfaction with implant-supported mandibular overdentures. A comparison of three treatment strategies with ITI-dental implants. Int J Oral Maxillofac Surg, 26 (4), 263-267.
- 64.Feine, J.S., de Grandmont, P., Boudrias, P., Brien, N., LaMarche, C., Tache, R. ve diğerleri. (1994) Within-subject comparisons of implant-supported mandibular prostheses: choice of prosthesis. J Dent Res, 73 (5), 1105-1111.

- 65.Sadowsky, S.J. (1997) The implant-supported prosthesis for the edentulous arch: design considerations. J Prosthet Dent, 78 (1), 28-33.
- 66.Zarb, G.A.,Schmitt, A. (1995) Implant prosthodontic treatment options for the edentulous patient. J Oral Rehabil, 22 (8), 661-671.
- 67.DeBoer, J. (1993) Edentulous implants: overdenture versus fixed. J Prosthet Dent, 69 (4), 386-390.
- 68.Parel, S.M. (1986) Implants and overdentures: the osseointegrated approach with conventional and compromised applications. Int J Oral Maxillofac Implants, 1 (2), 93-99.
- 69.Misch, C.E. (2009). Dental İmplant Protezler: Nobel Tıp Kitapevleri Ltd.Şti.
- 70.Mersin, T. (2003). Alt Çene İmplant Destekli Overdenture Protezlerde Farklı Tutucu Tiplerinin ve Değişik Kret Yüksekliklerinin İmplantlarda Oluşan Strain'e Etkisi.Doktora, Hacettepe Üniversitesi, Ankara.
- 71.Wismeijer, D., van Waas, M.A., Mulder, J., Vermeeren, J.I.,Kalk, W. (1999) Clinical and radiological results of patients treated with three treatment modalities for overdentures on implants of the ITI Dental Implant System. A randomized controlled clinical trial. Clin Oral Implants Res, 10 (4), 297-306.
- 72.Naert, I., Quirynen, M., Hooghe, M.,van Steenberghe, D. (1994) A comparative prospective study of splinted and unsplinted Branemark implants in mandibular overdenture therapy: a preliminary report. J Prosthet Dent, 71 (5), 486-492.
- 73.Stoumpis, C.,Kohal, R.J. (2011) To splint or not to splint oral implants in the implant-supported overdenture therapy? A systematic literature review. J Oral Rehabil.
- 74.Branemark, P.I. (1983) Osseointegration and its experimental background. J Prosthet Dent, 50 (3), 399-410.

- 75.Jemt, T. (1991) Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 6 (3), 270-276.
- 76.Adell, R., Eriksson, B., Lekholm, U., Branemark, P.I.,Jemt, T. (1990) Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 5 (4), 347-359.
- 77.Sellers, G.C. (1989) Direct assembly framework for osseointegrated implant prosthesis. *J Prosthet Dent*, 62 (6), 662-668.
- 78.Richter, E.J. (1989) Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry. *J Prosthet Dent*, 61 (5), 602-609.
- 79.Carr, A.B.,Stewart, R.B. (1993) Full-arch implant framework casting accuracy: preliminary in vitro observation for in vivo testing. *J Prosthodont*, 2 (1), 2-8.
- 80.Carr, A.B. (1991) Comparison of impression techniques for a five-implant mandibular model. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 6 (4), 448-455.
- 81.Linke, B.A., Nicholls, J.I.,Faucher, R.R. (1985) Distortion analysis of stone casts made from impression materials. *J Prosthet Dent*, 54 (6), 794-802.
- 82.Assif, D., Marshak, B.,Schmidt, A. (1996) Accuracy of implant impression techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 11 (2), 216-222.
- 83.Humphries, R.M., Yaman, P.,Bloem, T.J. (1990) The accuracy of implant master casts constructed from transfer impressions. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 5 (4), 331-336.
- 84.Romero, G.G., Engelmeier, R., Powers, J.M.,Canterbury, A.A. (2000) Accuracy of three corrective techniques for implant bar fabrication. *J Prosthet Dent*, 84 (6), 602-607.

- 85.Tiossi, R., Rodrigues, R.C., de Mattos Mda, G.,Ribeiro, R.F. (2008) Comparative analysis of the fit of 3-unit implant-supported frameworks cast in nickel-chromium and cobalt-chromium alloys and commercially pure titanium after casting, laser welding, and simulated porcelain firings. *Int J Prosthodont*, 21 (2), 121-123.
- 86.Koke, U., Wolf, A., Lenz, P.,Gilde, H. (2004) In vitro investigation of marginal accuracy of implant-supported screw-retained partial dentures. *J Oral Rehabil*, 31 (5), 477-482.
- 87.Castilio, D., Pedreira, A.P., Rossetti, P.H., Rossetti, L.M.,Bonachela, W.C. (2006) The influence of screw type, alloy and cylinder position on the marginal fit of implant frameworks before and after laser welding. *J Appl Oral Sci*, 14 (2), 77-81.
- 88.Riedy, S.J., Lang, B.R.,Lang, B.E. (1997) Fit of implant frameworks fabricated by different techniques. *J Prosthet Dent*, 78 (6), 596-604.
- 89.Yanase, R.T., Bodine, R.L., Tom, J.F.,White, S.N. (1994) The mandibular subperiosteal implant denture: a prospective survival study. *J Prosthet Dent*, 71 (4), 369-374.
- 90.Loos, L.G. (1986) A fixed prosthodontic technique for mandibular osseointegrated titanium implants. *J Prosthet Dent*, 55 (2), 232-242.
- 91.Cox, J.F.,Pharoah, M. (1986) An alternative holder for radiographic evaluation of tissue-integrated prostheses. *J Prosthet Dent*, 56 (3), 338-341.
- 92.Hollender, L.,Rockler, B. (1980) Radiographic evaluation of osseointegrated implants of the jaws. Experimental study of the influence of radiographic techniques on the measurement of the relation between the implant and bone. *Dentomaxillofac Radiol*, 9 (2), 91-95.
- 93.Kan, J.Y., Rungcharassaeng, K., Bohsali, K., Goodacre, C.J.,Lang, B.R. (1999) Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent*, 81 (1), 7-13.

- 94.Sahin, S.,Cehreli, M.C. (2001) The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent*, 10 (2), 85-92.
- 95.Michelinakis, G., Barclay, C.W.,Smith, P.W. (2006) The influence of interimplant distance and attachment type on the retention characteristics of mandibular overdentures on 2 implants: initial retention values. *Int J Prosthodont*, 19 (5), 507-512.
- 96.Oyague, R.C., Turrion, A.S., Toledano, M., Monticelli, F.,Osorio, R. (2009) In vitro vertical misfit evaluation of cast frameworks for cement-retained implant-supported partial prostheses. *J Dent*, 37 (1), 52-58.
- 97.Ness, E.M., Nicholls, J.I., Rubenstein, J.E.,Smith, D.E. (1992) Accuracy of the acrylic resin pattern for the implant-retained prosthesis. *Int J Prosthodont*, 5 (6), 542-549.
- 98.Barbosa, G.A., das Neves, F.D., de Mattos Mda, G., Rodrigues, R.C.,Ribeiro, R.F. (2010) Implant/abutment vertical misfit of one-piece cast frameworks made with different materials. *Braz Dent J*, 21 (6), 515-519.
- 99.Ortorp, A., Jonsson, D., Mouhsen, A.,Vult von Steyern, P. (2011) The fit of cobalt-chromium three-unit fixed dental prostheses fabricated with four different techniques: a comparative in vitro study. *Dent Mater*, 27 (4), 356-363.
- 100.Tambasco, J., Anthony, T.,Sandven, O. (1996) Laser welding in the dental laboratory: an alternative to soldering. *J Dent Technol*, 13 (4), 23-31.
- 101.Olveti, E., Jorgen, G.G., Hegedus, C., Nagy, G.,Keszthelyi, G. (1993) [Corrosion of NiCr- and CoCr-containing dental alloys in cellulose-based artificial saliva under in vitro conditions]. *Fogorv Sz*, 86 (4), 121-125.
- 102.Parel, S.M. (1989) Modified casting technique for osseointegrated fixed prosthesis fabrication: a preliminary report. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 4 (1), 33-40.
- 103.Hobo, S., Ichida, E., Garcia, L.T. (1990). *Osseointegration and Occlusal Rehabilitation* (2nd bs.). Tokyo: Quintessence.

104. Branemark, P.I., Zarb, G.A., Albrektsson, T. (1988). *Tissue-Integrated Prostheses; Osseointegration in Clinical Dentistry* (2nd ed.). Chicago: Quintessence.
105. Eisenmann, E., Mokabberi, A., Walter, M.H., Freesmeyer, W.B. (2004) Improving the fit of implant-supported superstructures using the spark erosion technique. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 19 (6), 810-818.
106. Carr, A.B., Gerard, D.A., Larsen, P.E. (1996) The response of bone in primates around unloaded dental implants supporting prostheses with different levels of fit. *J Prosthet Dent*, 76 (5), 500-509.
107. Lewinstein, I., Craig, R.G. (1990) Accuracy of impression materials measured with a vertical height gauge. *J Oral Rehabil*, 17 (4), 303-310.
108. Mejia, R., Tobon, S.M. (2000) Marginal fit of metal ceramic restorations subjected to a standardized postsoldering technique. *J Prosthet Dent*, 83 (5), 535-539.
109. Tiozzi, R., Falcao-Filho, H., Aguiar Junior, F.A., Rodrigues, R.C., Mattos Mda, G., Ribeiro, R.F. (2010) Modified section method for laser-welding of ill-fitting cp Ti and Ni-Cr alloy one-piece cast implant-supported frameworks. *J Oral Rehabil*, 37 (5), 359-363.