



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
BEZMÎÂLEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**ALT TAM DİŞSİZ ÇENEDE FARKLI YÖNTEMLER İLE ÜRETİLMİŞ
İMLANT DESTEKLİ HİBRİT PROTEZLERİN KEMİK ÜZERİNDE
OLUŞTURDUĞU GERİLME MİKTARLARININ
KARŞILAŞTIRILMASI**

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

Simge TAŞIN
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

DANIŞMAN
Prof. Dr. Aslıhan ÜŞÜMEZ

İSTANBUL-2016

TÜRKİYE CUMHURİYETİ
BEZMİÂLEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**ALT TAM DİŞSİZ ÇENEDE FARKLI YÖNTEMLER İLE ÜRETİLMİŞ İMPLANT
DESTEKLİ HİBRİT PROTEZLERİN KEMİK ÜZERİNDE OLUŞTURDUĞU
GERİLME MİKTARLARININ KARŞILAŞTIRILMASI**

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

Simge TAŞIN
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

DANIŞMAN
Prof. Dr. Aslıhan ÜŞÜMEZ

Bu tez Bezmiâlem Vakıf Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Yönetim Birimi tarafından 9.201519 Proje numarası ile desteklenmiştir.

İstanbul, Haziran 2016

TEZ ONAY FORMU

Kurum : Bezmiâlem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Programın seviyesi : Yüksek Lisans () Doktora ()

Anabilim Dalı : Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Tez Sahibi: Simge TAŞIN

Tez Başlığı:ALT TAM DİŞSİZ ÇENEDE FARKLI YÖNTEMLER İLE ÜRETİLMİŞ İMPLANT DESTEKLİ HİBRİT PROTEZLERİN KEMİK ÜZERİNDE GERİLME MİKTARLARININ KARŞILAŞTIRILMASI

İmza

Jüri Bşk. (Danışman)

Prof. Dr. Aslıhan ÜŞÜMEZ

.....

Bezmiâlem Vakıf Üniversitesi

Üye

Prof.Dr. Atiye Nilgün ÖZTÜRK

.....

Selçuk Üniversitesi

Üye

Doç. Dr. Tuğrul SARI

.....

Bezmiâlem Vakıf Üniversitesi

Bu tez, 26.04.2014 tarihli 28983 sayılı T.C SAĞLIK BAKANLIĞI, TIPTA VE DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK EĞİTİMİ YÖNETMELİĞİ ilgili maddeleri uyarınca yukarıda belirtilen jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve/...../.....tarih ve/..... sayılı kararla kabul edilmiştir.

THESIS APPROVAL FORM

Institute: Bezmialem Vakif University, Faculty of Dentistry

Level of Programme: Master of Science () Specialisation () Doctorate ()

Department: Prothodontics Department

Student: Simge TAŞIN

Title of the Thesis: EVALUATION OF AMOUNT OF STRESS DISTRIBUTION ON EDENTULOUS MANDIBLE GENERATED BY IMPLANT SUPPORTED HYBRID OVERDENTURES FABRICATED WITH DIFFERENT TECHNIQUES

Signature

President of the Jury

Prof. Dr. Aslıhan ÜŞÜMEZ

.....

(Supervisor)

Bezmialem Vakif University

Member:

Prof. Dr. Atiye Nilgün ÖZTÜRK

.....

Selçuk University

Member:

Assoc.Prof. Tuğrul SARI

.....

Bezmialem Vakif University

This thesis was approved by the jury stated above in accordance with the related rules of the in MINISTRY OF HEALTH, THE REGISTRATION of SPECIALISATION EDUCATION on DENTISTRY and MEDICINE, and approved by Administrative Board with the decision dated -----/-----/----- and numbered -----/-----.

BEYAN FORMU

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

Simge TAŞIN

İTHAF



Aileme ithaf ediyorum...

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca, eğitimimde ve tezimin hazırlanmasında değerli tecrübelerini, sevgisini ve desteğini esirgemeyen, her zaman pozitif yönde motive eden, bana çok büyük emeği geçen ve her konuda yol gösterici olan, değerli hocam ve tez danışmanım, **Prof. Dr. Aslıhan Üşümez'e,**

Fakültelerinin tüm olanaklarından faydalanmamı sağlayan, bilgileri ve yardımlarıyla bana ışık tutan İ.T.Ü. Makine Fakültesi Mukavemet Bilim Dalı öğretim üyeleri **Dr. Ergun Bozdağ, Dr. Emin Sünbuloğlu'na**

Uzmanlık eğitimime katkısı bulunan **bilim dalımızın değerli öğretim üyelerine,** özellikle fikirleri ve yardımlarıyla bana her zaman destek olan sevgili **Yrd. Doc. Dr. Işıl Turp'a,**

Bilgisayar modeli oluşturulmasına ve hibrit protezlerin hazırlanmasına katkıda bulunan ve ellerindeki tüm imkanlarından faydalanmamı sağlayan Alyans Dijital Dental yöneticisi **Mahmut Ecemiş'e,**

Uzmanlık eğitimim boyunca her zaman yanımda olan, maddi, manevi yardım ve desteklerini hiç bir zaman esirgemeyen, Bezmiâlem Vakıf Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'ndaki değerli uzman arkadaşlarım **Dt. Artur İsmatullaev'e** ve **Dt. Mehmet Esad Güven'e,**

Tez çalışmam sırasında örneklerin tedarik edilmesinde ve parça desteği konusunda kolaylık gösteren UMG Uysal Medikal'den **Fatih Uysal'a** ve özellikle **Serdar Çaprak'a,**

*Hayatta karşılaştığım tüm zorlukları aşmamda bana yol gösteren, destek ve sevgilerini hiçbir zaman esirgemeyen, dostluklarını her zaman yanımda hissettiğim sevgili annem **Satı Serap Taşın'a** ve sevgili babam **Seyfettin Taşın'a,***

Teşekkürlerimi sunarım.

SİMGE TAŞIN

ÖZET

Bu tez çalışmasında amacımız; interforaminal bölge içerisinde mezialde 2 adet dik, distalde 2 adet uzun ve 30° distale eğik implantlar uygulandığında, implant destekli hibrit protez metal altyapısı üretiminde; klasik kayıp mum tekniği, klasik kayıp mum tekniği kullanılarak hazırlanmış metal altyapının kesilip model üzerinde tekrar lehimlenmesi, CAD/CAM freze, yarı sinterlenmiş bloktan CAD/CAM freze veya lazer sinter, teknikleri kullanıldığında oluşan pasif uyumun (misfit) ve gerilme dağılımlarının karşılaştırılmasıdır.

Yöntem ve Gereç: Çalışmamızda, tam dişsiz mandibula modeli kullanılmıştır. Bu model epoksi rezinden elde edilmiştir. Modelde, interforaminal bölgede mezialde iki tane (4,6x10 mm çapxboy) okluzyon düzlemine dik, distalde ise distale eğik (30°) ve uzun iki tane (4,6x15 mm çapxboy) kemik seviyesinde implant yerleştirilmiştir. Bu model üzerinde, Co-Cr alaşımından beş farklı üretim yöntemiyle hibrit protez altyapıları elde edilmiştir. Bunlar; 1-geleneksel döküm (P-1), 2-geleneksel döküm tekniğiyle hazırlanmış metal altyapının kesilip lehimlenmesi (P-2), 3-CAD/CAM freze (P-3), 4-yarı sinterlenmiş bloktan CAD/CAM freze (P-4), 5-lazer sinterleme (SLS) (P-5) yöntemleridir. Altyapılar üzerine standardizasyonun sağlanması için aynı tasarımda akrilik üst yapılar elde edilmiştir.

Misfit ölçümü; 'tek-vida testi' uygulanarak dijital kamera ile alınmış görüntüler üzerinden bilgisayar programı yardımıyla yapılmıştır. Protezlerin model üzerine torklanması sonrası oluşan gerilme ve farklı bölgelerden dikey kuvvet (105 N) uygulanması sırasında oluşan gerilme miktarları strain gauge gerilme analizi yöntemi ile hesaplanmıştır. Elde edilen değerler, gruplar içinde ve gruplar arasında tekrarlayan ölçümlerde iki yönlü ANOVA ve Tukey's HSD testleri ile karşılaştırılmıştır.

Bulgular: En küçük misfit miktarı P-3'te görülürken (99,11 µm), bunu sırayla, P-4 (120,12 µm), P-2 (122,19 µm), P-5 (139,07 µm) ve P-1 (151,63 µm) yöntemi ile üretilen restorasyonlar göstermektedir.

Misfit ve gerilme miktarları arasında anlamlı bir ilişki vardır ($p < 0,05$). En düşük misfit değerleri gösteren P-3'te, torklama sonrasında protezde (81,10 MPa) ve modelde (374,80 MPa) en düşük gerilme değeri ortalaması tespit edilmiştir. Bunu sırayla, protezde görülen gerilme miktarları olarak; P-2 (133,25 MPa), P-4 (235,13 MPa) ve P-5 (378,41 MPa) ve P-1 (542,75 MPa) yöntemleri izlerken, modelde görülen gerilme değerleri olarak; P-2 (496 MPa), P-5 (547,9 MPa) ve P-4 (636,75 MPa), P-1 (754,14 MPa) yöntemleri izlemektedir.

Yüklemeler sırasında protezlerde görülen gerilme değerleri küçükten büyüğe sıralandığında; P-4(20,79 MPa), P-5(23,17 MPa), P-2(24,81 MPa), P-3 (33,57 MPa), P-1(40,48 MPa) yöntemleriyle üretilmiş protezler şeklindedir. Modeldeki implantlar çevresinde oluşan gerilmeler değerlendirildiğinde implantlar, yükleme yerleri ve bu iki değişkenin ilişkisi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülürken ($p<0,05$), protezler arasında ve protezlerin dahil olduğu değişkenlerin ilişkileri arasında anlamlı farklar tespit edilememiştir ($p>0,05$).

Sonuçlar: Altyapı elde edilme yöntemi pasif uyumu anlamlı bir şekilde etkilemiştir. Misfit miktarı/dağılımı ve gerilme miktarı/dağılımı arasında anlamlı bir ilişki tespit edilmiştir. Yükleme sırasında, istatistiksel olarak gerilme miktarı ile misfit değerleri arasında anlamlı bir korelasyon tespit edilememiştir. Aynı şekilde, hibrit protezlerin model üzerinde torklanması sonrasında protezler üzerinde ve modelde oluşan gerilme değerleri ile yükleme sırasında protezler üzerinde ve modelde oluşan gerilme değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon tespit edilememiştir. İmplant çevresindeki kemik dokusunun tolere edebildiği protetik misfit miktarı hala tam olarak bilinmemekle birlikte, misfit miktarını mümkün olduğu kadar küçük tutmanın faydalı olduğu bilinmektedir.

Anahtar Kelimeler: Hibrit protez, altyapı üretim yöntemleri, pasif uyum, misfit, strain gauge analizi, yükleme.

ABSTRACT

The aim of this study is the evaluation of passive fit (misfit) and stress distribution in the implant supported hybrid overdentures following the placement of 4 implants in the interforaminal region as 2 parallel implants in the mesial and 2 long and 30° distally inclined implants in the distal, depending on the fabrication technique; (1) traditional lost wax technique, (2) metal framework fabricated via lost wax technique split and soldered on the cast, (3) CAD/CAM milling, (4) CAD/CAM milling from presintered blanks, (5) Laser sintering

Materials and Methods: An edentulous mandible model was fabricated from epoxy resin material to be used for the study. Implants were placed on the model in the interforaminal region as 2 parallel implants (4.6mm diameter, 10mm length) in the mesial and 2 long and 30° distally inclined implants (4.6mm diameter, 15mm length) in the distal at bone level. Co-Cr hybrid metal frameworks were fabricated on the model by following techniques: 1-traditional lost wax technique (P-1), 2-metal framework fabricated via lost wax technique split and soldered on the cast (P-2), 3-CAD/CAM milling (P-3), 4-CAD/CAM milling from presintered blanks (P-4), 5-Laser sintering (SLS) (P-5). Same acrylic superstructures were fabricated on the metal framework for standardization.

The measurement of misfit was done using "Sheffield Test" with a software evaluating the images taken by a digital camera. The stress formed after the application of torque and vertical force (105 N) on different regions of the dentures were calculated with a strain gauge stress analysis technique. The statistical analysis of the results were compared with two-way ANOVA and Tukey's HSD tests.

Results: The lowest misfit was measured in P-3 (99,11 µm), followed by P-4 (120,12 µm), P-2 (122,19 µm), P-5 (139,07 µm) and P-1 (151,63 µm).

There is a statistically significant relationship between misfit and stress distribution ($p < 0,05$). The lowest misfit group, P-3, had the lowest mean stress values after application of torque on the denture (81.10 MPa) and on the model (374.80 MPa). This was followed by (In terms of stress distribution on the denture) P-2 (133,25 MPa), P-4 (235,13 MPa), P-5 (235,13 MPa) and P-1 (542,75 MPa). In terms of stress distribution, the mean values were; P-2 (496 MPa), P-5 (547,9 MPa), P-4 (636,75 MPa) and P-1 (754,14 MPa).

The mean stress distribution values on the dentures during loading in ascending order are; P-4(20.79 MPa), P-5(23,17 MPa), P-2(24,81 MPa), P-3(33,57 MPa) and P-1(40,48 Mpa).

As the stress distribution around the implants were evaluated it was observed that there was statistically significant differences between the implants, loading locations and the relationship of these two variables ($p < 0,05$). There was no statistically significant difference between dentures and variables related to dentures ($p > 0,05$)

Conclusions: The fabrication method of framework significantly influences the passive fit. Significant relationship was observed between the amount/distribution of misfit and stress. No correlation was seen between stress distribution and misfit during loading. Similarly, no correlation was seen between stress distribution and misfit on dentures and model after torque was applied to hybrid overdenture on the model and during loading. Although the amount of prosthodontic misfit which could be tolerated by the bone around the implant is not clear, it is accepted that keeping the misfit as low as possible is beneficial.

Keywords: Hybrid overdenture, framework fabrication methods, passive fit, misfit, strain gauge analysis, loading

İÇİNDEKİLER

BEYAN FORMU	v
İTHAF	vi
TEŞEKKÜR	vii
ÖZET	viii
ABSTRACT	x
İÇİNDEKİLER.....	xii
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	xv
TABLolar LİSTESİ	xviii
SEMBOLLER/ KISALTMALAR DİZİNİ	xx
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Kemik Fizyolojisi	3
2.1.1. Kemiğin yapısı	3
2.1.2. Çene kemiği ile ilgili sınıflandırmalar.....	3
2.2. Dental İmplantoloji Ve Tarihçesi	7
2.3. Osseentegre Dental İmplantların Sınıflandırılması	8
2.4. Dental İmplantlarda Biyomekanik	9
2.5. İmplant Destekli Protezlerin Sınıflaması	11
2.5.1. Hibrit protezler	14
2.5.2. Hibrit protezlerin sınıflandırılması	16
2.6. Diş hekimliğinde altyapı materyali olarak kullanılan alaşımlar.....	19
2.6.1. Diş hekimliğinde kullanılan metal alaşımların özellikleri	22
2.7. Diş Hekimliğinde Protetik Altyapı Elde Etme Yöntemleri.....	25
2.7.1. Elektroliz kaplama yöntemi.....	25
2.7.2. Kayıp mum tekniği ve geleneksel döküm yöntemi	26
2.7.3. Bilgisayar destekli tasarım/ bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) yöntemi	27
2.7.4. Hızlı üretim (tabakalı üretim, direk metal lazer sinterizasyon) yöntemleri	31

2.8.	İmplant Destekli Protezlerde Pasif Uyumun Önemi	39
2.8.1.	Pasif uyumun değerlendirilmesinde kullanılan yöntemler	40
2.9.	Stres Analiz Yöntemleri	41
2.9.1.	Stres analizlerinde kullanılan terminolojiler	41
2.9.2.	Stres (gerilme) analiz yöntemleri sınıflandırılması	44
3.	GEREÇ VE YÖNTEM.....	49
3.1.	Ana Modelin Hazırlanması	49
3.2.	Modelin Taranması Ve Altyapı Dizaynı	51
3.3.	Geleneksel Döküm Yöntemi ile Hazırlanan Co-Cr Metal Altyapıların Hazırlanması	52
3.4.	CAD/CAM Freze Yöntemi ile Co-Cr Metal Bloktan Üretilen Metal Altyapının Hazırlanması	54
3.5.	Freze Yöntemi ile Yarı Sinterlenmiş Co-Cr Metal Bloktan Üretilen Metal Altyapının Hazırlanması	54
3.6.	Selektif Lazer Sinterizasyonu (SLS) Yoluyla Elde Edilen Co-Cr Metal Altyapının Hazırlanması	55
3.7.	Hibrit Protez Üst Yapılarının Hazırlanması	56
3.8.	Alt Çene Modelinin Mandibula Şeklinde Hazırlanması	58
3.9.	Hibrit Protezlerin Marjinal Uyumlarının Fotoğraflanması ve Ölçülmesi ...	60
3.10.	Alt Çene Modeli İle Beraber Hibrit Protez Üst Yapılarının Bağlanacağı Modifiye Edilmiş Artikülatörün Hazırlanması	62
3.11.	Strain Gaugelerin Yapıştırılması.....	64
3.12.	Hibrit Protezin İmplantlar Üzerine Torklama Sonrasında Oluşan Gerilmenin Ölçülmesi.....	67
3.13.	Gerilme Analizi İçin Yükleme Düzeneginin Hazırlanması, Yükleme Gerçekleştirilmesi Ve Verilerin Kayıt Edilmesi	69
3.14.	Verilerin İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi	71
4.	BULGULAR	72
4.1.	Hibrit Protezlerin Marjinal Uyumlarının Ölçüm Değerleri.....	72
4.2.	Strain Gauge Analiz Sonuçları.....	77

4.2.1. Hibrit protezin implantlar üzerine torklaması sonrasında protezlerde oluşan gerilme değerleri	77
4.2.2. Hibrit protezin implantlar üzerine torklaması sonrasında modeldeki implantların çevresinde oluşan gerilme değerleri	79
4.2.3. Fonksiyonel statik yükleme sonucu hibrit protezler ve modeldeki implantlar çevresinde oluşan gerilme değerleri	82
4.3. Hibrit Protezlerin Marjinal Uyum Değerleri İle Torklanma Sonrasında Ve Fonksiyonel Statik Yükleme Sonucunda Oluşan Gerilme Değerleri Arasındaki Korelasyonun Değerlendirilmesi	89
5. TARTIŞMA	92
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	112
7. KAYNAKLAR	114
8. ÖZGEÇMİŞ	137
9. ÖLÇÜM DEĞERLERİ TABLOLARI	138

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1. Lekholm ve Zarb'ın kalite açısından kemik sınıflandırması [26].....	5
Şekil 2. Misch' e göre kemik yoğunluğu sınıflandırılması [7]	5
Şekil 3. Elektro kaplama işleminin şematik görünümü [119]	26
Şekil 4. Levy ve Greulich' den temel alınarak tasarlanmış olan metal parçaların lazer ile üretimi için kullanılan hızlı üretim teknolojilerinin ve kullanım gören materyallerin (RM) şeması [116].....	33
Şekil 5. SLS sistematiği [116]	36
Şekil 6. Açı değişimi	42
Şekil 7. Çekme basma zorlanması.....	42
Şekil 8. Kesme (makaslama) zorlanması.....	43
Şekil 9. Eğilme zorlanması.....	43
Şekil 10. Burulma zorlanması	43
Şekil 11. Wheatstone köprü devresi	46
Şekil 12. a) Tel halindeki strain gauge b) Folyo halindeki strain gauge c) Rozet halindeki strain gauge.....	47
Şekil 13. 'Multi-unit' konseptine göre hazırlanmış tam dişsiz mandibula modelinin a)önden b)üstten c)yandan görünümü (Biohorizon, USA)	50
Şekil 14. a)Düz ve b) Açılı abutmentler	50
Şekil 15. a) Dental Wings optik tarayıcı b) Sprey boyayla taramaya hazır hale getirilmiş modelin tutucudaki görünümü.....	51
Şekil 16. a) Hibrit protez altyapısı üzerindeki 2,2 mm'lik silindirik parçalar b) Dizayn programı (DWOS yazılım, Dental Wings Inc, Montreal, Kanada) ile tasarlanmış hibrit protez altyapısı.....	52
Şekil 17. a) Polimetilmetakrilat bloklar b) Yenadent D-43 freze makinesi	52
Şekil 18. a) Polimetilmetakrilat bloktan freze yöntemiyle üretilmiş rezin altyapı b) Konvansiyonel döküm yöntemiyle elde edilmiş metal altyapı c) Konvansiyonel döküm yöntemiyle elde edilmiş, kesilip lehimlenmiş metal altyapı	53
Şekil 19. a) Mesa Magnum Lucens Co-Cr alaşımı freze bloğu görünümü b) CAD/CAM freze yöntemiyle Co-Cr bloktan üretilmiş metal altyapı görünümü.....	54
Şekil 20. a) CopraBond K yarı sinterlenmiş Co-Cr alaşım bloğu görünümü b) Freze yöntemi ile yarı sinterlenmiş metal bloktan üretilen metal altyapı görünümü.....	55

Şekil 21. a) SLS yöntemiyle üretim yapan cihazın görünümü (EOSINT M270) b) Protherm Furnaces Dental MoS serisi fırın görünümü c) SLS yöntemiyle Co-Cr tozundan üretilmiş metal altyapı görünümü.....	56
Şekil 22. Hibrit protez üst yapı modelasyonu.....	57
Şekil 23. Hibrit protez üst yapıları ve numaralandırılması.....	58
Şekil 24. Mum modelasyonu bitirilmiş alt çene görünümü	59
Şekil 25. Epoksi rezinden elde edilmiş alt çene görünümü.....	60
Şekil 26. Çalışmada kullanılan dijital kamera USB Digital Microscope (Shenzhen Northvision Technologies Co. Ltd. Guangdong, China).....	61
Şekil 27. Image-j ölçüm programının micro cetvel ile kalibrasyonu	62
Şekil 28. Artikülatöre bağlanmış mandibula modeli	63
Şekil 29. a,b) Kondilin rotasyon eklemine sabitlenmesi c) Kondiller arası mesafenin ayarlandığı vidalar d) Masseter bölgesinde destek görevi gören teflon platform	64
Şekil 30. a) Dikdörtgen rozet gauge b) Tek eksenli gauge.....	65
Şekil 31. Strain gaugelerin yapılandırılması.....	66
Şekil 32. Alt çene modeli ve hibrit protez üzerindeki strain gauge konumları görünümü.....	66
Şekil 33. a) MTS çekme-basma test cihazı b) Prosig veri toplama cihazında kullanılan kanalın görüntüsü	68
Şekil 34. a) Hibrit protezin alt çene modeli üzerindeki görünümü b,c) W&H protetik tornavida ve torklama işlemi	69
Şekil 35. Yük hücresi, yükleme ucu ve çelik levha görünümü	70
Şekil 36. Yükleme durumları a) Sağ tek taraflı yükleme b) Sol tek taraflı yükleme c) Sağ-sol çift taraflı yükleme d) Anterior yükleme.....	70
Şekil 37. A implantının fasiyal yüzünde ölçülen misfit değerleri; a) P-1 b) P-2 c) P-3 d) P-4 e) P-5 (Ölçü birimi: μm)	73
Şekil 38. Protez gruplarının A,B,C ve D implantları çevresinde gösterdikleri misfit ortalamaları.....	77
Şekil 39. Protez gruplarının torklama sonrasında gösterdikleri strain gauge (MPa) ortalamaları, P-AB: A ve B implantları arası, P-BC: B ve C implantları arası, P-CD: C ve D implantları arası bölge.....	79
Şekil 40. Protez grupları torklanması sonucu modeldeki implantların çevresinde oluşan gerilme ortalamaları	82

Şekil 41. Fonksiyonel statik yükleme sırasında hibrit protezler üzerinde yükleme yerine göre oluşan gerilme değerleri ortalamaları (P-AB: A-B implantları arası, P-BC: B-C implantları arası, P-CD: C-D implantları arası)	85
Şekil 42. Yükleme sırasında modeldeki implantlar çevresinde oluşan gerilme ortalamaları...	89
Şekil 43. Protez gruplarının A, B, C, D implantları çevresinde gösterdikleri misfit ortalamaları	90
Şekil 44. Protez grupları torklama sonrasında protez üzerinde görülen gerilme ortalamaları (P-AB: A-B implantları arası, P-BC: B-C implantları arası, P-CD: C-D implantları arası)	90
Şekil 45. Protez grupları torklama sonrasında model üzerinde görülen gerilme ortalamaları .	91



TABLolar LİSTESİ

Tablo 1. Hibrit protez ile metal-porselen restorasyonların karşılaştırılması [95].....	19
Tablo 2. Dental alaşımların ADA sınıflandırılması.....	20
Tablo 3. Metal destekli porselen restorasyonlarda kullanılan alaşımlar	21
Tablo 4. Hızlı imalat sistemlerinin terminolojisi.....	32
Tablo 5. Çeşitli firmaların kullandıkları lazer tipleri [116].....	38
Tablo 6. Çalışmada kullanılan metal alaşımları ve altyapı üretim yöntemleri.....	49
Tablo 7. Alt çene modeli üzerindeki strain gauge isimlendirilmesi.....	67
Tablo 8. Hibrit protezler üzerindeki strain gauge isimlendirilmesi.....	67
Tablo 9. Ortalama misfit değerleri (μm)	72
Tablo 10. Bağımsız değişkenlerin (protez, implant ve ölçüm bölgesi) ve değişkenler arası ilişkinin iki yönlü varyans analizi ile değerlendirilmesi	74
Tablo 11. Protez gruplarının gösterdikleri misfit değeri ortalamaları (μm).....	74
Tablo 12. İmplantlar çevresinde görülen misfit değerleri ortalamaları (μm).....	75
Tablo 13. Geleneksel döküm (P-1) yöntemiyle elde edilen protez/ implant çevresinde görülen misfit değerleri ortalamaları (μm).....	75
Tablo 14. Geleneksel döküm + lehim (P-2) elde edilen protez/implant çevresinde görülen misfit değerleri ortalamaları (μm).....	75
Tablo 15. Yarı sinterlenmiş metal bloktan CAD/CAM freze (P-4) yöntemiyle elde edilen protez/ implant çevresinde görülen misfit değerleri ortalamaları (μm)	76
Tablo 16. SLS (P-5) yöntemiyle elde edilen protez/ implant çevresinde görülen misfit değerleri ortalamaları (μm)	76
Tablo 17. Bağımsız değişkenlerin (protez ve tork dizini) ve değişkenler arası ilişkinin iki yönlü varyans analizi ile değerlendirilmesi.....	78
Tablo 18. Protez gruplarının torklama sonrasında gösterdikleri gerilme (MPa) ortalamaları ($p<0,05$).....	78
Tablo 19. Bağımsız değişkenlerin (protez, implant ve tork dizini) ve değişkenler arası ilişkinin iki yönlü varyans analizi ile değerlendirilmesi	80
Tablo 20. Protez grupları torklanması sonrası modelde görülen strain gauge (MPa) ortalamaları ($p<0,05$).....	80
Tablo 21. Protez grupları torklanması sonucu modeldeki implantların çevresinde görülen gerilme (MPa) ortalamaları ($p< 0,05$)	81

Tablo 22. Bağımsız değişkenlerin (protez, ölçüm bölgesi ve yükleme yeri) ve bu değişkenler arası ilişkinin iki yönlü varyans analizi ile değerlendirilmesi.....	83
Tablo 23. Yükleme sırasında protezlerde görülen gerilme (MPa) ortalamaları ($p<0,05$).....	83
Tablo 24. Yükleme sırasında protezler üzerindeki ölçüm bölgelerinde görülen gerilme (MPa) ortalamaları ($p<0,05$).....	84
Tablo 25. Yükleme sırasında, yükleme yerine göre protezler üzerinde oluşan gerilme (MPa) ortalamaları ($p<0,05$).....	84
Tablo 26. Bağımsız değişkenlerin (protez, implant ve yükleme yeri) ve bu değişkenler arası ilişkinin iki yönlü varyans analizi ile değerlendirilmesi	86
Tablo 27. Yükleme sırasında modeldeki implantlar çevresinde görülen gerilme ortalamaları (MPa).....	86
Tablo 28 Yükleme yerlerine göre model üzerinde oluşan gerilme ortalamaları (MPa).....	87
Tablo 29. Mandibula modeli üzerinde İmplant A/Yükleme yeri değişkenine göre oluşan gerilme ortalamaları (MPa)	87
Tablo 30. Mandibula modeli üzerinde İmplant B/Yükleme yeri değişkenine göre oluşan gerilme ortalamaları (MPa)	88
Tablo 31. Mandibula modeli üzerinde İmplant C/Yükleme yeri değişkenine göre oluşan gerilme ortalamaları (MPa)	88
Tablo 32. Mandibula modeli üzerinde İmplant D/Yükleme yeri değişkenine göre oluşan gerilme ortalamaları (MPa)	88

SEMBOLLER/ KISALTMALAR DİZİNİ

CAD	: ComputerAided Design (Bilgisayar destekli tasarım)
CAM	: ComputerAidedManufacturing (Bilgisayar destekli üretim)
DMLS	: Doğrudan metal lazer sinter
3D	: Üç boyut
STL	: Stereolithography
SLS	: Selektif lazer sinterleme
SLM	: Selektif lazer ergitme
kW	: Kilowatt= 1000 Watt
F	: Kuvvet. Yük
µm	: Mikrometre. Milimetrenin binde birine karşılık gelen uzunluk
Co-Cr	: Krom-kobalt alaşımı
RTV-2	: Room Temperature Vulcanizing (oda sıcaklığında donan)
Ω	: Ohm. Elektrikte direnç birimi
MPa	: Megapascal (1 MPa = 1.000.000 Pa)
N	: Newton. Kuvvet birimi. 1N ≈ 0,1 kgf
Hz	:Hertz. Frekans birimi. 1 saniyedeki salınım sayısı.
Y-TZP	: Yittrium ile stabilize edilmiş tetragonal polikristalin zirkonya
ISO	: The International Organization for Standardization (Uluslararası Standart Organizasyon)

1. GİRİŞ VE AMAÇ

İnsanlık tarihi boyunca bilimsel ve teknolojik gelişmelerde daima doğa örnek alınmış ve taklit edilmiştir. Bu yaklaşım bütün bilim alanlarında olduğu gibi sağlık bilimleri ve tabii ki diş hekimliğinde de geçerlidir. Abd El Salam, El Askary adlı kitabında “Birçok artistin ortak tek bir düşüncesi vardır; o da, gerçeği taklit etmek için rol yapma yeteneklerini kullanmalarıdır; bizler de diş hekimliğinde estetik sonuçlar yaratabilmek için doğal dentisyonu taklit eden artistik yeteneklerimizi en üst düzeyde kullanmalıyız” demiştir. Diş hekimliğindeki bu tabiatı taklit mevcut dentisyonun düzenlenmesinden onarımına; diş ve doku eksikliklerinin giderilmesine kadar çok geniş bir perspektifte kendini göstermektedir. Son yıllarda; diş eksikliklerinin giderilmesinde daha çok tercih edilen tedavi seçeneği ise oral implantolojidir, ki bu bize doğaya en yakın şartları elde etmemizi sağlar[1].

Latince 'in= içerisinde, içerisinde' ve 'planto= ekme, dikme, yerleştirme, gömme' anlamına gelen sözcüklerin bir araya gelmesinden oluşmaktadır. İmplantın sözcük anlamı, 'Bir fonksiyon elde etme amacıyla, uygun bölgeye yerleştirilen organik veya inorganik cisim'dir. Fransızca'dan diğer dillere geçmiştir [2].

Diş hekimliğinde, osseoentegrasyon kavramının kabul edilmesi, diş eksikliklerinin restorasyonunda dental implantların kullanımını büyük ölçüde arttırmıştır [3]. İmplant tedavi planlamasının uzun dönem başarısında, osseointegrasyonu gerçekleştirmiş bir implanta gelen okluzal kuvvetlerin belirleyici bir faktör olduğu düşünülmektedir [4].

Okluzal kuvvetler ağız içerisinde, implant destekli restorasyona etki ederek implanta aktarılmaktadır. İmplant destekli restorasyonun yapısı ve kuvvetin yönü, okluzal kuvvetlerin dağılımını ve biçimini etkilemektedir [5]. Fonksiyon sırasında oluşan vertikal ve lateral kuvvetlerin neden olduğu stres, doğal dişlerde doğrudan periodontal dokulara iletilir. Doğal diş destekli sabit protezlerde stres iletimi restorasyon ve periodontal dokular aracılığıyla gerçekleşir. Her iki durumda da periodontal dokuların görevi; kuvvet sonucu oluşan stresin çene kemiğine iletiminde şok absorbe edici bir mekanizma gibi davranmaktır [6].

İmplant destekli sabit protezlerde ise fonksiyonel kuvvetler, restorasyon, abutment ve implant aracılığıyla direkt destek kemik dokusuna iletilir. Bu yüzden aşırı stres oluşumları elimine edilmeli, oluşan stres fizyolojik sınırlar içinde tutulmalıdır [6].

İmplant destekli sabit protez olan hibrit protez konseptinde ise, nispeten küçük bir metal altyapı, yapay dişler ve bunları birleştirmek için akrilik rezin kullanılmaktadır. Rezine dişler ve metal altyapı arasında ara bir yapı olarak kuvvet emici rolü oynadığından, dinamik

okluzal yükler sırasında implantlara gelen ani kuvvetler de azaltılabilir. Özellikle fazla kron yüksekliği mesafesi olan olgularda, metal-seramik restorasyonlara göre daha ucuz ve estetik olduğu, kaybedilen yumuşak dokuların kısmen yerine konulabildiği için, sıklıkla bu tip protez yapımı tercih edilmektedir[7].

Hibrit protezlerin daha küçük metal altyapıya sahip olması, yapıda daha az boyutsal değişiklik olmasını sağlamak ve bu da implant destekli restorasyon için çok önemli olan pasif uyumun sağlanmasını kolaylaştırmaktadır. Osseointegre implantların, her ne kadar bir miktar protez uyumsuzluğunu tolere edebildiği bildirilmiş olsa da [8, 9], uyumsuzluklar; kemik kaybı, abutment ve implant kırığı, vida bağlantısı kaybı veya kırığı [10-13] gibi biyolojik ve mekanik komplikasyonlara neden olabilmektedir[14]. Üretim basamaklarında ortaya çıkan zorluklar ve malzemenin iç özellikleri distorsiyona sebep olabilmekte ve pasif uyumun sağlanamamasına neden olabilmektedir [15].

Geleneksel olarak, metal altyapı üretimi için kayıp mum tekniği ile döküm yöntemi kullanılmaktadır. Bu yöntem, mum modelin ve metalin distorsiyonu, döküm düzensizlikleri, karmaşık prosedürler ve fazla zaman alması gibi dezavantajlar içermektedir. Son zamanlarda, döküm yönteminin bu dezavantajlarını ekarte etmek için, metal destekli seramik restorasyon ve metal altyapı üretiminde Bilgisayar Destekli Tasarım ve Bilgisayar Destekli Üretim (CAD/CAM) freze ve direk metal lazer sinterleme (DMLS) üretim yöntemleri kullanılmaya başlanmıştır[16].

Çok üyeli implant destekli protezlerde mükemmel kenar ve iç uyumun sağlanamaması, rezidüel statik streslere neden olabilmektedir [17]. Stres büyüklüğü uyumsuzluk miktarına bağlıdır. Uyumsuzluk miktarı arttıkça protezde stabilite eksikliği doğar. Dental protezlerde oluşan bu eksiklik vertikal, horizontal ve lateral hareketlere neden olur.

Bu çalışmanın amacı; interforaminal bölge içerisinde mezialde 2 adet dik, distalde 2 adet uzun ve 30 ° distale eğik implantlar kullanıldığında dört implant üzerine klasik kayıp mum tekniği, klasik kayıp mum tekniğiyle hazırlanmış metal altyapının kesilip model üzerinde tekrar lehimlenmesi, CAD/CAM freze, yarı sinterlenmiş bloktan freze yöntemi, lazer sinter yöntemi, ile yapılmış hibrit protezlerdeki uyuma bağlı olarak gelişen gerilme dağılımlarını karşılaştırmaktır. Bu şekilde protez ve çevre dokuların sağlığı için en uygun üretim yönteminin belirlenmesi amaçlanmaktadır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kemik Fizyolojisi

2.1.1. Kemiğin yapısı

Kemik; ileri derecede özelleşmiş mineralize bir bağ dokusudur ve aynı zamanda insan iskeletine destek sağlar [18]. Hücre ve dokunun birleşiminden oluşan hücre dışı matriks yapısındadır. Kemiğin %23'ü organik matriks, %77'si hidroksiapatitten oluşmaktadır. Dentin gibi organik matriksin %86'sı Tip-1 kollajen içerir. Kollojen yapı kemiğe elastik ve viskoelastik özellik kazandırır. Dentine göre hidroksiapatit kristalleri daha az ve küçüktür. Ayrıca kemik, damarlanmasından dolayı vücut için major kalsiyum ve fosfat deposudur [19].

Kemik, farklı üç boyutlu yapıları olan ve buna bağlı olarak farklı mekanik özelliklere sahip, kortikal ve spongioz olmak üzere iki farklı tabakadan oluşur. Dış kabuk, kortikal (kompakt) kemik olarak tanımlanır ve mekanik destek sağlar. Merkezde yer alan trabeküler (spongioz) kemik ise metabolik fonksiyonları kontrol eder. Kortikal kemikte daha sıkı bir fibriler yapı izlenirken, trabeküler kemiğin matriksi daha gevşek yapılanmıştır. Trabeküler kemik makroskopik olarak hematopoetik elemanların yerleştiği bir bal peteği görünümündedir [18]. Kortikal kemik, trabeküler kemiğe oranla daha fazla mineralize olduğu için, trabeküler kemikten 10 - 20 kat daha serttir. Bu sertlik sayesinde implantlar için daha iyi bir destek sağlar [20].

2.1.2. Çene kemiği ile ilgili sınıflandırmalar

Uygulanan implantların başarısında, kemik miktarı ve kalitesi önemli bir kriterdir [21]. Kemik miktarı, dişsiz alanın hacmini veya dış yapısını tanımlar. Kemik miktarı mevcut yüksekliğin, genişliğin ve uzunluğun değerlendirilmesi yoluyla belirlenir [21]. Düşük yoğunluklu kemiğe yapılan implantlar, ideal kemik kalitesine sahip kemikle kıyaslandığında %16 oranında daha fazla başarısızlık gösterdiği belirlenmiştir [22]. Tedavi planının, implant dizaynının, cerrahi yaklaşım ve iyileşme zamanının belirlenmesinde kemik yoğunluğu ve kalitesi önemlidir [6].

Uygun bir implant tedavi planlaması yapılabilmesinde kemik yıkım miktarı önemlidir [23]. Kalan kemik miktarı kadar mevcut kemik kalitesi ve osseointegrasyon da biyomekanik açıdan önem taşımaktadır [6]. Stresin mekanik olarak dağıtılması, implant ile

kemiğin primer olarak temas ettiği bölgede olur. Kortikal kemikteki temas miktarı, trabeküler kemiğe göre anlamlı derecede fazladır [21].

İmplantın yerleştirildiği bölgede kemik yoğunluğu iyileşme esnasında implantın stabilitesini ve aynı zamanda implant kemik ara yüzeyine stresin daha iyi iletilmesini ve dağıtılmasını sağlar. Kemik yoğunluğunun azalması dayanımının da azalmasına neden olur, bu ise gerilim karşısında mikro kırık oluşma olasılığını artırır. Gerilim doğrudan stresle ilişkilidir. Dolayısıyla kemik yoğunluğunun azalması, implant sistemine gelen stresin de azaltılmasını gerektirir [21].

Kent ve arkadaşları 1983 yılında tüm çene kemiği yıkımı ile ilgili dört sınıftan oluşan bir sınıflandırma yapmışlardır [24]:

Sınıf 1: Alveol kreti yeterli yüksekliğe sahip; ancak yeterli genişlikte değildir.

Sınıf 2: Alveol kreti hem yeterli yüksekliğe, hem de yeterli genişliğe sahip değildir. Bıçak sırtı görünümündedir.

Sınıf 3: Alveol kreti bazal kemiğe kadar rezorbe olmuştur.

Sınıf 4: Bazal kemik kalem kalınlığı kadardır ve düz bir alt çene ya da üst çene izlenir.

Lechholm ve Zarb tarafından 1985 yılında benzer bir sınıflandırma yapılmıştır. Kemik miktarı ve kalitesi olarak iki farklı açıdan değerlendirilmektedir. E sınıfı en az kemik miktarını temsil etmektedir [25]:

Kemik miktarına göre:

A: Alveol kretin çoğu bulunmaktadır.

B: Hafif kret rezorpsiyonu oluşmuştur.

C: İleri derecede rezorpsiyon oluşmuştur ve sadece bazal kemik kalmıştır.

D: Bazal kemikte bir miktar rezorpsiyon başlamıştır.

E: Alt çenede\üst çenede bazal kemikte aşırı derecede rezorpsiyon oluşmuştur.

Kemik kalitesine göre:

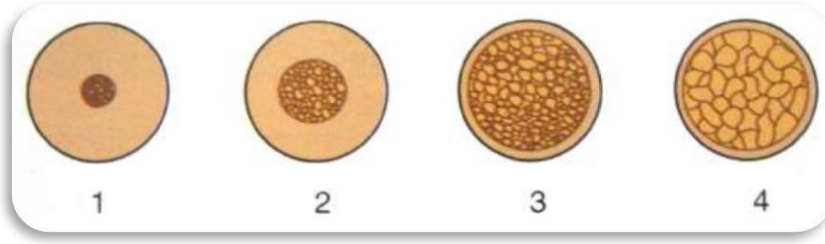
Tip 1: Ağırlıklı olarak homojen kortikal kemik mevcuttur.

Tip 2: Yoğun trabeküler kemiği kalın bir tabaka kortikal kemik çevreler.

Tip 3: Yeterli dirence sahip yoğun trabeküler kemiği ince tabaka kortikal kemik çevreler.

Tip 4: Düşük yoğunlukta trabeküler kemiği ince tabaka kortikal kemik çevreler

(Şekil 1)



Şekil 1. Lekholm ve Zarb'ın kalite açısından kemik sınıflandırması[26]

Tip 1 kemik, maksillada neredeyse hiç gözlenmez ve mandibulada anteriora posteriora göre iki kat daha fazla oranda gözlenir. Mandibulada en sık gözlenen kemik yoğunluğu (densite) Tip 2 kemiktir. Tip 2 kemik en fazla anterior mandibulada görülür. Daha az oranda da mandibulanın posteriorunda görülür. Maksillada mandibulaya göre daha az oranda ve daha çok anterior bölgede görülür. Tip 3 kemik ise daha çok anterior maksillada görülür. Tip 3 kemik mandibulada da görülür ve posteriorda daha fazla oranda rastlanır. Tip 4 kemik ise en çok maksillada büyük azı bölgesinde görülür [21].

Mish [7], kemik yoğunluğunu göz önüne alarak yaptığı sınıflandırmada, total dişsiz çenelerde karşılaşılabilecek kemik kalitesini 4 gruba ayırmıştır;

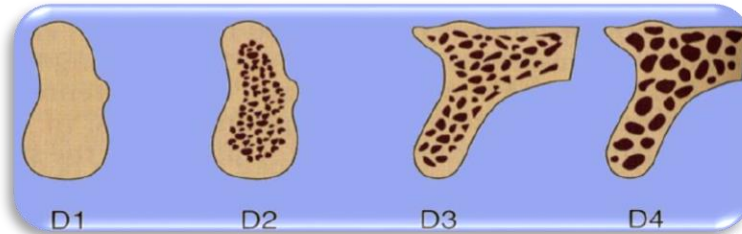
D1 kemik: Yüksek oranda mineralize olan yoğun kortikal kemiktir ve ileri derecede rezorbe olmuş dişsiz anterior mandibulada görülür.

D2 kemik: Krette yoğun, kalın poröz kortikal kemik ve altında kalın trabeküler kemiktir; anterior mandibula, posterior mandibula ve anterior maksillada lokalizedir.

D3 kemik: İnce, poröz kortikal kemik ve altında ince trabeküler kemikten oluşmuştur; anterior maksilla, posterior maksilla, posterior mandibulada görülür.

D4 kemik: Neredeyse hiç kortikal kemik yoktur ve tüm kemik hacmini ince trabeküler kemik oluşturmaktadır. Posterior maksillada görülür.

D5 kemik: Mineralizasyonunu tamamlayamamış, olgunlaşmamış çok yumuşak kemiktir (Şekil 2).



Şekil 2. Misch' e göre kemik yoğunluğu sınıflandırılması[7]

D1 tipi kemiğe üst çenede neredeyse hiç rastlanmaz. Alt çenede ise anterior bölgede %6, posterior bölgede ise %3 oranında görülür. D2 tipi kemik alt çenede en çok görülen

kemik tipidir. Alt çenede anterior bölgede %66 oranında, posterior bölgede ise %55 oranında D2 tipi kemik görülmektedir. D3 kemik yoğunluğu en çok maksillada gözlenmektedir [21].

Misch ve arkadaşlarının, dişsiz arklarla ilgili olarak yaptıkları bir diğer sınıflandırmada, maksilla ve mandibulayı 3 ana bölgeye ayırmışlardır. Bunlar anterior, sağ ve sol bölgelerdir. Alt çenede anterior bölge mental foramenler arasında yer almakta, sağ ve sol arka bölgeler ise mental foramen' den retromolar bölgeye kadar olan bölgedir. Üst çenede ise sağ ve sol arka bölgeler genellikle maksiller sinüs ön sınırı olan ikinci premolar dişler bölgesinden başlayıp, retromolar bölgeye kadar uzanır. Bu sınıflamanın ana amacı, alt grupları aracılığı ile sadece kemik hacminin değil, kemik lokalizasyonunun da belirlenmesidir [7].

TIP 1: Bu grup, her üç anatomik bölgede kemiğin yaklaşık olarak aynı seviyede olduğu durumu belirler. Bu grup, kendi içinde 4 alt kategoriye ayrılır:

Tip 1 Div. A: Her 3 bölgede de yeterli kemik hacminin varlığını belirtmektedir. Yapılacak restorasyonu desteklemek için hastanın alt ve üst çenesinde herhangi bir bölgeye gerekli sayıda implant yerleştirebileceğini tanımlar.

Tip 1 Div. B: Bu alt grup alt ve üst çenenin herhangi bir bölgesinde istenilen adette; ancak daha ince çaplı implantlar yerleştirilebilecek çene yapısını tanımlar. Daha kalın çaplı implantlar kullanılabilmesi için, kemiğin ince olduğu bölgelerde gelişmiş cerrahi teknikler (membran uygulaması, kemik grefti, sinus augmentasyonu, distraksiyon osteogenezi vs) kullanılması gerekmektedir. Bu cerrahi teknikler uygulanmazsa posterior bölgelere ince implant yerleştirilmek zorunda kalınır. Bu durumun olumsuzluğu implant sayısını arttırılarak giderilmeye çalışılır.

Tip 1 Div. C: Bu alt grup, posterior bölgelerde kemik dikey boyutunun sınırlı olduğu ve bu nedenle kron-implant oranının 1'e eşit ya da kron lehine daha fazla olabileceği durumları tanımlar. Bu grupta, ileri cerrahi tekniklerin kullanılmaması durumunda biyomekanik açıdan riskli üstyapı tasarımları yapılmak zorunda kalınabilir.

Tip 1 Div. D: Tüm gruplar içinde hekimi en çok zorlayan anatomik şartları tanımlayan bu alt gruptur. İlerlemiş kemik rezorbsiyonuna bağlı olarak mandibular kanal kret tepesine yaklaşmıştır. Bu tür hastalar implant tedavisine gereksinim göstermelerine rağmen, tedavinin herhangi bir aşamasında meydana gelecek implant kaybı, kemik içinde boşluklar oluşturarak çene kırıklarının ortaya çıkma riskini de arttırmakta ve bu hastalara genellikle müdahale edilmemektedir.

TiP 2: Sağ ve sol taraf arka bölgelerin birbirine benzer olduğu; ancak anterior bölgenin değişiklik gösterdiği durum olarak tanımlanabilir. Genellikle arka bölgelerde dikey yönde kemik miktarı az iken, ön bölgede artmış bir kemik miktarı bulunmaktadır. Tedavi planını etkileyen ana faktör implant yerleştirmeye uygun anterior kemik miktarı olan bu grup, posterior bölgelerdeki kemik yüksekliğine göre alt gruplara ayrılmaktadır

TiP 3: Bu grupta alt ve üst çenelerin arka bölgeleri birbirlerinden farklılık gösterirler. Diğer tipler ile karşılaştırıldığında daha seyrek rastlanan bu durum sıklıkla üst çenede görülür. Genellikle travma ya da lokalize periodontal problemlerden kaynaklanırlar.

2.2. Dental İmplantoloji Ve Tarihçesi

İmplant kelime anlamı olarak; "kaybolan fonksiyonun yeniden kazanılması amacı ile canlı dokular arasına yerleştirilen organik ya da inorganik maddelerdir" [27] şeklinde tanımlanabilir. The Glossary of Prosthodontic Terms'de dental implant, sabit veya hareketli bölümlü proteze destek ve tutuculuk sağlamak amacı ile mukoza ve/veya periost tabakası altına ve/veya çene kemiğinin içine yerleştirilen, alloplastik materyallerden; metal, metal alaşımı veya porselenden; yapılmış protetik bir gereçtir, şeklinde tanımlanmıştır [1, 28-30].

Oral implantolojinin temeli sayılan osseointegrasyon kavramı, Branemark tarafından 1952 yılında İsveç Lund Üniversitesinde tavşan tibiyaları üzerinde yapılan kemik iyileşmesiyle ilgili mikroskobik çalışmalara dayanmaktadır. Branemark ve arkadaşları; kemik dokusundaki defektlerde iyileşme sırasında meydana gelen revaskülarizasyon, mikrovasküler yapı ve bunun fonksiyonlarını inceledikleri çalışmalarıyla, 1960'larda kemik dokusunda osseointegrasyonun gerçekleşebileceğini göstermişlerdir [25]. 1969 yılında Branemark ve arkadaşlarının osseointegre implantlar ile tedavi edilen vakaları ilk defa yayınlamıştır [31]. Branemark ve ark., titanyum implant materyali ile kemik dokusu arasındaki ilk teması tariflemişlerdir [32]. 1976 yılında İsviçre-Bern Üniversitesi bünyesinde yapılan çalışmalarda da titanyum implantlar ile kemik dokusu arasında temas olduğu gözlenmiş, Schroeder tarafından bu fenomene "fonksiyonel ankiloz" adı verilmiştir [33]. Bir çok araştırmacı tarafından benimsenmiş "osseointegrasyon" kavramı ilk defa Branemark tarafından 1977'de kullanılmıştır [34]. Branemark ve ark., osseointegrasyonu, "canlı kemik ile yük uygulanmış kemik içi implant arasında, ancak ışık mikroskobu düzeyinde görülebilen direkt bağlantı" olarak tanımlamışlardır [25]. Osseointegrasyon terimi üzerine günümüze kadar pek çok araştırmacı çalışmış, osseointegrasyonun uzun dönemde implant başarısındaki en önemli

faktör olduğunu belirtmişlerdir[25, 35, 36]. Dental implantların başarısı kemik yapımına, adaptasyonuna ve tamirine etki eden temel biyolojik mekanizmalara dayanılarak belirlenmelidir [37, 38].

2.3. Osseentegre Dental İmplantların Sınıflandırılması

Dört ana başlık altında sınıflama yapılabilir;

I. İmplant dizaynına göre

II. Makroskopik gövde dizaynına göre

III. İmplant yüzey özelliklerine göre

IV. İmplantta kullanılan materyallere göre [21, 39-41]

I.İmplant dizaynına göre implantlar;

- Transdental implantlar
- İnamukozal implantlar
- Subperiosteal implantlar
- Transosseöz implantlar
- Endosseöz implantlar
 - a. Blade İmplantlar
 - b. Ramus İmplantlar
 - c. Disk İmplantlar
 - d. Kök formuİmplantlar

II.Makroskopik gövde dizaynına göre implantlar;

- Yivli implantlar
- Silindirik implantlar
- Solid implantlar
- Plate implantlar
- Oluklu implantlar
- Hollow implantlar
- Perfore dental implantlar

III.İmplant yüzey özelliklerine göre implantlar

- Düz yüzey dental implantlar
- Machined surfaced dental implantlar
- Pürüzlendirilmiş yüzey dental implantlar

- Kaplanmış yüzey dental implantlar

IV. Kullanılan materyallere göre implantlar:

a. Metal ve alaşımları

- Titanyum ve titanyum 6-alüminyum-4 vanadyum
- Kobalt-krom-molibden
- Demir-krom-nikel

b. Seramikler

- Alüminyum oksit (alümina ve safir)
- Hidroksilapatit trikalsiyum fosfat
- Kalsiyum alüminat
- Zirkonyumoksit

c. Karbonlar

- Polikristal (vitröz) cam karbon
- Karbon-Silikon

d. Polimerler

- Polimetilmetakrilat
- Politetrafloroetilen
- Polietilen
- Silikon Lastik
- Polisülfon

Osseoentegre implantların taşınması gereken özellikler aşağıdaki gibidir:

- a) Biyolojik olarak doku dostu (biyouyumlu) yani inert olmalıdır
- b) Vücut sıvılarında fiziksel ya da kimyasal olarak değişime uğramamalı, çözünmemeli, şişmemeli, korozyona ya da absorpsiyona uğramamalıdır
- c) Basınç altında fiziksel değişim göstermemelidir
- d) Toksik, alerjik ve irritan olmamalıdır
- e) Yapımı ve sterilizasyonu kolay olmalıdır
- f) Ekonomik olmalıdır [29, 42-45].

2.4. Dental İmplantlarda Biyomekanik

Mekanik, cisimlere etkiyen kuvvetleri, oluşan hareketleri ya da dengeyi kısaca cisimler arasındaki ilişkiyi inceler. Biyomekanik uygulanan kuvvetlere biyolojik dokuların

cevabı ile ilgilenir [46, 47]. Biyomekanik, canlı sistemlerde yapı-fonksiyon ilişkisini araştırmak için mühendislik mekaniğinin araç ve metotlarını kullanmaktadır [48]. Ağza uygulanan yapıların doğal dokular ile olan süreli veya sürekli ilişkileri, klinik tedavinin süreci veya sonrasında bilinmesi ve yönlendirilmesi açısından büyük önem taşır [47].

İmplant destekli protezlerde biyomekanik kavramlar belirlenirken; mekanik yapı olarak implant, abutment, bunları birleştiren vida ve protetik restorasyon, biyolojik yapı olarak da implantın yerleştirildiğı kompakt ya da spongiyöz kemik ile yumuşak dokular ifade edilmektedir [49]. Başarılı bir osseoentegre implantın biyomekanik fonksiyonunda etkili faktörlerden en önemlisi, çiğneme kuvvetlerine olabildiğince uzun mukavemet gösterebilmesidir. Osseoentegre implantları başarısız kılacak kuvvet miktarı tam olarak bilinmemekle birlikte, bunun normal ısırma kuvvetlerinin çok üzerinde olduğı düşünölmektedir [50].

Dental implant fonksiyonu sırasında gelen kuvvetleri çevre biyolojik dokulara iletmektedir. Biyomekanik yük yönetimi iki faktöre bağılıdır: Birincisi, gelen kuvvetlerin karakteri diğeri ise uygulanan yükün dağıldığı yüzey alanıdır. Doksandan fazla implant gövdesi dizaynı bulunmaktadır. İmplant dizaynının bilimsel temeli bu implantların biyomekanik yüklere karşı dayanıklılıklarının değerlendirilmesini sağlar. İmplantın sadece bir yönünü değil (implant-abutment bağlantısı, tüm yüzey alanı, implant uzunluğu, implant genişliği) sistemin tamamını (tedavi planlamasını kapsayan) değerlendirmek daha faydalıdır [21].

Doğal dişli bireylerde maksimum ısırma kuvvetleri, çenenin farklı bölgelerinde ve bireysel olarak farklılık gösterir [51]. Doğal dişli bireylerdeki ısırma kuvvetleri total protez taşıyan hastalara göre 5-6 kat daha fazla olduğı tespit edilmiştir. Isırma kuvvetlerinin miktarı anatomik bölgelere ve dentisyonun durumuna göre farklılık göstermektedir. Doğal dentisyona sahip bireylerde; Bakke, maksimum okluzal kuvveti 500 N olarak bildirirken [19], Craig ısırma kuvvetinin vertikal komponentini molar dişlerde 390-880 N, premolar dişlerde 453 N, keserlerde 222N olarak bildirmiştir[52]. Misch ise ortalama ısırma kuvvetini 150-250 N, diş sıkanlarda ise 1000N olarak belirtmiştir [7]. Erkeklerdeki ısırma kuvvetleri kadınlardan daha fazladır [53]. Raadsheer ve ark. çalışmalarında, ısırma kuvvetlerini erkeklerde ortalama olarak 545,6 N (n=58), kadınlarda 383,6 N (n=6) ve maksimum ısırma kuvvetini de erkeklerde 888 N, kadınlarda 576 N olarak ölçmüşlerdir [54]. Carlsson ise ısırma kuvvetlerini birinci keserlerde 209 N, birinci molarda 819 N ölçmüştür [21, 55, 56].

İmplant destekli sabit protez ile tedavi edilmiş dişsizlik vakalarında ısırma kuvvetleri doğal dentisyondan farklılık göstermiştir. Mericske-Stern ve Zarb, doğal tam dişli kişiler üzerinde yaptıkları çalışmalarda ısırma kuvvetlerini ikinci premolar bölgesinde 450 N olarak bulurlarken, implant destekli sabit protez kullanan kişilerle yaptıkları çalışmada ısırma kuvvetini birinci premolar bölgesinde 200 N'dan az, ikinci molar bölgesinde ise 300 N'dan az olarak bulmuşlardır[57].

Haraldson ve ark. yaklaşık aynı sayıda diş sahibi, biri osseointegre implantlar ile rehabilite edilmiş, diğeri normal dentisyona sahip hastalardan oluşan iki grubu karşılaştırdıkları çalışmada; birinci grupta ortalama 169 N' luk, ikinci grupta ise ortalama 144 N 'luk oklüzal kuvvetler saptamışlardır [58].

Kemiğin dayanıklılığı, yoğunluğu ile yakından ilişkilidir. Yani yoğunluğu az bir kemik dokusu normal fizyolojik ısırma kuvvetleri karşısında bile implanta uzun dönem destek sağlayamayacaktır. Ek olarak, dişli ve dişsiz mandibula karşılaştırıldığında mandibula anterior bölgesi, premolar ve molar bölgesine göre daha fazla trabeküler kemik yoğunluğu göstermektedir [7].

Oklüzal kuvvetlerin yönü ve büyüklüğünün; kemik-implant-protez kompleksinin tüm bileşenlerine etki eden basma ve germe gerilimlerinin nitelik ve niceliğini etkilediği bilinmektedir. Uygulanan bir kuvvetin biyolojik etkilerini değerlendirirken yükün kaynağının tanımlanması önemlidir. İmplant destekli bir protez dış ve/veya iç kuvvetlerin etkisi altındadır [59].

İmplant destekli protezlerde fonksiyon esnasında oluşan yükler, protez parçaları ve abutmentlar aracılığı ile implantlara iletilir. Bu yüklere, implantın gövdesini çevreleyen sert ve yumuşak dokular tarafından biyolojik bir yanıt verilir [49].

2.5. İmplant Destekli Protezlerin Sınıflaması

İmplant uygulamalarının yaygınlaşması, implant destekli protez uygulamalarının çok çeşitlilik göstermesi ile sonuçlanmıştır. Protetik uygulamalarda ortaya çıkan farklılıklar ve değişik adlandırmalar ile benzer protezlerin yapılması, implant üstü protezlerde bir sınıflama yapılması gerekliliğini doğurmuştur [7].

İmplant destekli protezleri, implantlara bağlanma şekillerine göre üç ana grupta toplayabiliriz:

- ✓ İmplant destekli sabit protezler,
- ✓ İmplant destekli yarı-sabit protezler,
- ✓ İmplant destekli hareketli protezler[7].

İmplant destekli sabit protezler; kron veya köprü şeklindeki protezlerdir. Diş eksikliği görünen veya serbest sonlanan vakalarda implantlar üzerine hazırlanarak simante edilirler. Yarı sabit protezler; vidalar aracılığı ile implantlara veya implantları birbirine bağlayan barlara ya da diğer ara yapılara vidalanabilen kron ve köprülerdir. Gerekğinde hekim tarafından takılıp çıkarılabilmektedirler. İmplant destekli hareketli protezler ise; yükün implantlar ile dişsiz alveol kretleri arasında paylaşılmasını sağlayan, implant destekli barlar veya diğer retantif ataçmanlara bağlanan protezlerdir[7].

Desteklerin tipine göre implant destekli protezleri 3 gruba ayırabiliriz:

- ✓ İmplant destekli üst yapı protezleri
- ✓ İmplant- diş destekli üst yapı protezleri
- ✓ İmplant- doku destekli üst yapı protezleri [60, 61]

Üretilen üst yapı protezleri, yalnızca implant destekler üzerine oturuyorsa, yapılan protezlere implant destekli üst yapı protezleri denir. İmplant destekleri ile birlikte doğal dişlerden de yararlanılarak hazırlanan protezlere ise implant- diş destekli üst yapı protezleri denir. Barlı bağlantılar veya diğer retantif ataşmanların distal bölgesindeki alveol kretlerinden destek alan hareketli implant üstü protezlere implant-doku destekli üst yapı protezleri denir [7].

1989 yılında Misch implant üstü protezleri, yapılan protetik restorasyonun şekli ve konturu açısından şu şekilde sınıflandırma öne sürmüştür [62, 63];

SP- 1: Sabit protez; sadece kron yerine konur, doğal diş gibi görünür.

SP- 2: Sabit protez; kronun ve kökün bölümlerinin yerine konur, kronun konturu okluzal yarıda normal ancak gingival yarıda aşırı konturlanmıştır

SP- 3: Sabit protez; dişsiz bölgede eksik kron ve gingival dişeti ve kökün bölümleri yerine konur, protezlerde sıklıkla yapay diş ve dişeti kullanılır ancak metal destekli porselen de olabilirler.

HP- 4: Hareketli protez; implant tarafından tamamen desteklenen overdenture.

HP- 5: Hareketli protez; yumuşak doku ve implant tarafından desteklenen overdenture. (SP: Sabit Protez, HP: Hareketli Protez)

Sabit Protezler

SP- 1: Sabit bir restorasyondur ve sadece hastanın kaybetmiş olduğu doğal dişinin anatomik kronu yeniden şekillendirilmektedir. Bu restorasyon tipini uygulamak için yumuşak ve sert dokuda askeri kayıp olmalıdır. Kalan kemiğin hacmi ve pozisyonu implantın yerleşiminin doğal diş kökleriyle aynı konumda olmasına imkan sağlamalıdır. Final restorasyon bitim aşamasında geleneksel sabit restorasyonlarda olduğu gibi kayıp dişle aynı boyutlarda ve konturda olmalıdır [7]

SP- 2: Sabit restorasyondur ve anatomik kron ve doğal dişin kök bölümleri restore edilmektedir. Uygun kemiğin hacim ve topoğrafisi doğal kökün ideal kemik pozisyonuyla karşılaştırıldığında daha apikalindedir (mine- sement bileşiminin 1-2 mm daha aşağısı). Sonuç olarak insizal kenar doğru pozisyonadadır, ancak gingival üçlü daha apikalde ve genellikle de lingual pozisyonadadır. Bu restorasyonları periodontal kemik kaybına uğramış ve dişeti çekilmesi oluşmuş dişler gibi düşünebiliriz [7].

SP- 3: Sabit restorasyonlardır, doğal diş konturlarını ve pembe renkli restorasyon materyalleri ile yumuşak dokunun bölümleri yeniden oluşturulur. Mevcut kemik seviyesi SP- 2' de olduğu gibi daha apikaldedir. Dişlerin insizal kenarını estetik, fonksiyon, dudak desteği ve konuşma yeteneği açısından doğru pozisyona yerleştirmek için doğal uzunluklarına göre daha uzun dişlerin restore edilmesi gerekmektedir [7].

SP-3 protezinde temel iki yöntem vardır: (1) Akrilik takma dişli ve metal altyapılı hibrit restorasyon [64] ya da (2) metal destekli porselen restorasyondur. Hangi yöntemin kullanılacağını belirlemedeki ana faktör kron yüksekliğinin miktarıdır [21, 65].

Hareketli Protezler

HP- 4: Tamamen implant veya tamamen diş destekli hareketli protezdir. Restorasyon yerleştirildiğinde rijittir. Overdenturenin tutucu ataçmanları ve ya bar klipsleri implant abutmentlarına bağlıdır. Uygulanması için alt çenede 5 veya 6, üst çenede 6 veya 8 implant desteği gereklidir. Bu protez türünde sabit protezlere kıyasla implantların daha lingual ve apikale yerleştirilmesi gerekmektedir. Böylelikle implantın tutucu parçaları, protezin kaidesi ve dişler için yeterli alan kazanılmış olur [7]

HP- 5: İmplant ve yumuşak doku destekli hareketli protezlerdir. İmplant desteğinin sayısı değişkenlik gösterir. Birbirinden bağımsız implantlar olabileceği gibi, birleşik yapılmış

ve ya birleşik yapılarak kanat uzantılısı ilave edilmiş implantlar olabilir. Maliyetinin düşük olması birincil avantajlarından biridir. Bu protez doğal diş destekli geleneksel overdenturelere çok benzerdir. Kemik rezorpsiyonu devam edebilir, bu nedenle birkaç yılda bir gerekli düzenleme ve ayarlamalar yapılmalıdır [7].

Tam dişsizlik durumunda uygulanan implant destekli protezler üç ana başlık altında toplanabilir;

- ✓ İmplant destekli sabit protezler
- ✓ İmplant destekli hareketli protezler
- ✓ Hibrit protezler [66]

Bizim çalışmamızda inceleyeceğimiz protez tipi, üçüncü seçenek olan hibrit protezlerdir.

2.5.1. Hibrit protezler

Latince 'hybrida' kelimesinden köken alır. Türkçede melez anlamına gelir. İki veya daha fazla materyalin, türün bir araya gelerek oluşturduğu yapıdır.

Hibrit protez dendiğinde aklımıza genel olarak, etrafı akrilik baz materyali ve dişlerle çevrilmiş soy metalden oluşan altyapıya sahip bir protez gelmektedir. Bitimde implantlara vidalandığı için hibrit protezler, gerekli olduğu durumlarda bir profesyonel tarafından çıkartılabilen sabit-hareketli protezlerdir [67]. Tamamen implant destekli protezlerdir, protez ve alveolar kret yumuşak dokuları arasında temas yoktur. Hibrit protezler değişen sayıda implant üzerine yapılabilir. Bu sayı en az dört olmakla birlikte, ideali uygun olan en çok sayıda implant kullanılmasıdır [68]. Bu tip protezler geleneksel tam protezlerle karşılaştırıldığında fonksiyonel, estetik ve psikolojik avantajları da göz önüne alınırsa dişsiz hastaların yaşam kalitelerini önemli derecede arttırmaktadırlar [69, 70].

Zarb ve Jansson, sabit protezlerin dizaynının iki şekilde olabileceğini belirtmişlerdir: (1) Metal altyapı protezin çoğunu kaplar. Metal olmayan yapılar (yapay dişler, akrilik rezin) minimaldir. (2) Yapay diş ve minimal altyapı ile birlikte yapının çoğunluğunu akrilik rezin oluşturur [64].

Altyapı, akrilik rezin, kompozit rezin ve güçlendirilmiş polimerik materyaller gibi protetik malzemelere yeterli yer sağlayacak şekilde (1,5-2 mm) tasarlanmalıdır [71]. Bu; kaide materyalinin kırılma olasılığını minimize etmek için önemlidir. İmplant altyapısı kaide materyali için retantif alanlar içermelidir. Akrilik rezinler için başarılı retansiyon alanları, altyapıda metal-akrilik ara yüzünde çivi başı gibi dışarıya doğru çıkıntılar

oluşturularak ve ya metal altyapıda andırkat alanları bırakarak sağlanabilir. Özellikle akrilik rezin ve metal altyapı birleşme hattı boyunca andırkat alanları oluşturmak önemlidir [71]. Rezinler metal altyapıya mekanik olarak bağlanır; doğru tasarlanmış bitiş çizgileri, rezin-metal arayüzeyine ağız sıvısı sızması ve bunun sonucunda lekelenme oluşmasını önler. Rezin-metal arayüzeyindeki ayrılma, bu bölgelerde artık birikmesi sonucu kötü kokulara neden olduğu gibi, protez üstyapısında bozulmalara da neden olabilir [72].

Sabit-hareketli protezlerin özgün tasarımı Branemark tarafından geliştirilen iki aşamalı endosseöz implant sistemini kullanarak İsveçli araştırmacılar tarafından geliştirilmiştir. Hibrit protezlerin dişsiz arklar için benzersiz avantajı, implantlar anteriora yerleştirilmiş olsa bile anterior altyapının posteriora uzatılabiliyor olmasıdır. Kantilever uygun yükseklik, kalınlık ve uzunlukta tasarlandığında protezi deforme etme miktarı en aza indirilebilmektedir [73]. Glantz'e göre implant destekli sabit protezlerde alt ve üst çene arasında uygun fonksiyonel dengeler oluşturulduğunda, protez distale uzatılabilir [64]. Distale uzatılan kantileverin deformasyon miktarı uzunluğunun küpüyle doğru, yükseklik ve genişliğinin küpü ile ters orantılıdır. Ek olarak, okluzal kuvvetin (uygulanan yükün) miktarı ve kullanılan materyalin elastik modülü ile deformasyon miktarı arasında doğrudan ilişki vardır[64].

$$D=F \times L \times \text{sabit} / E \times W \times H$$

D= Deformasyon miktarı, F= Okluzal kuvvet L, W, H = Uzunluk, en, yükseklik E= Materyalin elastik modülü

İmplant altyapısının kırılmaya karşı en savunmasız noktası distal abutment ile kantilever birleşme noktasıdır [64]. Belirtilen klinik komplikasyonlar; abutment vida kırığı, altın alaşımın tutucu vida kırığı, altyapı kırığıdır (12/13 kantilever bölgesinde) [74]. Kantilever uzunluğu beş veya daha fazla implant kullanıldığında 20 mm' yi, dört implant kullanıldığında ise 15 mm'yi geçmemelidir [75]. Başka bir şekilde anlatacak olursak; Eliasson ve arkadaşlarının uzun dönem klinik çalışmaları, dişsiz mandibulada implant destekli tam ark sabit restorasyonlar için, metal foramina bölgesinin anterioruna yerleştirilmiş 4 tane implantın başarılı sonuçlar elde etmek için yeterli olduğunu göstermiştir [76]. Önemli oranda yük taşıma kapasitesine sahip implantların arkın anterior bölgesinde sınırlanması, çoğunlukla distal

kantilever kullanılmasını gerektirir. Yük taşıyan kantilever varlığı sonucu oluşan bükülme kuvvetleri her bir implanta gelen kuvveti iki veya üç kez artırır. Kantilever uzunluğunu azaltarak terminal implanta gelen yükü azaltmak için, distaldeki implantların eğimli yerleştirilebileceği 2003 yılında Malo ve arkadaşları tarafından ortaya atılmıştır. Posterior implantların distale doğru açılmasıyla protez premolar ve molar alanlarına kadar desteğe sahip olur ve kantilever uzunluğu azalır. Protez tabanının artırılmasına ek olarak posterior implantlardaki eğim, kortikal ankraj ve primer stabilitenin artmasını sağlar [77]. 'All- on- four' adı verilen bu konsept ile şiddetli kemik rezorpsiyonu olan olgularda maksiller sinüs ağız boşluğunu ve greftleme işlemleri gibi ileri cerrahi işlem gerekliliği azaltılmıştır [78-80]. Tedavi başarı beklentisi kaybedilmeden implant sayısı düşürülmüş ve protetik rehabilitasyon süreci hızlandırılmıştır [81]. Gref ve flap cerrahisinin gerekmediği bu yöntemin diğer adları; 'Zimmer revitalize', 'Teeth is a day', 'İmmediate load' dır.

2.5.2. Hibrit protezlerin sınıflandırılması

Hibrit protez konsepti geleneksel bir dizayna sahip değildir ve birçok farklı materyal kullanılarak üretilir. Standart bir sınıflandırma yoktur. Literatür bilgileri birleştirilerek aşağıdaki gibi bir sınıflandırma yapılabilir [67, 82-90];

- I. Hareketli parsiyel protezler
- II. Çene yüz protezleri
- III. Sabit hibrit protezler
 - a) Alt ve üst yapı materyallerine göre
 - Altyapı materyallerine göre
 - Metal; soy metal, krom-nikel, krom-kobalt, titanyum
 - Seramik; Y-TZP zirkonyum
 - Fiber; örgü tipi cam fiber
 - Üstyapı materyallerine göre
 - Akrilik
 - Kompozit
 - Seramik

b) Dizayn tiplerine göre

- L dizayn
- I dizayn
- U dizayn
- Eliptik dizayn
- Prepare diş ve yumuşak dokunun bir kısmını içeren dizayn

c) Üretim tekniklerine göre hibrit protezler

- Geleneksel yöntem
Metal; soy metal alaşımları, krom-nikel, krom-kobalt
Fiber; örgü tipi cam fiber
- CAD/CAM
CAD/CAM frezeli (milling)
Metal; krom-kobalt, titanyum
Seramik; zirkonyum
CAD/CAM eklemeli (additive)
Krom-kobalt
Titanyum

Hibrit protez avantajları

✓ Diş hekimliğinde, dişlerin (beyaz estetik) dişeti (pembe estetik) ile uyumu estetiğin anahtarlarının başında gelmektedir. Hibrit protezlerde ideal diş boyutlarının sağlanabilmesi ve geri kalan doku eksikliğinin uygun olan boyutlarda dişeti renginde restoratif malzemeyle tamamlanabilmesi bu tedaviyi ideal bir seçenek haline getirmektedir[21].

✓ Cerrahi operasyon sırasında zaman zaman implantlar gerek planlama eksikliğinden gerekse zorunluluktan uygun pozisyonda konumlandırılmaz. Hibrit protezler ile implantların açılı ve hatalı konumda olması tolare edilebilmektedir[91].

✓ Maksiler sinüs veya mental foramen gibi anatomik yapılardan kaçınmak için implantlar daha mesiale konumlandırılmak zorunda kalınabilir. Böyle bir durumda hibrit protezlerde kantilever kullanımı avantaj sağlamaktadır[78].

✓ Yumuşak doku iltihabı durumunda protez rahatlıkla diş hekimi tarafından çıkarılabilmektedir [91].

✓ Dişeti yüksekliği fazla olan veya farklı dişeti yüksekliği olan vakalarda vida retansiyonu, siman artıklarının temizlenememesi sorununu ekarte ettiği için simantasyona göre avantaj sağlamaktadır[88].

✓ Takma diş ve iskelet arasındaki dinamik okluzal yükler altında aracı olan akrilik rezin okluzal yükün çarpma gücünü azaltabilir [7].

Hibrit protez dezavantajları

✓ Protezin dokuya bakan yüzeyi hasta tarafından çok iyi temizlenmelidir. Bu amaçla protezin dokuya bakan kısmı çok iyi polisajlanmalı ve dışbükey olmalıdır[21].

✓ Yeterli hijyen sağlanamazsa çevre yumuşak dokuda mukozitis ve periimplantitis görülebilir [92].

✓ Labial kenarların hijyen sağlamak amacıyla kısaltılması ise hastada tükürük ve hava kaçışına neden olabilir. Fonetik problemlere neden olabilir. [66, 93]

✓ Hibrit protezlerde bazı vakalarda yeterli dudak desteği sağlanamayabilir.[94].

✓ Ayrıca implant vida açıklıklarının bukkale doğru konumlanması vidalı protezler için estetik problemler oluşturur. [66, 93]

✓ Bu tip protezlerde zaman içinde vida gevşemesi ve vida kırığı, akrilik ve ya metal yapının yorgunluğa bağlı kırılması ve dişlerin aşınması gibi komplikasyonlarla karşılaşılabilir [92] (Tablo 1).

Tablo 1. Hibrit protez ile metal-porselen restorasyonların karşılaştırılması[95]

	Metal- Porselen	Hibrit Protez
Kemik-Oklüzal Düzlem Mesafesi	≤ 15 mm	≥ 15 mm
Teknik	Aynı	Aynı
Tutma	Simante Veya Vida	Simante Veya Vida
Uyumluluğun Kesinliği	Aynı	Aynı
Estetik	Aynı	Aynı
Yumuşak Doku	Zor	Kolay
Dişler	Zor	Kolay (Rezin)
Zaman/ Randevu	Daha Çok	Daha Az
Ağırlık	Fazla	Az
Ücret	Fazla	Az
Çarpma Gücü	Fazla	Az
Hacim	Aynı	Aynı
Uzun Ömürlülük	Aynı	Aynı
Okluzyon	Aynı	Aynı
Konuşma	Aynı	Aynı
Hijyen	Aynı	Aynı
Komplikasyonlar	Aynı	Aynı
Materyallerin Ömrü	Az	Çok

2.6. Diş hekimliğinde altyapı materyali olarak kullanılan alaşımlar

Soy: Bu terim oksidasyona karşı iyi kimyasal stabiliteyi, korozyon ve paslanmaya karşı dirençleri ile karakterize metalleri tanımlamak için kullanılır [96]. Diş hekimliğinde kullanılan yedi soy metal vardır: altın (Au) ve platin (Pt) grubunda olan platinyum (Pt), paladyum (Pd), rutenyum (Ru), iridyum (Ir), osmiyum (Os), ve rodyum (Rh). Bazı araştırmacılar gümüşü (Ag) de asil metaller grubuna sokarken, Gümüşün ağız kavitesinde oksidasyona gösterdiği eğilim nedeniyle diş hekimliğinde soy metal grubunun içinde sayılmazlar [97].

Soy olmayan: 'Kıymetsiz' ya da 'baz' metal terimleriyle eş anlamlı kullanılır. Soy olmayan metaller ağız ortamında okside olur [98].

Kıymetli: Bu terim doğada az bulunan ve elde edilmeleri maddi açıdan pahalı olan metalleri tanımlamak için kullanılır. Tüm asil metaller kıymetli kabul edilirken, tüm kıymetli metaller asil değildir. Diş hekimliğinde altın, gümüş, platin grubundaki altı metal, berilyum, galyum ve indiyum kıymetli metal grubundadır [98].

Yarı kıymetli: Yaygın olarak kullanılmasına rağmen, en belirsiz tanımlamalardan biridir. Kelime anlamı olarak yarısı kıymetli yarısı kıymetsiz metal içeren alaşımı tanımlamaktadır. Fakat hiçbir alaşım bu tanımlamayı karşılamaz. Bu tanımlama kafa karışıklığına neden olacağından, kullanılmaması tercih edilmelidir [98].

Kıymetsiz: Bu terim doğada kolay bulunan ve elde edilmeleri maddi açıdan ucuz olan metalleri tanımlamak için kullanılır. Teknik olarak 'baz' metal tanımlaması kadar doğru olmasa da diş hekimliği literatüründe yaygın bir şekilde kullanılmaktadır [99].

Baz Metal: Metal seramik alaşımlarından bazıları olan nikel, krom, kobalt ve alüminyum baz metallerine örnek gösterilebilir. Asil olmayan ve kıymetsiz metaller tanımları ile eş anlamlı kabul edilir [98, 100].

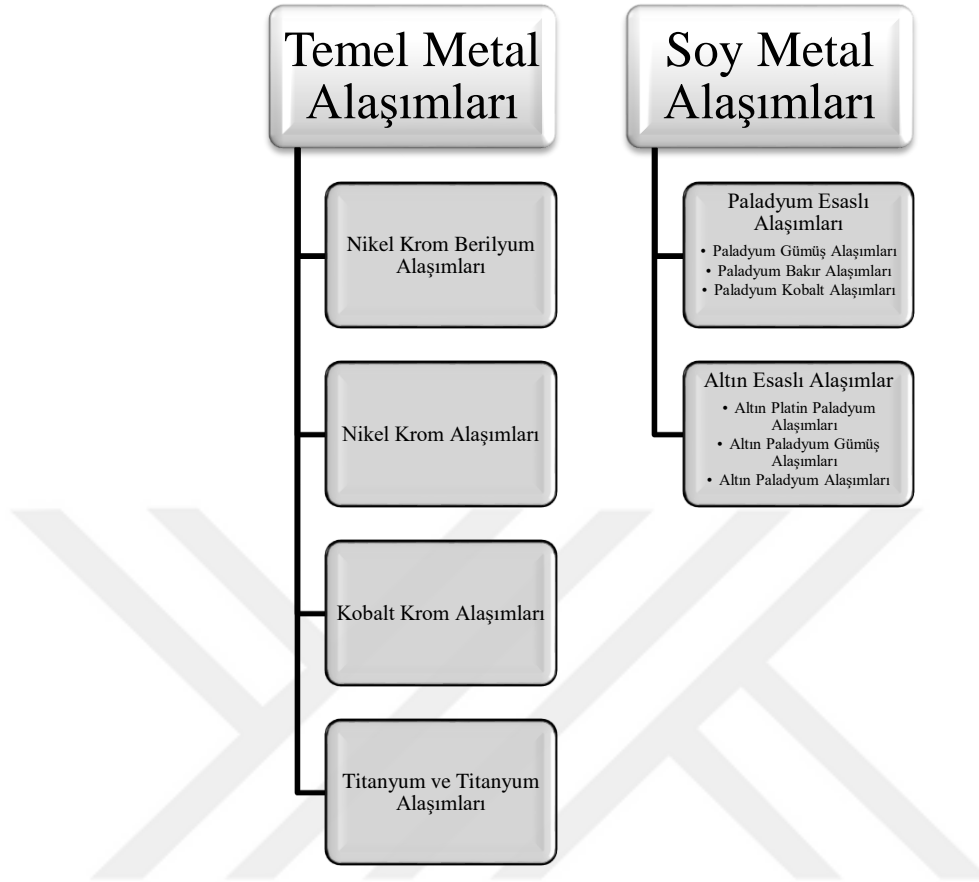
Dental alaşımların sınıflandırılmasında en sık kullanılan yöntem 1984 yılında Amerikan Diş Hekimliği Birliği (American Dental Association, ADA) tarafından hazırlanan sınıflandırmadır (Tablo 2). Bu sınıflandırma, alaşımdaki altın ve diğer soy elementlerin miktarını temel alarak alaşımları, yüksek soy, soy ve baz metal olarak tanımlamıştır [101-103]. ADA sınıflandırmasının dezavantajı farklı kompozisyondaki ve farklı mekanik özelliklere sahip alaşımların aynı grupta yer almasıdır.

Tablo 2. Dental alaşımların ADA sınıflandırılması

İçerik	
Yüksek soy alaşımlar	Soy metal içeriği \geq %60 (altın, platin, paladyum) ve altın \geq %40
Soy alaşımlar	Soy metal içeriği \geq %25 (altın, platin, paladyum)
Baz alaşımlar	Soy metal içeriği $<$ %25 (altın, platin, paladyum)

Bu sistem ile alaşım üreticisi-teknisyen-diş hekimi arasındaki iletişimde problem çıkacağı açıktır. Geniş bir yelpazede bulunan diş hekimliği döküm alaşımlarının organize edilebilmesi için teknik açıdan başka bir sınıflandırmaya ihtiyaç vardır [39, 98]. ADA sınıflandırmasını bu dezavantajı nedeniyle O' Brien 2002 yılında metal seramik sistemleri için bileşimi esas alan bir sınıflandırma ortaya koymuştur (Tablo 3)[99].

Tablo 3. Metal destekli porselen restorasyonlarda kullanılan alaşımlar



Temel metal alaşımları

Nikel Krom (Ni- Cr) Berilyum Alaşımları

Ekonomik olmaları nedeniyle sabit protetik restorasyonlarda yüksek oranda kullanılan bu alaşım içeriğinde %70 nikel ve %16 oranında krom bulundurur. Akışkanlığı arttırmak, fiziksel özellikleri iyileştirmek, porselen bağlantısını arttırmak ve yüksek ısılarda oluşan oksit tabakasını engellemek için alaşıma berilyum eklenmiştir. Dezavantajı ise; nikelin alerjik reaksiyona neden olması ve berilyumun toksit etkisi olmasıdır [99, 104].

Nikel Krom (Ni- Cr) Alaşımları

Nikel-krom alaşımları oldukça ekonomiktirler ve aynı zamanda tam metal kron ve köprüler için de kullanılabilir. Esas olarak, %62-82 oranında nikel ve %11-22 oranında krom bulundurmaktadır. Ayrıca az miktarlarda kobalt, molibden, manganez, demir ve titanyum içermektedir. Alüminyum ve nikelin oluşturduğu intermetalik birleşik, alaşımın sertliğini ve dayanımını artırır [99]. Molibden, alaşımın termal genişleme katsayısını artırır. Esneme dirençleri ve yoğunlukları soy metallerden daha düşük, döküm sıcaklıkları ise daha yüksektir.

Avantajları; soy metal alaşımlarından daha yüksek elastik modülüne sahip olmaları sayesinde daha ince altyapılar üretilebilir [105].

Kobalt Krom (Co- Cr) Alaşımları

Ni-Cr alaşımları gibi ekonomiktirler, tam metal ve metal destekli porselen restorasyonlarda kullanılabilirler. Bileşiminde %53-65 kobalt ve %27-32 krom vardır. Ayrıca eser miktarlarda molibden, silikon, berilyum, boron, karbon gibi elementler içerirler. Krom, alaşımı solüsyon sertleşmesi ile daha da serleştirmek ve pasivizasyon etkisi ile korozyona karşı dirençli hale getirmektedir. Molibden termal genişleme katsayısını düşürür. Co-Cr alaşımları ekonomik olmaları ve yüksek dayanıklılığa sahip olmalarından dolayı çoğunlukla iskelet protezlerinde kullanılmalarının yanı sıra sabit bölümlü protezlerde de kullanılırlar. Alternatif olarak nikel alerjisi olan hastalarda kullanılabilirler [99, 100, 105].

Titanyum ve Titanyum Alaşımları

Biyolojik uyumunun iyi olması diğer alaşım gruplarına alternatif olarak düşünülmesini sağlamıştır. Mekanik özellikleri ekstra sert döküm altına benzemektedir. Korozyona karşı dirençlidir, yüksek dayanıklılığa sahiptir ve düşük özgül ağırlıklıdır. Ancak döküm işlemlerinin yüksek sıcaklıkta ve zor olması, porselen bağlantısında önemli rol oynayan oksit tabakasının kolay oluşturulamaması yaygın kullanımını engellemiştir [99, 105, 106].

2.6.1. Diş hekimliğinde kullanılan metal alaşımların özellikleri

Diş hekimliğinde kullanılan materyaller ile başarı ancak fiziksel ve kimyasal olarak uygun bir metal alaşımın kullanılmasıyla mümkündür. Kullanılan dental materyallerin birçoğu farklı özelliklere sahip element ve moleküllerden oluşmaktadır. Bu farklılık materyallerin fiziksel ve biyouyumluluklarının da değişkenlik göstermesine neden olmaktadır. Restorasyonların ağız ortamında maruz kaldıkları çiğneme kuvvetleri zamanla, restorasyonlarda ve dişlerde bir takım gerilimler oluştururlar [99, 107].

Mekanik özellikler

Dayanım; bir yük altında materyalin, deformasyona uğramadan karşı koyduğu en yüksek gerilim derecesi olarak tanımlanabilir. Bu dayanım değerini aşan baskı durumlarında materyalde bozulmalar oluşur. Dental restorasyonların ağız ortamında kaldığı kuvvetler sonucu genelde basma, çekme ve makaslama şeklinde gerilmeler gözlenir. Çiğneme

kuvvetlerinin çoğu basma kuvveti şeklinde olduğu için, yapılan restorasyonun klinik başarısını değerlendirilmek istendiğinde bu gerilim tipi göz önünde bulundurulur [99, 107, 108].

Sertlik (hardness) ya da yüzey sertliği; yapının çeşitli özellikleri arasında meydana gelen etkileşimlerden kaynaklanır. Bir maddenin sertliğini etkileyen özellikler arasında, dayanıklılık, orantı sınırı, çekilebilirlik, dövülebilirlik ile aşınma ve kesilmeye olan direnç sayılabilir. Sertliği etkileyen faktörler çok çeşitli olduğundan bu terimi tanımlamak zordur. Çok sayıda yüzey sertliği testi mevcuttur. Birçok istisna dışında bunların bir çoğu belli bir yük altında bir nokta veya ucun yüzeye temas etmesine karşı gösterilen dirence dayanır. Dental malzemelerin sertliğinin tayininde en çok kullanılan metodlar; Brinell, Rockwell, Vickers, Knoop' dur. Bu testlerden hangisinin seçilmesi gerektiği test edilecek malzemeye bağlıdır [45, 99].

Elastikiyet; materyallerin üzerine uygulanan kuvvetler sonucu şekil değiştirmesi ve bu kuvvetlerin kalkması halinde materyalin eski boyutu ve şekline geri dönebilme yeteneği olarak tanımlanabilir. Gerilim kalktıktan sonra materyalin eski haline dönmesi olayı elastik deformasyon, gerilimin materyalde kalıcı deformasyona sebebiyet vermesi olayı ise plastik deformasyon olarak tanımlanır. Plastik deformasyon olayında atomlar arası bağlarda kopmalar meydana gelmektedir [99, 109].

Metallerde katılaşma

Saf bir metal eritilip oda sıcaklığında soğumaya bırakıldığında, materyalde katılaşma 'çekirdekçik' adı verilen çok küçük taneciklerden başlar. Metalik materyal mikroyapısı içerisindeki gren oluşumu bu 'çekirdekçikler' etrafında gerçekleşir. Gren, materyal mikroyapısı içerisindeki tek bir kristali ifade eder. Alaşım sıvı halden katı hale doğru soğurken, grenler birbirinin sınırına ulaşana kadar büyümeye devam ederler. Gren sınırları alaşımın içerisinde en son soğuyan bölgelerdir. Bu nedenle, dental alaşım içerisindeki presipitasyonlara ve pörozitelere sıklıkla gren sınırında rastlanır. Katılaşma süreci sonunda dendritik mikroyapı oluşur. Dendritik mikroyapı; grenlerin birbirine eşit olduğu polikristalin bir yapı veya uzamış dallanmayı yansıtan 'dendrit kristalleri' şeklinde tarif edilebilir [39].

Gren boyutu alaşımın fiziksel özelliklerini etkileyen önemli bir faktördür. Alaşım soğuma oranı, içeriğinde iridyum ya da rutenyum gibi özel çekirdekleştirici ajanların varlığı, alaşımın kompozisyonu, döküm sonrası ısı işlem uygulaması gibi faktörlerden etkilenir [110]. Gren boyutu küçüldükçe ortamda bulunan gren sınırı oranı da artar. Gren sınırları, dislokasyonların hareketlerine doğal bir engel oluşturması sebebiyle önemlidir [39]. Gren

yapısı incelidikçe metaller sertleşirler ve metallerin elastik limitleri artar. Bu bilgiler doğrultusunda gren boyutu kontrol edilerek materyalin mekanik özellikleri değiştirilebilir diyebiliriz [102]. Gren boyutu kontrolü soğuma hızına bağlı olarak yapılabilir, uygun şartlar sağlanırsa rekristalizasyon ve gren büyümesi sağlanabilir [111].

Dendritik yapılarda, dendritler arasında kalan alanlara 'interdendritik' alanlar denmektedir. Dendritiklerin aksine interdendritik alanlar çatlakların kolay yayılım gösterdiği bölgeler olduğu için, döküm dental alaşımlarda istenmeyen bir özelliktir [39]. Dental baz metal döküm alaşımları tipik olarak dendritik mikroyapı ile katılma gösterirken, birçok soy metal alaşım, eşeksiz (equiaxed) polikristalin mikroyapı sergilerler [39].

Faz yapısı

Alaşımlar, tek fazlı veya çok fazlı olabilir. Çok fazlı alaşımlarda farklı mikroyapı bileşimin alanları vardır, oysa tek fazlı alaşımlar esas olarak aynı bileşime sahiptir. Bir alaşım tek veya çok fazlı olması alaşım elementlerinin çözünürlüklerine bağlıdır [19]. Birden fazla metalin atomları birbiri içerisinde homojen bir şekilde çözülüyorsa tek fazlı 'katı çözelti' oluştururlar. Metaller birbiri içerisinde tamamen çözünmezse çok fazlı alaşım oluştururlar. Ötektik ve peritektik alaşımlar bu ikili sistemlerin en önemli örnekleridir.

Faz yapısı, alaşımın korozyon direncini, dayanıklılığını ve pürüzlendirilme özelliklerini etkilemektedir. Genel olarak, çok fazlı alaşımların korozyon direnci tek fazlı alaşımlara göre daha fazla olma eğilimindedir. Bununla birlikte, çok fazlı alaşımlar, farklı fiziksel özellik gösteren moleküller içerdiği için, yapıştırma öncesi pürüzlendirme işlemlerinde daha iyi sonuçlar vermektedir. Çok fazlı alaşımlarda dayanıklılık önemli ölçüde artarken, alaşım daha kırılabilir hale gelmektedir. Dayanıklılık özellikle ikinci fazın niteliğine ve dağılımına bağlıdır. Tek fazlı alaşımlar daha tutarlı özellik gösterirler, işlenebilirlikleri daha fazladır ve daha az teknik hassasiyet gerektirirler [19, 102]

Korozyon

Korozyona direnç, diş hekimliğinde kullanılan tüm alaşımlarda bulunması gereken önemli bir özelliktir. Korozyon alaşımın mekanik özelliklerini olumsuz etkilemekte ve restorasyonun katastrofik başarısızlığına uğramasına neden olmaktadır [19]. Korozyon sonucu oluşan oksidasyon, porselen venner, doğal dişler ve yumuşak dokunun renklenmesine sebep olabilmekte ve bu durum estetiği olumsuz yönde etkilemektedir[112]. Döküm yöntemiyle elde edilmiş dental alaşımlarda korozyon sinsi ilerler etkilerinin çıplak gözle görülebilmesi

çoğu zaman mümkün değildir. Ağız içinde kullanılan metallerde korozyon ürünleri ağız ortamına salınmaktadır. Tükürüğün yutulması sonucu dolaşıma katılan korozyon ürünleri toksik etkilere ve ya alerjik reaksiyonlara neden olabilmektedir. Alaşımın korozyon direnci biyolojik uyumu ile doğru orantılıdır [97].

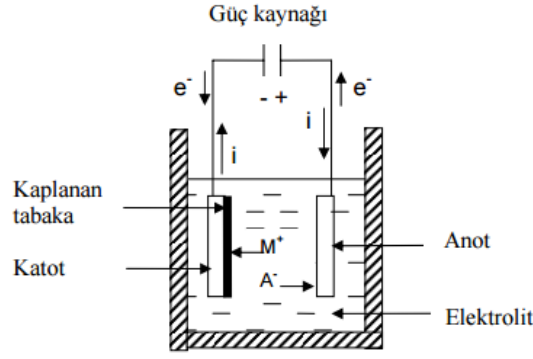
2.7. Dış Hekimliğinde Protetik Altyapı Elde Etme Yöntemleri

- Elektroliz kaplama yöntemi
- Kayıp mum tekniği ve geleneksel döküm yöntemi
- Bilgisayar destekli tasarım/ Bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) yöntemi
 - CAD/CAM Freze
 - CAD/CAM Eklemeli
- Hızlı Üretim (Tabakalı Üretim, Direk Metal Lazer Sinterizasyon) Yöntemleri
 - Lazer Mikro Sinterleme
 - Seçici Lazer Sinterleme
 - Seçici Lazer Ergitme
 - Üç Boyutlu Lazer Kaplama [113-116].

2.7.1. Elektroliz kaplama yöntemi

Alaşım üretimi için en önemli tekniklerden birisidir. Elektrokimyasal olarak metallerin ve alaşımların kaplanması; sulu, organik ve ergimiş tuz elektrolitlerinden metal iyonlarının redüksiyonu ile gerçekleşmektedir [117]. Sulu çözeltilerden elektrokaplama yöntemi, çözelti içinde bulunan metal iyonunun redüklenmesi esasına dayanmaktadır [118].

Bir elektrokaplama sistemi temel olarak; pozitif yüklü elektrot (anot), kaplanacak taban malzeme olan negatif yüklü elektrot (katot), kaplanacak metallerin tuzlarının (MA) iyon halinde bulunduğu ve kaplama banyosu olarak da tanımlanan elektrolit ve harici bir güç kaynağından oluşmaktadır. Elektrokaplama, harici bir kaynaktan elektrik akımı uygulayarak elektrolit içinde bulunan metal iyonlarının (katyonların) katot yüzeyi üzerinde redüklenmesi ile gerçekleşen elektrokimyasal bir reaksiyondur (Şekil 3) [118].



Şekil 3. Elektro kaplama işleminin şematik görünümü[119]

Diş hekimliğinde elektrolitik altın kaplama uygulaması korozyonun ve alerjik reaksiyonların önlenmesi, daha estetik görünüm sağlanması ve teleskop protezlerde tutuculuğun artırılması amaçlarıyla önerilmektedir [120-122].

2.7.2. Kayıp mum tekniği ve geleneksel döküm yöntemi

Ondokuzuncu yüzyılın sonlarında kayıp mum tekniğinin diş hekimliği uygulamalarına girmesinden beri dental metal alaşımlar döküm restorasyonlarında kullanılmaktadır. Kayıp mum tekniği ilk kez 1897' de Phillbrook tarafından tarif edilmiştir [123].

Döküm, dökülmesi istenen kron, köprü, iskelet ana bağlayıcı vs. gibi altyapılarının elde edilmesi için hazırlanan bir mum yapının ısıya dayanıklı bir rövetman materyali ile çevrelenerek, mumun ısı ile elimine edilmesi ve tij olarak ifade edilen döküm kanalından erimiş metali kalıp içerisine sevk etme şeklinde uygulanır. Döküm işlemi hava basıncı, vakum ve santrifüjlü döküm makineleri kullanılarak gerçekleştirilir. Döküm işlemi çeşitli aşamalardan oluşur [124];

Ölçüm: Sert alçıdan elde edilen ana model üzerinde gerekli ölçümler yapılarak bu modelin dublikat elde edilmesine uygun hale getirilmesidir.

Dublikasyon: Hazırlanan ana modelin rövetmandan dublikasyon silikonu ile dublikatının elde edilme işlemidir.

Modelaj: Elde edilen dublikat model üzerine modelaj mumu ile altyapının tasarımının gerçekleştirildiği safhadır. Bu işlemde kullanılan mumların elimine edildiklerinde artık bırakılmaları gerekmektedir. Ayrıca mum modelasyon yapılırken kronun istenen anatomik şeklinin, antagonist ve aproksimal temaslar ile basamak kısımlarının dikkatli bir

şekilde işlenmesi gerekir. Modelasyonu ve tij bağlantısı yapılan mum yapı döküme hazır hale gelene kadar mum yapının şeklini hassas bir şekilde yansıtacak olan bir materyal olan rövetmanla kaplanır. Rövetman kalıbın ön ısı işlemine tutulmasıyla mum yapı eritilir. Böylece döküm yapmaya hazır negatif döküm boşluğu elde edilir.

Döküm: Metal alaşımın eritilerek bu boşluk içine sevk edilmesidir.

Tesfiye ve polisaj: Döküm kanalları separe ile kesildikten sonra yüzey pürüzlülüğünün ve fazlalıkların alınması işlemidir. Önce kaba sonra ince aşındırmalar yapılır [124, 125].

Hassas bir dökümün elde edilmesinde etkili faktörler, mum yapının uygun hazırlanması, büzülmesi ve distorsiyonu, rövetman direnci ve yüzey düzgünlüğü, rövetmanın ısısal genişmesi ve alaşımın dökümden sonra büzülmesidir [124, 125].

Çok uzun süredir metal restorasyonlarının hazırlanma prosedürü tipik olarak kayıp mum tekniği ve geleneksel döküm tekniğidir. Hala metal altyapı üretimi için kullanılan başlıca yöntem olmasına rağmen kompleks ve zaman kaybettiren bir yöntem olduğu da bilinmektedir. Bu faktörler döküm kalitesini etkileyen komplikasyonlara neden olabilmektedir. Mevcut sınırlamalarının üstesinden gelebilmek için yeni yöntemler geliştirilmiştir [126, 127].

2.7.3. Bilgisayar destekli tasarım/ bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) yöntemi

CAD (Computer Aided Design-Bilgisayar Destekli Tasarım); bir cismin bilgisayar yazılımları kullanılarak tasarlanması ve geliştirilmesi anlamına gelmektedir. Bu şekilde üç boyutlu model oluşturulması sanal ortamda gerçekleştirilmiş olur.

CAM (Computer Aided Manufacturing-Bilgisayar Destekli Üretim); bilgisayar desteği ile ölçülen ve planlanan veriler ışığında üretim yapılması anlamına gelir

CAD/CAM teknolojileri endüstride 1950 yılından beri kullanılsada, diş hekimliğinde 1970'li yıllarda kullanılmaya başlanmıştır. Bruce Altschuler, 1977 yılında, ağız için optik görüntüleme ile ilgili çalışmalar yapmıştır. 1984 yılında Francois Duret, Sopha Bioconcept adında dijital ölçü ile taramaların yapıldığı bir CAD/CAM sistemini piyasaya sunmuştur. Bu sistem, karmaşıklığı ve yüksek maliyeti nedeniyle ilgi uyandırmamıştır [128]. Günümüzde, bilimsel prensiplere dayanan ilk dental CAD/CAM sistemi, Werner Moermann ve Marco Brabdestini tarafından geliştirilen Cerec sistemi olarak kabul edilmektedir [129]. Cerec sisteminde prepare edilen inley kavitelere ağız-içi kamera ile ölçüler alınır, bilgisayarda tasarlanır bu verilere göre bloklar aşındırılır ve hasta başında inley restorasyonun yapımı

tamamlanır. Ancak hazırlanan restorasyonlarda okluzal morfoloji tam olarak şekillendirilemediğinden kullanımı inleyler ile sınırlı kalmıştır. Buna rağmen bu yenilikçi hareket diş hekimliği uygulamalarında CAD/CAM sistemlerini popüler hale getirmiş ve dünya çapında hızla yayılmasını sağlamıştır.

Modern CAD/CAM sistemleri dizayn ve tasarım konusunda özellikle inley, onley, lamine ve kron gibi tek diş restorasyonlarında, güvenilirliklerini kanıtlamışlardır. CAD/CAM sistemindeki ilerlemeyle malzeme bilimindeki gelişmeler birleşince, CAD/CAM sistemlerinin uygulama alanlarına köprü gibi çok üyeli restorasyonlar, implant abutmenleri ve restorasyonları, cerrahi rehberler ve geçici restorasyonlar üretimi de eklenmiştir. Her ne kadar laboratuvar tabanlı CAD/CAM sistemleri kullanılmak zorunda kalınsa da, tam protezler ve hareketli protez altyapıları, geleneksel laboratuvar uygulamaları gereksizdir üretilmektedir. Gelişmiş kamera sistemleriyle tam arkin taranabiliyor ve görüntü alınabiliyor olması ortodontik uygulamalarda kullanımını oldukça arttırmıştır [130].

CAD/CAM sistemlerinde üretim üç aşamada gerçekleştirilmektedir; 1) tarayıcılar vasıtasıyla yüzeyin taranarak verilerin elde edilmesi, 2) yazılım aracılığıyla restorasyonun tasarımı (CAD), 3) restorasyonun üretimi (CAM).

Verilerin elde edilmesi: Alınan ölçüden elde edilen alçı modeller taranarak veya direk ağız içinden veri toplanması şeklinde yapılmaktadır. Veri elde etme işlemi değişik tipteki ölçme aletleri kullanılarak yapılabilir. CAD/CAM sistemlerinde kullanılan ölçme aletlerine tarayıcı adı verilir ve mekanik, intraoral ve optik olmak üzere üç tip tarayıcı vardır.

Mekanik tarayıcı içeren sistemlerde, ana model çizgisel alanlarla mekanik olarak okunur ve tüm yüzeyin haritası oluşturulur. Diş hekimliğinde kullanılan mekanik tarayıcılara verilebilecek tek örnek Procera Tarayıcı (Nobel Bio-care, Göteborg, Sweden) dır [131, 132]. Bu sistem çok hassastır, ancak tarama sırasında marjinal bölgelerde deformasyon görülebileceğinden ağız içinde kullanılması önerilmez. Ölçüm işlemleri uzun sürer ve dik kenarlarda duyarlı ucun eğilmesi veya dönmesi ölçüm hatalarına sebep olur [133].

İntraoral tarayıcı ile prepare edilen diş ve etrafındaki yapıların görüntüleri kaydedilerek dijital bir görüntü sağlanır. Cerec 3 (Vita-Zahnfabrik, Bad Sackingen Almanya) ve Evolution 4D Sistemi (4D Technologies, Richardson, Texas) intraoral veri toplama özelliğine sahip sistemlerdir. Diğer sistemlerde veri genellikle, mekanik veya optik tarayıcılar kullanılarak model üzerinden elde edilir [133, 134]

Optik tarayıcıda, beyaz ışık, renkli ışık ya da lazer projeksiyonu kullanılarak optik tarama yapılır. Optik tarayıcıların çoğu harekete duyarlıdır. Bu nedenle optik tarayıcılar ile veri toplanırken, hastanın oluşturduğu en küçük bir hareket bile, verilerin hatalı kaydedilmesine neden olabilir. Hızlı ve yüksek çözünürlükte veriler elde edilmesine olanak sağlayan ekstraoral optik tarayıcıların en önemli dezavantajı gölgelenme oluşmasıdır. Birçok CAD/CAM sisteminde tarayıcı, sistemin bir parçasıdır ve yalnızca uygun CAD yazılımı ile çalışmaktadır [133, 134].

Restorasyonun tasarımı: Restorasyonların 3 boyutlu dizayn ve planlaması bilgisayar ekranında gerçekleştirilir. Kullanıcı CAD yazılımında bulunan şablonları direkt kullanabileceği gibi, modifikasyonlar oluşturarak kendi tasarımını da yapabilmektedir. Böylece kişiye özgü restorasyonlar tasarlanabilmektedir.

Restorasyonun tasarımı tamamlandığında CAD yazılımı, uygun formata çevirerek CAM ünitesine aktarır. Dental CAD/CAM sistemlerindeki güncelleme sürekli devam etmekte, yazılımların yerini daha da gelişmiş modeller almaktadır. Üretici firmalar çoğunlukla, kendine özgü yazılımları kullanmaktadır. Bunun sonucu olarak farklı sistemlerin yapısal elemanları birbirine uygunluk göstermemektedir [131]. Çoğu sistem genel özellikler taşıyan bir tasarım şablonu oluşturmayı tercih ederken, bazı sistemler kullanıcıya özel tasarım imkanları sunabilmektedir [66]. Bu sistemlere; Dental Designer (Kopenhag, Danimarka) ve Dental Wings (Montreal- Quebec, Kanada) örnek verilebilir. Bu yazılım programları, diş hekimliği için geliştirilmiş 3 boyutlu modelleme programlarıdır. Kron, köprü, implant destek parçaları ve benzeri yapıların, bilgisayar ortamında yaratılmasına olanak sağlayan bu programların en önemli özelliği, diş hekimliği için geliştirilmiş veya sanayi amaçlı kullanılan her türlü CAM cihazıyla uyum gösterebilen açık konsept yazılımlara sahip olmalarıdır. Bu özellik, kullanıcıya CAD programı ve CAM cihazını birbirinden bağımsız olarak edinebilme imkanı sunmaktadır. Kullanıcı, dilediği CAM cihazıyla dilediği boyutta seramik, zirkonyum, metal alaşımları, titanyum ve diğer restoratif amaçlı kullanılan malzeme tozunu veya bloğunu markaya bağlı kalmadan işleme imkanını elde etmektedir [131].

Restorasyonun üretimi: 'CAD/CAM' terimi günümüzde 'freze tekniği' kullanılarak üretilen restorasyonları tanımlamak amacıyla kullanılmaktadır ve bu kullanım yanlıştır. 'CAD/CAM' teriminin anlamına baktığımızda üretim metodu hakkında herhangi bir bilgi vermemekte ve kısıtlama getirmemektedir [135].

CAM sistemi, CAD' den gelen verilerle herhangi bir cismi bilgisayara dayalı bir şekilde üretmektir [135].Dental CAD/CAM sistemleri genel olarak frezeli (eksiltmeli) ve ekleme metodu olarak ikiye ayrılabilir [136].

Freze metodu (Subtractive method), olarak isimlendirilen bu yöntem, oluşturulmak istenen restorasyonu tek parça bloktan aşındırılarak elde etme esasına dayanmaktadır. Günümüzde çoğu ticari CAD/CAM sistemleri bu tekniği kullanmasına rağmen, bu yöntem kullanılarak üretilen altyapılarda kullanılan bloğun %90' nı atılmaktadır[134]. Freze yöntemi kullanılarak üretim yapan sistemlerde iki farklı freze yöntemi kullanılmaktadır.

Yöntemlerden biri, düşük sıcaklık derecesinde yarı sinterlenme işlemine tabi tutulmuş zirkonyum oksit kalıplar, yumuşak metal kalıplar ve akrilik diskler (PMMA) için kullanılan kuru işleme yöntemidir [131, 136, 137]. Yöntemin avantajları olarak, freze cihazı yatırım maliyetinin düşük olması, sistemin içerisinde su olmadığı için materyalin kontamine olma riskinin daha az olması, freze edilen malzemelerin yumuşak doğasından işlemin daha kısa sürmesi ve frez kullanım ömrünün artması sayılabilir [136]. Dezavantaj olarak ise, freze sonrası sinterize olan materyallerdeki yüksek oranda büzülme sayılabilir.

Freze sırasında ortaya çıkacak olan ısıdan zarar görebilecek cam seramikler ve tüm metal malzemeler üzerinde işlem yaparken sulu işleme yöntemi kullanılmaktadır. Soğuk su sprey mekanizması sayesinde freze işleminde kullanılan elmas veya karbit frezlerin aşırı ısınması engellenir [138].

CAD/CAM sistemlerinin avantajları;

✓ Geleneksel ölçü alma yöntemleri ve laboratuvar işlemleri ortadan kalktığı için, bu sürece bağlı hata potansiyeli oldukça düşmüş, maliyet azalmıştır.

✓ Hasta başında üretim yapılıp tek seansta işlem bittiğinden, diş hassasiyeti azalmış, geçici yapma ihtiyacı ortadan kaldırılmış ve zamandan tasarruf sağlanmış olur.

✓ Restorasyonlar CAD yazılımları ile tasarlanıp laboratuvara internet aracılığıyla gönderildiğinden transfer işlemi kolaylaşmış ve indirek restorasyonların üretim sürecince oluşabilecek çapraz enfeksiyon riski ortadan kaldırılmış olur.

✓ Farklı materyaller üstünde standart işlem yapılıp, değişik materyallerin yüksek dayanıklılıkta ve uniform yapıdaki prefabrike bloklarından iyi kalitede restorasyonlar elde edilebilir.

✓ Restorasyonların tasarımı aşamasında farklı parametreler kullanılabilirdiği için vakaya özgü restorasyonlar üretilebilir [129, 132, 134, 139].

CAD/CAM sistemlerinin dezavantajları;

✓ Freze için kullanılan bloğun çoğunun atılıyor olmasından kaynaklanan bir maliyet artışı söz konusudur.

✓ Kompleks restorasyonların üretiminde zorluklar yaşanır.

✓ Üretim sırasında sürtünmeye bağlı olarak, faz transformasyonları ve mikro çatlaklar oluşabilir.

✓ Seramiklerde ve yarı sinterlenmiş metal bloklarda fırınlama sırasında yüksek oranda büzülme olur.

✓ Tarayıcı sistem çözünürlükleri sınırlı olduğu için, taramada elde edilen noktalar CAD yazılımı ile düzgün ve devamlı yüzeylere dönüştürülürler. Bu yuvarlatılmış kenarlara, yuvarlatılmış kenar ise marjinal açıklığa neden olur.

✓ Metal blokların döküm yöntemiyle elde edilmesi, homojen olmayan mikroyapı ve düşük korozyon direnci gibi olumsuzluklara neden olabilir [136, 140, 141].

Ekleme metodu (Additive method), freze yöntemine alternatif olarak dental CAD/CAM sistemlerinde kullanılmaya başlanmış olan bu metottan 'hızlı üretim tekniği' başlığı altında bahsedilecektir [142].

2.7.4. Hızlı üretim (tabakalı üretim, direk metal lazer sinterizasyon) yöntemleri

Günümüz diş hekimliğinde CAD/CAM freze teknolojisi oldukça yaygın kullanılmaktadır. Yeni yeni yaygınlaşmaya başlayan bir diğer teknoloji ise 3D yazıcı ve hızlı prototipleme teknolojileri kullanılarak yapılan doğrudan üretimdir. Bu yenilik, diğer sektörlerdeki teknolojik gelişim sonucu ortaya çıkan dijital ölçü kavramının diş hekimliğine adapte edilmesi sonucu ortaya çıkmıştır. Dijital dental teknolojilerin kullanılması üretim sürecinde, uzun geleneksel döküm tekniklerinin yerini otomatik üretim sürecinin almasını sağlamıştır [143]

CAD/CAM freze teknolojisi, bütün bir bloktan son restorasyon çıkana kadar malzeme uzaklaştırma sürecini içerir ve eksiltici sistemler olarak adlandırılır. Eklemeli sistem tekniğinde üç boyutlu tasarım programı ile hazırlanmış modellerden fiziksel prototipler üretmeyi sağlar [143]. Bu prototiplerin üretilmesinde, tabaka üzerine tekrar tabakalama yapılması temel alınır. Bu yöntem freze yöntemi ile kıyaslandığında daha kompleks yapılarda modeller üretililebildiği görülür. Hızlı prototip teknolojileri, numerik kontrol (NC) cihazları ile üretilen sistemlere göre daha kısa sürede ve daha karmaşık modeller elde edilmektedir

[116, 141].Farklı hızlı üretim sistemleri, kullanıcı açısından bakıldığında, farklı çalışma prensipleri, uygulama alanları ve malzeme kullanımları, üretim zamanı, fiyat, fonksiyonellik, doğruluk, geometri ve büyüklük yönleriyle kullanıcıya değişik alternatifler sunmaktadır [111]. Tabakalı üretim teknolojileri için daha birçok farklı isimlendirme ve kısaltmalar kullanılabilir (Tablo 4).

Tablo 4. Hızlı imalat sistemlerinin terminolojisi

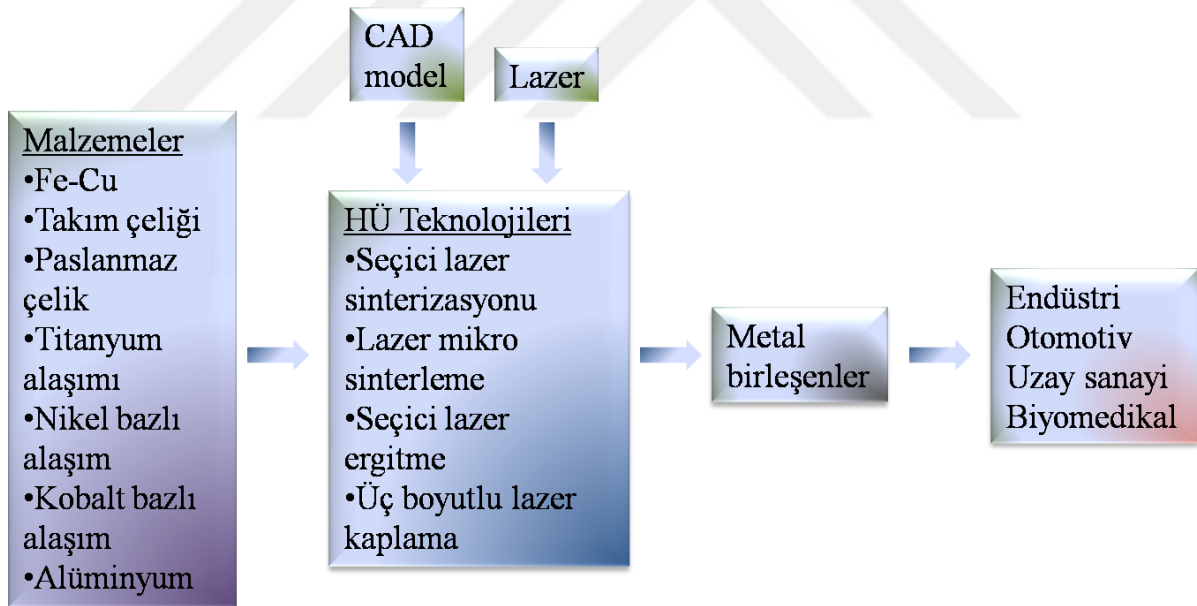
Katı Serbest Şekilli İnşa	Solid Freeform Fabrication	SFF
Serbest Şekilli İnşa	Free Form Fabrication	FFF
Tabakalı Üretim	Layered Manufacturing	
3 Boyutlu Yazıcı	3D Printing	
Doğrudan Bilgisayar Destekli Tasarım Üretimi	Direct CAD Manufacturing	
Masaüstü Üretim	Desktop Manufacturing	DTM
Anında Üretim	Instant Manufacturing	

İlk oluşturulan entegre CAD sistemli cihazların iki boyutlu malzemeler için uygun olması üç boyutlu modele ait bazı istisnai özellikleri tam yansıtamaması nedeni ile stereolithography (STL) tekniği ile kullanımı için 3D System Inc. tarafından ".stl " uzantılı veri formatı tasarlanmıştır [111]. STL formatında, her türlü 3D geometri birbirine bağlı üçgen şeklindeki düz yüzeyler şeklinde ifade edilir. Bu formatla üç boyutlu modelin geometrisi tanımlanarak hızlı üretim cihazına aktarılır [144]. Bu formatta dosyalar prototip sisteminde inşa edilecekleri şekilde tabaka ya da dilimlere ayrılır. Bu dilimler için makinelerin yapması gereken hareketler ilgili yazılımlar ile kodlara dönüştürülür. Sonraki aşama üretim aşamasıdır. Parça imali bittikten sonra son işlemlerin uygulandığı aşamalar başlar. Bazı sistemlerde sadece fiziksel anlamda temizleme işlemi uygulanması yeterlidir, ancak bazı sistemler kimyasal banyolara ihtiyaç duyarlar [111].

Metal için tabakalı üretim tekniklerinin temelleri, üç boyutlu laser kaplama teknolojisinin de öncüsü olan ve SLS (Selektif Laser Sintering) ve SLM (Selektif Laser Melting) kavramlarını da tanımlayan Ciraud tarafından atılmıştır [145, 146]. Deckard'ın 1986-1992 yılları arasında yaptığı çalışmalar ilk DTM (Desktop Manufacturing) makinesi ile

sonuçlanmıştır. Deckard geliştirdiği sistemi ilk olarak PGLSS (Part Generation by Layerwise Selective Sintering) olarak adlandırmış ardından bu ismi SLS olarak değiştirmiştir [111, 147].

3D CAD tasarımı yapılan numunelerin tasarımdaki hatalarını görmek veya kullanıma uygunluğunu tespit etmek için hızlı imalat teknolojisi sonucu oluşan prototip üzerinde inceleme yapmaya imkan sağlayan üretim şekline hızlı prototipleme (rapid prototyping) denmektedir. Son yıllarda gelişen teknoloji ile SLS ve SLM makineleri, prototip anlayışını kırarak doğrudan üretim olanağı sunmuştur [148]. Hızlı üretim (rapid manufacturing) tanımı ise gerçek üretim parçaları (son ürün) olan ve çeşitli temel gereklilikleri sağlayan fonksiyonel parçaların üretilmesi anlamına gelir [149]. Metallerin hızlı üretimi (RM) ergime (melting) ve ergimesiz (non-melting) işlemler olarak başlıca iki ana başlık altında toplanabilir. Bu işlemlerden bazıları; SLS (kısmi ergime, toz yataklı), lazer mikrosinterleme (kısmi ergime, toz yataklı), SLM (tam ergime, toz yataklı) ve üç boyutlu lazer kaplama (tam ergime, küçük kanallar yardımı ile toz enjeksiyonu) olarak sayılabilir. Metal parçaların doğrudan lazer ile üretimi için kullanılan hızlı üretim teknolojilerinin (RM) ve kullanım gören materyallerin şeması şekil 4'te verilmiştir.



Şekil 4. Levy ve Greulich' den temel alınarak tasarlanmış olan metal parçaların lazer ile üretimi için kullanılan hızlı üretim teknolojilerinin ve kullanım gören materyallerin (RM) şeması [116]

Doğrudan metal lazer sinterizasyonu (DMLS)

Lazer Sinterleme: Lazer sinterleme yada ergitme, bir toz malzeme yatağı yüzeyinin lazer veya daha başka bir enerji ışını uygulanarak tabaka tabaka ergitilmesi ile katı parça imal edilmesi yöntemidir.

Doğrudan Metal Lazer Sinterleme (DMLS): Lazer sinterlemede metal tozları kullanımı ile üretim sürecinde doğrudan metal parça üretimi yapılan yöntemdir [147].

Hızlı prototipleme ile üretim CAD/CAM sistemine benzer bir şekilde öncelikle model üzerinden bilgi alınması yani taratılması gerekmektedir. Bu işlem için temaslı veya temassız yöntemler kullanılabilir. Bilgisayarlı tomografi (CT), manyetik rezonans (MR), ve lazerle sayısallaştırma temassız yöntemler anatomik yapıların bilgilerinin alınması için kullanılabilir [141]. Alınan bilgilere göre herhangi bir CAD programında 3D model tasarlanır ve CAD dosyası STL uzantılı bir şekilde kaydedilir. STL uzantısı, verilerin üretim için dönüştürülmesini sağlayarak hızlı imalatta basitlik ve kullanılabilirlik kazandırmaktadır. Hızlı imalat için kullanılan cihazlarda STL formatı standartlaştırılmıştır. Bu yazılımlar ile elde edilen veriler tasarlanıp gerekli işleme parametrelerinin seçimi ile üretim öncesi son düzenlemeler yapıp hızlı prototip üretim cihazında imalat aşamasına geçilmektedir [141]. Gerekli düzenlemeler yapıp tasarım tamamlandıktan sonra elde edilen veriler hızlı prototip cihazına aktarılır ve fiziksel model katmanlar halinde ve CAD yazılımının tasarımına uygun bir şekilde imal edilmeye başlar [141].

Üretim aşamasında stoktaki metal tozlarından tam yoğun metal parçalar oluşturabilmek için yüksek yoğunluklu lazer kullanılır [150]. Bu sayede DMLS ile üretilen nesnelere son derece yoğundur. Mekanik özellikleri geleneksel döküm yöntemi veya freze tekniği ile karşılaştırılınca daha iyidir [151]. DMLS için kullanılan alaşımlara bugün pazarda rahatlıkla ulaşılmasına rağmen, özellikleri ile ilgili bilimsel kanıt çok azdır [152]. Üreticiler alaşımların International Organisation for Standardisation (ISO) standartlarına uygun olduğunu belirtse, veriler akademik incelemeler için yeterli değildir. Ayrıca DMLS sürecinin kendisinin de alaşımın mekanik ve kimyasal özelliklerini etkileyebileceğine dikkat çekmek gerekmektedir. Dental uygulamalar için kullanacağımız materyaller, ağızın değişken pH değerine rağmen uygun mekanik özellikler kabul edilebilir biyouyumluluk göstermeleri gerekmektedir [153].

Levy ve ark. temel alan DMLS sistemlerinin sınıflandırılması şu şekilde yapılmaktadır;

- Selektif lazer sinterleme ve lazer mikro sinterleme (SLS, kısmi ergime, toz yataklı)
- Selektif lazer ergitme (SLM, tam ergime, toz yataklı)

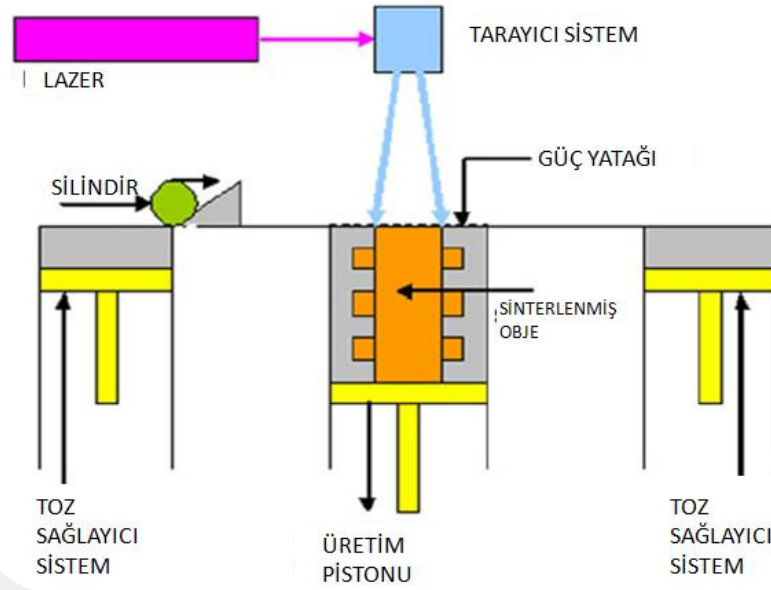
- 3-boyutlu lazer kaplama (SLC, tam ergime, toz akıtma yöntemi) olarak üç grupta sınıflandırılabilir [116].

Selektif lazer sinterleme (SLS, kısmi ergime, toz yataklı)

SLS (Selective Laser Sintering / Seçmeli Lazer Sinterlemesi) teknolojisi bir 'Katı Serbest Şekilli İnşa' teknolojisidir ve Teksas Üniversitesinden Carl Deckard tarafından bir doktora çalışması olarak geliştirilmiştir.

SLS teknolojileri başlangıçta sanayi için geliştirilmiş olmasına rağmen, son zamanlarda sağlık sektöründe de büyük ilgi uyandırmıştır. SLS teknolojisi ile üretilen modeller sadece ağız içi uygulamalarda değil, çene yüz ve nörolojik ameliyatlarda, ortopedi ve doku mühendisliği uygulamalarında da yerini almıştır [154-156].

SLS' de alaşım toz sağlayıcı sistem üzerine yayılır. Toz sağlayıcı sistemin üzerinden geçen bir seviyeleme sistemi ve ya silindir yardımıyla üretim pistonuna belirlenmiş kalınlıkta alaşım tozu yerleştirilmesi sağlanır. Toz alaşımı 20-100 µm kalınlığındadır. Yönlendirici aynaların rehberlik ettiği lazer demeti üretilecek cismi oluşturmak üzere her tabakadan sonra toz yatağı içinde önceden belirlenmiş noktaları tarar. Lazer ışınının temas ettiği noktalarda oluşan sıcaklıkla toz malzemeler kısmen eriyerek ve/veya sinterlenerek temas halinde olduğu diğer toz taneleriyle kaynaşır. Bu işlemden sonra üretim pistonunun tabanında bulunan platform, bir katman kalınlığı kadar aşağı çekilir. Bu işlem her katmanın inşası için gerektiği kadar tekrarlanır. Üretim süresince lazer demetin taramadan geçtiği, yapı için destek görevi gören serbest tozlar manuel olarak temizlenir. Süreç boyunca daha az enerji ile daha hızlı birleştirme yapılabilmesi için üretim yüzeyi harici ısıtıcılarla sıcak tutulur. Üretim yapılan platform kapalıdır ve oksitlenme problemini ortadan kaldırabilmek için üretim, inert bir atmosferde (nitrojen/ argon) gerçekleştirilir. SLS' de yoğunluğu %60'ı geçen parçalar üretebilmek amacı ile hazırlanmış özel toz karışımları kullanılır (Şekil 5) [116].



Şekil 5. SLS sistematiği [116]

SLS sisteminde toz partiküllerin birleşme mekanizması şu şekilde açıklanabilir; partiküllere uygulanan ısı, partikülleri eritmeye yetmediğinde tanecik sınırında erimeye yol açarken çekirdek kısımların katı halde kalmasına neden olur [157]. Bu şekilde ergiyen malzeme, partiküller arasında boyun bölgesi oluşmasına ve etkilenmeyen iç yapılarında birleşmesini sağlar. Farklı büyüklüklerde partiküllerin olduğu tek bir materyal tozu kullanıldığında, büyük partiküller katı halde kalmaya devam ederken küçük partiküller erimeye başlar. Bu şekilde kısmi ergime görülebilmektedir [111].

Selektif lazer eritme (SLM, tam eritme, toz yataklı)

Selektif lazer sinterleme kullanılan düzener açısından SLS metoduna çok benzemektedir. SLM yönteminde tozu tamamen eritebilmek için daha yüksek güçte lazer ışınları kullanılmaktadır [157]. Bu sebeple, selektif lazer erimde yoğunluğu daha yüksek parçalar üretilebilmekte ve işlem sonrası ikinci bir yoğunlaştırma işlemi gerekmemektedir. Metal tozlarının, modern lazer kaynakları ve optikleri kullanılarak, yoğunluğu %99,9'a varan objelerin elde edilebilmesini sağlayan büyük aşamalar kaydedilmiştir. Neredeyse tam yoğunlukta parça imalatını tek basamakta yapabilmek tam ergimenin sahip olduğu en büyük avantajdır. Fakat işlem sürecinin dikkatli kontrol gereksinimi aynı zamanda bir olumsuzluktur. Dikkat edilmesi gereken iki önemli faktör vardır: 1) işlem süresince oluşan yüksek ısı gradientleri ve yoğunluk oranları iç streslere veya parça distorsiyonuna sebep

olabilmektedir ve 2) eriyik havuzunda topaklanma ve cüruf oluşumu riski kötü yüzey bitimi ile sonuçlanabilmektedir [111, 158]

3-Boyutlu lazer kaplama (SLC, tam ergime, toz akıtma yöntemi)

Üç boyutlu lazer kaplama aynı zamanda lazer üretkenli olarak da bilinmektedir. Toz çalışma alanına kanallardan lazer demetine dik gelecek şekilde verilmektedir.

Metal tozu yüksek enerjili lazer demetinin odak sahasında kaynaştırılır ve karmaşık geometrili parçaların üretimi sağlanır. İşlem inert atmosfere sahip kapalı bir kutuda gerçekleştirilir. Geleneksel yöntemlerle işlenmiş materyallerin mekanik özelliklerine ve yoğunluğuna yakın veya bu materyallerden daha üstün olan parçaların üretimi sağlanmış olur. Sistem aynı zamanda lazer üretilmiş net şekillendirme (Laser Engineered Net Shaping, LENS) olarak da isimlendirilir. Üç akslı LENS makineleri yapım sürecinde yeterli toz besleyici olmadığı için uzantılara sahip karmaşık parçaların üretimini gerçekleştiremez. Bu kısıtlama beş akslı makinelerle veya parçanın etrafında bağımsız toz destekleri yığılması ile aşılmıştır. İşlem için titanyum alaşımları, nikel alaşımları, çelikler, kobalt ve alüminyum alaşımları kullanılabilir [111, 158].

Lazer teknolojisi

Metallerin direkt olarak lazer teknolojisi ile üretiminde en önemli konulardan biri kullanılan lazer kaynağıdır. Kullanılan lazer kaynaklarının karakteristiği (enerji, tip, hız, odak ve aralık) ve toz karakteristiği (partikül büyüklüğü, şekli, dağılımı ve kompozisyonu) üretilen parçanın kalitesini büyük oranda etkilemektedir. Direkt yöntem ile lazer teknolojisi kullanılarak metal parça üretimi işleminde iki çeşit lazer kullanılmaktadır; bunlar CO₂ ve Nd: YAG lazerlerdir. Güç olarak 50-500 W kullanım aralığı bulunmasına rağmen CO₂ lazerlerde bu 18kW' a kadar çıkmaktadır (Tablo 5). Lazerler arasındaki en önemli fark dalga boylarıdır. CO₂ lazerleri 10.6 µm gibi uzun bir dalga boyuna sahipken Nd: YAG lazerlerinin dalga boyu 1.06 µm'dir. Metaller için lazer enerjisinin emilimi kısa dalga boylarında daha yüksektir. Metal tozu tarafından yüksek emilim, yüksek enerji yoğunluğuna ve düşük güç gereksinimine neden olur. Bu nedenle Nd: YAG lazerlerin kullanımı tercih edilmektedir [111, 159].

Tablo 5. Çeşitli firmaların kullandıkları lazer tipleri [116]

Cihaz	Firma	İşlem	Lazer	Güç
Sintersation 2000/2005	DTM	SLS	CO ₂	50 W
EOSİNT 250	EOS	SLS	CO ₂	2000 W
EOSİNT 270	EOS	SLS	Ytterbium Yb-fiber lazer	200 W
LUMEX 25C	MATSUURA	SLM	CO ₂	500 W
TrumaForm	TRUMPF	SLM	DİSK LAZER	250 W
REALİZER	MCP	SLM	Nd:YAG	100 W
Lasform	Aeromet	3D Lazer kaplama	CO ₂	10-18 kW
LENS 850	Optomec	3D Lazer kaplama	Nd: YAG	1 kW
TrumaForm	Trumpf	3D Lazer kaplama	CO ₂	2-6 kW

DMLS diş hekimliği uygulama alanları; sabit protez metal altyapıları, hareketli bölümlü protez iskeletleri, dental implantlar, model oluşturulması, cerrahi rehber ve stent ve kraniyofasial implantlar olarak sayılabilir [116].

DMLS avantajları

- ✓ Yüksek kişiselleştirme isteyen, küçük hacimli, kompleks geometrili parçaların üretimi için uygundur.
- ✓ DMLS üretim aşamasında geleneksel döküm yöntemindeki gibi alet ve aşamalara gerek kalmadan CAD' den gelen veriler ışığında doğrudan üretim yapılabilir.
- ✓ Üretim pistonunda aynı anda birden fazla protetik restorasyon üretilebilir.
- ✓ DMLS yöntemiyle üretilmiş restorasyonlarda elde edilen uyum CAD/CAM freze ve geleneksel döküm yöntemine göre daha iyidir.
- ✓ Üretim pistonunda üretilen modele destek amaçlı biriken işlem görmemiş metal parçalar tekrar kullanılabilirdiği için, materyal kaybı neredeyse sıfırdır.
- ✓ Her tabaka için, lazer gücünü, lazer spot çapını, tabaka kalınlığını, tarama hızını veya alaşım partikül boyutlarını değiştirerek üretilen materyalin porozitesi ve elastik modülü değiştirilebilir.
- ✓ Üretim teknolojisine bağlı olarak gösterdikleri homojen mikroyapı, materyalin mekanik ve kimyasal özelliklerini artırır.
- ✓ Poliamid (nylon), polistren, karbon fiber ve alüminyum katkılı poliamid gibi plastik malzemeler, paslanmaz çelik, kobalt krom, nikel krom, titanyum gibi metal alaşımları

ve doğrudan kalıp için kalıp kumu (alüminyum silikat) gibi seramik malzemeler kullanımına izin vererek geniş ürün yelpazesi sunar [160-166].

DMLS dezavantajları

✓ Lazer enerji yoğunluğuna ve metal tozlarında heterojen sinterlenmesine bağlı olarak yüksek yüzey düzensizliği, porozite, heterojen mikroyapı ve rezidüel termal stresler gösterebilirler.

✓ Bazı sistemler uzman bir kullanıcı gerektirir.

✓ Kullanılan cihazlar pahalıdır [167].

2.8. İmplant Destekli Protezlerde Pasif Uyumun Önemi

Dental implantların başarısında, hastanın dental ve sistemik durumu kadar periodontal etkenler ve cerrahi yöntemlerde önemli rol oynar. Ancak uzun süreli başarı, kullanılan biyomateryal ve sistemin biyomekaniği ile yakından ilgilidir. İmplant destekli restorasyonların tam ve uzun süreli başarısı için sistemin okluzal kuvvetleri karşılayabilmesi ve implant çevresindeki dokulara, doğru yön ve büyüklükte iletebilmesi gerekmektedir [168]. Aksi halde, fizyolojik sınırların üzerinde oluşan stresler marjinal kemik kaybına neden olur [169].

İmplant destekli sabit protezlerde, uzun dönem klinik başarıyı etkileyen en önemli etkenlerden biri de abutment ile altyapı arasında kusursuz uyumdur [169]. Kan ve arkadaşları kötü uyuma sahip hastalarda görülebilecek komplikasyonları mekanik ve biyolojik olarak ikiye ayırmıştır. Mekanik komplikasyonlar; protezin veya dayanak vidasının gevşemesi veya sistemdeki çeşitli parçaların kırılmasını kapsar. Biyolojik komplikasyonlar; doku reaksiyonları, ağrı, hassasiyet, marjinal kemik kaybı ve integrasyon kaybını içerir [170].

Sorensen, uyumsuzluğun yatay ve dikey yönde değerlendirilebileceğini belirtmiştir. Dikey kenar uyumsuzluğu; restorasyonun giriş yoluna paralel olarak ölçülen kenar uyumsuzluğudur. Yatay kenar uyumsuzluğu; restorasyonun giriş yoluna dikey olarak ölçülen uyumsuzluk miktarıdır. Günümüzde, marjinal uyumun değerlendirilmesi ve ölçülmesinde hala standart bir metot ve ölçme yöntemi geliştirilmemiştir. Kabul edilebilir iç ve kenar uyumsuzluğu konusunda ve ölçüm noktaları konusunda araştırmacılar arasında bir fikir birliği yoktur [171]. Literatürlerde biyolojik ve klinik olarak kabul edilebilir iç ve kenar açıklık değeri 39-120 µm arasında değişmektedir.

Konvansiyonel protezlerde olduğu gibi implant-metal altyapı uyumsuzluğunun sebepleri çok çeşitlidir [172, 173]. İmplantların sayısı ve açısı, ölçü materyali ve tekniği, kullanılan materyaller, metal altyapının fabrikasyon işlemi, metal altyapı dizaynı ve konfigürasyonu, restorasyonun simante/vidalı sistemlerden oluşu ve klinisyenin ve teknisyenin tecrübesinin yeterli olup olmaması pasif uyumu etkileyebilir [174-176].

Altyapı uyumunu arttırmak için özellikle konvansiyonel metotla yapılan altyapılarda, ölçü başlıklarının siplintlenmesi, farklı ölçü tekniklerinin kullanılması, düşük ısı alaşımlarıyla döküm yapılması, altyapı kesme ve lehimleme işlemleri uygulansa da, mükemmel uyum sağlanamamaktadır [177].

Altyapı pasif uyumunu geliştirmek için farklı yaklaşımlar önerilmiştir. CAD/CAM freze teknolojisiyle üretilen altyapı uyumu geleneksel döküm yöntemleriyle üretilen altyapı uyumuna göre daha iyidir [87]. Geleneksel döküm ve CAD/CAM freze yöntemine alternatif olarak, son yıllarda hızlı üretim teknolojileri kapsamında eklemeli bir üretim şekli olan Doğrudan Metal Lazer Sinter sistemleri gelişmektedir [178]. Geleneksel döküm yöntemleriyle, CAD/CAM freze ve DMLS yöntemleri kullanılarak üretilen restorasyonların kenar ve iç uyumunu karşılaştıran çalışmaların sonuçları değişkendir [163, 166, 179, 180]. Tekniğine uygun üretilmiş restorasyonların çoğu klinik olarak kabul edilen değerler arasında uyumsuzluk miktarı göstermesine rağmen, teknikleri geliştirmek ve pasif uyumu yakalayabilmek için araştırmalar devam etmektedir.

2.8.1. Pasif uyumun değerlendirilmesinde kullanılan yöntemler

Klinikte bir restorasyonun pasif uyumunu incelemek için aşağıda belirtilen yöntemler kullanılabilir;

- ✓ Direkt görüş ve dokunma hissi
- ✓ Röntgen
- ✓ Tek vida testi; terminal implanttaki vida sıkıştırılarak diğer dayanaklardaki uyumsuzluğun gözlenmesi
- ✓ Basınç tespit edici macun, ince kıvamlı silikon ölçü materyali ve diğer materyaller kullanılarak [177].

In vitro olarak pasif uyumun incelenmesi için aşağıda belirtilen yöntemler kullanılabilir;

- ✓ Işık mikroskobu, taramalı elektron mikroskobu (Scanning Electron Microscope, SEM) kullanılarak yapılan direkt ölçüm

- ✓ Ölçüm yapılacak olan örneğin rezine gömülüp kesit alınması yöntemi
- ✓ Siman aralığı-silikon replika tekniği
- ✓ Üç boyutlu yüzey tarama cihazları kullanılarak yapılan ölçümler [181-184].

2.9. Stres Analiz Yöntemleri

2.9.1. Stres analizlerinde kullanılan terminolojiler

Kuvvet (Yük):

1687’de Sir Isaac Newton tarafından tanımlanmıştır ve şu anda Newton’un hareket kanunları olarak geçmektedir [48]. Bir yapıda, gerilmelere ve şekil değiştirmelere neden olan faktörlerin herbirine yük veya kuvvet denir. İncelenen cisme, diğer cisimlerin yapmış olduğu etki olarak ta tanımlanabilir. Kuvvet, ya yapı üzerindeki ağırlık gibi doğrudan temasla, ya da kütle çekim, elektrik ve manyetik alan kuvvetlerinde olduğu gibi bir alan etkisiyle belli bir mesafeden uygulanabilir. Kuvvetler, cisimler üzerine sınırlı bir alan ya da hacme etkidiklerinden, gerçek anlamda tekil kuvvetten söz etmek mümkün değildir. Kuvvetin cisim üzerine etkidiği alan, diğer boyutlar yanında ihmal edilecek kadar küçükse, ancak bu durumda tekil kuvvetten bahsedilebilir. Diğer bütün durumlarda, kuvvetin değişimi göz önüne alınmalıdır [185].

Kuvvet;

- Kiriş veya çubuk gibi ince bir eleman üzerine,
- Alan üzerine,
- Hacim üzerine, yayılmış olabilir.

Ayrıca kuvvetler; doğrudan doğruya belli olanlar (aktif kuvvetler), doğrudan doğruya belli olmayanlar (pasif kuvvetler) şeklinde iki gruba ayrılabilir. Birinci gruptakiler, aktif dış kuvvetler olarak isimlendirilir. Pasif karakterde olan ikinci gruptakiler ise denge şartlarından elde edilen bağ kuvvetleridir [185].

Gerilme:

İç kuvvet, ayırma kesiti boyunca yayılı karakterdedir ve statik denge denklemleriyle bu yayılı kuvvetin ancak bir noktaya indirgenmiş bileşmelerinin bulunabileceği, ayrıca bu bileşmelerin hesaplanabileceği bilinmektedir. Bir cismin mukavemet durumunu belirtmek için sadece iç kuvvetlerin bilinmesi yetmez. Bu nedenle, yeni bir kavrama gerek vardır; yüzeye yayılı iç kuvvetin herhangi bir noktada dağılım şiddetini

belirtmek için o civarda, birim alana karşı gelen kuvvet değerinin bilinmesi gereklidir. Bu birim alana etkiyen kuvvet değerine gerilme denir [185].

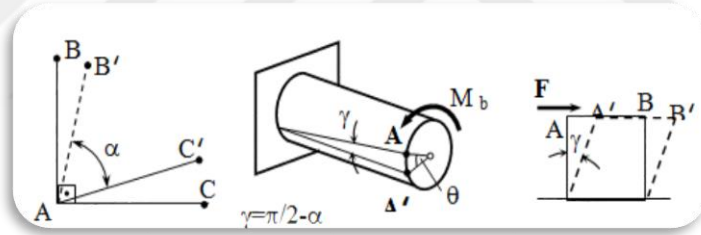
Zorlama (Strain, Birim Uzama):

Bir madde strese maruz kaldığı zaman, o maddenin bir birimindeki uzunluk değişimi demektir. Zorlamanın birimi yoktur. Bir dış kuvvetin uygulanması sonucu kitlede boyutsal bir değişim meydana gelir. Örneğin bir kitleye germe kuvveti uygulandığında, kitle uzar. Bu uzamanın miktarı uygulanan kuvvete ve maddenin özelliklerine bağlıdır. Zorlama kısmen veya tamamen geri dönüşebilir. Yahut madde boyut değiştirir, yani deforme olur. Zorlamanın geri dönüşebilmesi maddenin elastik özelliklerine bağlıdır [106].

$$\text{Birim uzama } (\epsilon) = \text{Uzunluktaki Değişim } (\Delta L) / \text{Orijinal Uzunluk } (L)$$

Gerilme ve birim uzama birbirlerinden farklı niceliklerdir. Gerilme, büyüklüğü ve yönü olan bir kuvvet iken, birim uzama, bir kuvvet değil sadece bir büyüklüktür [99, 109].

Açı değişimi:



Şekil 6. Açı değişimi

Bu büyüklüğü standart bir değer olarak tanımlayabilmek için, bir açıda ne kadar değişim olduğunu belirtmek gerekir. Mukavemette, açı değişimi birimi olarak, dik açıdaki değişim kullanılır [185].

Zorlanma çeşitleri:

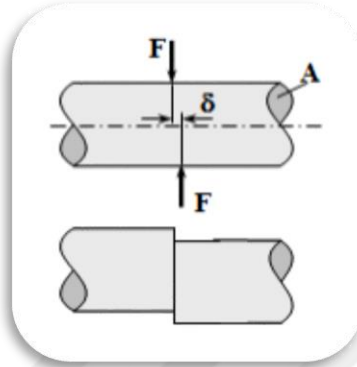
Çekme basma zorlanması;



Şekil 7. Çekme basma zorlanması

Çubuk eksenini ile çakışan birbirine eşit fakat zıt yönlü iki kuvvetin etkimesi durumunda, kuvvetlerin yönüne göre çekme veya basma zorlanması ortaya çıkar. Bu zorlanma dik kesitte σ gerilmesi meydana getirir.

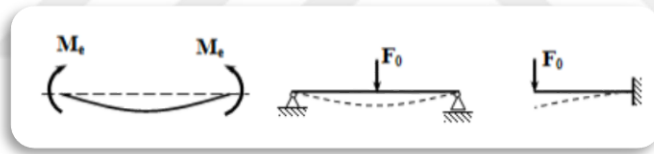
Kesme (makaslama) zorlanması;



Şekil 8. Kesme (makaslama) zorlanması

Çubuk eksenine dik kuvveti çubuğu keserek iki parçaya ayırmaya zorlar. Bu kuvvetler dik kesitte τ kayma gerilmesini doğururlar.

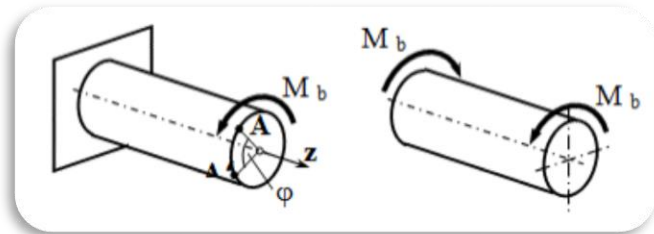
Eğilme zorlanması;



Şekil 9. Eğilme zorlanması

Bir çubuğu eğmeye zorlayan etkilerin meydana getirdiği zorlanma tipidir. Bu zorlanmada, çubuk eksenini eğri bir hal alır. Dik kesitte normal bir σ gerilmesi oluşur.

Burulma zorlanması;



Şekil 10. Burulma zorlanması

Çubuğun kendi eksenini etrafında dönmesiyle şekil değiştirmesine neden olan zorlanma şeklidir. Çubuk eksenini doğrultusunda vektör veren moment, bu zorlanmayı

meydana getirir. Burulmayla zorlanan kesit, kendi içinde, (kesit düzlemine dik eksen etrafında) dönmeye çalışır [185].

Protezler yitirilen doku ve işlevleri iade etmektedir. Protetik tedavi planlaması yaparken protezi destekleyen dokuların sağlık ve bütünlüğünün korunması temel faktördür ve bu biyomekanik prensiplerle mümkündür. Diş ve çevre dokulardan kaynaklanan kuvvetlerin oluşumu ve dağılımı, ağız ve çevre dokuların gelişimini ve tedavinin prognozunu doğrudan etkilemektedir. Protezlerin üzerine gelen kuvvetlerin nerelerde yoğunlaştığını görmek, uygulama sırasında dokuların durumu ve yapısını gözlemleyerek protezi dayanıklı ve güçlü hale getirmek için çeşitli gerilme analizleri yapılmaktadır. Mühendislik prensipleri biyomekanik yapıların modellenmesinin temelini oluşturmaktadır [47]. Bu prensipler bütün gerilme analizi yöntemleri için geçerlidir. Gerilme analizi yöntemleri deneysel ve sayısal gerilme analizi yöntemleri olarak 2 başlıkta incelenebilir.

2.9.2. Stres (gerilme) analiz yöntemleri sınıflandırılması

Deneysel gerilme analizi yöntemleri:

- ✓ Optik yöntemler
 - Fotoelastik gerilme analizi yöntemi
 - Lazer ışıklı kuvvet analiz yöntemi
 - Hızlı kamera analiz yöntemi
- ✓ Elektriksel Yöntemler
 - Kapasitif ölçüm yöntemleri
 - İndüktif ölçüm yöntemleri
 - Rezistif ölçüm yöntemleri
 - Strain Gauge gerilme analizi yöntemi

Sayısal gerilme analizi yöntemleri:

- ✓ Sonlu elemanlar kuvvet analiz yöntemi
- ✓ Analitik Yöntem [185-188]

Strain gauge gerilme analizi yöntemi

Bir cisim bir kuvvete maruz kaldığı zaman cisimde şekil değişikliği meydana gelir, bu şekil değişikliğini strain gauge denilen cihazlarla ölçmek mümkündür.

Strain gaugelerden beklenen özellikler [185];

- Kalibrasyon sabiti sıcaklık ve zamanla değişmemeli
- Birim uzamayı 10^{-6} hassasiyetle ölçebilmeli
- Boyutları bir noktadaki birim uzamayı ölçebilecek kadar küçük olmalı
- Dinamik ve statik ölçümler yapılabilmesi
- Ekonomik olmalı
- Ölçümler kolay olmalı
- Birim uzamaya karşı lineer cevap verebilmeli

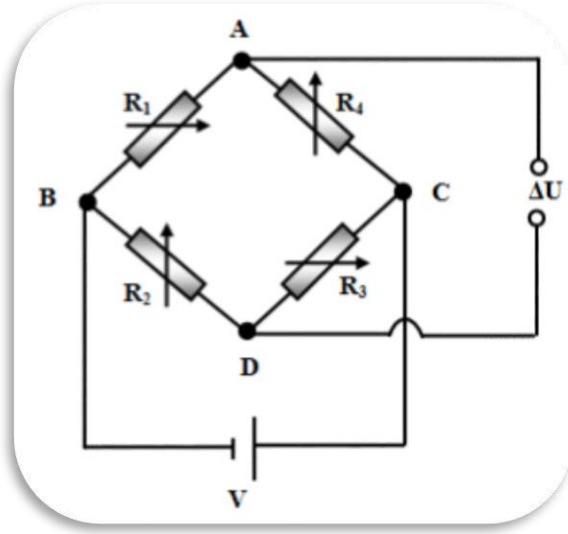
Temelde tüm strain gauge'ler (yük hücreleri) mekanik hareketi, elektriksel işarete çevirmeye göre planlanır. Strain gauge'ler kuvvet altındaki deformasyonu mekanik, optik, akustik, pnömatik ve elektriksel olarak ölçülebilir. Bu grupların içerisinde pratikte en çok kullanılan grup elektriksel gruptur. Elektriksel strain gaugelerde kullanma prensiplerine göre kendi içlerinde indüktif, kapasitif ve rezistif strain gaugeler olmak üzere üç gruba ayrılmaktadırlar. Strain gaugelerden beklenen özellikler göz önüne alındığında en uygun strain gauge tipi rezistif tip elektriksel strain gauge'lerdir .

Elektriksel strain gauge: Strain gauge malzemesi olarak en çok constantan (%45 Ni, %55 Cu) alaşımı kullanılmakta olup, k değeri 2 civarındadır. Metalik bir iletken, mekanik zorlama altında uzarsa elektriksel direnci değişir. Bu fiziksel olay, $\Delta R/R = k \cdot \epsilon$ bağıntısı ile hesaplanır ve strain gauge tekniğinin temelini oluşturmaktadır.

Strain gaugelerde ölçme yaparken iki tip elektrik devresinden biri kullanılır. Bunlar:

1. Wheastone köprüsü

Strain gauge'lerde meydana gelen çok küçük direnç değişimlerinin kullanılabilir elektriksel büyüklüklere çevrilmesi için en uygun elektrik devresidir.



Şekil 11. Wheatstone köprü devresi

Şekilde görülen Wheatstone köprüsünün B ve C düğümleri bilinen bir V gerilimine bağlanırsa, A ve D düğümleri arasında ΔU gerilimi oluşur.

2. Potansiyometre devresidir.

Strain Gauge Seçimi:

Yapılışı ve kullanıldığı yerler bakımından strain gaugeler çok çeşitlidirler. Düz yüzeylere yapıştırılacak strain gaugelerin yanında küresel yüzeylerdeki genleşmeleri (şişmeleri) ölçülebilecek tipte olanları da vardır. Ölçümü yapılacak her problem için kendine özel, şartlara uygun strain gauge seçilmelidir [185].

Basit ölçümlerde ve hangi doğrultuda ölçme yapılacağı bilinen ölçümlerde klasik tip basit strain gauge'ler kullanılır. Strain gauge'in büyüklüğü, ölçümü yapılacak cismin büyüklüğüne ve şekil değiştirme gradyanına bağlı olarak seçilir. Gerilme şekil değiştirme noktadan noktaya büyük ölçüde değişiyorsa, bu durumda mümkün olduğu kadar küçük boyutlarda strain gauge seçilir. Gerilme ve şekil değiştirme oranı karmaşık ise, cismin geometrisine ve kuvvet sistemine bağlı olarak birden fazla strain gauge elemanının oluşturduğu rozet adı verilen elemanlar kullanılır [185].

Strain gauge malzemesi, taban malzemesi ve yapıştırıcı ölçüm yapılan cismin ve çevrenin sıcaklığına uygun olarak seçilmelidir. Uzun süreli ölçümlerde ve bilhassa dinamik kuvvetlerin uygulandığı problemlerde taban malzemesinin ve yapıştırıcının yıpranma ömrüne uygun seçilmesi gerekir. Taban malzemesi ve yapıştırıcı malzemesi kimyasal reaksiyonlara karşı uygun seçilmelidir. Strain gauge telinin termal genleşme katsayısı ile ölçüm yapılan

cismin termal genleşme katsayısı birbirine uygun seçilmelidir. Ölçüm şartlarına uygun en ucuz strain gauge seçilmelidir[185].

- Tel halindeki strain gaugeler:

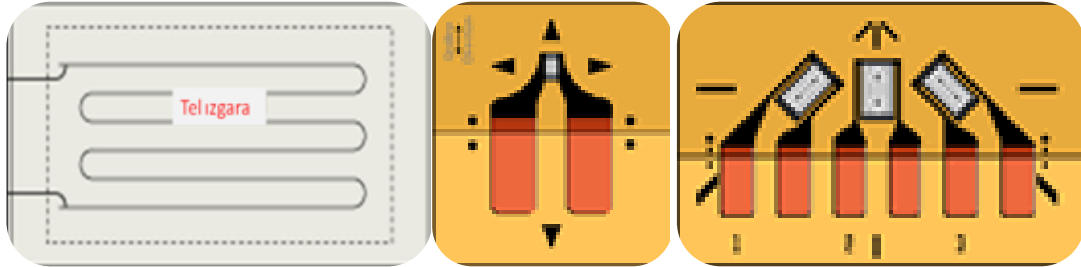
Bu tip strain gauge'lerin bir düzlemde sağa sola kıvrılarak yerleştirilmişleri olduğu gibi, ince bir spiral şeklinde yapılabildiği gibi sonradan yassılaştırılmış olan tipleri de mevcuttur. Bu tip strain gaugelerin bağlantı bantları kalın ve mukavim yapılarak dayanıklılık süreleri artırılır. Strain gauge telinin bu banda bağlantısı çok özel bir kaynak işlemi ile gerçekleşir. Lehim yapmak doğru değildir [185].

- Folyo halindeki strain gaugeler:

Bu tip gauge'ler, 2-10 µm kadar valslenerek inceltirilmiş metal bandın, bir tarafını bir plastik rezin ile diğer tarafını ışığa hassas cila tabakası ile kaplayarak elde edilirler. Ciladan açık kalan yerler uygun bir ışığa tutularak kimyasal yolla eritilir. Tel strain gaugelere göre daha uzun ömürlüdürler. Hassasiyetleri fazladır[185].

- Rozet halindeki strain gaugeler:

Bu tip gaugelerde birden fazla, genellikle 3 tane strain gauge belli açılarla bir araya getirilmiştir. Biri diğerine göre 120 derece olanına ve 3'lü tipe delta rozet, 135 olanına 135'lik, 90 olanına da 90'lık rozet denir. Bu tip rozetlerle farklı yönlerdeki uzama ve gerilmeler aynı anda saptanır[185].



Şekil 12. a) Tel halindeki strain gauge b) Folyo halindeki strain gauge c) Rozet halindeki strain gauge

Diş hekimliğinde strain gauge analiz yönteminin kullanıldığı alanlara aşağıdaki örnekleri verebiliriz;

1. Farklı bağlantı sistemleri kullanılan implant destekli protezlerde biyomekanik durumu değerlendirmek
2. Farklı üretim ve retansiyon tekniklerinin implant destekli üstyapılarda oluşan uyumsuzluk miktarına etkilerini değerlendirmek
3. İmplant destekli sabit parsiyel protezlerin implant çevresindeki kemikte oluşturdukları stres miktarını karşılaştırmak

4. Splintlenmiş veya splintlenmemiş immediyat yüklemenin implant destekli sabit protezlerle doğal diş etrafındaki kemikte oluşan strain miktarının karşılaştırmak
5. Doğal diş/ implant destekli sabit protezlerde okluzal yükler altında destek olarak kullanılan doğal diş ve/veya implantlar çevresindeki kemikte oluşan strain miktarını karşılaştırmak
6. İmplant destekli tam protezlerde farklı kantilever uzunluğunun abutmentlerde oluşturduğu deformasyonu belirlemektir [189-196].



3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada, dental uygulamalarda kullanılan Co-Cr alaşımından beş farklı metal üretim yöntemi kullanılarak üretilen implant destekli hibrit protezler üzerine yükleme yapıldığında, protezler altındaki implant ve modelde oluşan stres değerleri karşılaştırılmıştır. Kullanılan farklı altyapı materyalleri ve hazırlama yöntemleri Tablo 6' de gösterilmiştir. Karşılaştırmalar 3 ana başlık altında incelenmiştir.

1. Dijital mikroskopla, restorasyonların abutment platformu ile gösterdikleri dikey marjinal aralık (misfit) miktarları ölçülmüştür.
2. Strain gauge analizi ile hibrit protez final torqlaması sonrasında hibrit protez ve implant çevresindeki alt çene modelinde oluşan gerilme dağılımları karşılaştırılmıştır.
3. Strain gauge analizi ile farklı bölgelerden uygulanan vertikal kuvvetler karşısında hibrit protez ve implant çevresindeki alt çene modelinde oluşan gerilme dağılımları karşılaştırılmıştır.

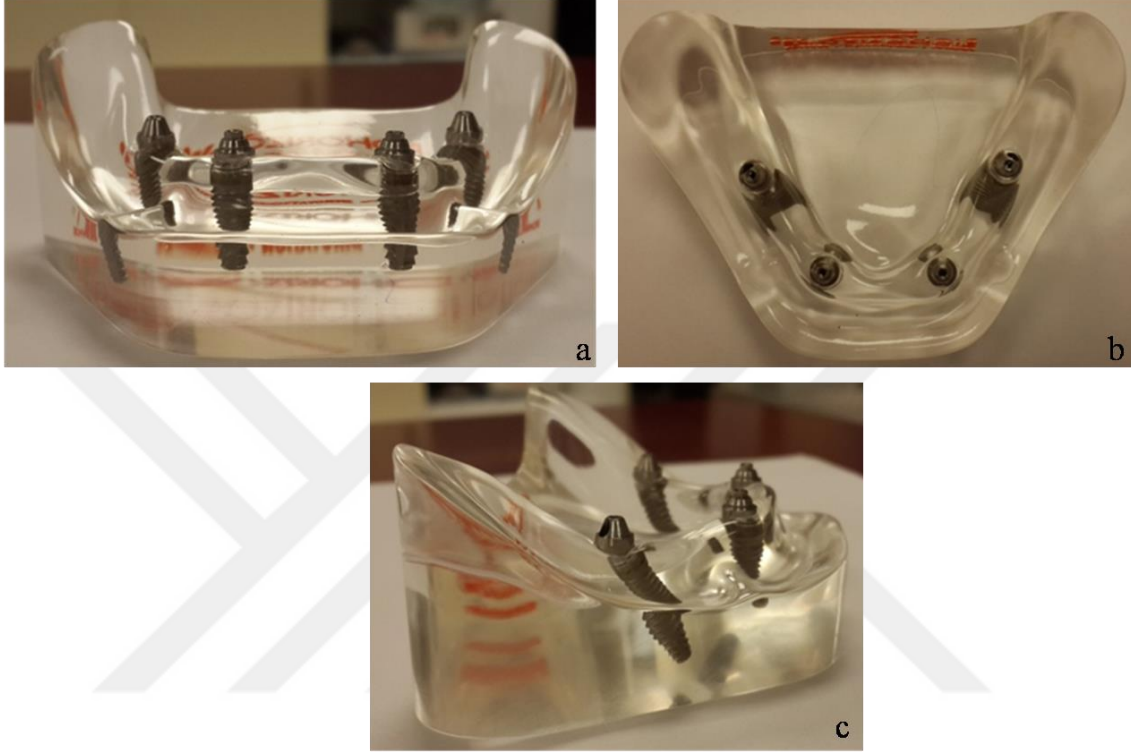
Tablo 6. Çalışmada kullanılan metal alaşımları ve altyapı üretim yöntemleri

Grup	Yöntem	Materyal	Üretici firma
Döküm metal	Konvansiyonel metal altyapı	Co-Cr	Wirabond C, Bega, Bremen, Almanya
Döküm+ lehim metal	Konvansiyonel metal altyapı	Co-Cr	Wirabond C, Bega, Bremen, Almanya
Freze	CAD/CAM sistemi	Co-Cr metal blok	Yenadent, İstanbul, Türkiye
Freze	CAD/CAM sistemi	Co-Cr metal blok (yarı sinterize)	Yenadent, İstanbul, Türkiye
SLS metal	CAD/CAM sistemi	Co-Cr metal toz	EOS, Münih, Almanya

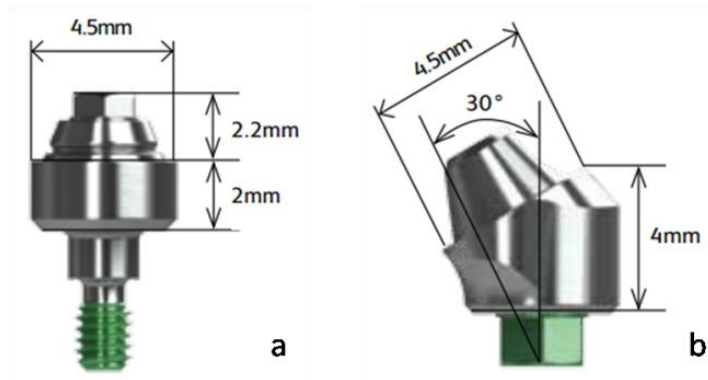
3.1. Ana Modelin Hazırlanması

Çalışmamızda "Multi-unit" konseptine göre hazırlanmış tam dişsiz mandibula modeli (Biohorizon, ABD) kullanılmıştır. Bu model epoksi rezinden elde edilmiştir (Ep 3114 Epoxy Resin, Bern). Modelde, interforaminal bölgede mezialde iki tane (4,6x10 mm çapxboy) okluzyon düzlemine dik, distalde ise distale eğik ve uzun iki tane (4,6x15 mm çapxboy) kemik seviyesinde implant yerleştirilmiştir. Distaldeki implantların eğim açısı 30°'dir. Kaninler bölgesine yerleştirilen implantların merkezden uzaklığı 9,5 mm birbirine uzaklığı 19 mm'dir. Molar bölgesine yerleştirilmiş implanlar ise kaninler bölgesine yerleştirilen implantlardan 19 mm daha distaldir (Şekil 13). Mezialde dik konumlandırılmış implantlar

üzerinde düz multi-unit abutmentlar yerleştirilmiştir. Bu abutmentların platform çapı 4,5 mm, dişeti yüksekliği 2 mm'dir. Distalde konumlandırılmış implantların üzerinde ise açılı multi-unit abutmentlar bulunmaktadır. Abutment açısı 30°, platform çapları 4,5 mm, dişeti yüksekliği ise 4 mm'dir (Şekil 14).



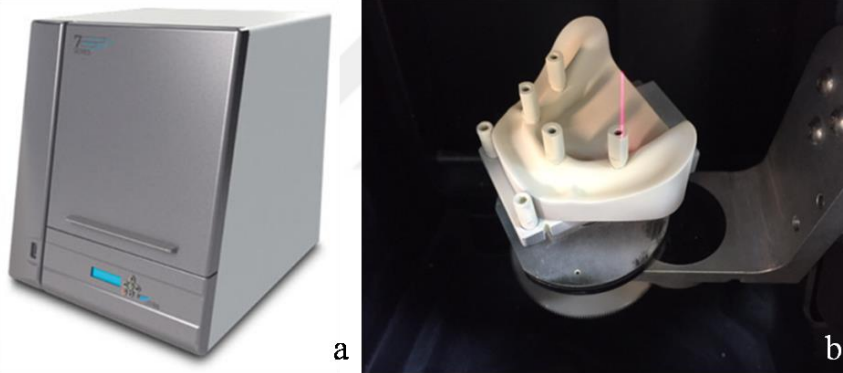
Şekil 13. 'Multi-unit' konseptine göre hazırlanmış tam dişsiz mandibula modelinin a) önden b) üstten c) yandan görünümü (Biohorizon, USA)



Şekil 14. a) Düz ve b) Açılı abutmentler

3.2. Modelin Taranması Ve Altyapı Dizaynı

Çalışmada kullanılan model üzerinde bulunan implantlara tarama implant jigi bağlanmıştır. Bu parçaların kullanım amacı; modeli tarama yardımıyla elektronik ortama aktarırken implantların uzaydaki konumunu da elektronik ortama doğru bir şekilde taşımaktır. Jiglerin özel formları CAD yazılımı içindeki kütüphanede kayıtlı olarak bulunmaktadır. Modelle birlikte tarandığında kütüphanedeki formula eşleştiği için CAD yazılımına, implantların uzaydaki konumları, tipleri, çapları, vida tipleri ve vida kafa çapı gibi özellikleri de tanıtılmıştır. Jigler implantlara bağlandıktan sonra, modelin yüzeyi ince bir tabaka halinde spreyci boya ile boyanmıştır. Tarama işlemine hazır hale getirilmiş model üç boyutlu optik model tarayıcı (Dental Wings Inc, Montreal, Kanada) ile taranarak bilgisayar ortamına aktarılmıştır (Şekil 15). İmplant destekli hibrit protez metal altyapılarının sahip olması gereken temel prensiplere uygun olarak, dizayn programı (DWOS yazılım, Dental Wings Inc, Montreal, Kanada) ile üretilen metal altyapı tasarlanmıştır.



Şekil 15. a) Dental Wings optik tarayıcı b) Sprey boyayla taramaya hazır hale getirilmiş modelin tutucudaki görünümü

Bar ile birbirine bağlanmış implantlar üzerine hibrit protez yapılması planlanmıştır. Bar kesiti kare olacak şekilde yapılmıştır. Bütün barlar aynı doğrultuda ve ölçülerde; yükseklik olarak 3,5 mm, genişlik olarak 3,5 mm şekilde tasarlanmıştır. Barların okluzale bakan yüzlerine, her iki implant arasında üç'er tane olacak şekilde eşit aralıklarla 2,2 mm yüksekliğinde silindir parçalar eklenmiştir. Bu şekilde üstyapı malzemesi olarak kullanılacak, akrilik malzemeyle metal altyapı arasındaki tutuculuğun artırılması hedeflenmiştir (Şekil 16).



Şekil 16. a) Hibrit protez altyapısı üzerindeki 2,2 mm'lik silindirik parçalar b) Dizayn programı (DWOS yazılım, Dental Wings Inc, Montreal, Kanada) ile tasarlanmış hibrit protez altyapısı

3.3. Geleneksel Döküm Yöntemi ile Hazırlanan Co-Cr Metal Altyapıların Hazırlanması

Kayıp mum tekniği ile hazırlanacak olan metal altyapılar, döküm işlemlerinde mum modelasyon yerine, polimetilmetakrilat esaslı rezinden CAD/CAM yoluyla elde edilmiştir. Bu nedenle bilgisayarda tasarlanmış altyapı, polimetilmetakrilat bloktan (On Dent Cad Cam Accessories, İzmir, Türkiye) Picasoft yazılımı kullanan freze makinesi (Yenadent D-43, Yenadent, İstanbul, Türkiye) yardımı ile üretilmiştir (Şekil 17).

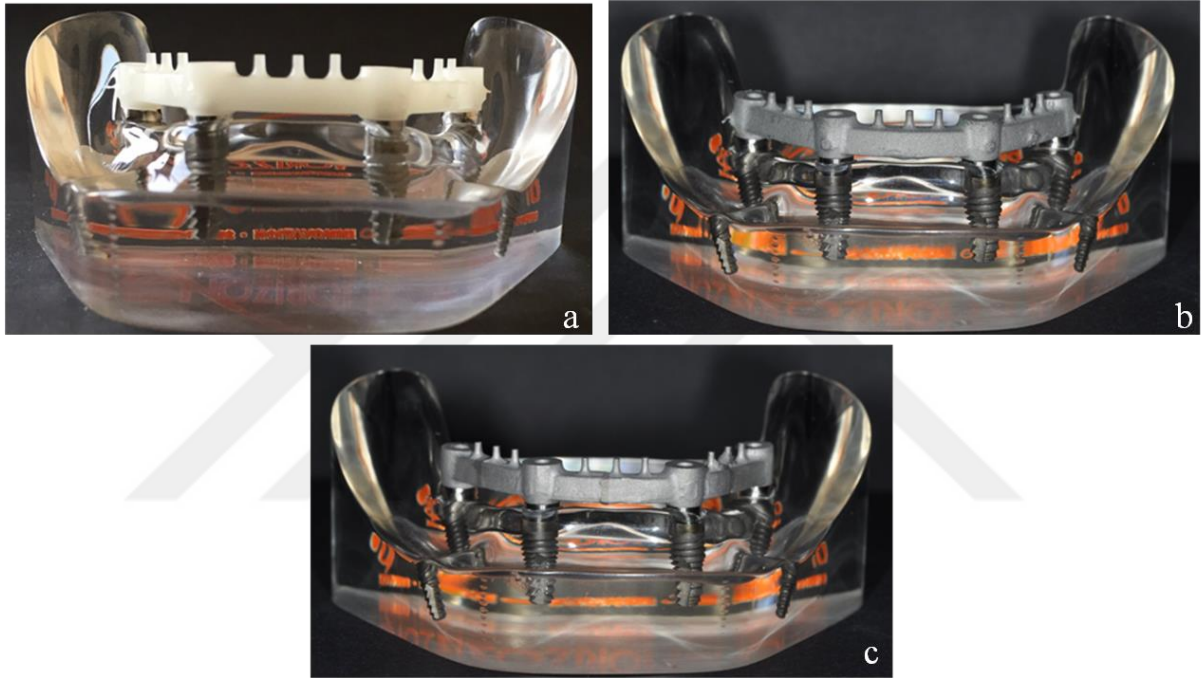


Şekil 17. a) Polimetilmetakrilat bloklar b) Yenadent D-43 freze makinesi

CAD/CAM freze yöntemiyle üretilen iki adet rezin esaslı altyapı (Şekil 18.a) uyumları model üzerinde doğrulandıktan sonra döküm konisine bağlanmıştır. Üretici firma talimatları doğrultusunda hazırlanan fosfat bağlı rövetman (Wirovest, Bego, Bremen, Almanya) karıştırma apareyinde (Motova, Bego, Almanya) karıştırılarak manşete alma işlemi bitirilmiştir. Rövetmanın sertleşmesi beklenip, rezin örneğin uzaklaştırılması için ön ısıtma fırınına (Mikrotek Mfx-1025, Mikrotek Dental, Ankara, Türkiye) konulmuştur. Rövetmanlar önce 250 C° de 30 dk, daha sonra 950 C° de 30 dk bekletilmiştir. Metal altyapıların dökümü

indüksiyon döküm makinesinde (Mikrotek Inf-2010, Mikrotek Dental, Ankara, Türkiye) kıymetsiz Co-Cr metal alaşımı (Wironit Extra Hard, Bego, Bremen, Almanya) kullanılarak yapılmıştır. Döküm sonrası rövetman artıkları 50 µm'lik alüminyum oksit partikülleri (Korox 50, Bego, Almanya) ile kumlanarak temizlenmiştir.

Konvansiyonel döküm yoluyla elde edilmiş metal altyapılardan birincisinde, implantlar arasındaki üç bar parçası karbon separe ile ayrıldıktan sonra, model üzerinde sabitlenmiş ve lehimlenmiştir (Şekil 18.c). Diğer altyapı ise model üzerine uyumlanmıştır (Şekil 18.b).

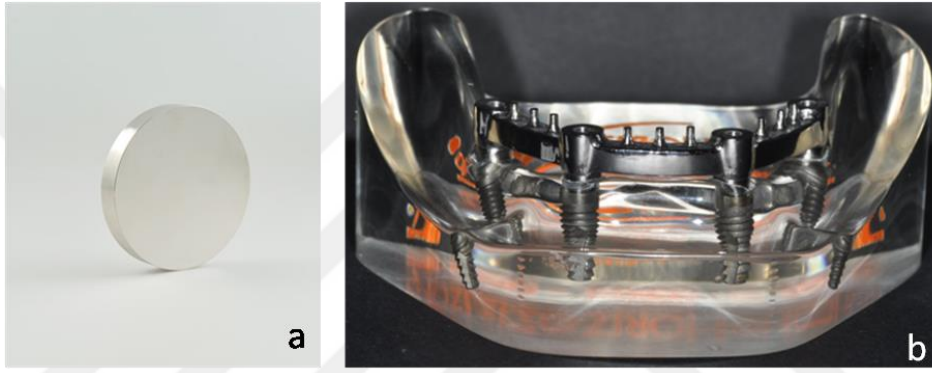


Şekil 18. a) Polimetilmetakrilat bloktan frezeyöntemiyle üretilmiş rezin altyapı b) Konvansiyonel döküm yöntemiyle elde edilmiş metal altyapı c) Konvansiyonel döküm yöntemiyle elde edilmiş, kesilip lehimlenmiş metal altyapı

Co-Cr örneklerin ilk tesfiyeleri tunsten frezle (Edenta, Hauptstrasse, İsviçre) yapılmıştır. Tesviye sonrası basınçlı buhar (Amann Girbach, Pforzheim, Almanya) kullanılarak döküm altyapıların yüzeyindeki artıklar uzaklaştırılmıştır. Distile suda (Whaladent, Biosonic, New York, ABD) ultrasonik temizlik yapılarak örneklerin temizliği tamamlanmıştır.

3.4. CAD/CAM Freze Yöntemi ile Co-Cr Metal Bloktan Üretilen Metal Altyapının Hazırlanması

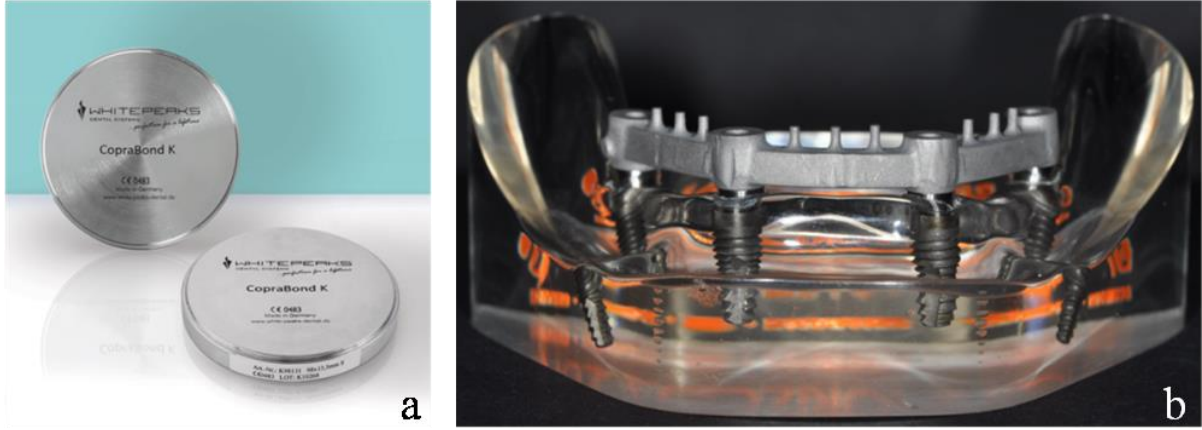
Hazırlanan metal altyapıdaki standardizasyonun sağlanması amacıyla, daha önceki yöntemde hazırlandığı şekilde, dizayn programı (DWOS yazılım, Dental Wings Inc, Montreal, Kanada) ile tasarlanmış metal altyapı tasarımı, Co-Cr esaslı metal bloktan (Mesa, İtalya) (Şekil 19.a) Picasoft yazılımı kullanan freze makinesi (Yenadent D-43, Yenadent, İstanbul, Türkiye) yardımı ile üretilmiştir. Freze sonrası altyapı 50 µm'luk alüminyum oksit partikülleri (Korox 50, Bego, Almanya) ile kumlanmıştır. Altyapının modele uyumu gözle kontrol edilmiş ve herhangi bir uyumlama gerekmediği görülmüştür (Şekil 19.b).



Şekil 19. a) Mesa Magnum Lucens Co-Cr alaşımı freze bloğu görünümü b) CAD/CAM freze yöntemiyle Co-Cr bloktan üretilmiş metal altyapı görünümü

3.5. Freze Yöntemi ile Yarı Sinterlenmiş Co-Cr Metal Bloktan Üretilen Metal Altyapının Hazırlanması

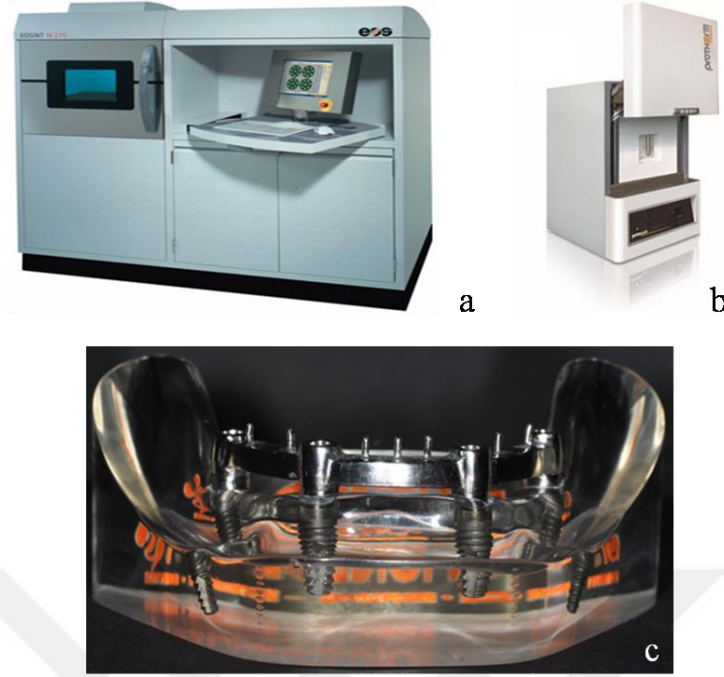
Standardizasyon sağlanması amacıyla, daha önceki modellerde tasarlanmış metal altyapı tasarımına sadık kalınmıştır. Fakat yarı sinterlenmiş Co-Cr metal blok sinterlenme sırasında yaklaşık olarak %10 oranında küçüldüğü için, mevcut tasarım boyutlarına 1,0920 rakamı ile çarpılarak büyütme verilmiştir. Co-Cr esaslı metal bloktan (CoproBond K, Dentalloy, Almanya) metal altyapı üretimi uygun yazılım (Picasoft) ve freze makinesi (Yenadent D-43, Yenadent, İstanbul, Türkiye) yardımı ile yapılmıştır (Şekil 20). Sinterleme işlemi, argon gazı atmosferine sahip sinterleme fırınında (Calidia Sintec, Whitepeaks Dental Solutions, Almanya) ısınma hızı dakikada 10°C olacak şekilde 300°C'ye kadar vakum altında olacak şekilde 1280 °C'ye kadar ısıtılarak yapılmıştır. En yüksek ısı derecesi olan 1280 °C'de 1 saat bekletildikten sonra, metal altyapı 300 °C'ye kadar düzensiz soğutma işlemine maruz bırakılmıştır. Sinterleme prosedürü toplamda 4,5-5 saat sürmektedir.



Şekil 20. a) CopraBond K yarı sinterlenmiş Co-Cr alaşım bloğu görünümü b) Freze yöntemi ile yarı sinterlenmiş metal bloktan üretilen metal altyapı görünümü

3.6. Seçatif Lazer Sinterizasyonu (SLS) Yoluyla Elde Edilen Co-Cr Metal Altyapının Hazırlanması

Standardizasyon sağlanması amacıyla, daha önceki modellerde tasarlanmış metal altyapı tasarımına sadık kalınmıştır. Bilgisayar ortamında veriler, üretim kısmına aktarılarak, metal altyapı SLS yöntemiyle (EOSINT M270, EOS GmbH, Münih, Almanya) üreticinin önerdiği şartlar altında, Co-Cr alaşım partikülleri (Cobalt Chrome SP2, Münih, Almanya) birleştirilerek üretilmiştir (Şekil 21 a.). Üretim 200W 1400 °C Yb-fiber lazer ile her tabakanın kalınlığı 20 µm olacak şekilde tabaka tabaka yapılmıştır. Üretim işlemi bittikten sonra, metal altyapı yüzey geriliminin düşürülmesi için argon atmosferine sahip fırına (Protherm, Ankara, Türkiye) konmuştur. Isı artış hızı 60 dakikada 450 °C olacak şekilde ayarlanıp 45 dakika bu sıcaklıkta beklettikten sonra, fırın ısı 45 dakikada 750 °C'ye çıkarılıp 1 saat de bu sıcaklıkta bekletilip, serbest soğumaya bırakılmıştır. Fırından çıkan altyapı 50 µm'lik alüminyum oksit partikülleri (Korox 50, Bego, Almanya) ile kuşlanarak temizlenmiş, tunsten frez (Edenta, Hauptstrasse, İsviçre) kullanılarak tesfiyeleri yapılmıştır (Şekil 21 b,c).



Şekil 21. a) SLS yöntemiyle üretim yapan cihazın görünümü (EOSINT M270) b) Protherm Furnaces Dental MoS serisi fırın görünümü c) SLS yöntemiyle Co-Cr tozundan üretilmiş metal altyapı görünümü

3.7. Hibrit Protez Üst Yapılarının Hazırlanması

Mandibular ana model üzerinde, konvansiyonel döküm yöntemiyle elde edilmiş hibrit protez altyapısı uzun 'multi-unit' vidası (Biohorizon, USA) kullanılarak sabitlenmiştir. Metal altyapı tamamen içinde kalacak şekilde mum duvar yapılmıştır. Kapanış olmadığı için kaide dizaynında genel kurallara uyulmuştur. Yüksekliği dudak cebinin en derin hizasından 19 mm ve posteriorda distaldeki implantları içine alacak şekilde hazırlanmıştır.
















Geleneksel diş dizimi kurallarına göre yapay dişler (Yamahachi, Yamahachi Dental Mfg.,Co, Japonya) kullanılarak diş dizimi tamamlanmıştır. Diş diziminde anterior bölgede S3 form (New Ace, Japonya), posterior bölgede ise M23 form (Naperce Aichi, Japonya) yapay dişler tercih edilmiştir. Dişeti modelasyonu tamamlanıp modeller bitime hazır hale getirilmiştir. Modelasyonda, protezin altında kalan yumuşak dokulara pasif uyum sağlanmasına ve hibrit altyapının tamamen modelasyonun içinde kalmasına dikkat edilmiştir (Şekil 22).



Şekil 22. Hibrit protez üst yapı modelasyonu

Akrilik tepim yöntemi olarak kalıba sıvı rezin dökülerek akrilik tepme yöntemi tercih edilmiştir. Bu yöntemde kimyasal olarak aktive edilen tipte olan ve dökülebilir akrilik rezin kullanılmıştır (Vertex Dental, Zeist, Hollanda). Modelde her iki molar dişin distobukkal yüzeyine vidalara paralel ve biri diğerinden daha kısa olacak şekilde mumdan kanallar yapılmıştır. Bu kanallar akrilik tepim aşamasında akriliğin ölçü içine akıtılacağı kanallardır. Akrilik tepimi için hazır hale getirilmiş modelle silikon esaslı elastomerik ölçü maddesi (Express XT, 3M ESPE, Almanya) ile kutulama yapılmıştır. Kutulamada okluzalde implant vidaları ve kanallar, tabanda ise modelin tabanı açıkta kalmıştır. Standardizasyonu sağlayabilmek için aynı modelden, sınırları aynı olan beş tane silikon kalıp çıkarılmıştır. Silikona dişler aynı şekilde dizilmiş ve üzerine model sabitlenmiştir. Bu aşamada model laklanmış, hibrit protez altyapısı ise modele vidalanmıştır. Silikon kalıp üzerindeki uzun kanaldan, yapay dişler ve hibrit protez altyapısı arasındaki boşluğu kaplayıp, kısa kanalı dolduruncaya kadar üretici firmanın talimatlarına göre hazırlanmış akrilik rezin dökülmüştür. Herhangi bir işleme tabi tutulmadan polimerizasyon işlemi tamamlanana kadar beklenmiştir. Bu işlem bütün altyapılar için tekrarlanmıştır.

Kalıplardan çıkarılan hibrit protezlerde dişlerin doğru konumda olup olmadığı kontrol edildikten sonra tesviye ve polisaj işlemine geçilmiştir. Mikromotorun ucuna tunsten frez (Edenta, Hauptstrasse, İsviçre) takılarak protezin kaba tesviyesi yapılmıştır. Bu aşamada hibrit protezlerin modele bakan yüzlerinden aynı miktarda aşındırma yapılarak. Strain gauge gerilim analizi sırasında strain gaugelerin yerleştirilebileceği boşluk açılmıştır. Jumbo lastikle frez izleri giderilerek tesviye işlemi bitirilmiştir. Sonrasında keçe ve kıl fırça ile pomza, pamuk fırça ile cila pastası uygulanmıştır ve protezler yıkanarak polisaj işlemi tamamlanmıştır. Her bir üst yapıya numara verilmiştir (Şekil 23).

Geleneksel döküm yöntemi 1			
Geleneksel döküm + lehim yöntemi 2			
CAD/CAM freze yöntemi 3			
Yarı Sinterlenmiş Metal Bloktan CAD/CAM freze yöntemi 4			
SLS yöntemi 5			

Şekil 23. Hibrit protez üst yapıları ve numaralandırılması

3.8. Alt Çene Modelinin Mandibula Şeklinde Hazırlanması

Bu çalışma için Bezmialem Vakıf Üniversitesi Anatomi Anabilim Dalı Laboratuvarında bulunan normal derecede rezorpsiyon gösteren dişsiz kuru bir alt çene kemiği temin edilmiştir. Alt çene kemiğinin mumdun dublikasyonunu çıkartmak üzere çene kemiğinin boyutlarına uygun bir kalıp hazırlanmıştır. Üretici firmanın talimatları doğrultusunda karıştırılan aljinat (Kromopan; Lascod, Florence, Italy) kalıba doldurulmuştur. Andırkat alanları mumla 'block aut' yapılmış alt çene kemiği alt kenarı yukarı ve aljinatla aynı seviyede olacak şekilde parmak basıncıyla aljinatın içine yerleştirilmiştir. Öncesinde çene kemiğini aljinat ölçü içerisinde kolay bir şekilde çıkarabilmek için korpus bölgelerine ucu aljinatın dışında kalacak şekilde ayarlanmış ipler bağlanmıştır. Üretici firmanın talimatlarına uygun bir süre aljinatın sertleşmesi beklendikten sonra alt çene kemiği ölçüye zarar vermeyecek şekilde çıkarılmıştır. Su banyosu tekniğiyle homojen bir şekilde eritilen mum (Cavex Set Up Regular Cavex Holland BV, RW Hearlem, Hollanda) tek bir noktadan dikkatli bir şekilde ölçünün içine dökülmüştür. Mumun tamamen sertleşmesi beklendikten sonra mum modele zarar vermeyecek şekilde aljinat parçalara ayrılarak modelden ayrılmıştır.

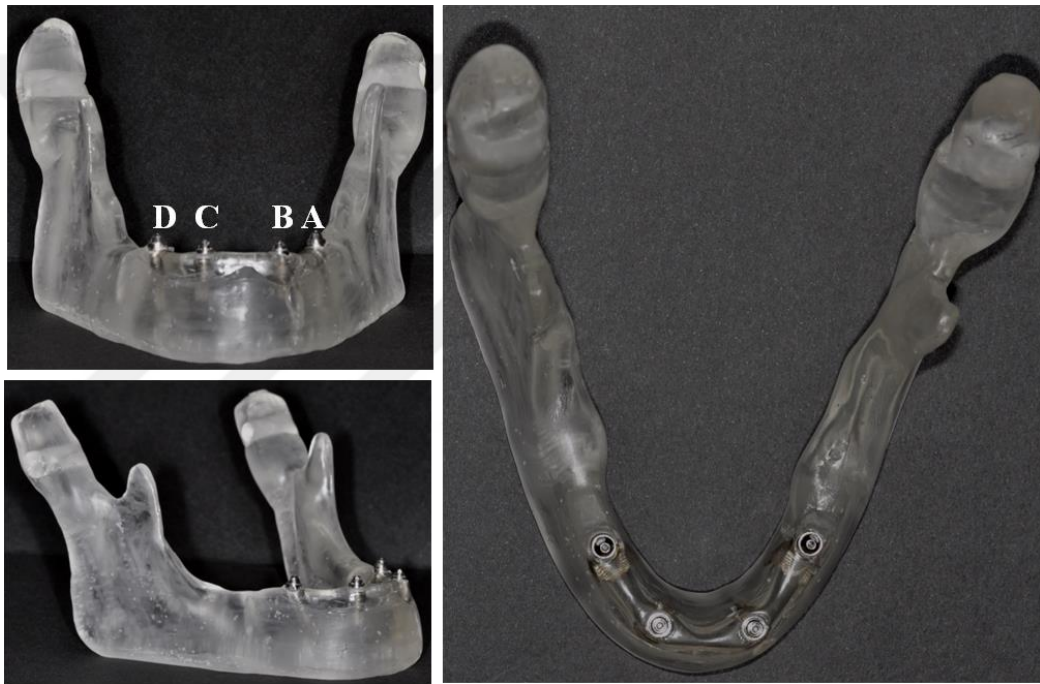
Epoksi rezinden "Multi-unit" konseptine göre hazırlanmış tam dişsiz mandibula modelinden (Biohorizon, USA) implantları içeren kret kısmı ayrılmıştır. Alt çene modelinin duvarlarını birbirine paralel olacak şekilde ayarlayabilmek için, modele ark formu verilirken paralelometre ve fissür tunsten frez (Edenta,Hauptstrasse, İsviçre) kullanılmıştır. İşlem sırasında oluşan ısı artışının modeli deforme etme ihtimaline karşı işlem su soğutması altında yapılmıştır. Gerekli retansiyon bölgeleri oluşturulduktan sonra implantları içeren ark şeklindeki epoksi rezin, mumdan elde edilmiş alt çene modeline monte edilmiştir. Kondil bölgeleri artikülasyona bağlanabilecek şekilde modifiye edildikten sonra modelasyon bitirilmiştir (Şekil. 24).



Şekil 24. Mum modelasyonu bitirilmiş alt çene görünümü

Tamamen epoksi rezinden alt çene elde edebilmek için, mumdan elde edilmiş alt çene modelinin boyutlarına uygun bir kalıp hazırlanmıştır. Hem implant abutmentlerinin silikonla temasını önlemek hem de tutunma yüzeyi elde etmek için implantlar üzerine modele uygun olarak tam akrilikten elde edilmiş hibrit protez üst yapısı sabitlenip andırkat alanları mum ile kapatılmıştır. Model alt kenarından kalıbın tabanına mumla sabitlendikten sonra, RTV-2 kalıp silikonu (Armasil, İstanbul, Türkiye) üretici talimatlarına uygun şekilde hazırlanarak tek bir noktadan çok ince bir şekilde hava kabarcığı oluşmamasına dikkat edilerek kalıba dökülmüştür. Silikon dökülmüş kalıp polimerizasyonun tamamlanması için 24 saat oda sıcaklığında bekletilmiştir. Mum modelasyon kalıba zarar vermeyecek şekilde kalıbın

alt yüzünden çıkartılmıştır. Kalıpta kenarlarda oluşan düzensiz silikon yüzeyleri alınıp, alt çene negatifi hava su spreyi ile temizlenip kurutulmuştur. İmplantları içeren ark şeklindeki epoksi rezin, üst yapı rehberliği ile alt çene negatifinin içerisine oturtulmuştur. Negatifin geri kalan kısmı üretici firmanın direktifleri doğrultusunda hazırlanan poliaminler, poliamid rezinlerinden olan epoksi rezin (Ep 3114 Epoxy Resin, Bern) ile tamamlanmıştır. Epoksi rezin polimerizasyonunun tamamlanması için 24 saat oda sıcaklığında bekletildikten sonra model kalıbın içerisinden çıkarılarak, hibrit protezlerin oturacağı yüzeye dokunulmadan tesfiye ve polisaj yapıp, alt çene model elde etme işlemi tamamlanmıştır. İmplantlar modelin sol tarafından başlayarak sırası ile A, B, C, D şeklinde isimlendirilmiştir (Şekil 25).



Şekil 25. Epoksi rezinden elde edilmiş alt çene görünümü

3.9. Hibrit Protezlerin Marjinal Uyumlarının Fotoğraflanması ve Ölçülmesi

Abutment platformu ve restorasyon arasındaki dikey marjinal aralık pasif uyum koşullarında 'tek-vida testi' (single-screw test) ile değerlendirilmiştir. Tek vida testinde dikey marjinal aralık ölçümü, restorasyon dahilindeki vidanın birinin manuel olarak sıkılması sonucu sıkılmayan diğer vidalarda abutment platformu-restorasyon arasında oluşan aralığın ölçülmesi şeklinde uygulanmıştır. Sıkma işlemi Sheffield testinde [197] tanımlandığı gibi vidanın ilk tespiti hissedilene kadar yapılmıştır. A implantının protetik vidası sıkıldığında C ve D implant abutment platformları ve restorasyon ara yüzeyindeki vertikal marjinal aralık, D

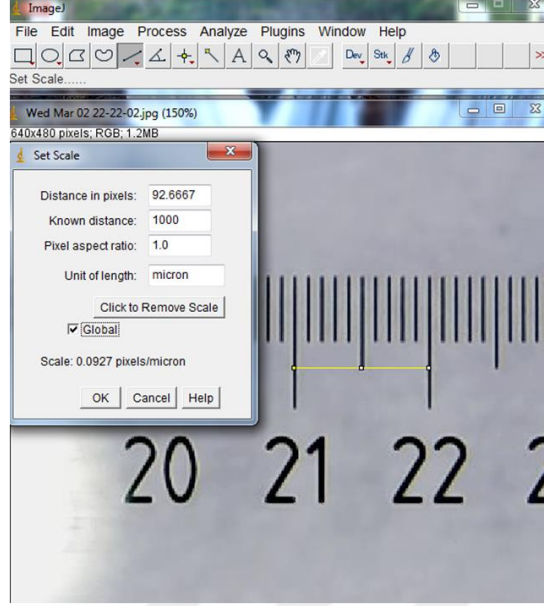
implantının protetik vidası sıkıldığında ise A ve B implant abutmenti platformları ve restorasyon ara yüzündeki vertikal marjinal aralık değerlendirilmiştir.

Marjinal aralık fotoğraflarının elde edilmesinde x50 büyütmeli bir dijital kamera olan USB Digital Microscope (Shenzhen Northvision Technologies Co., Ltd. Guangdong, Çin)(Şekil 26) yararlanılmıştır. A implantı protetik vidası sıkılmış durumdayken C ve D implant abutmenlerinin fasial ve lingual yüzlerinden, D implantı protetik vidası sıkılı durumdayken A ve B implant abutmentlerinin fasial ve lingual yüzlerinden olacak şekilde, her protez için 8 toplamda 40 fotoğraf alınmıştır. Fotoğraflar aynı mesefaden (1,5 cm) ve abutment platformunun eğimi göz önünde bulundurularak çekilmiştir. Böylece distorsiyon sonucu oluşabilecek ölçüm farkının önüne geçilmiştir.



Şekil 26. Çalışmada kullanılan dijital kamera USB Digital Microscope (Shenzhen Northvision Technologies Co. Ltd. Guangdong, China)

Bilgisayara aktarılan fotoğraflar üzerinde ölçümler, görüntü analiz programı (Image-j, National Institutes of Health, ABD) kullanılarak yapılmıştır. Program, dijital kamera ile aynı büyütmede fotoğrafı alınmış mikro cetvel ile kalibre edilmiştir (Şekil 27). Her marjinal aralık fotoğrafı için birbirine eşit mesafede 6'şar adet ölçüm noktası seçilmiştir. Böylece her implant için fasial ve lingual yüzeyden olacak şekilde 12 adet, her protez için 48 adet ve toplamda 240 adet ölçüm yapılmıştır.

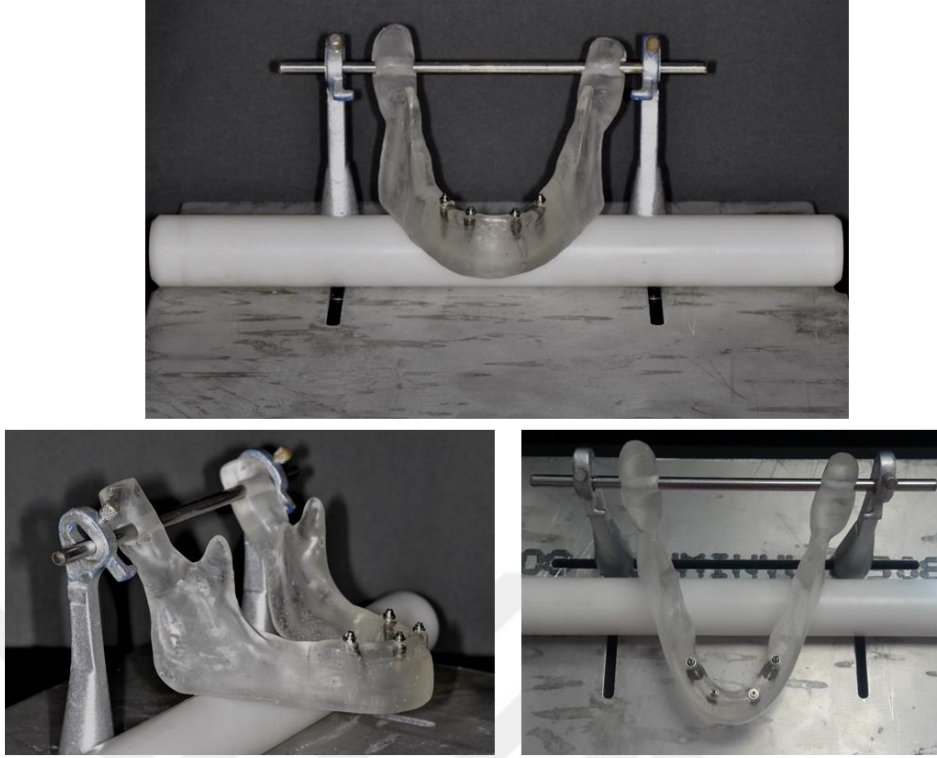


Şekil 27. Image-j ölçüm programının micro cetvel ile kalibrasyonu

3.10. Alt Çene Modeli İle Beraber Hibrit Protez Üst Yapılarının Bağlanacağı Modifiye Edilmiş Artikülâtörün Hazırlanması

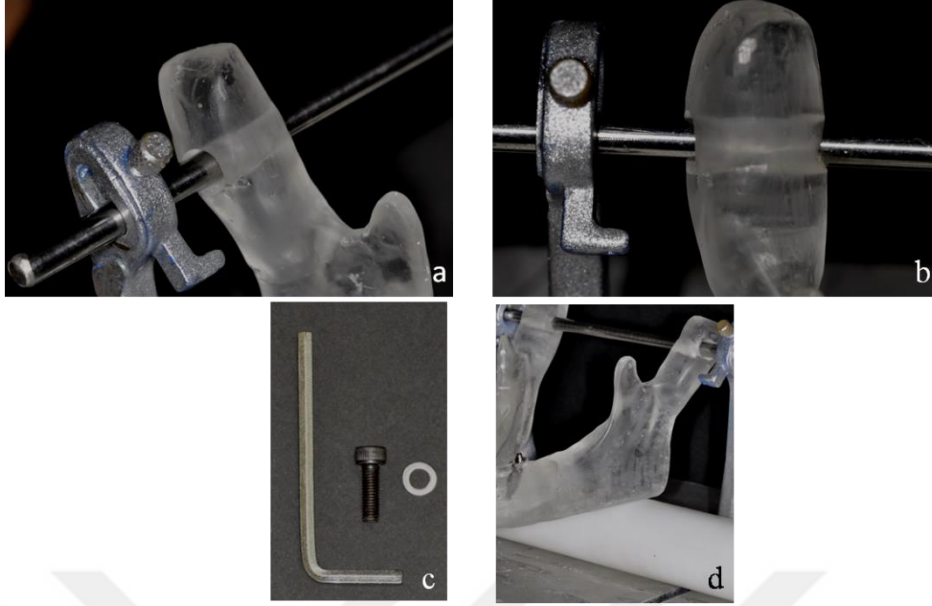
Yüklemeler sırasında alt ve üst çene ilişkisini taklit etmek için ortalama değerli artikülâtör (Major AVM100M Predotti Dentari, S.P.A., İtalya) kullanılmasına karar verilmiştir.

Alt çene modelini artikülâtöre bağlayabilmek için artikülâtörün ramusu taklit eden dik kolları alt ve üst parçalardan ayrılmıştır. 30x30 cm boyutlarında 15 mm kalınlığında alüminyum levha kullanılmıştır. Kondiller arası mesafenin istenildiği şekilde ayarlanabilmesi için levhanın üzerinde levhayı ortalayacak şekilde 20 cm'lik medio-lateral yönde harekete izin veren oluklar açılmıştır. Dik kollar bu oluklara alt çene modelinin artikülâtör düzeneğine bağlanabileceği uygun mesafe yükseklikte sabitlenmiştir. Alt çene modelinin alt bölgesini desteklemek ve alt çene modelinin yük altında bünyesinde oluşacak muhtemel birim şekil değiştirmelere ve gerilmelere olanak tanımak üzere masseter kaslarının yapışma bölgesinden, modelle tek nokta teması sağlayacak şekil ve yükseklikte teflon platform yerleştirilmiştir (Resim 28).



Şekil 28. Artikülatöre bağlanmış mandibula modeli

Dik kolların sabitlendiği noktalardan, teflon platformun antero- posterior hareketine izin verecek şekilde 5 cm'lik iki oluk açılmış ve teflon blok alt çene modelini destekleyebileceği uygun pozisyonda vidalar ile sabitlenmiştir. Dikey ayaklar arasından 6 mm'lik metal çubuk geçirilerek orijinal vidalarla sabitlenmiştir. Alt çene kemiğinin kondiller bölgesinden artikülatöre bağlanabilmesi için çubuğun çapına uygun bir şekilde hard frez (Edenta, Hauptstrasse, İsviçre) ile delikler açılmıştır. Yükleme sırasında modelin lateral yönde hareket etmemesi için her iki kondilin distalinde metal çubuğa bronz halkalar geçirilmiştir (Şekil. 29).

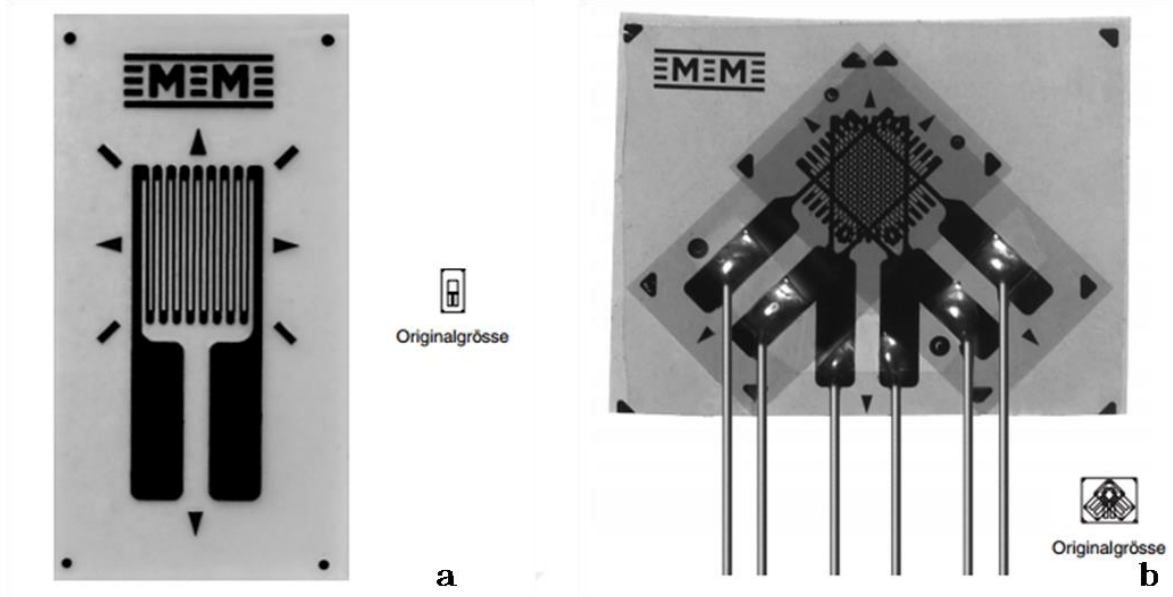


Şekil 29. a,b) Kondilin rotasyon eklemine sabitlenmesi c) Kondiller arası mesafenin ayarlandığı vidalar d) Masseter bölgesinde destek görevi gören teflon platform

3.11. Strain Gaugelerin Yapıştırılması

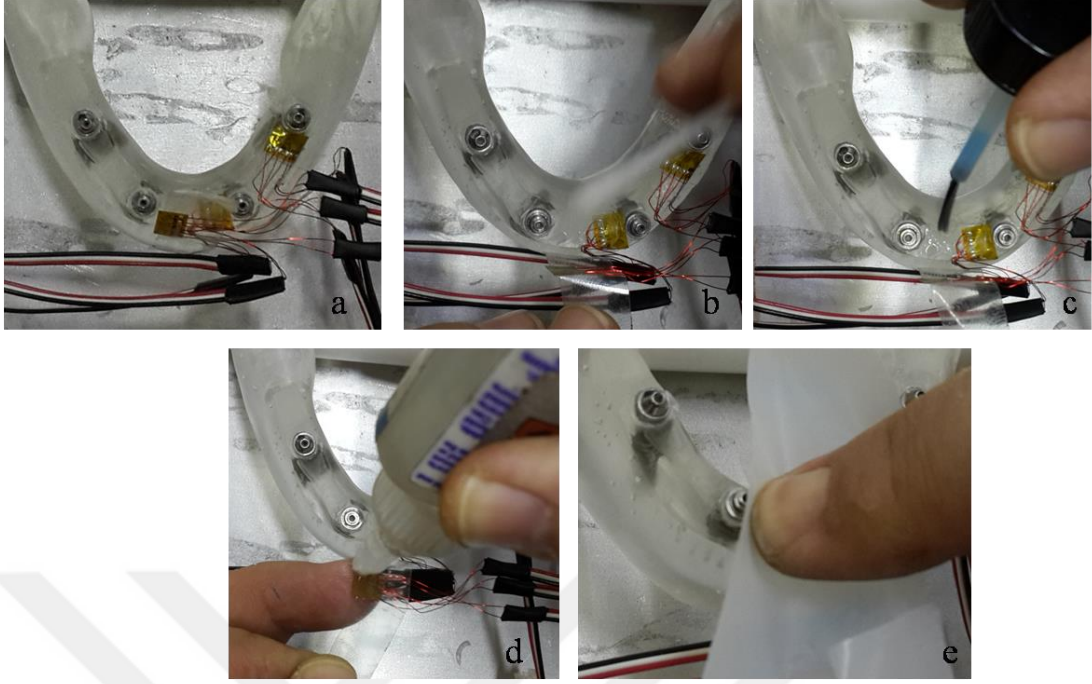
Alt çene modeli değerlendirilerek gerilme yığılması olması beklenen bölgeler belirlenmiştir. Buna uygun olarak strain gaugelerin yapıştırılacağı yerler planlanmıştır. Her implantın mesial, fasial ve lingual yüzeyleri hizasında alt çene modeline, her hibrit protez üst yapısının modele bakan yüzeylerine her iki implantın ortasına gelecek şekilde strain gauge'ler İTÜ Makine Fakültesi Mukavemet Birimi mühendisleri tarafından yerleştirilmiştir.

Yüklemeler sırasında çene modeli için 350Ω dirençli ve $0-45-90^\circ$ lik dikdörtgen rozet gaugelerin (C2A-XX-062WW-350; Vishay Micro- Measurements, Raleigh, NC; resistance $350 \pm 0,6\Omega$; gage factor: 2,1), hibrit protez için ise 350Ω tek eksenli gaugelerin (CEA-XX-062WW-350; Vishay Micro- Measurements, Raleigh, NC; resistance $350 \pm 0,3\Omega$; gage factor: 2,1) kullanılması uygun bulunmuştur (Şekil 30).



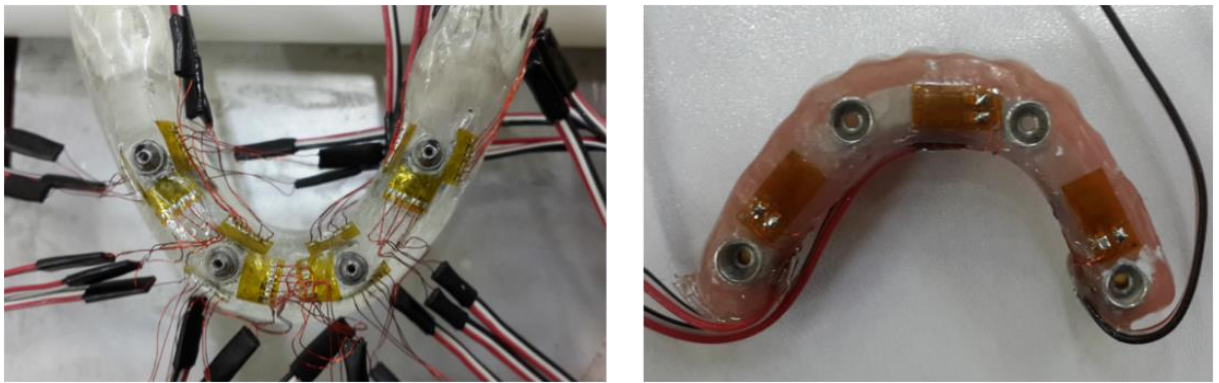
Şekil 30. a) Dikdörtgen rozet gauge b) Tek eksenli gauge

Alt çene modeli yapışma yüzeyinin temiz ve pürüzsüz olmasını sağlamak amacıyla model 0 numara zımpara ile zımparalanmıştır. Zımparalanan bölge aseton ve isopropanol içeren yüzey temizleyici ajan (RMS 1 Reinigungsmittel, HBM, Darmstadt, Almanya) ile temizlenmiştir. Temiz bir petri kabı üzerine konulan strain gauge üzerine polimid bant (Klebebant, HBM, Darmstadt, Almanya) yapıştırılarak bant kenarları gauge boyutlarına uygun olacak şekilde bisturi yardımıyla kesilmiştir. Banda yapışan strain gauge bantla beraber pens yardımıyla petri kabından çıkartılarak, yapıştırılması planlanan bölgede pozisyonu belirlenerek bant yardımıyla modele yapıştırılmıştır. Hibrit protezler model üzerine yerleştirilerek strain gauge pozisyonlarının protezin oturmasını engellemeyecek şekilde konumlandırıldığı kontrol edilmiştir. Bant tek kenarı yapışık kalacak şekilde diğer tarafından strain gauge üzerine yapışık kalacak şekilde kaldırılmıştır. Strain gauge'in yapışacağı bölgeye katalizör (200 Catalyst-C, Vishay, ABD.) sürülmüştür. Katalizörün kurumması beklendikten sonra yapıştırıcı (M-Bond Adhesive, Vishay, ABD) sürülerek tek kenarı kemiğe yapışık olan bant strain gauge ile beraber tekrar kemiğe yapıştırılarak üzerine teflon bant yardımıyla 1,5 dakika parmak basıncı uygulanmıştır (Şekil 31).



Şekil 31. Strain gaugelerin yapıştırılması

Strain gauge'in yapıştığından emin olunduktan sonra bant yavaşça pens yardımıyla çıkarılmıştır. Diğer 27 strain gauge için aynı işlem sırayla tekrarlanmıştır. Strain gauge üzerindeki renk kodlu kabloların uçlarından akım ölçer ile dirençler kontrol edilmiştir. Ölçümler sırasında strain gauge tellerinin zarar görmesini engellemek amacıyla, hibrit protezlerde strain gauge telleri protezlerin lingualine sabitlenmiş terminallere lehimlenerek, alt çene modeli üzerindeki strain gauge kabloları ise deney platformuna epoksi rezin yapıştırıcı yardımıyla sabitlenmiştir (Şekil 32).



Şekil 32. Alt çene modeli ve hibrit protez üzerindeki strain gauge konumları görünümü

Model üzerindeki abutmentler ve protezler üzerindeki abutmentlere oturacak parçalar üzerinde yapıştırıcı artığı kalmadığı kontrol edilmiştir ve yapıştırılan strain gaugelerin her birine isim verilmiştir (Tablo 7,8).

Tablo 7. Alt çene modeli üzerindeki strain gauge isimlendirilmesi

İmplant	Fasial	Mezial	Lingual
A	AF	AM	AL
B	BF	BM	BL
C	CF	CM	CL
D	DF	DM	DL

Tablo 8. Hibrit protezler üzerindeki strain gauge isimlendirilmesi

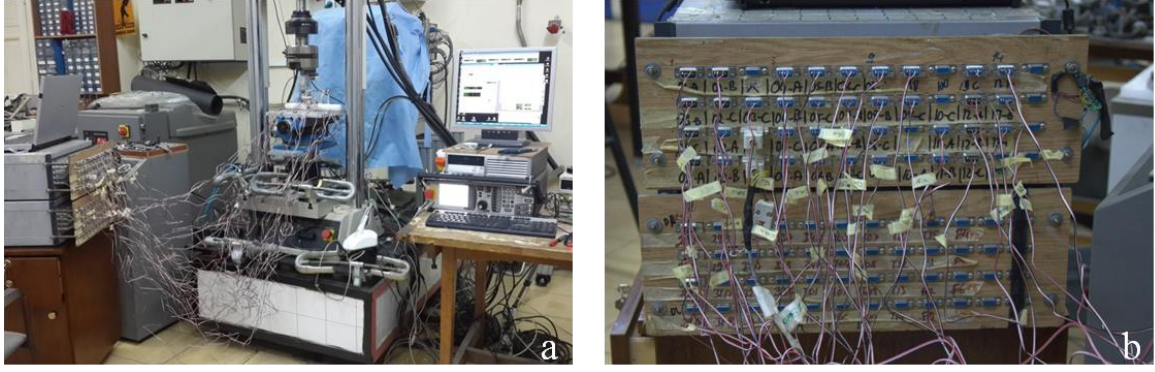
Hibrit protez	İmplant A-B arası	İmplant B-C arası	İmplant C-D arası
1	AB	BC	CD
2	AB	BC	CD
3	AB	BC	CD
4	AB	BC	CD
5	AB	BC	CD

Bu şekilde alt çene modeline ve hibrit protezlere yerleştirilen gaugeler konnektöre lehimleme işlemine hazır hale getirilmiştir.

Kablolu strain gaugelerde her bir strain gauge'in ölçüm aletine (Prosig Ltd, Prosig, İngiltere) bağlanması için 51 konnektör kullanılmıştır. Kullanılan rozet gaugelerin her birinde 3 adet, tek eksenli gaugelerin her birinde 1 adet ölçüm ızgarası bulunmaktadır. Kullanılan strain gauge'lerde her ölçüm ızgarası için 3 adet renk kodlu kablo bulunmaktadır. Gaugeler üzerindeki siyah kablo konnektörün 5 numaralı pinine ve beyaz kablo 2 ve kırmızı kablo 4 numaralı pine lehimlenmiştir. Bu sayede veri toplama cihazı (Prosig Ltd, Prosig, İngiltere), bağlanan quarter bridgeleri kendi içerisindeki tamamlayıcı dirençler sayesinde tam köprü haline getirerek strain ölçümlerini yapmaya hazır hale getirmiştir.

3.12. Hibrit Protezin İmplantlar Üzerine Torklama Sonrasında Oluşan Gerilmenin Ölçülmesi

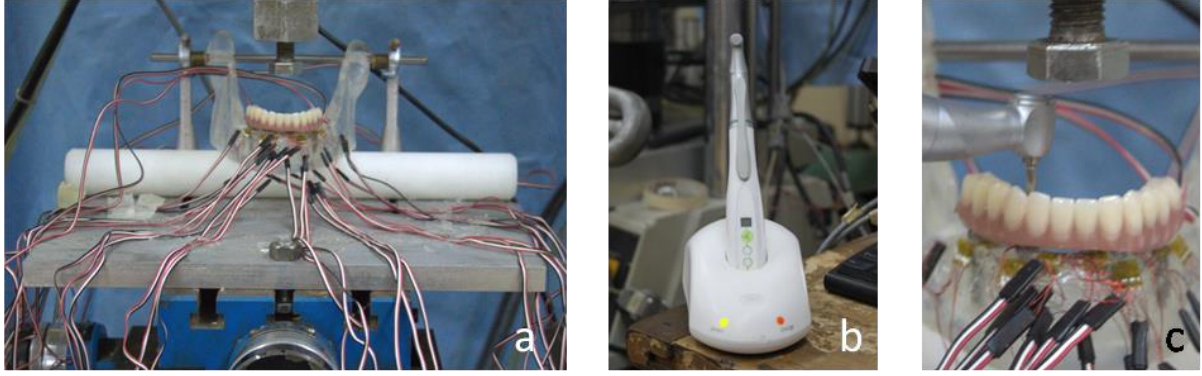
Düzenek yüklemelerin gerçekleştirileceği çekme-basma cihazının (MTS Bionix 858-II, MTS, Eden Prairie, Amerika) platformuna sabitlenmiştir. Gerilme verilerinin alınabilmesi için veri toplama sistemi (PROSIG Inc, Model 8048, 128 Channel Configuration, UK.) kullanılmıştır (Şekil 33).



Şekil 33. a) MTS çekme-basma test cihazı b)Prosig veri toplama cihazında kullanılan 39 kanalın görüntüsü

Çeyrek köprü oluşturacak şekilde konnektöre lehimlenen her strain gauge elemanı adlandırılarak veri toplama cihazına (PROSIG Inc, Model 8048, 128 Channel Configuration, İngiltere) bağlanmıştır. Alt çene modelindeki rozet gaugelerin her birinde 3 eleman, her bir hibrit protez üzerindeki tek eksenli strain gauge'lerde 1 eleman olduğu için her ölçümde toplam 39 kanal kullanılmıştır (Şekil 33.b).

Hibrit protezin alt çene modeli üzerinde torklanmadan sabit kaldığı pozisyon sıfır kabul edilmiş torklama işlemi bittikten sonraki gerilme değeri ölçülmüştür (Şekil 34.a). Vidalar sırası C, B, D ve A (B ve C merkezdeki A ve D posteriordaki implantları temsil etmektedir.) olacak şekilde torklanmıştır. Torklama işlemi sırasında protetik tornavida (WH-16934000, IA-400 Prosthodontic Screwdriver, Bürmoos, Avusturya) (Şekil 34.b,c) kullanılmış ve her bir üst yapı vidası implant firmasının önerdiği 15 Ncm değerinde torklanmıştır. Ölçümler her hibrit protez için aynı şekilde 3 kere tekrarlanmıştır. Her hibrit protez ölçümü için yeni abutment vidası (Abutment Screw, Multi-unit, Biohorizon, ABD) olmak üzere toplamda 20 adet abutment vidası kullanılmıştır.



Şekil 34. a) Hibrit protezin alt çene modeli üzerindeki görünümü b,c) W&H protetik tornavida ve torklama işlemi

3.13. Gerilme Analizi İçin Yükleme Düzenine Hazırlanması, Yüklemelerin Gerçekleştirilmesi ve Verilerin Kayıt Edilmesi

Yükleme, her hibrit protez için sağda 2. premolar ve 1. molar dişlerin üzerinden, solda 2. premolar ve 1. molar dişlerin üzerinden, iki taraflı 2. premolar ve 1. molar dişlerin üzerinden, son olarak da santral dişler üzerinden olmak üzere dört farklı şekilde gerçekleştirilmiştir.

Bu amaçla, çekme basma cihazının (MTS Bionix 858-II, MTS, Eden Prairie, Amerika) platformuna sabitlenmiş model üzerinde, besin maddesini taklit üzere yükleme ucu ile dişler arasında kalınlığı 3 mm olacak şekilde silikon elastomerler hazırlanmıştır. Bütün hibrit protezler standart bir şekilde hazırlandığı için her protez için aynı silikonun (Express™ XT Putty Quick, 3M ESPE AG Dental Products, Seefeld, Almanya) kullanılmasına karar verilmiştir. Sağ- sol tek taraflı ve çift taraflı yükleme ve santral dişler üzerinde olmak üzere 3 adet silikon elastomer hazırlanmıştır. Posterior dişler üzerine gelecek olan silikon elastomerler posteriorda 1. molar distali hizası, ön bölgede 2. premolar mezial hizasında olacak şekilde, anterior dişler üzerine gelecek olan elastomer ise kanin dişler hizasından kesilmiştir.

Uygulanacak yükü kontrol edebilmek için çekme-basma test cihazına (MTS Bionix 858-II, MTS, Eden Prairie, Amerika) 40 kg'lık yük hücresi (ESIT, Türkiye) takılmıştır (Şekil 35). MTS cihazı düzenekle ilgili oluşabilecek sapmaları minimuma indirebilmek için 5 N ön yükleme koşulunda 105 N kuvvet uygulayacak şekilde kalibre edilmiştir.

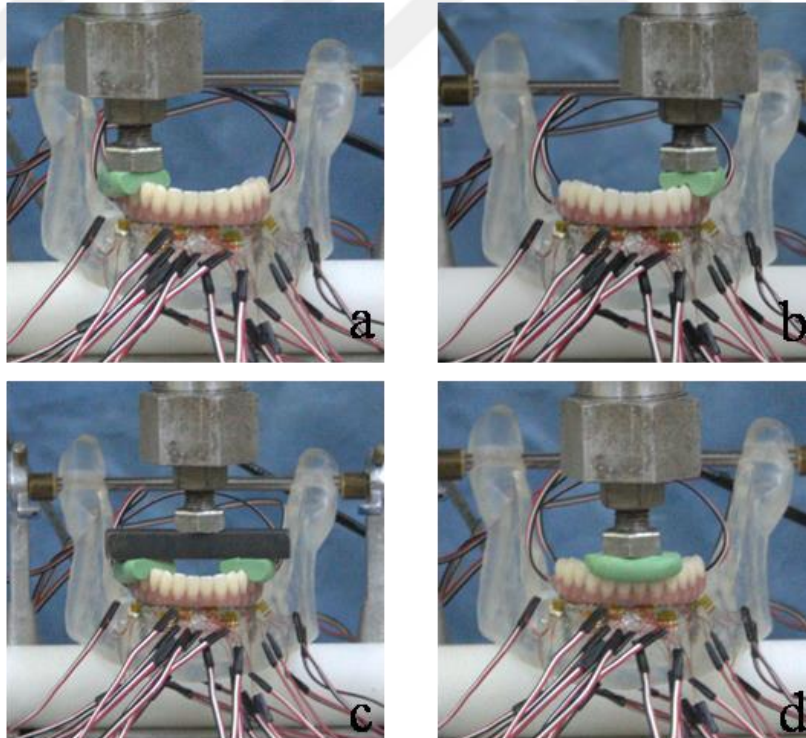
Yükleme; hibrit protez, alt çene kemiğine B, C, D ve A sırasıyla 15 Ncm torklanmış hali sıfır konumu kabul edilerek yükleme bölgelerine göre modifiye edilmiş uçlar aracılığıyla yapılmıştır. Sağ-sol tektaraflı yüklemeler ve anterior bölge yüklemesi için 12'lik civatanın anahtar ucu ile silikonlar üzerinden yapılmıştır. Sağ-sol çift taraflı yüklemenin sağlanabilmesi

için 7x1,5x1 cm boyutlarında çelik levha kullanılmıştır. Levha yükleme sırasında her seferinde sadece alt yüzeyi besin maddesi görevi gören silikonlara temas edecek şekilde yerleştirilmiştir. Yükleme 12'lik civatanın ucu çelik levhanın tam ortasına gelecek şekilde yapılmıştır (Şekil 35).



Şekil 35. Yük hücresi, yükleme ucu ve çelik levha görünümü

Bu dört farklı yükleme şeklinin her biri üçer kere tekrar edildikten sonra diğer yükleme şekline geçilmiştir. Her protez için toplamda 12 yükleme yapıldıktan sonra artikülördeki protez değiştirilmiştir. Yükleme durumları Şekil 36'de verilmiştir.



Şekil 36. Yükleme durumları a) Sağ tek taraflı yükleme b) Sol tek taraflı yükleme c) Sağ-sol çift taraflı yükleme d) Anterior yükleme

3.14. Verilerin İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi

Dikey marjinal aralık (misfit) ölçümü sonrası, strain gauge analizi sonrası elde edilen verilerin analizi, veri analizi programı (SPSS v15.0; SPSS Inc., Chicago, IL., USA) kullanılarak yapılmıştır. Çalışmamızda 5 farklı hibrit protezden elde edilen misfit miktarlarının, torklama sonrasında protezlerden ve modeldeki implantların çevresinden elde ettiğimiz verilerin, yükleme sırasında protezler ve modeldeki implantların çevresinden elde ettiğimiz verilerin ve bu değişkenler arasındaki ilişkinin istatistiksel olarak değerlendirilmesinde çok yönlü varyans analizi (ANOVA) kullanılmıştır. Ortalamalar arası farklar Tukey's HSD çoklu karşılaştırma testi ile yapılmıştır. Anlamlılık $p < 0,05$ düzeyinde değerlendirilmiştir.



4. BULGULAR

4.1. Hibrit Protezlerin Marjinal Uyumlarının Ölçüm Değerleri

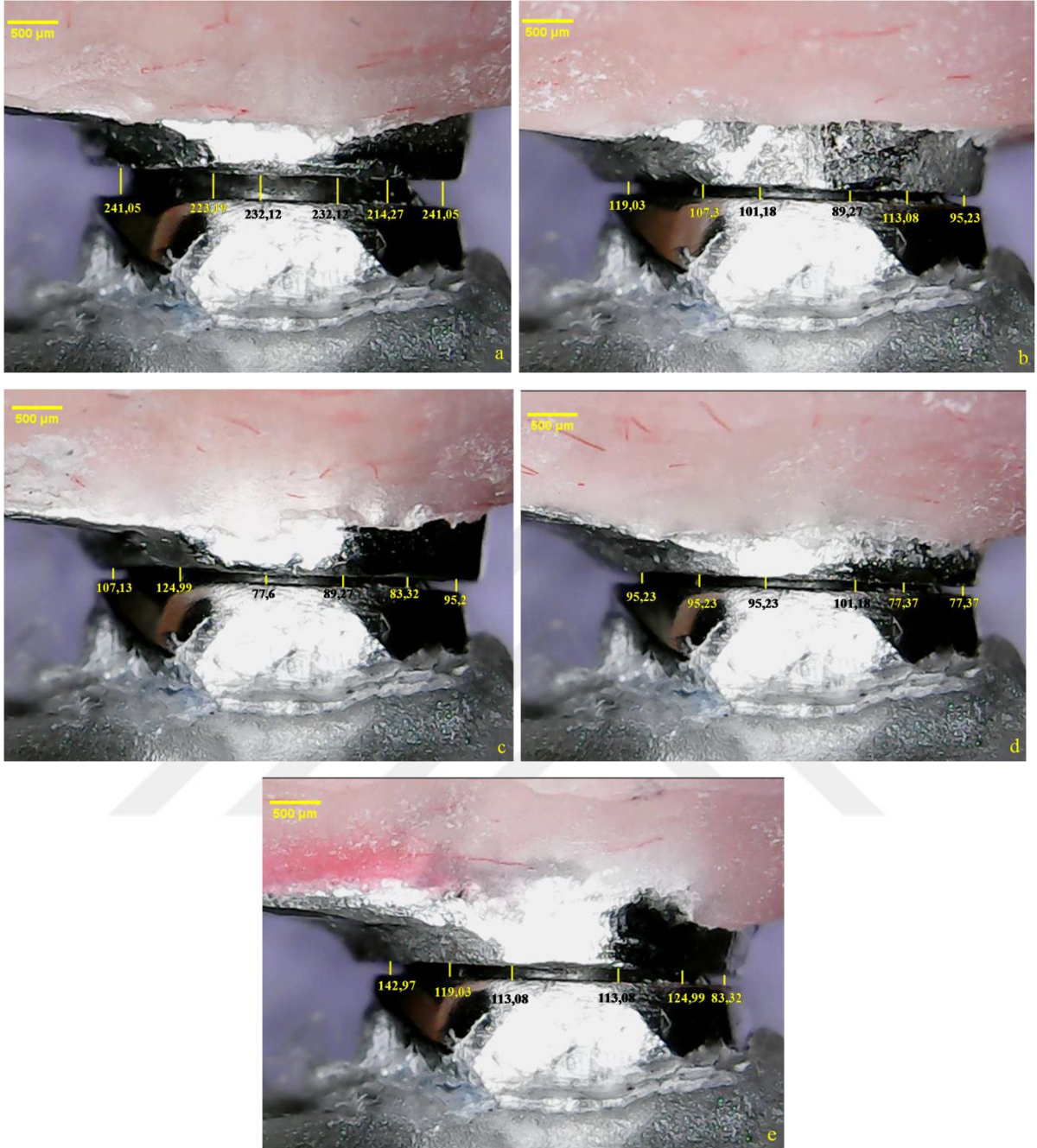
Geleneksel döküm (P-1), geleneksel döküm + lehim (P-2), CAD/CAM freze (P-3), yarı sinterlenmiş metal bloktan CAD/CAM freze (P-4) ve SLS (P-5) yöntemiyle üretilmiş restorasyonların, abutment platformu ile gösterdikleri dikey marjinal aralık 'tek-vida-testi' (single-screw test) ile değerlendirilmiştir.

Ölçülen vertikal marjinal aralık (misfit) değerleri genel olarak değerlendirildiğinde en yüksek değer (246,91 μm) geleneksel döküm yöntemiyle elde edilen protezin (P-1) A implantının lingualinde, en düşük değer (53,56 μm) geleneksel döküm yöntemiyle elde edilen protezin (P-1) C implantının fasiyalinde görülmüştür. Misfit değerleri dağılımı en homojen (65,47-142,29 μm) olan grup CAD/CAM freze yöntemiyle üretilen protez (P-3) iken, misfit değerleri arasında en fazla fark (53,57-246,91 μm) geleneksel döküm yöntemiyle üretilen protezde (P-1) görülmüştür (Tablo 9, Şekil 37).

Tablo 9. Ortalama misfit değerleri (μm)

Protez Grupları	İmplant A		İmplant B		İmplant C		İmplant D	
	F	L	F	L	F	L	F	L
P-1	230,64	238,46	141,36	144,75	62,47	116,36	126,00	150,04
P-2	104,19	134,77	129,95	132,93	92,28	114,11	139,87	129,45
P-3	96,61	115,61	91,30	102,67	99,20	95,59	93,74	98,53
P-4	90,27	114,14	148,42	133,56	120,35	82,37	119,09	152,82
P-5	116,08	166,19	123,34	148,68	104,16	122,01	166,57	165,60

P-1:Geleneksel döküm, P-2:geleneksel döküm + lehim, P-3: CAD/CAM freze, P-4: yarı sinterlenmiş metal bloktan CAD/CAM freze, P-5: SLS, F:Fasiyal, L:Lingual



Şekil 37. A implantının fasiyal yüzünde ölçülen misfit değerleri; a) P-1 b)P-2 c)P-3 d)P-4 e)P-5 (Ölçü birimi: µm)

Geleneksel döküm (P-1), geleneksel döküm + lehim (P-2), CAD/CAM freze (P-3), yarı sinterlenmiş metal bloktan CAD/CAM freze (P-4) ve SLS (P-5) yöntemiyle üretilen protezlerde misfit miktarları değerlendirildiğinde protezler, implantlar ve ölçüm bölgesi (F/L) arasındaki farklılık ve bu üç değişkenin aralarındaki ilişki istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0,05$) (Tablo 10).

Tablo 10. Bağımsız değişkenlerin (protez, implant ve ölçüm bölgesi) ve değişkenler arası ilişkinin iki yönlü varyans analizi ile değerlendirilmesi

Kaynak	Serbestlik derecesi	Kareler ortalaması	F	P
Protez	4	19189,27	74,16	,000*
İmplant	3	18203,31	70,35	,000*
Bölge(F/L)	1	10147,53	39,21	,000*
Protez/İmplant	12	9719,34	37,56	,000*
Protez/Bölge	4	1027,00	3,97	,004*
İmplant/Bölge	3	1251,06	4,83	,003*
Protez/implant/Bölge	12	1537,18	5,94	,000*

F: Fasiyal L: Lingual

Protezler arası yapılan Tukey's HSD çoklu karşılaştırma testine göre, en küçük misfit değerleri CAD/CAM freze (P-3) yöntemiyle elde edilen protezde görülürken, artan misfit değerleriyle takip eden protezler sırasıyla yarı sinterlenmiş metal bloktan CAD/CAM freze (P-4), geleneksel döküm + lehim (P-2), SLS (P-5) ve geleneksel döküm (P-1) yöntemiyle elde edilen protez şeklindedir. Yarı sinterlenmiş metal bloktan CAD/CAM freze (P-4), geleneksel döküm + lehim (P-2) yöntemleriyle elde edilen protezlerin gösterdiği misfit değerleri arasında anlamlı bir fark bulunamamışken, diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edilmiştir ($p<0,05$) (Tablo 11, Şekil 38).

Tablo 11. Protez gruplarının gösterdikleri misfit değeri ortalamaları (μm)

Protez	N	Alt Küme			
		1	2	3	4
P-3	48	99,11 ^a			
P-4	48		120,13 ^b		
P-2	48		122,19 ^b		
P-5	48			139,08 ^c	
P-1	48				151,63 ^d

İmplantlar arası yapılan Tukey's HSD çoklu karşılaştırma testine göre, C implantı çevresinde B, D ve A implantlarına göre anlamlı derecede daha az misfit değeri görülmektedir ($p<0,05$). B-D ve D-A implantlarında görülen misfit değerleri kendi aralarında anlamlı bir fark oluşturmazken ($p>0,05$), B-A implantlarında oluşan misfit miktarı istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (Tablo 12). Ölçüm bölgeleri (F/L) arası yapılan Tukey's HSD çoklu karşılaştırma testine göre lingual bölgeden ölçülen misfit miktarlarının, fasiyal bölgeden

ölçülen misfit miktarlarına göre anlamlı derecede fazla olduğu görülmektedir ($p<0,05$) (Şekil 38).

Tablo 12. İmplantlar çevresinde görülen misfit değerleri ortalamaları (μm)

İmplant	N	Alt Küme		
		1	2	3
C	60	101,20 ^a		
B	60		129,67 ^b	
D	60		134,17 ^{bc}	134,17 ^{bc}
A	60			140,66 ^c

Her grup protez için, protez değişkeni sabit tutulup implantlar arası misfit miktarları karşılaştırıldığında, CAD/CAM freze (P-3) yöntemiyle elde edilen protezde implantlar arası misfit değerlerinde anlamlı bir fark görülemez iken ($p> 0,05$), diğer dört grup protezde implantlar arası misfit değerlerinde anlamlı farklar tespit edilmiştir ($p<0,05$). Geleneksel döküm (P-1) yöntemiyle elde edilen protezde istatistiksel olarak anlamlı en yüksek misfit değeri A implantı, en düşük misfit değeri C implantı çevresinde ölçülmüştür (Tablo 13).

Tablo 13. Geleneksel döküm (P-1) yöntemiyle elde edilen protez/ implant çevresinde görülen misfit değerleri ortalamaları (μm)

P-1/ İmplant	N	Alt Küme		
		1	2	3
C	12	90,92 ^a		
D	12		138,02 ^b	
B	12		143,05 ^b	
A	12			234,55 ^c

Geleneksel döküm + lehim (P-2) yöntemiyle elde edilen protezde C implantı çevresinde B ve D implantlarına göre anlamlı derecede düşük misfit değeri elde edilmiştir ($p<0,05$) (Tablo 14).

Tablo 14. Geleneksel döküm + lehim (P-2) elde edilen protez/implant çevresinde görülen misfit değerleri ortalamaları (μm)

P-2/ İmplant	N	Alt küme	
		1	2
C	12	103,20 ^a	
A	12	119,48 ^{ab}	119,48 ^{ab}
B	12		131,44 ^b
D	12		134,66 ^b

Yarı sinterlenmiş metal bloktan CAD/CAM freze (P-4) yöntemiyle elde edilen protezde implant B ve D implantları çevresinde, A ve C ye göre anlamlı derecede yüksek misfit değerleri görülürken, B, D ve A, C implantları çevresindeki misfit miktarları arasında anlamlı fark bulunamamıştır (Tablo 15).

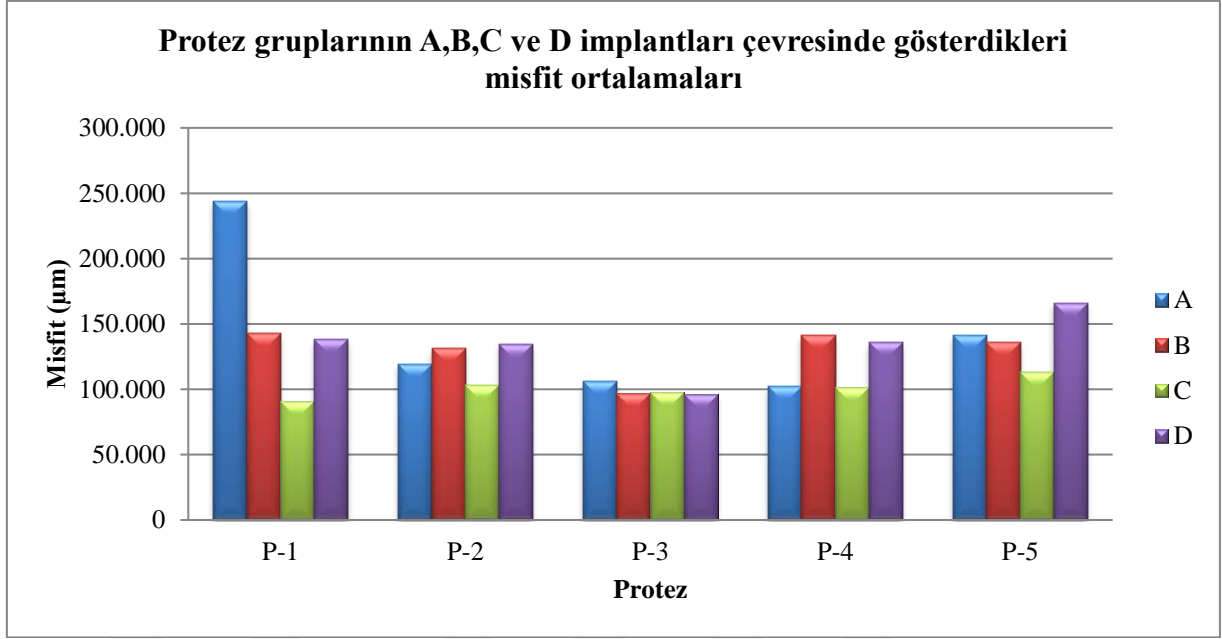
Tablo 15. Yarı sinterlenmiş metal bloktan CAD/CAM freze (P-4) yöntemiyle elde edilen protez/implant çevresinde görülen misfit değerleri ortalamaları (μm)

P-4/İmplant	N	Alt küme	
		1	2
C	12	101,36 ^a	
A	12	102,21 ^a	
D	12		135,96 ^b
B	12		140,99 ^b

SLS (P-5) yöntemiyle elde edilen protezde en düşük misfit değeri C implantı çevresinde görülürken, D implantı çevresinde tespit edilen misfit değeri diğerlerinden anlamlı derecede fazladır (Tablo 16).

Tablo 16. SLS (P-5) yöntemiyle elde edilen protez/ implant çevresinde görülen misfit değerleri ortalamaları (μm)

P-5/ İmplant	N	Alt küme		
		1	2	3
C	12	113,09 ^a		
B	12	136,01 ^{ab}	136,01 ^{ab}	
A	12		141,14 ^b	
D	12			166,08 ^c



Şekil 38. Protez gruplarının A,B,C ve D implantları çevresinde gösterdikleri misfit ortalamaları

4.2. Strain Gauge Analiz Sonuçları

4.2.1. Hibrit protezin implantlar üzerine torklaması sonrasında protezlerde oluşan gerilme değerleri

Hibrit protez gruplarının alt çene modelindeki implantlar üzerine torklanmasından sonra protezler üzerinde oluşan gerilme değerlerini değerlendirdiğimiz çalışmamızda, protetik vidalar implantlar üzerine B, C, A ve D sıralaması ile 15 Ncm değerinde torklanmıştır. Ölçümler her hibrit protez için aynı şekilde 3 kere tekrarlanmıştır.

Torklama sonrasında protezlerde en yüksek gerilme değeri (775,8 MPa) geleneksel döküm yöntemiyle elde edilen protezin (P-1) P-BC (B-C implantları arası) bölgesinde görülürken, en düşük gerilme değeri (13,4 MPa) geleneksel döküm + lehim yöntemiyle elde edilen protezin (P-2) P-AB (A-B implantları arası) bölgesinde görülmüştür. CAD/CAM freze yöntemiyle (P-3) ve SLS yöntemiyle (P-5) üretilen protezlerde en yüksek gerilme değerleri P-AB bölgesinde iken, diğer yöntemlerle üretilen protezlerde en yüksek gerilme değerleri P-BC bölgesinden elde edilmiştir. En düşük gerilme değerlerinin görüldüğü bölgeler ise değişkendir.

Geleneksel döküm (P-1), geleneksel döküm + lehim (P-2), CAD/CAM freze (P-3), yarı sinterlenmiş metal bloktan CAD/CAM freze (P-4) ve SLS (P-5) yöntemiyle üretilen protezlerde torklama sonrası oluşan gerilme değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark

bulunmuştur ($p<0,05$). Torklama dizinleri arasında oluşan gerilme değerleri ve iki değişken arasındaki ilişki karşılaştırıldığında anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$) (Tablo 17).

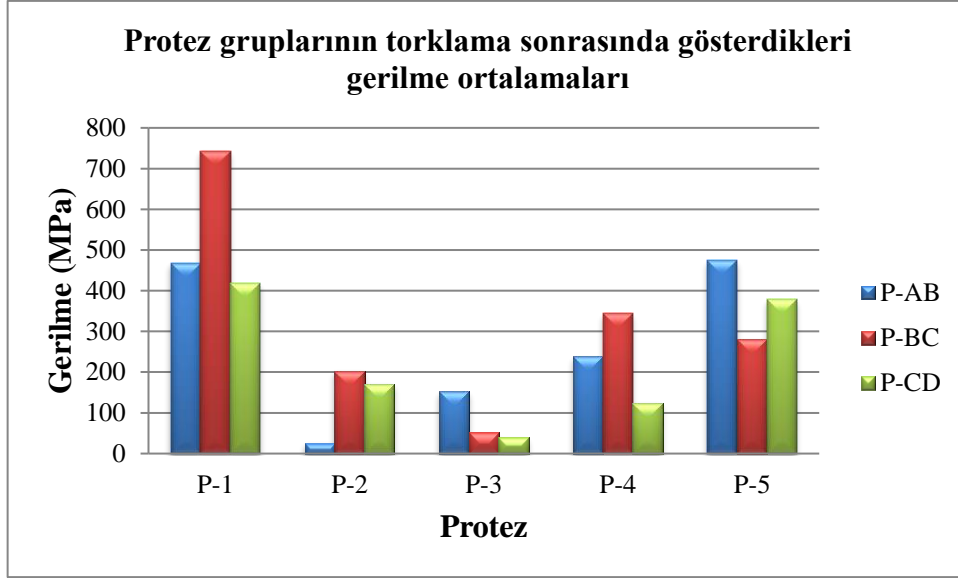
Tablo 17. Bağımsız değişkenlerin (protez ve tork dizini) ve değişkenler arası ilişkinin yönü varyans analizi ile değerlendirilmesi

Kaynak	Serbestlik derecesi	Kareler ortalaması	F	P
Protez	4	318737,63	24,33	,000*
Tork dizini	2	48,57	,004	,996
Protez/Tork dizisi	8	273,43	,021	1,000

Tukey's HSD çoklu karşılaştırma testine göre çalışmada incelenen geleneksel döküm + lehim (P-2), CAD/CAM freze (P-3), yarı sinterlenmiş metal bloktan CAD/CAM freze (P-4) ve SLS (P-5) yöntemi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamış ve bunlar geleneksel döküm (P-1) grubundan anlamlı derecede daha az gerilme değeri ortaya koymuşlardır (Tablo 18, Şekil 39).

Tablo 18. Protez gruplarının torklama sonrasında gösterdikleri gerilme (MPa) ortalamaları ($p<0,05$)

Protez	N	Alt Küme		
		1	2	3
P-3	9	81,10 ^a		
P-2	9	133,26 ^a		
P-4	9	235,13 ^{ab}	235,13 ^{ab}	
P-5	9		378,41 ^b	
P-1	9			542,76 ^c



Şekil 39. Protez gruplarının torklama sonrasında gösterdikleri strain gauge (MPa) ortalamaları, P-AB: A ve B implantları arası, P-BC: B ve C implantları arası, P-CD: C ve D implantları arası bölge

4.2.2. Hibrit protezin implantlar üzerine torklaması sonrasında modeldeki implantların çevresinde oluşan gerilme değerleri

Torklama sonrasında modelde en yüksek gerilme değeri (1959,4 MPa) geleneksel döküm yöntemiyle elde edilen protezde (P-1) birinci torklama sonrasında CM (C implantının meziyali) bölgesinde görülürken, en düşük gerilme değeri (52,9 MPa) SLS yöntemiyle (P-5) elde edilen protezde ikinci torklama sonrasında DL (D implantının linguali) bölgesinde ölçülmüştür. Her bölge için 3 torklama sonrası ölçüm değerlerinin ortalaması alındığında, geleneksel döküm + lehim (P-2), CAD/CAM freze (P-3), yarı sinterlenmiş metal bloktan CAD/CAM freze (P-4) yöntemiyle üretilen protezlerde en yüksek gerilme değerleri DM (D implantının meziyali) bölgesinde, geleneksel döküm (P-1) yöntemiyle elde edilen protezde en yüksek gerilme değerinin CM bölgesinde, SLS (P-5) yöntemiyle elde edilen protezde ise BM (B implantının meziyali) bölgesinde olduğu görülmüştür. En düşük gerilme değerlerinin ise, geleneksel döküm (P-1), geleneksel döküm + lehim (P-2) yöntemiyle üretilen protezlerde AF (A implantının fasiyali), yarı sinterlenmiş metal bloktan CAD/CAM freze (P-4) ve SLS (P-5) yöntemiyle üretilen protezlerde DL, CAD/CAM freze (P-3) yöntemiyle üretilen protezlerde AL (A implantının linguali) bölgesinde olduğu görülmüştür.

Kullandığımız iki yönlü varyans analizinde (Two-way ANOVA) geleneksel döküm (P-1), geleneksel döküm + lehim (P-2), CAD/CAM freze (P-3), yarı sinterlenmiş metal bloktan CAD/CAM freze (P-4) ve SLS (P-5) yöntemiyle üretilen protezlerle, torklama sonrası

model üzerindeki 4 implantta oluşan gerilme değerleri torklama dizinine göre değerlendirilmiştir. Protezler ve implantlar arasında değerler istatistik olarak anlamlı bir fark göstermesine rağmen, torklama dizinleri arasında oluşan gerilme değerleri karşılaştırıldığında anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$) (Tablo 19).

Tablo 19. Bağımsız değişkenlerin (protez, implant ve tork dizini) ve değişkenler arası ilişkinin iki yönlü varyans analizi ile değerlendirilmesi

Kaynak	Serbestlik derecesi	Kareler ortalaması	F	P
Protez	4	739039,08	5,16	,001*
İmplant	3	1430843,22	9,99	,000*
Tork dizini	2	11901,15	,08	,920
Protez/İmplant	12	656290,69	4,58	,000*
Protez/Tork dizini	8	4072,08	,028	1,000
İmplant/Tork dizini	6	3690,62	,026	1,000
Protez/implant/Tork dizini	24	1799,26	,013	1,000

Protezler arası yapılan Tukey's HSD çoklu karşılaştırma testine göre, en küçük gerilme değerlerinin görüldüğü CAD/CAM freze (P-3) yöntemiyle elde edilen protez ile en yüksek gerilme değerlerinin görüldüğü geleneksel döküm (P-1) yöntemiyle elde edilen protez arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuşken, diğer gurplar arasında anlamlı bir fark tespit edilememiştir (Tablo 20, Şekil 40).

Tablo 20. Protez grupları torklanması sonrası modelde görülen strain gauge (MPa) ortalamaları ($p<0,05$)

Protez	N	Alt Küme		
		1	2	3
P-3	36	374,80 ^a		
P-2	36	495,92 ^{ab}	495,92 ^{ab}	
P-5	36	547,90 ^{abc}	547,90 ^{abc}	547,90 ^{abc}
P-4	36		636,76 ^{bc}	636,76 ^{bc}
P-1	36			754,14 ^c

İmplantlar arası yapılan Tukey's HSD çoklu karşılaştırma testine göre A, B ve D implantları çevresinde görülen strain gauge değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Ancak C implantı çevresinde görülen strain gauge değerlerinin diğer üç implanttan anlamlı derecede fazla olduğu görülmüştür (Tablo 21) (Şekil 40).

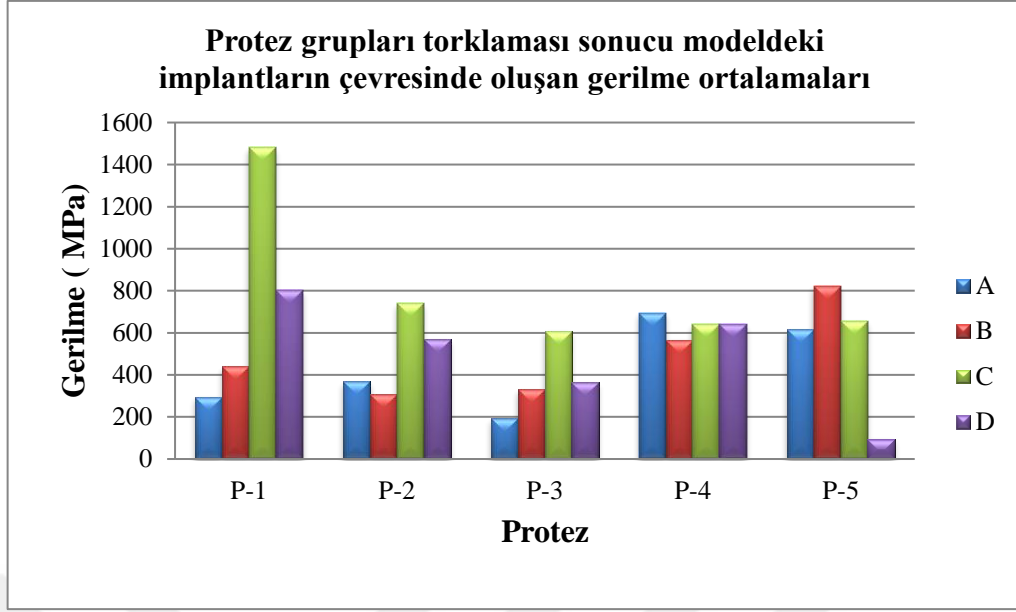
Tablo 21. Protez grupları torklanması sonucu modeldeki implantların çevresinde görülen gerilme (MPa) ortalamaları ($p<0,05$)

İmplant	N	Alt küme	
		1	2
A	45	433,54 ^a	
B	45	493,24 ^a	
D	45	494,91 ^a	
C	45		825,93 ^b

Protez ve implant arasındaki etkileşimi tespit etmek için yaptığımız Tukey's HSD çoklu testinde SLS yöntemiyle üretilen hibrit protezin (P-5) D implantı çevresinde ölçülen strain gauge değeri (95,26 MPa) diğer gruplara göre daha az bulunmuştur. Aynı protezin B ve C implantının çevresinde, yarı sinterlenmiş metal bloktan CAD/CAM freze (P-4) yöntemiyle üretilen protezin A implantının çevresinde, geleneksel döküm + lehim (P-2) yöntemiyle üretilen protezin C implantı çevresinde ve geleneksel döküm (P-1) yöntemiyle üretilen protezin D implantı çevresinde görülen strain gauge değerleriyle anlamlı derecede farklıdır ($p<0,05$).

CAD/CAM freze (P-3) yöntemiyle üretilen protezin A implantı çevresinde ölçülen strain gauge değeri, geleneksel döküm (P-1) yöntemiyle üretilen protezin D implantı çevresinde ve SLS (P-5) yöntemiyle üretilen protezin B implantı çevresinde oluşan strain gauge değerinden anlamlı derecede farklıdır ($p<0,05$).

Geleneksel döküm yöntemiyle üretilen hibrit protezin (P-1) C implantı çevresinde ise diğer bütün gruplara göre anlamlı derecede yüksek strain gauge değeri ölçülmüştür (1479,66 MPa) (Şekil 40). Her grup protez için, protez değişkeni sabit tutulup implantlar çevresinde ölçülen strain gauge değeri karşılaştırıldığında, yarı sinterlenmiş metal bloktan CAD/CAM freze (P-4) yöntemiyle üretilen protezde torklama sonucu implantlar çevresinde ölçülen strain gauge değerleri arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p<0,05$). Diğer protez gruplarında genel olarak C implantı çevresinde daha yüksek gerilme değeri ölçülmüş olsada, alt gruplar arasındaki etkileşim şekilleri değişkenlik göstermektedir.



Şekil 40. Protez grupları torklanması sonucu modeldeki implantların çevresinde oluşan gerilme ortalamaları

4.2.3. Fonksiyonel statik yükleme sonucu hibrit protezler ve modeldeki implantlar çevresinde oluşan gerilme değerleri

Fonksiyonel statik yükleme sırasında hibrit protezler üzerinde oluşan gerilme değerleri

Yükleme sırasında protezlerde en yüksek gerilme değeri tek taraflı sağ yükleme sırasında geleneksel döküm yöntemiyle elde edilen protezin (P-1) P-CD (C-D implantları arası) bölgesinde görülürken (89,2 MPa), en düşük gerilme değeri tek taraflı sol yükleme sırasında geleneksel döküm yöntemiyle elde edilen protezin (P-1) P-CD bölgesinde ve tek taraflı sağ yükleme sırasında SLS yöntemiyle elde edilen protezin (P-5) P-AB (A-B implantları arası) bölgesinde görülmüştür (0,2 MPa).

Geleneksel döküm (P-1), geleneksel döküm + lehim (P-2), CAD/CAM freze (P-3), yarı sinterlenmiş metal bloktan CAD/CAM freze (P-4) ve SLS (P-5) yöntemiyle üretilen protezlerde yükleme sırasında oluşan gerilmeler değerlendirildiğinde protezler, yükleme bölgeleri ve yükleme şekli arasındaki farklılık ve bu üç değişkenin aralarındaki etkileşim istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0,05$) (Tablo 22).

Tablo 22. Bağımsız değişkenlerin (protez, ölçüm bölgesi ve yükleme yeri) ve bu değişkenler arası ilişkinin iki yönlü varyans analizi ile değerlendirilmesi

Kaynak	Serbestlik derecesi	Kareler ortalaması	F	P
Protez	4	2436,56	1650,66	,000*
Ölçüm bölgesi	2	54,90	37,19	,000*
Yükleme yeri	3	4286,50	2903,91	,000*
Protez/Ölçüm bölgesi	8	666,92	451,81	,000*
Protez/ Yükleme yeri	12	1843,88	1249,14	,000*
Ölçüm bölgesi/Yükleme yeri	6	3466,13	2348,15	,000*
Protez/Ölçüm bölgesi/Yükleme yeri	24	1137,30	770,47	,000*

Yüklemeler sırasında protezlerde görülen gerilme değerleri Tukey's HSD çoklu karşılaştırma testiyle değerlendirildiğinde bütün protezler birbirinden anlamlı derecede farklı değerler gösterdiği tespit edilmiştir ($p<0,05$). Bu değerler küçükten büyüğe sıralandığında şöyledir; yarı sinterlenmiş metal bloktan CAD/CAM freze yöntemiyle üretilmiş protez (P-4) 20,79 MPa, SLS yöntemiyle üretilmiş protez (P-5) 23,17 MPa, geleneksel döküm + lehim yöntemiyle üretilmiş protez (P-2) 24,81 MPa , CAD/CAM freze yöntemiyle üretilmiş protez (P-3) 33,57 MPa , geleneksel döküm yöntemiyle üretilmiş protez (P-1) 40,48 MPa'dır (Tablo 23, Şekil 41).

Tablo 23. Yükleme sırasında protezlerde görülen gerilme (MPa) ortalamaları ($p<0,05$)

Protez	N	Alt Küme				
		1	2	3	4	5
P-4	36	20,79 ^a				
P-5	36		23,17 ^b			
P-2	36			24,80 ^c		
P-3	36				33,57 ^d	
P-1	36					40,48 ^e

Yükleme sırasında protezler üzerindeki ölçüm bölgeleri gerilme değerleri arasında yapılan Tukey's HSD çoklu karşılaştırma testine göre P-BC (B-C implantları arası) ve P-CD (C-D implantları arası) bölgeleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanamazken, P-AB (A-B implantları arası) bölgesinde, diğer iki bölgeye göre anlamlı derecede daha az gerilme değeri görülmüştür (Tablo 24, Şekil 41).

Tablo 24. Yükleme sırasında protezler üzerindeki ölçüm bölgelerinde görülen gerilme (MPa) ortalamaları ($p<0,05$)

Ölçüm bölgesi	N	Alt küme	
		1	2
P-AB	60	27,49 ^a	
P-BC	60		28,90 ^b
P-CD	60		29,31 ^b

Yükleme sırasında protezler üzerinde oluşan gerilme değerleri, yükleme yerine göre Tukey's HSD çoklu karşılaştırma testiyle karşılaştırıldığında, yükleme yerinin protezler üzerinde oluşan gerilme değerlerini anlamlı bir şekilde etkilediği görülmektedir ($p<0,05$). En düşük gerilme değerleri sol posterior tek taraflı yüklemelerde kaydedilirken, en yüksek gerilme değerleri anterior yükleme sırasında kaydedilmiştir (Tablo 25, Şekil 41).

Tablo 25. Yükleme sırasında, yükleme yerine göre protezler üzerinde oluşan gerilme (MPa) ortalamaları ($p<0,05$)

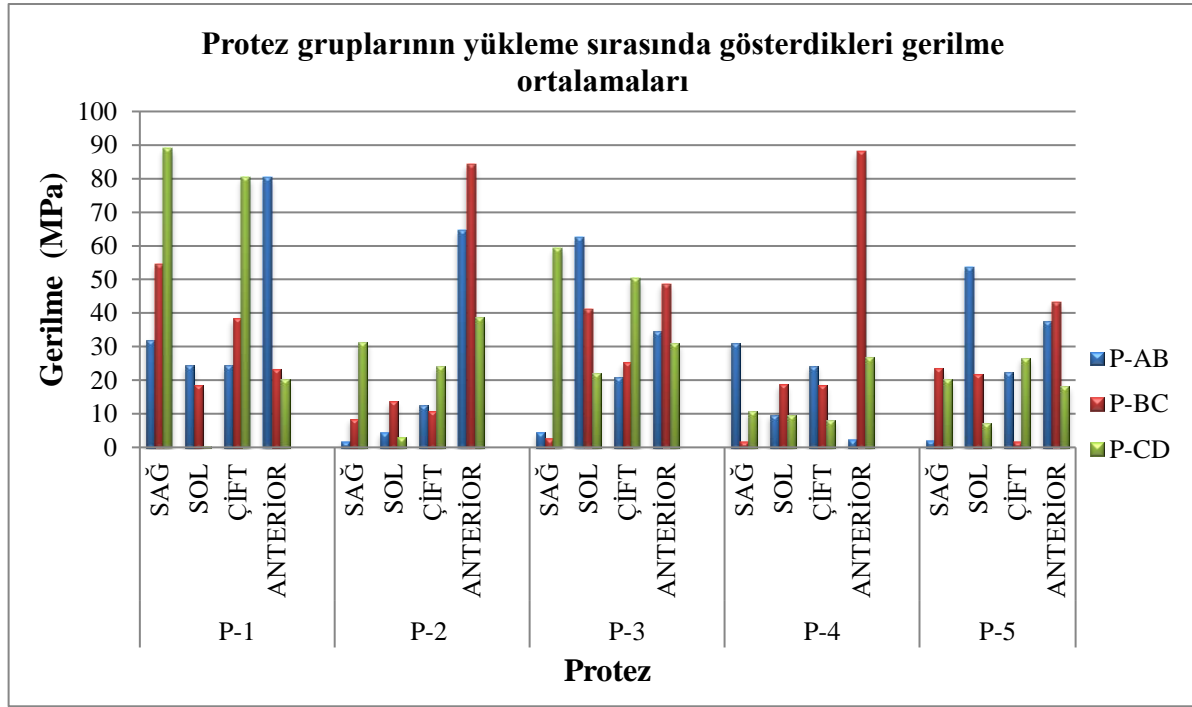
Yükleme yeri	N	Alt küme			
		1	2	3	4
Sol	45	20,70 ^a			
Sağ	45		24,86 ^b		
Çift	45			25,89 ^c	
Anterior	45				42,81 ^d

Her grup protez için, protez/bölge etkileşimine bakılmış, fark bulunmadığı için verilmemiştir. Her grup protez için, protez değişkeni sabit tutulup yükleme şekline göre oluşan gerilme değerleri karşılaştırıldığında, CAD/CAM freze (P-3) yöntemiyle ve SLS (P-5) yöntemiyle elde edilen protezlerde yükleme şekline göre protezler üzerinde ölçülen gerilme değerleri arasında anlamlı bir fark tespit edilememiştir ($p>0,05$).

Geleneksel döküm (P-1) yöntemiyle elde edilen protezin sağ tek taraflı ve posterior çift taraflı yüklenmesinde, sol tek taraflı yüklenmesine göre anlamlı derecede yüksek gerilme değeri ölçülmüştür. Geleneksel döküm + lehim (P-2), yöntemiyle elde edilen protezde anterior yüklemelerde diğer yükleme şekillerinden anlamlı derecede yüksek gerilme değeri tespit edilmiştir ($p<0,05$). Yarı sinterlenmiş metal bloktan CAD/CAM freze (P-4) yöntemiyle elde edilen protezde anterior yükleme, sol tek taraflı yüklemeye göre anlamlı derecede yüksek gerilme değeri vermiştir ($p<0,05$).

Her grup protez için bölge değişkeni sabit tutulup, yükleme şekline göre oluşan gerilme değerleri karşılaştırıldığında, P-AB ve P-BC bölgelerinde anterior yükleme sırasında elde edilen gerilme değerleri anlamlı derecede fazla iken, P-CD bölgesinde sağ tek taraflı ve

posterior çift taraflı yükleme sırasında elde edilen gerilme değerleri sol tek taraflı yükleme sırasında elde edilen değerlerden anlamlı derecede fazla olduğu belirlenmiştir ($p<0,05$).



Şekil 41. Fonksiyonel statik yükleme sırasında hibrit protezler üzerinde yükleme yerine göre oluşan gerilme değerleri ortalamaları (P-AB: A-B implantları arası, P-BC: B-C implantları arası, P-CD: C-D implantları arası)

Fonksiyonel statik yükleme sırasında altçene modeli üzerinde oluşan gerilme değerleri

Yükleme sırasında modelde en yüksek gerilme değeri CAD/CAM freze yöntemiyle üretilmiş protez (P-3) ile anterior yükleme sırasında AF (A implantı fasiyali) bölgesinde (1408 MPa), en düşük gerilme değeri yarı sinterlenmiş metal bloktan CAD/CAM freze yöntemiyle üretilmiş protez (P-4) ile sol tek taraflı yükleme sırasında CM (C implantı meziyali) bölgesinde görülmüştür (36 MPa). Her protez için modelde oluşan gerilme değerlerini ayrı ayrı değerlendirdiğimizde, bütün protezlerde en yüksek gerilme değerinin anterior yükleme sırasında AF bölgesinde elde edildiği görülmektedir. En düşük gerilme değerinin ise geleneksel döküm + lehim yöntemiyle üretilmiş protez (P-2) hariç, diğer protezlerde sol tek taraflı yükleme sırasında CM bölgesinde elde edilmektedir. Geleneksel döküm + lehim yöntemiyle üretilmiş protezde (P-2) en düşük gerilme değeri çift taraflı yükleme sırasında BL (B implantı lingual) bölgesinde görülmektedir.

Geleneksel döküm (P-1), geleneksel döküm + lehim (P-2), CAD/CAM freze (P-3), yarı sinterlenmiş metal bloktan CAD/CAM freze (P-4) ve SLS (P-5) yöntemiyle üretilen

protezlerle yükleme sırasında modeldeki implantlar çevresinde oluşan gerilmeler değerlendirildiğinde implantlar, yükleme yerleri ve bu iki değişkenin ilişkisi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülürken ($p<0,05$), protezler arasında ve protezlerin dahil olduğu değişkenlerin ilişkileri arasında anlamlı farklar tespit edilememiştir ($p>0,05$) (Tablo 26).

Tablo 26. Bağımsız değişkenlerin (protez, implant ve yükleme yeri) ve bu değişkenler arası ilişkinin iki yönlü varyans analizi ile değerlendirilmesi

Kaynak	Serbestlik derecesi	Kareler ortalaması	F	P
Protez	4	18879,42	,315	,868
İmplant	3	10325139,02	172,32	,000*
Yükleme yeri	3	2869670,03	47,89	,000*
Protez/İmplant	12	71868,84	1,20	,279
Protez/ Yükleme yeri	12	4267,73	,07	1,000
İmplant/Yükleme yeri	9	589781,67	9,84	,000*
Protez/İmplant/ Yükleme yeri	36	11645,07	,19	1,000

İmplantlar arası yapılan Tukey's HSD çoklu karşılaştırma testine göre, yükleme sırasında C ve B implantı çevresinde oluşan gerilme değeri diğer iki implanta göre anlamlı derecede daha az iken ($p<0,05$), birbirleri arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p>0,05$). D implantı çevresinde C ve B implantına göre anlamlı derecede daha fazla gerilme saptanmışken, en yüksek gerilme değeri A implantı çevresinde görülmüş ve diğer implantlarla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p<0,05$) (Tablo 27) (Şekil 42).

Tablo 27. Yükleme sırasında modeldeki implantlar çevresinde görülen gerilme ortalamaları (MPa)

İmplant	N	Alt küme		
		1	2	3
C	180	211,54 ^a		
B	180	243,91 ^a		
D	180		440,34 ^b	
A	180			732,84 ^c

Yükleme yerleri arasında yapılan Tukey's HSD çoklu karşılaştırma testine göre, tek taraflı sol ve çift taraflı posterior bölgelerden yapılan yüklemeye sırasında diğer iki yüklemeye yerine göre anlamlı derecede daha az gerilme değerleri saptanmışken, kendi aralarında bir fark görülemedi. Aynı şekilde tek taraflı sağ ve anterior bölgeden yapılan yüklemeye sırasında model üzerinde diğer iki gruba göre anlamlı derecede daha çok gerilme değerleri saptanmışken, kendi aralarında bir fark belirlenmemiştir ($p<0,05$) (Tablo 28) (Şekil 42).

Tablo 28Yükleme yerlerine göre model üzerinde oluşan gerilme ortalamaları (MPa)

Yükleme yeri	N	Alt küme	
		1	2
Sol	180	279,55 ^a	
Çift	180	318,48 ^a	
Sağ	180		503,31 ^b
Anterior	180		527,30 ^b

Her grup protez için, implant değişkeni sabit tutulup yüklemeye yerine göre implantlar çevresinde oluşan gerilme değerleri karşılaştırıldığında, anterior ve tek taraflı sağ yüklemeye sırasında implantların çevresinde istatistik olarak anlamlı derecede yüksek gerilme değerleri elde edilmiştir. Tek taraflı sol ve çift taraflı posterior yüklemeye sırasında implantlar çevresinde oluşan gerilme değerlerinde anlamlı bir fark tespit edilemezken ($p>0,05$), D implantı çevresi dışındaki bölgelerde diğer yüklemeye yerlerine göre anlamlı derecede daha düşük gerilme değerleri tespit edilmiştir ($p<0,05$) (Tablo 29-32).

Tablo 29. Mandibula modeli üzerinde İmplant A/Yüklemeye yeri değişkenine göre oluşan gerilme ortalamaları (MPa)

İmplant A/ Yüklemeye yeri	N	Alt küme		
		1	2	3
Sol	45	450,98 ^a		
Çift	45	560,11 ^a		
Sağ	45		851,54 ^b	
Anterior	45			1068,75 ^c

Tablo 30. Mandibula modeli üzerinde İmplant B/Yükleme yeri değişkenine göre oluşan gerilme ortalamaları (MPa)

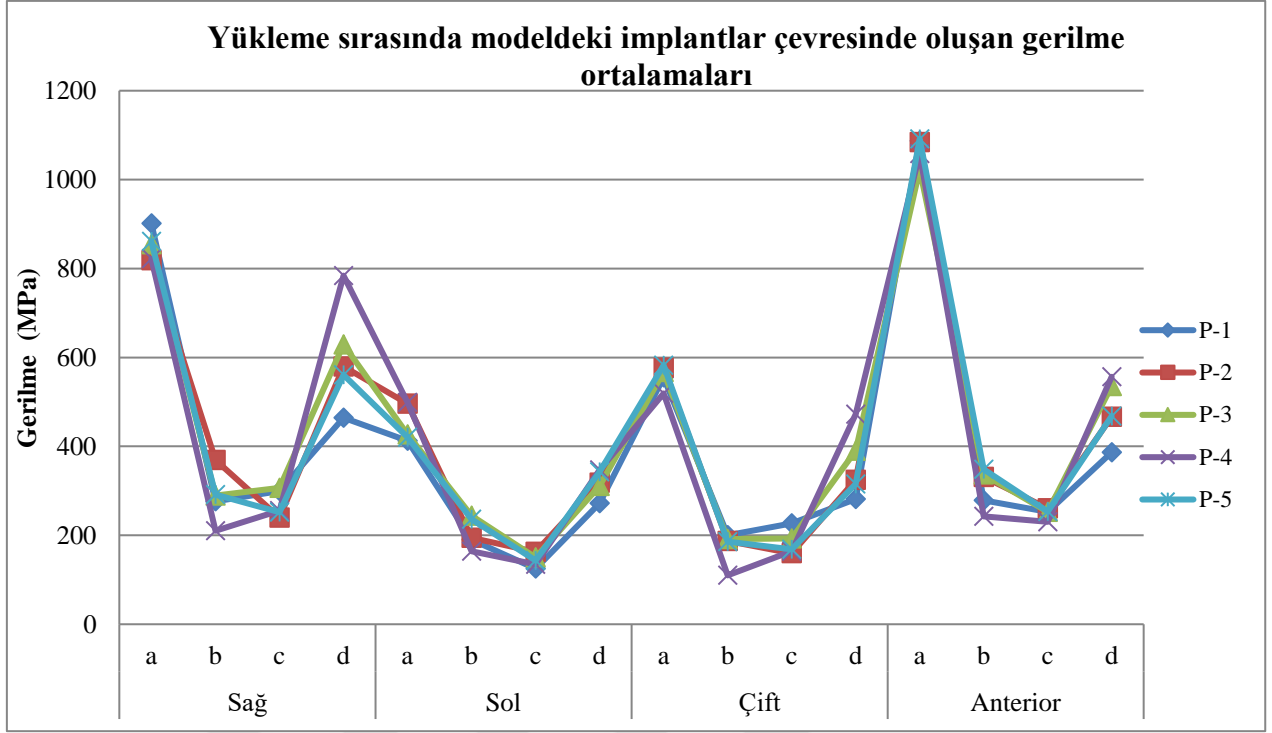
İmplant B/ Yükleme yeri	N	Alt küme	
		1	2
Çift	45	174,79 ^a	
Sol	45	205,82 ^a	
Sağ	45		287,39 ^b
Anterior	45		307,66 ^b

Tablo 31. Mandibula modeli üzerinde İmplant C/Yükleme yeri değişkenine göre oluşan gerilme ortalamaları (MPa)

İmplant C/ Yükleme yeri	N	Alt küme	
		1	2
Sol	45	143,11 ^a	
Çift	45	182,35 ^a	
Anterior	45		250,04 ^b
Sağ	45		270,66 ^b

Tablo 32. Mandibula modeli üzerinde İmplant D/Yükleme yeri değişkenine göre oluşan gerilme ortalamaları (MPa)

İmplant D/ Yükleme yeri	N	Alt küme		
		1	2	3
Sol	45	318,28 ^a		
Çift	45	356,68 ^{ab}	356,68 ^{ab}	
Anterior	45		482,76 ^{bc}	482,76 ^{bc}
Sağ	45			603,65 ^c



Şekil 42. Yüklem sırasında modeldeki implantlar çevresinde oluşan gerilme ortalamaları

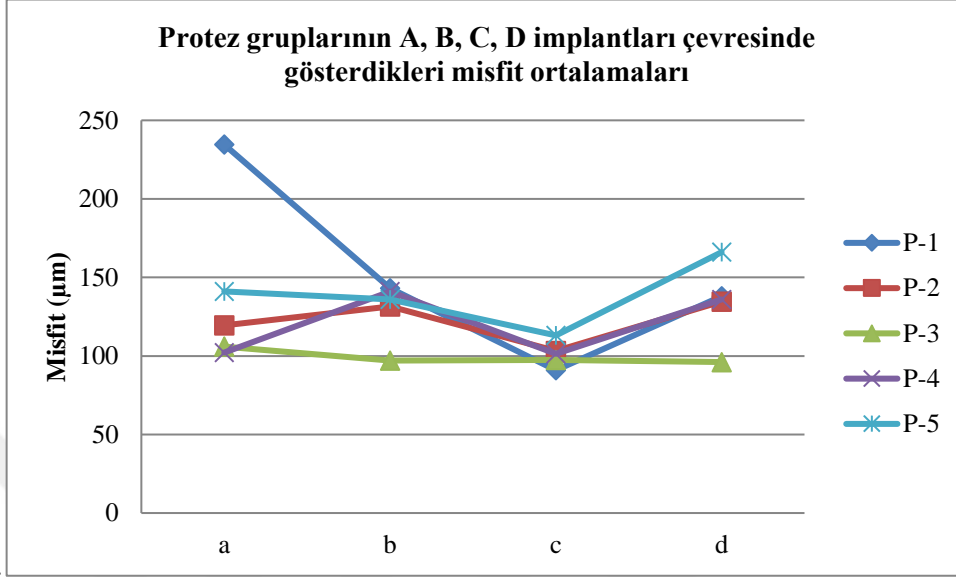
4.3. Hibrit Protezlerin Marjinal Uyum Değerleri İle Torklanma Sonrasında Ve Fonksiyonel Statik Yüklem Sonucunda Oluşan Gerilme Değerleri Arasındaki Korelasyonun Değerlendirilmesi

Hibrit protezlerin model üzerinde torklanması sonrasında protezler üzerinde oluşan gerilme değerleri ile hibrit protezlerin misfit değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon tespit edilmiştir ($p < 0,05$). İlişki pozitif yönde ve %47 oranında bulunmuştur (Şekil 43,44).

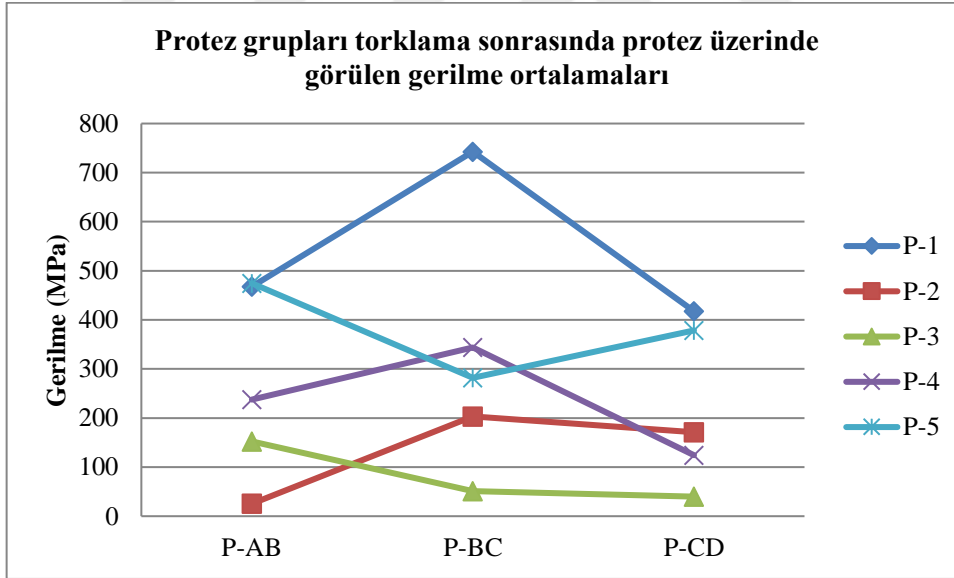
Hibrit protezlerin model üzerinde torklanması sonrasında, modeldeki implantlar çevresinde ve protezlerde oluşan gerilme değerleri arasındaki korelasyon ortalamalar dikkate alınarak değerlendirildiğinde pozitif yönde gözlemlenmekle birlikte istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki tespit edilememiştir (Şekil 44, 45).

Hibrit protezlerin model üzerinde torklanması sonrasında protezler üzerinde ve modelde oluşan gerilme değerleri ile fonksiyonel statik yüklem sırasında protezler üzerinde ve modelde oluşan gerilme değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon tespit edilememiştir.

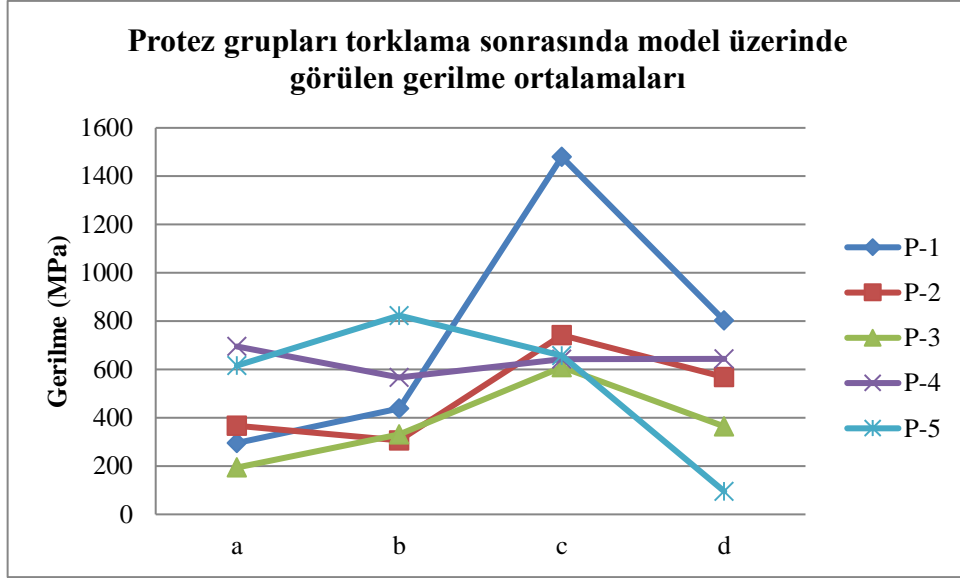
Hibrit protezlerin misfit değerleri ile fonksiyonel statik yüklem sırasında protezler üzerinde ve modelde oluşan gerilme değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon tespit edilememiştir.



Şekil 43. Protez gruplarının A, B, C, D implantları çevresinde gösterdikleri misfit ortalamaları



Şekil 44. Protez grupları torklama sonrasında protez üzerinde görülen gerilme ortalamaları (P-AB: A-B implantları arası, P-BC: B-C implantları arası, P-CD: C-D implantları arası)



Şekil 45. Protez grupları torklama sonrasında model üzerinde görülen gerilme ortalamaları

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada; interforaminal bölge içerisinde mezialde 2 adet dik, distalde 2 adet uzun ve 30 °distale eğik implantlar kullanılarak; dört implant üzerine klasik kayıp mum tekniği, klasik kayıp mum tekniğiyle hazırlanmış metal altyapının kesilip model üzerinde tekrar lehimlenmesi, CAD/CAM freze, yarı sinterlenmiş bloktan aşındırma yöntemi, lazer sinter yöntemi ile yapılmış hibrit protezlerdeki uyum doğrudan kenar açıklığı ölçme yöntemi ile değerlendirilmiş ve bu uyuma bağlı olarak gelişen gerilme dağılımları, strain gauge stres analizi yöntemi kullanılarak karşılaştırılmıştır.

Hibrit protez uygulaması, ideal diş boyutlarının sağlanabilmesi ve geri kalan doku eksikliğinin uygun olan boyutlarda dişeti renginde restoratif malzemeyle tamamlanabilmesi [21], yumuşak doku iltihabı durumunda protezin rahatlıkla diş hekimi tarafından çıkarılabilmesi [91], rezin dişler ve iskelet arasındaki dinamik okluzal yükler altında aracı olan akrilik rezinin okluzal yükün çarpma gücünü azaltabilmesi [7], maksiller sinüs ve mental foramen gibi anatomik yapılara zarar vermeden implantları daha meziale konumlandırıp distalde kantilever kullanımına olanak sağlaması [78] gibi avantajları göz önünde tutulduğunda pek çok araştırmacı tarafından tavsiye edilmektedir.

Mevcut literatürler değerlendirildiğinde, kısa vadede implant destekli tam ark hibrit protezlerden yüksek sağkalım oranı beklenebilir. Ancak implant destekli tam ark hibrit protezlerin uzun vadede sağkalım oranları üzerine yapılan çalışmalar önemli derecede azdır ve bir sonuç çıkarabilmek için yetersizdir. Nispeten yüksek uzun vadeli sağkalım oranları bildirilen çalışmalar incelendiğinde, protez başarısı ve hayatta kalma tanımlamalarının farklılık gösterdiği fark edilmektedir. Örneğin Attard ve Zarb, protez başarısını, orijinal protetik tedavi planlamasında herhangi bir değişiklik olmaması şeklinde tanımlamışlardır [68]. Şöyle ki; deneklerin ilk teslim edilen protezleri kullanım ömrü 6,57 yıl olmasına rağmen, tedavi aynı yöntemle devam ettirilebiliyor ise başarılı kabul edilmiştir. Sonuç olarak yaklaşık 20 yıllık bir çalışma süresince, her hasta protezini ortalama 2,27 kere tekrarlatmıştır [68]. Fischer and Stenberg tarafından yapılan başka bir uzun vadeli çalışmaya göre, 10 yıllık bir gözlem süresi boyunca orijinal protez sağkalım oranı %82 olarak bildirilmesine rağmen, sadece %9'u başarılı kabul edilmiştir [198, 199]. İki aşamalı çalışmalarında, tüm gözlem süresi boyunca değişmeyen ve herhangi bir müdahale gerektirmeyen protezler başarılı sayılmıştır. Ötorp ve arkadaşlarının 15 yıllık bir çalışma süresince, altın alaşımı ve lazerle lehim yapılmış titanyum altyapıya sahip implant destekli tam ark sabit protezlerin, klinik ve

radyografik olarak takibinde sağkalım oranlarını altın alaşımı altyapı için %100, titanyum altyapı için %89.2 olarak belirtmişlerdir [200].

İmplant destekli protezlerde komplikasyon varlığının değerlendirildiği çalışmada, implant sağkalım oranını %98,1, protez sağ kalım oranını ise %99,5 olarak belirtilmiştir [201]. Hibrit protezler için görünüşte yüksek sağkalım olanı bildirilmiş olsa da, protez tesliminden sonra yüksek oranda protetik komplikasyon görüldüğü akılda tutulmalıdır [202, 203]. Karşılaşılabilecek komplikasyon aralığı ufak bir işlemle tamir edilebilecek kadar basitten, yeni bir protez yapılmasını gerektirecek durumlar şeklinde çok geniş bir skalada tanımlanmıştır [204]. Üst çene protezlerinde komplikasyon görülme oranının alt çeneye göre daha fazla olduğu tespit edilmiş ve en sık karşılaşılan problemlerin, protezin besleme gerektirmesi, protetik vida gevşemesi, dişlerin aşınması veya kırılması olduğu belirtilmiştir [92]. Alt çene protezlerinde görülen komplikasyonların ise daha çok dudak yanak ısırma şeklinde olduğu söylenmiştir [201].

Hibrit protezlerde mekanik komplikasyonlar pek çok farklı değişkenle ilişkilidir. Bunlar; kantilever uzunluğu, okluzyon tipi ve karşıt ark, dikey boyut ve/veya protez yüksekliği/ implant sayısı oranı, implant sistemi, implantın proteze bağlanma şekli ve/veya implant malzemesi, altyapı dizaynı, pasif altyapı uyumu, hastanın okluzal kuvvetleri ve parafonksiyonel alışkanlıklardır [168].

Kantilever uzunluğu, implant destekli vida tutuculu akrilik hibrit protez planlamasında önemli bir parametredir. Kantilever uzunluğu, yüksekliği ve genişliği, okluzal kuvvetin miktarı ve kullanılan materyalin elastik modülü protezin deformasyon miktarıyla yakından ilgilidir [64]. İmplant altyapısının kırılmaya karşı en savunmasız noktası distal abutment ile kantilever birleşme noktasıdır [64]. Yük taşıyan kantilever varlığı sonucu oluşan bükülme kuvvetleri her bir implanta gelen kuvveti iki veya üç kat artırır [64]. Bazı araştırmacılar, mandibular kantilever uzunluğunun kırık riskini minimize etmek için 15-20 mm aralığında tutulması gerektiğini belirtmişlerdir [205]. Bir kısım araştırmacı ise uygun kantilever uzunluğunun, AP mesafesinin (öndeki iki implantın ortası ile distaldeki implantların en distalinden geçen doğrunun arasındaki mesafe) 2,5 katını geçmeyecek şekilde ayarlanması ile elde edilebileceğini söylemişlerdir [95, 206].

Dört implant ile desteklenen tam ark sabit protezler, ilk olarak Malo ve ark.[207], Ferreira ve ark [208], Khatami ve Smith [209] tarafından 'All-on-four tekniği' tanımlanmasıyla literatüre girmiştir. Distalde açılı implant içeren sabit protez tasarımı ile kantilever miktarının

kısaltılması, implant etrafındaki gerilmenin azaltılmasında anahtar bir rol oynamaktadır [210]. Bunun tersine, açılı yerleştirilmiş implantların implant/kemik ara yüzünde yüksek strese neden olduğu sonucuna varan mekanik çalışmalar da vardır [211-213]. Açılı implantlar şiddetli kemik rezorpsiyonu olan olgularda maksiller sinüs agumentasyonu ve greftleme işlemleri gibi ileri cerrahi işlem gerektirmeden daha uzun implant kullanımına izin vermesinin yanı sıra, kantilever uzunluğunun azaltılmasına olanak sağlamıştır [78-80, 214-216].

Cidace ve ark. 2014 yılında yayımlanan ve 'all-on-four' konsepti ile iki farklı açıda yerleştirilen distal implantlar ve iki farklı kantilever uzunluğu varlığında, protezlerin yüklenme karşısındaki gerilme dağılımını fotoelastik analiz ile karşılaştırdıkları çalışmalarında, 15° implant, 10 mm kantilever ve 35 ° implant, 8 mm kantilever olacak şekilde iki grup oluşturmuşlardır. Çalışmalarında, 15° ve 35° açılanmış implantların ikisinde de orta derecede gerilme saptanmış ve aralarında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Aynı sayıda diş koyabilmek için arttırılan implant açısı kantilever miktarını azalttığı için distal yüklemeye gerilme miktarı 15° 'ye göre daha az tespit edilmiştir [217]. Bevilacqua ve ark.'larının implant açısının arttırıp kantilever uzunluğunu azalttıkları çalışmalarında, daha fazla diş koyma imkanı sağlanan, çığneme kalitesi lehine fonksiyon karşısında daha iyi yük dağılımı tespit ettikleri çalışmaları, yukarıdaki çalışmanın sonuçlarını desteklemektedir [218]. İmplant/kemik ara yüzü gerilme dağılımlarını araştırmak için sonlu elemanlar analizi ile yapılmış çeşitli araştırmalar; gerilme dağılımı üzerinde kantilever uzunluğunun, protezi destekleyen implant sayısı, uzunluğu ve açısından daha fazla etkiye sahip olduğunu göstermiştir [210, 218-223]. Bu sebepten çalışmamızda, kantilever uzunluğunu azaltan dizayn tercih edilmiştir. Çalışmamızda kullanılan alt çene çalışma modelinde anteriordaki iki implant vertikal (4,6x10 mm), distaldaki iki implant 30° distale açıldırılmış (4,6x15 mm) şekilde toplamda 4 implant kullanılmıştır. Hibrit protezlerin hiçbiri kantilever ile uzatılmamış ve birinci büyük azı dahil edilecek şekilde bitirilmiştir.

Hibrit protezlerde oluşabilecek mekanik komplikasyonları etkileyen bir diğer değişken ise implant/protez bağlantısıdır. İmplant destekli protezler implanta iki şekilde bağlanabilir. Birincisi, abutment implanta vida ile sabitlenir ve üst yapı geleneksel olarak simante edilir. İkincisi, üst yapı vida yardımıyla direk implanta bağlanır [224]. Uzun süreli başarı için hangi bağlantı tipinin daha iyi olduğu konusunda kesin bir sonuç yoktur. Nissan ve ark. çalışmalarında, uzun süreli takipler sonucunda simante edilen implant üst yapılarında, vidalı implant üstü sabit protezlere göre daha başarılı sonuçlar elde ettiklerini bildirmişlerdir

[225]. Bu çalışmanın tersine, Sherif ve ark çalışmalarının sonuçları, vidalı veya simante restorasyonların, klinisyen ve hastalar açısından başarı kriteri olarak en sık değerlendirilen konularda eşdeğer sonuçlar verdiklerini ortaya koymuşlardır [226].

Simante edilen sabit protezler, vida kanalları olmadığı ve implant açılıarı abutmentle kompanse edilebildiği için daha estetikdir. Bakteriyel sızıntı ise özellikle konik implant-abutment bağlantısı kullanılarak azaltılabilir [227]. Üretim aşamasında ortaya çıkabilecek uyumsuzluk siman aralığı ile tolere edilebilir. Buna karşı, vida tutuculu sabit protezler implant kaybı durumlarında veya başka bir teknik/biyolojik problemde kolayca çıkarılabilir. CAD/CAM gibi gelişmiş üretim teknikleri kullanılarak pasif uyum geliştirilebilir ve üretim maliyeti azaltılabilir [224]. Bu bilgiler ışığında bizim çalışmamızda alt çene modeli üzerinde metal/akrilik vida tutuculu sabit hibrit protezler kullanılmıştır

Çalışma modeli üretiminde akrilik rezin, alüminyum, paslanmaz çelik, dental alçı ve epoksi rezin gibi malzemeler kullanılabilir [177]. Çalışmamızda model üretiminde, mekanik özelliklerinin trabeküler kemiğe (Young's modülü 3GPa) benzediğini bildiğimiz epoksi rezin kullanılmıştır. Deneysel çalışmalarda yumuşak dokuyu taklit etmek için genellikle silikon elastomerleri kullanılmakta [228-230] ise de, ürettiğimiz hibrit protezler tamamen implant destekli protezler oldukları ve fonksiyonları sırasında yumuşak dokuya herhangi bir kuvvet uygulamadıkları için çalışmamızda yumuşak dokuyu taklit edecek bir materyal kullanımı gerek görülmemiştir.

İmplant destekli restorasyonların uzun vadeli başarısında, biyomekanik açıdan dikkat edilmesi gereken önemli diğer bir konu ise pasif uyumdur. Pasif uyum göstermeyen restorasyon, protezde, implant sisteminde ve çevre kemik dokuda bir takım mekanik ve biyolojik komplikasyona neden olabilir [231]. Pasif uyum implant destekli protezlerde doğal dişlere göre daha fazla önem taşımaktadır. Doğal dişler soket içinde 100 µm aralığında hareket edebilirken, implant hareketi 10 µm aralığındadır [232]. Bu yüzden implantların uyumsuzluk varlığını tolere edebilme yetenekleri doğal dişlere göre çok daha azdır. Protezin pasif uyum göstermediği durumlarda, protez destek implantlara vidalandığında, altyapıda deformasyon görülebilir buna bağlı olarak implantta belirtilen sınırlar dahilinde yer değiştirme gerçekleşebilir [233]. Bu durumun altyapının uyumsuzluğunu gizleyebileceği düşünülmektedir. Bu yer değiştirmenin olumsuz sonuçlar doğurması beklenirken, Abduo ve Judge'nin hazırladıkları sistematik derlemede [234]; taranan Sonlu Elemanlar Analizi (SEA) ve hayvan çalışmaları bu sonucu desteklememektedir. İmplant yer değiştirmesi sonucu, daha

fazla kemik yapımı ve uzun dönemde uyumsuzluğun azalması gibi bir takım olumlu gelişmeler saptanmıştır [235-238]. İncelenen hayvan ve SEA çalışmaları göstermektedirki, uyumsuzluk miktarı çok fazla olsa bile implant çevresi kemik statik yüklemeye karşı belli bir derecede tolerans gösterebilmektedir [238-240]. Klinik çalışmaların sonucunda tam veya parsiyel sabit protezlerde fonksiyonel yükleme sırasında kemikte oluşan gerilmenin, zarar verici seviyelere çıkması çok zor olduğu tespit edilmiştir. Abduo ve Judge derlemelerinde altyapı uyumsuzluğu kemikte oluşan gerilmeleri arttırsa da, kemik kaybının altyapı uyumsuzluğuyla ilişkilendirilmemesi gerektiği sonucuna varmışlardır [234].

Bununla birlikte, implant destekli protez altyapı uyumu ne kadar iyi ise, torklama işlemi sonrasında altyapı, implant, abutment ve vida üzerinde o kadar az gerilim oluşturduğu bilinmektedir [233, 241]. Birçok araştırmacı tutucu vidanın implant altyapısının en zayıf halkası olduğu konusunda hem fikirdir [240, 242-246]. Torklama işlemi sırasında altyapıda dikey uyumsuzluk varsa tutucu vida uzamaya zorlanacak, yatay uyumsuzluk durumu ise tutucu vida da bükülme kuvvetleri oluşturacaktır [247]. Sistem bunlara ek olarak fonksiyonel kuvvetlere maruz kaldığında, ön gerilme altındaki vidada, gevşeme, plastik deformasyon, yorgunluğa bağlı kırılma görülme olasılığı artmaktadır [248]. Çalışmamızda, çok sayıda implant içeren vida tutuculu restorasyonların üretiminde kullanılan ve sürekli gelişen yeni yöntem ve teknolojilerin, restorasyonların gösterdikleri pasif uyum üzerine etkileri incelenmiştir.

Dijital teknolojilerin gelişmesiyle, dijital ölçü yöntemleri günümüzde yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. Optik tarayıcılar ve mekanik tarayıcılar bu amaçlarla kullanılmaktadır. Mekanik tarayıcıların optik tarayıcılardan daha hassas olduğunu belirten çalışmalar mevcuttur [249, 250]. Ekstraoral optik tarayıcıların en önemli dezavantajı gölgelenme oluşmasıdır. Buna karşın, mekanik tarayıcılarda ölçüm işlemleri optik tarayıcılara göre uzun sürer ve dik kenarlarda duyarlı ucun eğilmesi veya dönmesi ölçüm hatalarına sebep olur ve elde edilen görüntü kalitesi daha düşüktür [251, 252]. Her ikisi de model üzerinden veri elde etmekte kullanılmaktadır [253]. Çalışmamızda, restorasyonun şeklini standardize edebilmek ve laboratuvar aşamalarını azalmak için modelimizin ölçüsü alınırken ağız dışı dijital ölçü yöntemi kullanılmıştır. Tarama işlemine hazır hale getirilmiş model üç boyutlu optik model tarayıcı ile taranarak bilgisayar ortamına aktarılmıştır.

Zarb ve Jansson, sabit protezlerin dizaynının iki şekilde olabileceğini belirtmişlerdir:

(1) Metal altyapı protezin çoğunu kaplar. Metal olmayan yapılar (yapay dişler, akrilik rezin)

minimaldir. (2) Yapay diş ve minimal altyapı ile birlikte yapının çoğunluğunu akrilik rezin oluşturur [64]. Taylor altyapı yüksekliğinin yeterli dayanımı gösterebilmesi için minimum 3 mm olması gerektiğini belirtmiştir [254]. Çalışmamızda, metal altyapıların dizaynı yükseklikxgenişlik 3,5x3,5 mm olacak şekilde yapılmıştır. Rasmussen I-tipi altyapı tasarımının okluzal yükler altında maksimum dayanıklılık ve minimum deformasyon gösterdiğini belirtmiştir [255]. Staab and Stewart altyapı tasarım farkının (I, L, eliptik, oval) burulma ve gerilme değerleri arasındaki farkları inceledikleri çalışmalarında, bütün tasarımların klinik olarak kabul edilebilir olmasıyla birlikte I-tipi tasarım, test edilen tasarımlar arasında en az burulma ve gerilme, L-tipi tasarım en fazla gerilme değeri göstermiştir [256]. Çalışmamızda, Zarb ve Jansson'ın belirttikleri sabit protezlerin dizayn tanımlaması temel alınmıştır; protez üst yapısı, I-tipi bar tasarımı kullanılan minimal metal altyapıyı çepeçevre saracak şekilde protezler bitirilmiştir.

Porselen ve akrilik rezin protez üst yapısı için kullanılacak malzeme seçenekleridir. Porselenlerin, akrilik yapay dişlerden daha yüksek aşınma direnci göstermeleri ve daha estetik sonuçlar vermesi avantaj sağlamaktadır. Eskitaşçıoğlu ve arkadaşları implant destekli tek restorasyonlarda, porselenin stresleri kendi içinde absorbe ettiğini ve dağıttığını böylece implanta ve kemiğe daha az stres ilettiğini bildirmişlerdir [257]. Ancak bazı araştırmacılar, porselenlerin daha rijit özellik gösterdikleri ve stresleri absorbe etmedikleri için, maruz kaldıkları kuvvetleri direkt olarak proteze, implanta ve implant/kemik arayüzüne ilettiklerini rapor etmişlerdir [258, 259].

Rezin, dişler ve metal altyapı arasında ara bir yapı olarak kuvvet emici rolü oynadığından, dinamik okluzal yükler sırasında implantlara gelen ani kuvvetler de azaltılabilir [260]. İmplant destekli sabit protezlerde görülen komplikasyonları inceleyen araştırmalarda, rezin dişlerin kırılması veya aşınması en sık karşılaşılan komplikasyonlardan biri olarak belirtilmiştir [204, 261-264]. Bununla birlikte; akrilik rezin ve dişlerin gerektiğinde kolayca tamir edilebilir veya değiştirilebilir olması, mevcut protezin kullanım ömrünü arttıran bir faktördür [265]. Çalışmamızda, akrilik rezinin bu avantajları göz önünde bulundurularak, protezler akrilik rezin baz materyali ve akrilik rezin dişler ile bitirilmiştir

Rezinler metal altyapıya mekanik olarak bağlanmaktadır [71, 72], uygulayacağımız yükler karşısında rezinin metal altyapıya bağlantısını arttırmak için, rezin-metal altyapı arayüzeyinde retantif alanlar oluşturulmuştur. Oluşturulan retantif alanlar, çalışmamızda kullandığımız bütün üretim yöntemlerinde standart sağlanması gerekliliği göz önünde

bulundurulmuşlardır. Bunlar, her altyapının dişlere bakan yüzeyinde her iki implant arasında boyu 2,2 mm olacak şekilde ve eşit uzaklıkta, üç tane silindirik çıkıntılardır.

Abutmentler arasında görülen stres dağılımı, metalik altyapıda kullanılan alaşım tipine de bağlıdır [266]. Düşük elastik modülüne sahip bir materyal düşük eğilme dayanımı sağlar. Rijit temel alaşımdan elde edilen altyapı ise daha az deformasyon göstereceği için vida ve diğer protetik bileşenlere daha az yük iletir, yorulmaya bağlı oluşacak kırığı azaltır [267]. Metal altyapılarının üretimi sırasında, özellikle döküm işlemi sırasında oluşan distorsiyonlar, kenar uyumsuzlukları ve/veya düzensizlikleri malzeme yorgunluğuna bağlı kırık oluşma ihtimalini arttırmaktadır. Bu nedenle döküm işlemi için malzeme seçimi dikkatli yapılmalı, malzemenin fiziksel ve kimyasal özellikleri, biyouyumluluğu, üstüne kullanılacak malzemeyle uyumu ve laboratuvar çalışma kolaylığı temel alınmalıdır.

Metal alaşımlardan Ni-Cr esaslı soy olmayan metal alaşımlar, ekonomik olmaları ve yüksek mekanik dirençleri nedeniyle diş hekimliğinde sıklıkla kullanılmaktadır. Ni-Cr alaşımlarda kullanılan Nikelin alerjen etkisinin olduğu ve bu alaşımlarda kullanılan berilyumun ise karsinogen olduğu bildirilmektedir. Yapılan araştırmalarda dental alaşımlarda kullanılan nikelin, hastalarda alerjiye neden olduğu, berilyumun ise teknisyenlere oral yol ve deri teması sonucu toksik etkilerinin olduğu görülmüştür. Bundan dolayı protetik restorasyonların altyapısında sıklıkla kullanılan Ni içerikli alaşımların biyouyumlulukları ve güvenilirlikleri açısından sorgulanmaları devam etmektedir [268-270]. Ti ve alaşımları yüksek korozyon direnci, biyouyumluluk gösterirler, maliyetleri düşüktür ve mekanik özellikleri Au alaşımlarına benzerdir [72]. Ancak döküm işlemlerinin yüksek sıcaklıkta ve zor olması, porselen bağlantısında önemli rol oynayan oksit tabakasının kolay oluşturulamaması yaygın kullanımını engellemiştir [99, 105, 106]. Au alaşımlarının maliyetlerinin yüksek olması problemini aşmak için, benzer mekanik özelliklere sahip olan Ag- Pd alaşımları kullanılabilir [72]. Ag-Pd alaşımları aynı zamanda diğer bir alternatif olan Co-Cr alaşımlarına göre daha hassas döküm uyumu göstermektedirler [271].

İmplant destekli altyapıların üretiminde kullanılan ilk alaşım Co-Cr' dir [272]. Co-Cr alaşımlarının korozyon özellikleri iyidir ve hareketli parsiyel protez ve sabit protez altyapısı olarak geniş bir kullanım alanına sahiptir [273-276]. Bu alaşımlar soy metallerle karşılaştırıldığında daha ekonomiktir ve yüksek dayanıklılık, sertlik ve elastik modülüne sahiptirler ve iyi elektrokimyasal özellik gösterirler [277-279]. Bu özellikleri sayesinde Co-Cr alaşımları döküm diş laboratuvarlarında rutin kullanılan bir alaşım haline gelmiştir. Üretim

hassasiyetini değerlendirdiğimiz çalışmamızda, yapılan literatür taraması rehberliğinde, implant destekli protez altyapı malzemesi olarak Co-Cr alaşımı tercih edilmiştir.

İmplant altyapılarının uyumunu arttırmak için çeşitli yaklaşımlar ileri sürölmüştür. Bunlar genel olarak iki kategoriye ayrılabilir; altyapı uyumunu arttıran basamaklar eklenmesi veya üretim basamaklarının elimine edilmesi şeklindeyir. Birincisi kesim, lehim/lazer kaynak, bir elektrik deşarj makinesi (electric discharge machine-EDM-) ile spark erosion'u yöntemleriyle altyapının tekrar birleştirilmesini içerir. İkinci kategori ise bilgisayar destekli tasarım / bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) ve diğer hızlı prototipleme teknolojilerini içerir. Bu teknikler uyumu arttırmak için modelasyon, rövetmana alma, döküm gibi bazı üretim basamakların elimine edilmesine dayanmaktadır [280].

Altyapı uyumu, ölçü yöntemi ve materyali, ana modelin boyutsal stabilitesi ve protezin üretim sürecine bağlıdır. Bu değişkenler konvansiyonel kayıp mum tekniği ile altyapı üretiminde özellikle önemlidir [173, 281-283]. Mum tüm dental malzemeler içerisinde en yüksek ısısız genleşme katsayısına sahip malzemedir ve boyutsal stabilitesi hava sıcaklığı değişiminden çok fazla etkilenir [19, 99]. Rövetmana alma ve döküm aşamasında ortaya çıkan genleşme ve büzölmeler altyapı dizaynına, döküm tekniğine, alaşım tipine ve teknik deneyime bağlıdır. Doğru protokol izlenerek oluşacak boyutsal değişimler klinik olarak kabul edilebilir seviyelere ekilebilse de, farklı oranlarda oluşan boyutsal değişimler abutment ve protez arasında önemli uyumsuzluğa da neden olabilir [284, 285]. Bununla birlikte, metal altyapıların döküm işlemlerinde mum modelasyon yerine rezin bir altyapı şablonu oluşturulması daha iyi sonuçlar elde edilmesini sağlayabilir [286]. Çalışmamızda standardizasyonu sağlamak ve mumun boyutsal değişimini ekarte edebilmek için döküm yönteminde kullanılacak olan altyapı şablonu, polimetilmetakrilat esaslı rezin bloktan CAD/CAM ile freze edilerek elde edilmiştir.

Tek parça ve kompleks yapılı restorasyonlarda, uyumu geliştirmek için kesim ve lehim işlemi klinisyenler tarafından sıklıkla uygulanır [287, 288]. Bununla birlikte bu prosedürün etkisi kesin değildir [289, 290]. Lehimleme prosedürünün potansiyel avantajları olsa da süreçte, rezin indekte büzölme, rövetmandaki boyutsal değişiklik ve lehim manüplasyonu gibi bir çok değişken vardır [280]. Lehim alanında meşale alevinin sıcaklık konsantrasyonu düzensiz termal ekspansiyona neden olabilir. Ek olarak, lehim düşük erime noktası olan bir alaşımdan oluşacağı için, korozyon potansiyeli ve lehim-altyapı birleşme noktalarında dayanıksız alanlar oluşabilir [291, 292]. Uyumu geliştirmek için kullanılan

yöntemlerden diğeri lazer kaynaktır. Tek parça altyapıyı kestikten sonra kullanılabilceği gibi [293], iki parça altyapıyı birleştirmek için de kullanılabilir [294]. Lazer kaynağın avantajları; altyapıyı ek bir materyal gerektirmeden birleştirebilmesi buna bağılı olarak korozyon dayanıklılığının ve birleşme yerlerindeki dayanımın azalmamasıdır [292]. Ancak, lazer kaynak ve konvansiyonel altın altyapılar üzerinde kırık oranını karşılaştırmak için yapılan 15 yıllık geriye dönük araştırmalar lazer kaynağın mekanik avantajlarını desteklememektedir [295].

Çalışmamızda, dökümde kullanılmak üzere iki tane rezin altyapı şablonu elde edilmiş ve aynı prosedürle dökümleri yapılmıştır. Elde edilen altyapılardan bir tanesi kontrol grubu olarak bırakılırken, diğeri lehim prosedürünün uyuma etkisini araştırmak için kesilip model üzerinde rezinle sabitlenip lehimlenmiştir. Çalışmamızda, lehim işlemi için, lehimde dökme yöntemi (cast-to method) olarak adlandırılan modifiye bir yöntem kullanılmıştır. Bu yöntemle, normal lehim işleminde üstün uyumun yakalanması amaçlanmıştır [11]. Yapılan modifikasyonun avantajı; metalin miktarının pozisyonunun ve akıcılığının çok iyi kontrol edilebilmesi, altyapı parçaları arasında daha az distorsiyon görülmesi ve altyapı ile aynı alaşımın kullanılabilmesidir [280].

Bilgisayar destekli sistemler, geleneksel kayıp mum tekniğine göre daha az üretim basamağı içermektedir [296]. Diş hekimliğinde ilk bilgisayar destekli sistemler freze prosedürünü temel almıştır. Bu sistemde üretim katı bir bloktan freze yöntemiyle elde edilmektedir. CAD/CAM freze tekniği kolaydır, üretim maliyetini ve süresini düşürür ve restorasyonlar fabrika tarafından üretilen yüksek kalite standartındaki hazır bloklar kullanılarak üretilir [252, 297]. Bu blokların kullanımı yapım aşamasında materyalin özelliğini etkileyebilecek hataları ortadan kaldırmaktadır. Restorasyonların yapımında kullanılan materyal ve tekniklerin marjinal uyum üzerinde etkisinin olduğu bilinmektedir. Avantajlarına rağmen, CAD/CAM ile üretilmiş altyapıların abutmentle uyumunu değerlendiren çalışma azdır. Bu yöntemde uyumu etkileyebilecek üç ana faktör bulunmaktadır; tarayıcı hassasiyeti, tarama verilerinin üç boyutlu model haline dönüştürüldüğü bilgisayar ve yazılım, CAD verilerini freze eden CAM makinesinin hassasiyetidir [298].

Son zamanlarda, CAD/CAM freze yöntemiyle protetik metal altyapı üretiminde yarı sinterlenmiş metal bloklar da kullanılmaya başlanmıştır [299]. Yarı sinterlenmiş (yumuşak) metal bloklar muma benzer mekanik özellikler gösterdiği için, küçük bir freze cihazıyla

düzgün şekiller elde edilebilmektedir. Bu yöntemin avantajları; işlem sırasında makinede oluşan stresi azaltarak döner aletlerin ömrünün uzamasını sağlaması ve sert metal bloklarla karşılaştırıldığında daha az zaman gerektirmesi şeklinde açıklanabilir. Materyalin yumuşak doğası gereği freze edilme sırasında çok az ısı artışı oluşturduğu için su soğutması olmadan çalışılabilir. Su soğutması olmadan çalışılması materyalin kontamine olma riskini azaltır. Altyapı şekillendirilmesinden sonra materyal sinterleme işlemine tabi tutulur [299].

Yarı sinterlenmiş metal bloklar diş hekimliğinde kullanılmasına rağmen, literatürde bu yöntemin değerlendirildiği çalışma çok azdır. Jang ve arkadaşları 2015'de yaptıkları bir çalışmada, Co-Cr alaşımlarından üç farklı yöntemle (metal freze, yumuşak metal freze ve hızlı üretim tekniği) şerit şeklinde hazırladıkları örneklerin ön çekme testi ile temel mekanik özelliklerini karşılaştırmışlardır. Çalışmalarının sonuçlarında, hızlı üretim teknolojisiyle üretilen örnek yüksek dayanım gösterirken, yarı sinterlenmiş metal örnek yeterli sertlik değeri ve daha yüksek uzama değeri göstermiştir [300]. Kim ve arkadaşlarının 2014 yılında, yarı sinterlenmiş metal freze, selektif lazer sinter ve geleneksel döküm yöntemleriyle üretilen tek üyeli protetik restorasyonların uyumlarını karşılaştırdıkları çalışmada, en iyi sonucu yarı sinterlenmiş metal freze yöntemiyle üretilen restorasyon gösterirken, onu selektif lazer sinterleme yöntemiyle üretilen restorasyon izlemiştir [299]. Yarı sinterlenmiş metal blok kullanımının üretim hassasiyetine etkisini daha iyi anlamak için, avantajları da göz önünde bulundurularak çalışma grupları arasına dahil edilmiştir.

CAD/CAM freze teknolojisine kıyasla yeni bir teknoloji olan SLS yöntemi eklemeli bir yöntemdir. Sinterizasyon sırasında Co-Cr veya titanyum toz parçaları, üretim prosedürünün sonuna kadar yüksek enerjili lazer ışını ile tabaka tabaka birleştirilir [253, 297]. Bu yöntemin en önemli iki avantajı; eş zamanlı olarak birden fazla protetik restorasyonun üretimine izin vermesi ve lazer ile işlem görmemiş toz parçalarının yeniden kullanılabilmesidir [297].

Metal altyapı elde etme teknolojilerinin gelişimine kullanılan alaşımlarda adapte edilmektedir. Üretim tekniğine göre alaşımda, gren büyüklüğü ve yüzey morfolojisi gibi farklı mikroyapı özellikleri görülmektedir [301]. Meacock ve arkadaşlarının SLS ile üretilen biyomedikal alaşım olan Co-Cr-Mo alaşımının mikroyapı ve mekanik özelliklerini inceledikleri çalışmada, diğer yöntemlere kıyasla homojen bir mikroyapı ve belirgin derecede yüksek sertlik değeri tespit etmişlerdir [302]. 2014 yılında Al Jabbari ve arkadaşlarının geleneksel döküm, CAD/CAM freze ve selektif lazer sinter yöntemiyle elde ettikleri Co-Cr

alaşımının, mikroyapılarını ve sertlik değerlerini inceledikleri çalışmanın sonuçları önceki çalışmanın sonuçlarını destekler niteliktedir[303].

Metal tozlarının direk sinterlenmesi yöntemi ile elde edilen metal örneklerin mekanik özelliklerinin geleneksel yöntemle kıyasla kötü bulunduğu çalışmalarda bu durumun nedeni olarak uygulanan lazer enerji yoğunluğunun uygun olamaması ve metal tozlarının ideal bir şekilde birleşememesi olarak gösterilir. Bu durum kendini örnekte, yüksek yüzey pürüzlülüğü, pörözite, heterojen mikroyapı ve yüksek termal rezidüel stres olarak gösterir [167].

SLS yönteminin, geleneksel döküm yöntemiyle; korozyon direnci [304], biyouyumluluk [305], metal/porselen adezyonu [306]ve kenar uyumu [307] açısından karşılaştırıldığı çalışmalarda, biyouyumluluk açısından avantaj sağladığı, yüksek korozyon direncine sahip olduğu ve metal/porselen bağlantısının termosiklus ve yeniden sinterleme sayısından [180] etkilenmediği tespit edilmiştir. Ancak bu konuda çalışmalar sınırlı sayıda olduğundan, DMLS yöntemiyle üretilen metal örneklerin mekanik, elektrokimyasal, mikroyapısal ve diğer özelliklerinin tam olarak bilinmediği söylenebilir. Geleneksel döküm yöntemi, CAD/CAM freze ve SLS yöntemlerinin kenar ve aksiyel duvar uyumlarını karşılaştıran çalışmaların sonuçları ise değişkendir.

Çalışmamızda, metal altyapıların hazırlanmasında; geleneksel döküm, geleneksel döküm + lehim, CAD/CAM freze, yarı sinterlenmiş metal bloktan CAD/CAM freze ve DMLS yöntemlerinden olan SLS yöntemi kullanılmıştır.

Marjinal uyumun değerlendirilmesi ile ilgili kaynaklarda birçok araştırmacı tarafından farklı yöntemler kullanılmıştır. Bu araştırmalarda en sık direkt mikroskopi yöntemiyle ölçüm ve kesit alınarak yapılan ölçüm yöntemi kullanılmaktadır [181, 308-310]

Çalışmamızda, dikey marjinal uyumun değerlendirilmesinde kolay tekrarlanabilir, güvenilir bir yöntem olduğundan ve aşamalı işlemlerde aynı bölgelerden tekrarlayan ölçümlere olanak sağladığı için direkt ölçüm metodu tercih edilmiştir [171, 311, 312]. Direkt ölçüm metodunda, marjinal uyumun değerlendirilmesinde SEM (Scanning Electron Microscope), ışık mikroskobu, stereomikroskop ve dijital mikroskoplar kullanılmaktadır. Mikroskop ile yapılan ölçümler de sıklıkla marjinal aralık ölçümlerinde kullanılır ve güçlü imaj büyütmesi sayesinde oldukça hassas ölçümler gerçekleştirilmektedir [310-313]. Çalışmamızda dikey marginal açıklık ölçümleri abutment platformu ile abutment üzerine

oturan protetik parça arasından dijital mikroskop ile yapılmış olup, ayrıca tüm bulgular bilgisayar ortamına taşınıp görüntü analiz programı yardımıyla ölçümler gerçekleştirilmiştir.

Marjinal aralığın incelenmesi amacıyla yapılan çalışmalarda ölçüm noktalarının sayısı konusunda ortaya konabilmiş bir standart yoktur. Bazı araştırmacılar ölçümlerini modeller üzerinde labial, lingual, distal ve mesial bölgelerin orta noktalarından [233, 249, 314], bazıları ise modeller üzerinde belirli aralıklarla belirlenen referans noktalarında ölçümler yapmışlardır [315-317]. Rastgele seçilen noktalardan ölçümler yapmış çalışmalar da vardır [318-321]. Çalışmamızda her marjinal aralık fotoğrafı için birbirine eşit mesafede olmasına dikkat ederek 6'şar adet ölçüm noktası seçilmiştir. Böylece her implant için fasial ve lingual yüzeyden olacak şekilde 12 adet, her protez için 48 adet ve toplamda 240 adet ölçüm yapılmıştır. Olası hataları engellemek için restorasyonlar ve model hep aynı pozisyonda yerleştirilmiş ve ölçümler aynı kişi tarafından gerçekleştirilmiştir.

Dikey marjinal aralık iki koşulda değerlendirilebilir; son uyum (bütün protetik vidaların sıkılması sonucu abutment ve restorasyon arasında oluşan dikey marjinal açıklık) ve pasif uyum (tek vidanın sıkılması sonucu diğer abutment ve restorasyon arasında oluşan dikey marjinal açıklık) [280, 322]. Kabul edilebilir son uyumun elde edilmesi restorasyonun pasif uyum gösterdiği anlamına gelmez. Tüm vidalar sıkıldığında uyum elde edilir ancak, altyapıda oluşan deformasyon nedeniyle implant/protez bağlantısında, çevre kemik ve implantta stres oluşumu görülür [241, 323, 324]. Çalışmamızda restorasyonların pasif uyumlarının değerlendirilmesi 'tek-vida testi' (single-screw test) protokolü [325] temel alınarak dikey marjinal aralık ölçümleriyle yapılmıştır.

Literatürler değerlendirildiğinde restorasyonların gösterdiği pasif uyumla, bütün retantif vidaların sıkıldığı son durumda implant çevresi ve protezde oluşan gerilme miktarı arasında pozitif bir ilişki olduğu görülmektedir [233, 247, 326-328]. Pasif uyum-gerilme miktarı arasındaki ilişkinin değerlendirilmesine ek olarak strain gauge stres analizi yöntemi; farklı bağlantı sistemleri kullanılan implant destekli protezlerde biyomekanik durumu [191, 230, 329] ve implant destekli tam protezlerde farklı kantilever uzunluğunun abutmentlerde oluşturduğu deformasyonu [196] değerlendirme, splintlenmiş/splintlenmemiş immediat yüklemenin implant destekli sabit protezlerle doğal diş etrafındaki kemikte oluşturduğu gerilme miktarını [194] ve doğal diş/ implant destekli sabit protezlerde okluzal yükler altında destek olarak kullanılan doğal diş ve/veya implantlar çevresindeki kemikte oluşan gerilme miktarını karşılaştırma [195] amaçları ile de kullanılmaktadır. Strain gauge analizinin

avantajları arasında, deneysel bir analiz yöntemi olduğu için diğer sayısal analiz yöntemlerine göre gerçeğe daha uygun değerler vermesi [185], hassas ölçüm yapılabilmesi [185], hem klinik çalışmalarında hemde laboratuvar çalışmalarında kullanılabilmesi [330] sayılabilir.

Çalışmamızda, pasif uyum-gerilme miktarı arasındaki ilişkinin değerlendirilmesinde deneysel analiz yönemi olan strain gauge stres analizi yönteminden faydalanılmıştır [233, 247, 326-328].

İmplant biyomekaniğinin incelendiği çalışmaların çoğunda; implantlara, abutment'lara veya protezlerin ana bağlayıcılarına uygulanan ve birim uzama değerlerini yalnızca bir yönde ölçebilen tek elemanlı strain gauge'ler kullanılmaktadır [331-335]. Bizim çalışmamızda da, birim uzamanın tek yönde olacağını ön gördüğümüz restorasyonların alt tabanına tek elemanlı strain gauge'leri kullanmak tercih edilmiştir. Alt çene kemiği gibi birim uzama (principle strain) yönlerinin tahmin edilemeyeceği geometrilerde, üç gauge'in kombinasyonu olan rozet strain gauge'lerin kullanımı önerilmektedir [336, 337]. Çalışmamızda, alt çene modeli üzerinde rozet strain gauge kullanımı tercih edilmiştir. Strain gauge'ler ile gerilme analizi yapılan çalışmalarda, üzerine strain gauge yerleştirilmiş özel abutment [230, 329, 338-340] kullanımı görülürken, bir kısmında ise strain gauge'lerin, kemik [336, 341, 342] veya model [338, 339, 343] üzerine yapıştırıldığı görülmektedir. Strain gauge'lerin model üzerine yapıştırılmasının, modelde oluşacak gerilmeler hakkında daha sağlıklı bilgi vereceği, protezin alt tabanına yapıştırılmış strain gauge'lerin ise protezde oluşacak gerilmeler hakkında daha sağlıklı bilgi vereceği düşünülmüştür. Bu nedenle strain gauge'ler; implantların vestibül ve lingualinde literatürde bahsedildiği şekilde [336, 341, 342] kemiğin inferior sınırından 2 mm aşağıda ve birbirine paralel, implantların mesialinde mümkün olduğunca simetrik ve restorasyonların alt tabanına her iki implantın tam ortasında bir tane gauge olacak şekilde yerleştirilmiştir [333, 344].

Uyumsuzluk miktarı ile bütün retantif vidaların sıkıldığı son durumda implant çevresi ve protezde oluşan gerilme miktarı arasındaki ilişkinin değerlendirilmesi için her protez ayrı ayrı model üzerine kalibre edilmiş protetik tornavida ile firmanın önerdiği 15N.cm değerinde torklanmıştır. Protetik vidaların sıkıştırılmasında Jemt [172] tarafından önerilen C, B, D ve A sırası izlenmiş olup literatürler değerlendirildiğinde vida sıkma sırasının final gerilme değerini istatistiksel olarak etkilemediği görülmektedir [345-349]. Son vida sıkıldıktan sonra strain gauge'lerde ölçülen mikrostrain değeri kaydedilmiştir. Her protez için aynı protokol aynı kişi tarafından hataları en aza indirmek için üç kere tekrarlanmıştır [350].

Yüklemenin in vivo koşulları taklit edebilmesi için modellenmesi tamamlanan sistemin kondillerin bağımsız şekilde rotasyonlarına ve horizontal düzlemde bir miktar hareketine izin veren özel artikülasyonlar ve çiğneme kaslarının tutundukları bölgelere levhalar yerleştirilerek naylon iplerle kemiğin asılı durduğu düzenekler kullanılmaktadır [340, 342]. Bizim çalışmamızda da bu bilgilerin ışığında kondil başlarının rotasyonuna ve mandibulanın horizontal düzlemde mediolateral yönde hareketine izin veren bir düzenek hazırlanmıştır [351].

Uygulanan oklüzal kuvvetin lokalizasyonu ve büyüklüğünün kemik-implant-protez kompleksinin her bir komponentinde birim uzama ve gerilmelerin miktar ve niteliğini etkilediği konusunda fikir birliğine varılmıştır [352-355]. Dişli bireylerde çiğneme kuvvetlerinin 60-270 N arasında olduğu [356], sert besinleri çiğnerken 530 N'a kadar çıktığı literatürlerde bildirilmiştir [357]. İmplant destekli protez kullanan hastalardaki ortalama çiğneme kuvveti 50 N olarak ve maksimum çiğneme kuvveti de 145 N olarak tespit edilmiştir [358]. Çalışmamızda da benzer çalışmaların [211, 341, 351] rehberliğinde anterior ve posteriordan 105 N statik baskı kuvveti uygulanmıştır.

Tam çene altyapılar ile ilgili çalışmalar değerlendirildiğinde, Jemt T ve arkadaşlarının CAD/CAM freze yöntemiyle üretilen titanyum altyapılarla geleneksel tek parça döküm yöntemiyle üretilen altın altyapıların gösterdikleri misfit miktarını karşılaştırdıkları çalışmalarında önemli bir farklılığa rastlamamışlardır [359]. Aksine literatürde beş farklı çalışmada CAD/CAM freze yöntemiyle üretilen altyapıların, tek parça döküm yöntemiyle üretilen altın altyapılara göre daha az misfit değerleri gösterdiği tespit edilmiştir [296, 360-363]. Al Fadda ve arkadaşları gümüş-palladyum alaşımından CAD/CAM freze yöntemiyle üretilen altyapıların, geleneksel tek parça döküm yöntemiyle üretilen altyapılara göre daha uyumlu olduğunu göstermişlerdir [364]. Torsello ve arkadaşları CAD/CAM freze yöntemiyle üretilen titanyum altyapıların, tek parça döküm ve ya vertikal yönde lazer lehim yöntemleri ile üretilmiş titanyum alaşımı altyapılara göre daha iyi uyum gösterdiğini belirtmişlerdir [365]. Literatürlerde yarı sinterlenmiş metal bloktan CAD/CAM freze ve SLS yöntemi ile üretilmiş tam çene altyapıların değerlendirildiği çalışmalar bulunmamaktadır.

Farklı materyallerden üretilen üç üyeli sabit parsiyel restorasyon altyapıları ile yapılan çalışmalar da, tam çene altyapıların karşılaştırıldığı çalışmalarla paralellik göstermektedir. CAD/CAM freze ve geleneksel döküm yöntemi ile üretilen altyapıların misfit miktarlarının değerlendirildiği araştırmalarda, CAD/CAM freze yöntemi ile üretilen

altyapıların daha az misfit değeri gösterdiği tespit edilmiştir [296, 322, 361, 362, 364, 366]. Geleneksel döküm yöntemi, CAD/CAM freze ve SLS yöntemi ile üretilen altyapıların gösterdikleri misfit değerlerini karşılaştıran çalışmaların sonuçları ise değişkendir; en yüksek misfit değerini SLS yöntemiyle üretilen altyapılar gösterirken, en az misfit değerinin geleneksel döküm yöntemiyle üretilmiş restorasyonlarla [179, 307, 367] ve ya CAD/CAM freze yöntemiyle üretilen restorasyonlarla [368, 369] elde edildiği çalışmalar mevcuttur.

Literatürde yarı sinterlenmiş metal bloktan CAD/CAM freze yöntemiyle üretilen restorasyon uyumlarını, diğer üretim yöntemleriyle karşılaştıran çalışma çok azdır. Kim ve arkadaşlarının çalışmalarında, en iyi sonucu yarı sinterlenmiş metal freze yöntemiyle üretilen restorasyon (32,6 μm) gösterirken, onu SLS yöntemiyle üretilen restorasyon (47,3 μm) izlemiştir. En yüksek değer ise geleneksel döküm yöntemiyle üretilen restorasyonda (64,1 μm) tespit edilmiştir [299].

Klinik olarak kabul edilebilir misfit miktarını tanımlamaya çalışan araştırmalar incelendiğinde tam bir fikir birliği bulunmadığı görülmektedir. İmplant destekli altyapılarda pasif uyum sağlanabilmesi için kabul edilebilir misfit miktarını ilk defa tanımlayan Branemark, marjinal misfit miktarının 10 mikrondan az olması gerektiğini belirtirken [370], Kleinberg ve Murray implant/abutment arayüzündeki misfit miktarının 30 mikrona kadar kabul edilebilir olduğunu belirtmişlerdir [371]. Ayrıca, Jemt vida direnç testi ile 150 mikrona kadar olan misfit miktarının kabul edilebilir olduğunu tespit etmiştir [261].

Literatür bilgileri değerlendirildiğinde, restorasyonların gösterdikleri misfit miktarlarının üretim yönteminden önemli ölçüde etkilendiği söylenebilmektedir. Bizim çalışmamızda da restorasyonların gösterdiği misfit miktarı üretim yönteminden etkilenmiştir. En küçük misfit miktarı CAD/CAM freze yöntemi ile üretilen restorasyonda görülürken (99,11 μm), bunu sırayla, yarı sinterlenmiş metal bloktan CAD/CAM freze (120,12 μm), geleneksel döküm + lehim (122,19 μm), SLS yöntemleri ile üretilen restorasyonlar (139,07 μm) göstermektedir. En yüksek misfit değeriyle geleneksel döküm yöntemi klinik olarak kabul edilebilir seviyenin üzerindedir (151,63 μm).

Bu farklılığın nedeni muhtemelen her üretim yönteminde farklı yüzey pürüzlülüğüne sahip materyaller elde edilmesidir. Mevcut yüzey pürüzlülüğü yüzeylerin uyumunda kaçınılmaz olarak boşluklara neden olur, bu da pasif uyumun oluşmasını engellemektedir [372-375]. Fernandez M. ve arkadaşlarının, üç farklı yöntemle üretilen eksternal bağlantılı implant ve abutmentlerin yüzey pürüzlülüğü ile misfit miktarını karşılaştırdıkları

çalışmalarında CAD/CAM freze, SLS ve geleneksel döküm yöntemiyle üretilen parçalarda pürüzlülük sırayla 29 μm , 115 μm , 98 μm , misfit miktarları ise sırayla 0,73 μm , 11,30 μm ve 9,09 μm dir. Eksternal bağlantılı implant ve abutmentlerde pürüzlülük miktarı ile misfit miktarı arasında pozitif ilişki tespit edilmiştir [376]. CAD/CAM freze yöntemiyle üretilen parçalar diğer yöntemlere göre daha iyi uyum ve daha çok yüzey teması göstermektedir, bu da komponentler arasındaki mikro boşlukların daha iyi kapatılmasına izin vermiştir [372, 377, 378].

Restorasyonların gösterdiği misfit ile gerilme miktarı arasındaki ilişki değerlendirildiğinde; aralarında anlamlı bir ilişkinin görülmediği az sayıda çalışma mevcutken [308], pek çok çalışmada misfit ve gerilme arasında neredeyse doğrusal bir ilişki tespit edilmiştir [204, 328, 379-381]. İsa ve Hobkirk çalışmalarında, altyapıların gösterdiği misfit miktarı 10 μm ' den küçük bile olsa, vidaların sıkılması ile abutmentlerde basınç ve gerilme kuvvetleri oluştuğunu belirtmişlerdir. Her iki durumda da abutmentlerde görülen deformasyon miktarı ve yönü belli bir standart göstermemiştir [382].

Çalışmamızın sonuçları önceki çalışmaları doğrular niteliktedir. En düşük gerilme değerleri ortalaması, aynı zamanda en düşük misfit (99,11 μm) değerleri gösteren CAD/CAM freze yöntemi ile üretilen protezde tespit edilmiştir. CAD/CAM freze yöntemi ile üretilen protezde gerilme değerleri, torklama sonrasında protezde (81.10 MPa) ve modelde (374.80 MPa) olarak ölçülmüştür. Bunu sırayla, protezde görülen gerilme miktarları olarak; geleneksel döküm + lehim (133,25 MPa), yarı sinterlenmiş metal bloktan CAD/CAM freze (235,13 MPa) ve SLS (378,41 MPa) yöntemleri izlerken, modelde görülen gerilme değerleri olarak; geleneksel döküm + lehim (496 MPa), SLS (547,9 MPa) ve yarı sinterlenmiş metal bloktan CAD/CAM freze (636,75 MPa) yöntemleri izlemektedir. En yüksek, misfit değerleri (151.63 μm), torklama sonrasında protezde (542.75 MPa) ve modelde (754.13 MPa) oluşan gerilme ortalaması geleneksel döküm yöntemi ile üretilen protezde bulunmuştur.

Misfit miktarı/dağılımı ve gerilme miktarı/dağılımı arasında doğrudan bir ilişki tespit edilmiştir [383]. CAD/CAM freze yöntemi ile üretilen restorasyon, protez üzerinde ve modelde en düşük ve homojen misfit değerleri göstermiştir. Buna paralel olarak protez ve model üzerinde oluşan gerilme miktarlarında diğer yöntemlerle üretilen restorasyonlardan daha düşük ve homojen bulunmuştur. Geleneksel döküm yöntemi ile üretilen restorasyonda misfit dağılımına paralel olarak gerilme dağılımının da düzensiz olduğu saptanmıştır.

Geleneksel döküm yöntemi ile geleneksel döküm + lehim yöntemi karşılaştırıldığında, tek parça dökümde yeterli uyum elde edilememesine rağmen, lehim işleminin misfit ve gerilme miktarını olumlu yönde etkilediği görülmüştür [294, 384-389].

Literatürlerde yarı sinterlenmiş metal bloktan CAD/CAM freze yöntemiyle üretilen materyallerin değerlendirildiği çalışma çok azdır. Çok üyeli restorasyonların misfit ve gerilme dağılımlarının karşılaştırıldığı çalışma ise yoktur. Çalışmamız, bu anlamda bir ilk niteliği taşımaktadır. Yarı sinterlenmiş metal bloktan CAD/CAM freze yöntemiyle üretilen restorasyon diğer yöntemlerle karşılaştırıldığında, geleneksel döküm, geleneksel döküm + lehim ve SLS yönteminden daha düşük misfit değerleri, geleneksel döküm ve SLS yönteminden ise daha düşük gerilme değerleri gösterdiği tespit edilmiştir. CAD/CAM freze yöntemine göre daha kötü misfit ve gerilme değerleri gösterme nedeni olarak, restorasyonun şekillendirme işleminin yarı sinterlenmiş metal blok üzerinde yapılması gösterilebilir. Materyalin şekil verildikten sonra sinterleme işlemine tabi tutulması, her bölgesinde eşit kalınlıkta olmayan altyapının farklı oranda boyutsal değişiklikler göstermesi ile sonuçlanabilir [390]. İmplant destekli altyapılarda birden fazla boyutta boyutsal değişiklik oluşması, restorasyon üzerindeki ve implantlar çevresindeki gerilme miktarını arttırabilmektedir [391]. Bununla birlikte yarı sinterlenmiş metal bloktan CAD/CAM freze yöntemi ile üretilen restorasyonun gösterdiği misfit miktarı değerlendirildiğinde klinik olarak kabul edilebilir seviyededir ($<150 \mu\text{m}$). Ancak klinik olarak kullanılabilirliğine karar verebilmek için, Co-Cr alaşımlarının sertlik, erime sıcaklığı, ısıl genleşme miktarı, yoğunluğu, korozyon/kararma direnci ve biyouyumluluk gibi özelliklerinin de test edilmesi gerekmektedir [383].

Çalışmamızda, C implantı çevresinde görülen misfit ve gerilme miktarları tek başına değerlendirildiğinde ters bir ilişki dikkat çekmektedir. Bütün protezlerde C implantı abutmanı ve altyapı arasında en küçük misfit değerleri ölçülmüştür. İmplantlar çevresindeki gerilme miktarı karşılaştırıldığında ise, bütün protez gruplarında en yüksek gerilme değerinin C implantı çevresinde elde edildiği görülmektedir. Benzer bir ilişki de SLS yöntemi ile üretilen protezde mevcuttur. D implantı abutmanı ve altyapı arasında diğer implantlara göre daha büyük misfit değeri ölçülürken ($166,08 \mu\text{m}$), D implantı çevresinde oluşan gerilme değeri diğer implantlar ile karşılaştırıldığında daha küçüktür ($95,26 \text{ MPa}$). Bu sonuçlara göre, azalmış vertikal misfit miktarı her zaman uygun gerilme değerlerinin beklenmesi için yeterli değildir [392, 393]. Araştırmacılar bu durumun protezin abutmentlere tüm yüzeyde homojen bir şekilde uyum göstermemesi sonucu oluşuyor olabileceğini belirtmişlerdir. Gerilme ve

basma kuvvetleri sonucu abutmentte görülen deformasyon miktarı sadece vertikal misfitle açıklanamamaktadır [348, 394]. Ek olarak horizontal ve açısal misfit miktarı da abutmentte, oradan tüm sistemde stres oluşumunda etkili olmaktadır [247].

Literatürde farklı sayılarda implantla desteklenen hareketli protezlerde tutucu tipinin, altyapı tasarımı ve materyalinin çiğneme kuvvetleri altında stres dağılımına etkisini, farklı misfit değerleri varlığında inceleyen çalışmalar değerlendirildiğinde, misfit miktarı artışının implant çevresi kemikte ve protetik komponentlerde oluşan gerilmeyi arttırdığı konusunda fikir birliğine vardıkları görülmektedir [240, 243, 395-397]. Bununla beraber, implant destekli tam çene sabit protezlerde benzer çalışmalar çok az sayıda bulunmaktadır.

Lencioni ve arkadaşları tek parça geleneksel döküm yöntemi ile üretilen dört ve beş implant destekli Co-Cr altyapıların, lazer lehim öncesi ve sonrası gösterdikleri misfit miktarı ve anterior ve distal yükleme sırasında implantların çevresinde oluşan gerilme dağılımlarını incelemiştir. Dört implant destekli altyapılarda lazer lehim işleminin misfit miktarı, gerilme dağılım karakterini ve miktarını olumlu yönde etkilediği tespit edilmiştir. Beş implant destekli altyapılarda ise lazer lehim işlemi misfit miktarını ve gerilme dağılım karakterini önemli ölçüde etkilemiyorken, gerilme miktarını önemli ölçüde azalttığı görülmüştür [398].

Santis ve arkadaşları çalışmalarında, geleneksel döküm yöntemiyle üretilen implant destekli altın altyapı ile CAD/CAM freze yöntemiyle üretilen implant destekli titanyum altyapıda görülen misfit miktarlarıyla, yükleme sırasında mandibula modeli üzerinde ölçülen gerilme değerleri arasındaki ilişkiyi değerlendirmişlerdir. Lateral yönde gonion noktasından yapılan yüklemelerde, daha düşük misfit değerleri elde edilen titanyum altyapı ile alt çene modeli üzerinde oluşan gerilme değerleri altın altyapıya göre anlamlı derecede düşüktür [399].

Çalışmamızın sonuçlarına göre; yüklemenin gerçekleştiği tarafa yakın implantın çevresinde çoğunlukla en yüksek gerilme değerleri elde edilmiştir. Tek istisnası yarı sinterlenmiş metal bloktan CAD/CAM freze yöntemiyle üretilen protezde sağ tek taraflı yükleme sırasında A implantı çevresinde en yüksek gerilme değeri elde edilmiş olmasıdır. Yapılan çalışmalarda yük uygulanan taraftaki implantın etrafında en fazla gerilim oluşurken [351, 400, 401], bunun tersine yüklenmeyen tarafta gerilmenin arttığını bildiren çalışmalarda vardır [402]. Yüklemeler kesici dişler üzerinden yapıldığında tüm protezler ve alt çene modelinde diğer yüklemelere göre daha yüksek gerilme değerleri elde edilmiştir ve gerilmeler distal implantlar çevresinde yoğunlaşmaktadır. Literatürde iki implant arasından anterior

yükleme durumunda, tek taraflı implant üzerinden yüklenme yapılma koşullarına göre daha yüksek momentlerin elde edilmesi, bu çalışmanın sonuçlarıyla paralellik göstermektedir [329, 403]. Bunun nedeni anterior yüklenme sırasında, alt çene modelinin posterior bölgelerinin genişlemesi sonucu alt çene modelinde görülen eğilme olabilir. Sağ ve soldan çift taraflı yüklenme durumunda, anterior ve sağ tek taraflı yüklemeye göre anlamlı derecede düşük gerilme değerleri elde edilmesine rağmen, sol tek taraflı yüklenme durumunda elde edilen gerilme ortalamaları nispeten daha düşüktür. Bu sonuç, çift taraflı yüklenme durumunda tüm bölgelerde gerilme değerlerinin düştüğünü gösteren çalışma sonuçlarıyla farklılık göstermektedir [329, 351, 404]. Yüklenme sırasında CAD/CAM freze yöntemiyle üretilen protezde yüksek miktarda gerilme değerleri elde edilmesine rağmen, gerilme değerlerin diğer yöntemlerle üretilen protezlere oranla daha homojen dağılım gösterdiği söylenebilir. Bu sonuçlar önceki çalışmanın sonuçlarıyla paralellik göstermektedir [398].

Çalışmamızda, yüklenme sırasında alt çene modelinde oluşan gerilme değerleri protez grupları arasında anlamlı bir fark göstermemiştir. En yüksek gerilme değerinin, en yüksek misfit değerine sahip geleneksel döküm yöntemiyle üretilen protezde ölçülmesi (40,48 MPa), iki değişken arasında anlamlı bir korelasyon olabileceğini düşündürürken, istatistiksel olarak gerilme miktarı ile misfit değerleri arasında anlamlı bir ilişki tespit edilememiştir. Aynı şekilde, hibrit protezlerin model üzerinde torklanması sonrasında protezler üzerinde ve modelde oluşan gerilme değerleri ile fonksiyonel statik yüklenme sırasında protezler üzerinde ve modelde oluşan gerilme değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon tespit edilememiştir.

Bu durumun nedeni, yüklenme sırasında oluşan gerilme ölçümlerinin, protezlerin modele torklandıktan sonraki konumlarının sıfır kabul edilerek başlanması olabilir. Protezlerin misfit miktarları pasif uyum durumunda ölçülmüştür. Tüm protetik vidalar torklandıktan sonra kabul edilebilir son uyum için restorasyonun pasif uyum göstermesi gerekli değildir [322]. Tüm vidalar sıkıldığında uyum elde edilebilmektedir. Uyumun elde edilmesi materyalin gösterdiği deformasyon sonucu olduğu için, bu durum implant/abutment bağlantısında ve implant çevresinde oluşan gerilme miktarını arttırmaktadır [241, 323, 324]. Yüklenme sırasında oluşan gerilme değerlerinin, restorasyonların son uyum durumlarındaki misfit miktarları ile ilişkilendirilmeye çalışılması daha anlamlı sonuçlar verebilir.

Diğer bir neden olarak, torklama sırasında oluşan kuvvet protetik vida ve abutment aracılığıyla direk implantlara iletilirken, yüklenme sırasında kuvvetin akrilik dişlere

uygulanması düşünülebilir. Akrilik rezin çiğneme kuvvetlerinin büyük bir kısmını absorbe edip kendi içinde dağıtarak, kuvvetlerin direkt implanta ve kemik dokusuna transferini önlemektedir [405-410]. Çiğneme kuvvetleri karşısında metal ile desteklenmiş akrilik rezinin, direk metal yüzeye göre gerilme dağılımını önemli ölçüde değiştirdiği tespit edilmiştir [411, 412]. Bu durum torklama gerilmesi ile yükleme gerilmesi arasında anlamlı bir korelasyon çıkmamasını açıklayabilir.

İmplant tedavisi prognozunun kemik kalitesinden önemli derecede etkilendiği bilinmektedir. Klinikte implanta trabeküler ve kortikal kemik komşuluk eder ve bu kemiğin özellikleri yaşa, sistemik faktörlere ve fonksiyonel duruma göre kişiden kişiye farklılık gösterir [355]. Sığır [413] ve insan [414] kemiklerinin deneysel model olarak kullanıldığı çalışmalar mevcuttur. Bununla birlikte kemik, değişken kortikal ve trabeküler kemik kalınlığıyla ve yoğunluğuyla farklı anatomik özellikler gösterebilir. Bu durum, deneysel modelleri standardize etmeyi zorlaştırır. Deneysel modellerin hazırlanmasını ve yeniden üretimini kolaylaştırmak için, birçok laboratuvar çalışmasında homojen ve izotropik olarak kabul edilen malzemeler kullanılmaktadır. Çalışmamızda deneysel modelin üretiminde epoksi rezin kullanılmıştır. Bu malzeme insan trabeküler kemiğine benzer elastik modulusuna sahiptir (epoksi rezin, 3 GPa; insan trabeküler kemiği 4-4,5 GPa). Buna ek olarak epoksi rezin ile yapılan biyomekanik analiz çalışmaları bu malzemenin kullanılabilirliğini doğrulamaktadır [177, 316, 328, 344, 367]. Laboratuvar ve deneysel araştırmaların doğasındaki sınırlamalara rağmen, bu tür implant destekli protezlerin biyomekanik çalışmaları, fonksiyonunun öngörülebilirliğini ve tedavilerin başarısını artırmaya yardımcı olabileceği söylenebilir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmanın sınırları içerisinde aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir;

1) Altyapı elde edilme yöntemi misfit miktarını anlamlı bir şekilde etkilemiştir ($p<0,05$). En küçük misfit değerleri CAD/CAM freze yöntemiyle elde edilen protezde görülürken, artan misfit değerleriyle takip eden protezler sırasıyla yarı sinterlenmiş metal bloktan CAD/CAM freze, geleneksel döküm + lehim, SLS yöntemiyle elde edilen protez şeklindedir. En yüksek misfit değerleri ise anlamlı bir şekilde geleneksel döküm yöntemiyle elde edilen protezde tespit edilmiştir ($p<0,05$).

2) Her grup protez için, implantlar arası misfit miktarları karşılaştırıldığında, CAD/CAM freze yöntemiyle elde edilen protezde implantlar arası misfit değerlerinde anlamlı bir fark görülemez iken ($p>0,05$), diğer dört grup protezde implantlar arası misfit değerlerinde anlamlı fark tespit edilmiştir ($p<0,05$). C implantı çevresinde B, D ve A implantlarına göre anlamlı derecede daha az misfit değeri görülmektedir

3) Altyapı elde edilme yöntemleri protez ve altçene modelinde oluşan gerilme miktarını anlamlı bir şekilde etkilemiştir ($p<0,05$). En düşük gerilme değerleri sırayla; CAD/CAM freze, geleneksel döküm + lehim yöntemleri ile üretilen protez varlığında görülürken, en yüksek gerilme değerleri geleneksel döküm yöntemiyle elde edilen protez varlığında tespit edilmiştir.

4) Altyapı elde edilme yöntemleri fonksiyonel yükleme sırasında, protezler üzerinde oluşan gerilme değerlerini anlamlı bir şekilde etkilerken ($p<0,05$), altçene modelinde oluşan gerilme değerlerini etkilememiştir ($p>0,05$). Yükleme sırasında protezlerde görülen gerilme değerleri küçükten büyüğe sıralandığında; yarı sinterlenmiş metal bloktan CAD/CAM freze yöntemiyle üretilmiş protez, SLS yöntemiyle üretilmiş protez, geleneksel döküm + lehim yöntemiyle üretilmiş protez, CAD/CAM freze yöntemiyle üretilmiş protez, geleneksel döküm yöntemiyle üretilmiş protez şeklindedir.

5) Yükleme yeri, protezler ve altçene modeli üzerinde oluşan gerilme değerlerini anlamlı bir şekilde etkilemektedir ($p<0,05$). En düşük gerilme değerleri sol tek taraflı yükleme sırasında görülürken, en yüksek gerilme değerleri anterior yükleme sırasında tespit edilmiştir.

6) Hibrit protezlerin model üzerinde torklanması sonrasında protezler üzerinde oluşan gerilme değerleri ile hibrit protezlerin misfit değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon tespit edilmiştir.

7) Hibrit protezlerin model üzerinde torklanması sonrasında, modeldeki implantlar çevresinde ve protezlerde oluşan gerilme değerleri arasındaki korelasyon ortalamalar dikkate alınarak değerlendirildiğinde pozitif yönde gözlemlenmekle birlikte istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki tespit edilememiştir.

8) Hibrit protezlerin model üzerinde torklanması sonrasında protezler üzerinde ve modelde oluşan gerilme değerleri ile fonksiyonel statik yükleme sırasında protezler üzerinde ve modelde oluşan gerilme değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon tespit edilememiştir.

9) Hibrit protezlerin misfit değerleri ile fonksiyonel statik yükleme sırasında protezler üzerinde ve modelde oluşan gerilme değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon tespit edilememiştir.

10) İmplant çevresindeki kemik dokusunun tolere edebildiği protetik misfit miktarı hala tam olarak bilinmemekle birlikte, misfit miktarını mümkün olduğu kadar küçük tutmanın faydalı olduğu bilinmektedir.

11) Yarı sinterlenmiş metal blok ve SLS sistemlerinin değerlendirildiği çalışmalar farklı sonuçlar göstermektedir. Bu sistemlerin doğruluğunu tutarlı bir şekilde değerlendirmek için, uzun süreli klinik uygulama ve daha fazla araştırma yapılması gerekmektedir.

7. KAYNAKLAR

1. D, E., Rigit ve semirigit bağlantılı implant-diş ve implant-implant destekli sabit parsiyel protezlerde kemik içerisinde oluşan stres dağılımının incelenmesi, in Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. 2007, Selçuk Üniversitesi.
2. Tunalı, B., Multi-disipliner bir yaklaşımla oral implantoloji. 2000: Nobel Tıp Kitabevleri.
3. MISIR, A.F., İmplant yuvası açılmasında oluşan ısının in-vitro değerlendirilmesi in Ağız, Diş, Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Anabilim Dalı. 2008, Ondokuz Mayıs Üniversitesi.
4. Cibirka, R.M., Determining the force absorption quotient for restorative materials used in implant occlusal surfaces a thesis submitted in partial fulfillment ... in prosthodontics. 1990.
5. Assif, D., et al., Photoelastic analysis of stress transfer by endodontically treated teeth to the supporting structure using different restorative techniques. J Prosthet Dent, 1989. 61(5): p. 535-43.
6. Cochran, D.L., The scientific basis for and clinical experiences with Straumann implants including the ITI Dental Implant System: a consensus report. Clin Oral Implants Res, 2000. 11 Suppl 1: p. 33-58.
7. Misch, C.E., Contemporary Implant Dentistry. 1999: Mosby.
8. Jemt, T. and K. Book, Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. Int J Oral Maxillofac Implants, 1996. 11(5): p. 620-5.
9. Abduo, J., et al., Assessing the fit of implant fixed prostheses: a critical review. Int J Oral Maxillofac Implants, 2010. 25(3): p. 506-15.
10. Immediate Loading of Unsplinted Implants in the Anterior Mandible for Overdentures: A Case Series. 2010. p. 1028.
11. Romero, G.G., et al., Accuracy of three corrective techniques for implant bar fabrication. The Journal of prosthetic dentistry, 2000. 84(6): p. 602-607.
12. Winter, W., et al., Bone Loading Caused by Different Types of Misfits of Implant-Supported Fixed Dental Prostheses: A Three-Dimensional Finite Element Analysis Based on Experimental Results. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2010. 25(5): p. 947.
13. Young-Kyun, K., et al., Prognosis of Single Molar Implants: A Retrospective Study. International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry, 2010. 30(4): p. 400.
14. Assunção, W.G., et al., A comparison of patient satisfaction between treatment with conventional complete dentures and overdentures in the elderly: a literature review. Gerodontology, 2010. 27(2): p. 154.
15. Sahin, S. and M.C. Cehreli, The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. Implant Dent, 2001. 10(2): p. 85-92.
16. Tamac, E., S. Toksavul, and M. Toman, Clinical marginal and internal adaptation of CAD/CAM milling, laser sintering, and cast metal ceramic crowns. J Prosthet Dent, 2014. 112(4): p. 909-13.
17. Barbosa, G.A.S., et al., Prosthetic laboratory influence on the vertical misfit at the implant/UCLA abutment interface. Brazilian Dental Journal, 2007. 18(2): p. 139-143.
18. Babbush, C.A. and K.S. Kurtz, Dental Implants: The Art and Science. Journal of Prosthodontics, 2004. 13(4): p. 279.
19. Craig, R.G. and J.M. Powers, Restorative Dental Materials. 2002: Mosby.

20. P, P., *Esthetic Implant Dentistry Soft and Hard Tissue Management*. 1th ed. Illinois: Quintessence Publishing Co., Inc, 2000. Chapter 5-7.
21. Misch, C.E., *Dental Implant Prosthetics*. 2005: Elsevier Mosby.
22. GOODACRE C.J., B.G., RUNCHARASSAENG K., KAN J.Y.K., *Clinical complications with implants and implant prostheses*. *J. Prosthet. Dent*, 2003. 90: 121-132.
23. Zarb, G.A. and A. Schmitt, *Implant prosthodontic treatment options for the edentulous patient*. *J Oral Rehabil*, 1995. 22(8): p. 661-71.
24. Kent, J.N., et al., *Alveolar ridge augmentation using nonresorbable hydroxylapatite with or without autogenous cancellous bone*. *J Oral Maxillofac Surg*, 1983. 41(10): p. 629-42.
25. P.I, B., Z. G.A., and A. T., *Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry*. 1985: Quintessence.
26. Gulsahi, A., *Bone quality assessment for dental implants*. 2011: INTECH Open Access Publisher.
27. Block, M.S., J.N. Kent, and J.S. Kent, *Endosseous implants for maxillofacial reconstruction*. 1995: W.B. Saunders.
28. İnan, Ö., *İmplant destekli köprü uygulamalarında oklüzal yüzeylerde kullanılan restoratif materyallerin kuvvet dağılımına etkisinin incelenmesi.*, in *Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı*. 1997, Selçuk Üniversitesi: Konya.
29. Mutahhar Ulusoy, K.A., *Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler*. 2003, Ank. Ün. Diş Hek. Fak. Yayınları: Ankara.
30. Spiekermann, H., *Implantology*. 1995: G. Thieme Verlag.
31. Branemark, P.I., et al., *Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period*. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl*, 1977. 16: p. 1-132.
32. JC, B. *Eine klinische Auswertung von 517 Pitt-Easy Bio-Oss Implantaten über einen Zeitraum von 4 Jahren*. Abstract, Programm 22. in *Internationales Seminar für Orale Implantologie*. 1992. Bremen.
33. Schroeder, A., O. Pohler, and F. Sutter, [Tissue reaction to an implant of a titanium hollow cylinder with a titanium surface spray layer]. *SSO Schweiz Monatsschr Zahnheilkd*, 1976. 86(7): p. 713-27.
34. Branemark, P.I., *Osseointegration and its experimental background*. *J Prosthet Dent*, 1983. 50(3): p. 399-410.
35. Adell, R., et al., *A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw*. *Int J Oral Surg*, 1981. 10(6): p. 387-416.
36. Albrektsson, T., et al., *The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success*. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1986. 1(1): p. 11-25.
37. Şimşek, B., *Osseointegration*. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci-Special Topics*, 2010.
38. Cooper, L.F., *Biologic determinants of bone formation for osseointegration: clues for future clinical improvements*. *J Prosthet Dent*, 1998. 80(4): p. 439-49.
39. Anusavice, K.J., *Phillips' Science of Dental Materials*. 2003: Elsevier Health Sciences.
40. Meffert, R.M., B. Langer, and M.E. Fritz, *Dental implants: a review*. *J Periodontol*, 1992. 63(11): p. 859-70.
41. Zarb, G.A., et al., *Prosthodontic Treatment for Edentulous Patients: Complete Dentures and Implant-Supported Prostheses*. 2013: Elsevier Health Sciences.

42. Lemons, J. and J. Natiella, Biomaterials, biocompatibility, and peri-implant considerations. *Dent Clin North Am*, 1986. 30(1): p. 3-23.
43. Çevik, A.B., Alt çene tam ark implant destekli distal uzantılı sabit protezlerde implant sayısı, distal uzantı uzunluğu ve kesit seklinin implant çevre kemik dokusundaki gerilim dağılımına etkisinin fotoelastik stres analiz yöntemi ile incelenmesi, in Marmara Üniversitesi. 1997: İstanbul.
44. İnan, Ö., İmplant destekli köprü uygulamalarında oklüzal yüzeylerde kullanılan restoratif materyallerin kuvvet dağılımına etkisinin incelenmesi. 1997, Selçuk Üniversitesi: Konya.
45. Gülşen Can, E.E., Levent Aksu, Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. 1993, Ankara: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Basımevi.
46. Misch, C.E., Z. Qu, and M.W. Bidez, Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: implications for dental implant treatment planning and surgical placement. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 1999. 57(6): p. 700-706.
47. Sonugelen, M. and C. Artuç, A^ç z Protezleri ve Biyomekanik. İzmir: Ege Üniv. Diş Hek Fak. Yayınları, 2002: p. 3-8.
48. Mericske-stern, R., P. Assal, and W. Bueging, Simultaneous force measurements in 3 dimensions on oral endosseous implants in vitro and in vivo. A methodological study. *Clinical oral implants research*, 1996. 7(4): p. 378-386.
49. Sahin, S., M.C. Cehreli, and E. Yalcin, The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses--a review. *J Dent*, 2002. 30(7-8): p. 271-82.
50. Kansu G, G.B., Terzi ÜT., İmplant destekli protezler ve biyomekanik kavramlar. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci-Special Topics*, 2010. 1(1):73-9.
51. van Steenberghe, D., et al., The Applicability of Osseointegrated Oral Implants in the Rehabilitation of Partial Edentulism: A Prospective Multicenter Study on 558 Fixtures. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 1990. 5(3): p. 119.
52. Bakke, M., et al., Unilateral, isometric bite force in 8-68-year-old women and men related to occlusal factors. *Scand J Dent Res*, 1990. 98(2): p. 149-58.
53. Hobo S, I.E., Garcia LT, Osseointegration and occlusal rehabilitation. 1st Edition., Quintessence Pub Co Inc, 1990. Tokyo.
54. Raadsheer, M.C., et al., Human jaw muscle strength and size in relation to limb muscle strength and size. *European Journal of Oral Sciences*, 2004. 112(5): p. 398.
55. GE., C., Bite force and chewing efficiency. *Front Oral Physiol*, 1974. 1:265-92.
56. Brunski, J.B., Biomechanics of oral implants: future research directions. *J Dent Educ*, 1988. 52(12): p. 775-87.
57. Mericske-Stern, R. and G.A. Zarb, In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants. *Clin Oral Implants Res*, 1996. 7(2): p. 153-61.
58. Haraldson, T. and G. Zarb, A 10-year follow-up study of the masticatory system after treatment with osseointegrated implant bridges. *Scand J Dent Res*, 1988. 96(3): p. 243-52.
59. Duyck, J., et al., The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. *Clin Oral Implants Res*, 2001. 12(3): p. 207-18.
60. Özdemir, T., Oral İmplantoloji. Tam Protezler. Vol. 3. Baskı. 1998, İstanbul: Çalikkocaoglu, S. Protez Akademisi ve Gnatoloji Derneği Yayınları.

61. Sandallı P, G.H., Özdemir T, İmplant Üstü Protezler. Oral İmplantoloji 200, 1. Baskı İstanbul: P. Sandallı. Erler Matbaacılık.
62. Misch, C.E., Bone classification, training keys to implant success. Dent Today, 1989. 8(4): p. 39-44.
63. Misch, C.E., Prosthetic options in implant dentistry. Int J Oral Implantol, 1991. 7(2): p. 17-21.
64. Brånemark, P.-I., G.A. Zarb, and T. Albrektsson, Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. 1985: Quintessence.
65. Misch, C.E., et al., Consensus conference panel report: crown-height space guidelines for implant dentistry-part 1. Implant Dent, 2005. 14(4): p. 312-8.
66. Bueno-Samper, A., M. Hernandez-Aliaga, and J.L. Calvo-Guirado, The implant-supported milled bar overdenture: a literature review. Med Oral Patol Oral Cir Bucal, 2010. 15(2): p. e375-8.
67. The glossary of prosthodontic terms. J Prosthet Dent, 2005. 94(1): p. 10-92.
68. Attard, N.J. and G.A. Zarb, Long-term treatment outcomes in edentulous patients with implant-fixed prostheses: the Toronto study. Int J Prosthodont, 2004. 17(4): p. 417-24.
69. Ekelund, J.A., et al., Implant treatment in the edentulous mandible: a prospective study on Branemark system implants over more than 20 years. Int J Prosthodont, 2003. 16(6): p. 602-8.
70. Meijer, H.J., G.M. Raghoobar, and M.A. Van 't Hof, Comparison of implant-retained mandibular overdentures and conventional complete dentures: a 10-year prospective study of clinical aspects and patient satisfaction. Int J Oral Maxillofac Implants, 2003. 18(6): p. 879-85.
71. Carr, A.B. and D.T. Brown, Mccracken's Removable Partial Prosthodontics. 2015: Elsevier - Health Sciences Division.
72. Drago, C. and K. Howell, Concepts for designing and fabricating metal implant frameworks for hybrid implant prostheses. Journal of Prosthodontics, 2012. 21(5): p. 413-424.
73. Gonzalez, J., The evolution of dental materials for hybrid prosthesis. Open Dent J, 2014. 8: p. 85-94.
74. Zarb, G.A. and A. Schmitt, The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part III: Problems and complications encountered. J Prosthet Dent, 1990. 64(2): p. 185-94.
75. Taylor, R.L. and G.F. Bergman, Laboratory techniques for the Brånemark System. 1990: Quintessence Pub. Co.
76. Eliasson, A., et al., Five-year results with fixed complete-arch mandibular prostheses supported by 4 implants. Int J Oral Maxillofac Implants, 2000. 15(4): p. 505-10.
77. Malhotra, A.O., et al., Load transfer in tilted implants with varying cantilever lengths in an all-on-four situation. Aust Dent J, 2012. 57(4): p. 440-5.
78. Branemark, P.I., B. Svensson, and D. van Steenberghe, Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum Branemark in full edentulism. Clin Oral Implants Res, 1995. 6(4): p. 227-31.
79. Krennmair, G., et al., Clinical outcome and peri-implant findings of four-implant-supported distal cantilevered fixed mandibular prostheses: five-year results. Int J Oral Maxillofac Implants, 2013. 28(3): p. 831-40.
80. Menini, M., et al., Tilted implants in the immediate loading rehabilitation of the maxilla: a systematic review. J Dent Res, 2012. 91(9): p. 821-7.

81. Pi Urgell, J., V. Revilla Gutierrez, and C.G. Gay Escoda, Rehabilitation of atrophic maxilla: a review of 101 zygomatic implants. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 2008. 13(6): p. E363-70.
82. Balshi, T.J., Preventing and resolving complications with osseointegrated implants. *Dent Clin North Am*, 1989. 33(4): p. 821-68.
83. Lekholm, U., Surgical considerations and possible shortcomings of host sites. *J Prosthet Dent*, 1998. 79(1): p. 43-8.
84. Salenbauch, N.M. and J. Langner, New ways of designing suprastructures for fixed implant-supported prostheses. *The International journal of periodontics & restorative dentistry*, 1998. 18(6): p. 604-612.
85. Kapos, T. and C. Evans, CAD/CAM technology for implant abutments, crowns, and superstructures. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2014. 29 Suppl: p. 117-36.
86. Turkyilmaz, I., Use of distal implants to support and increase retention of a removable partial denture: a case report. *J Can Dent Assoc*, 2009. 75(9): p. 655-8.
87. Drago, C. and K. Howell, Concepts for designing and fabricating metal implant frameworks for hybrid implant prostheses. *J Prosthodont*, 2012. 21(5): p. 413-24.
88. Baig, M.R., G. Rajan, and M. Rajan, Edentulous arch treatment with a CAD/CAM screw-retained framework and cemented crowns: a clinical case report. *J Oral Implantol*, 2009. 35(6): p. 295-9.
89. Kapos, T., et al., Computer-aided design and computer-assisted manufacturing in prosthetic implant dentistry. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2009. 24 Suppl: p. 110-7.
90. Tuna, S.H., N. Ozcicek Pekmez, and I. Kurkcuglu, Corrosion resistance assessment of Co-Cr alloy frameworks fabricated by CAD/CAM milling, laser sintering, and casting methods. *J Prosthet Dent*, 2015. 114(5): p. 725-34.
91. Carlson, B. and G.E. Carlsson, Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1994. 9(1): p. 90-4.
92. Real-Osuna, J., N. Almendros-Marques, and C. Gay-Escoda, Prevalence of complications after the oral rehabilitation with implant-supported hybrid prostheses. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 2012. 17(1): p. e116-21.
93. Stevens, P.J., E.J. Fredrickson, and M.L. Gres, *Implant Prosthodontics: Clinical and Laboratory Procedures*. 2000: Mosby.
94. Sadowsky, S.J., The implant-supported prosthesis for the edentulous arch: design considerations. *J Prosthet Dent*, 1997. 78(1): p. 28-33.
95. Misch, C.E., *Dental Implant Prosthetics*. 2014: Elsevier Health Sciences.
96. R.G., C., *Restorative Dental Materials*. Eight Ed, ed. E. Ed. 1989, Toronto: The CV mosby Co.
97. Phillips, R.W. and E.W. Skinner, *Skinner's science of dental materials*. 1991: Saunders.
98. Naylor, W.P., J.C. Kessler, and A.H. King, *Introduction to metal ceramic technology*. 1992: Quintessence Pub. Co.
99. O'Brien, W.J., *Dental Materials and Their Selection*. 2002: Quintessence Publishing Company.
100. Yamamoto, M., *Metal-Ceramics: Principle and Methods of Makoto Yamamoto*. 1985: Quintessence Publishing Company.
101. E, E.A., *Protetik restoratif alaşımlar*. *TDB Dergisi*, 2002. 71: p. 86-90.
102. Wataha, J.C., Alloys for prosthodontic restorations. *J Prosthet Dent*, 2002. 87(4): p. 351-63.

103. Rosenstiel, S.F., M.F. Land, and J. Fujimoto, Contemporary Fixed Prosthodontics - Pageburst E-Book on Kno (Retail Access Card). 2006: Elsevier Science Health Science.
104. Seyfettin, B., Kron- Köprü Protezleri. 2005, Erzurum: Atatürk Üniversitesi.
105. Sakaguchi, R.L. and J.M. Powers, Craig's Restorative Dental Materials. 2012: Elsevier Health Sciences.
106. Zaimoğlu A, C.G., Ersoy E, Aksu L, Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. 1993, Ankara: AÜ Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları.
107. Wang, L., et al., Mechanical properties of dental restorative materials: relative contribution of laboratory tests. J Appl Oral Sci, 2003. 11(3): p. 162-7.
108. Zaimoğlu A, C.G., Sabit Protezler. 2011, Ankara: A Ü Dishek Fak Yayınları.
109. M, İ., Cisimlerin Mukavemeti. Vol. 7. Baskı. 1996, İstanbul: İTÜ Vakfı Yayınları.
110. Flinn, R.A. and P.K. Trojan, Engineering materials and their applications. 1986: Houghton Mifflin.
111. Gürbüz, G.A., Selektif Lazer Sinterizasyonu İle Oluşturulan Co-Cr Alaşımların İnvitro Olarak Değerlendirilmesi, in Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. 2011, Çukurova Üniversitesi: Adana.
112. Wataha, J.C., Biocompatibility of dental casting alloys: a review. J Prosthet Dent, 2000. 83(2): p. 223-34.
113. Barbosa, G.A., et al., Correlation between vertical misfits and stresses over implants from castable frameworks made of different alloys. J Craniofac Surg, 2014. 25(6): p. 2062-5.
114. Hjalmarsson, L., et al., Precision of fit to implants: a comparison of Cresco and Procera(R) implant bridge frameworks. Clin Implant Dent Relat Res, 2010. 12(4): p. 271-80.
115. KARAMAN, T., TERMAL SIKLUS VE BASKI KUVVETİNE MARUZ BIRAKILAN GALVANO KRONLARDA MARJİNAL BÖLGE UYUMUNUN (STEREOMİKROSKOP) VE MARJİNAL BÖLGE YÜZEY ÖZELLİKLERİNİN (SEM'DE) İNCELENMESİ, in PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI. 2013, DİCLE ÜNİVERSİTESİ SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ: Diyarbakır.
116. Santos, E.C., et al., Rapid manufacturing of metal components by laser forming. International Journal of Machine Tools and Manufacture, 2006. 46(12): p. 1459-1468.
117. Paunovic, M. and E.S.E. Division, Fundamental Aspects of Electrochemical Deposition and Dissolution Including Modeling. 1998: Electrochemical Society.
118. Yüksel, B. and A. Fuat Çakir, Demir grubu alaşımların anormal kaplama davranışına genel bir bakış. ITU Journal Series D: Engineering, 2010. 9(2).
119. Greven, B., M. Luepke, and S.H. von Dorsche, Telescoping implant prostheses with intraoral luted galvano mesostructures to improve passive fit. The Journal of prosthetic dentistry, 2007. 98(3): p. 239-244.
120. Rebeka Rudolf, I.A., Dragoslav Stamenković, DENTAL MATERIALS – CHALLENGE AND USAGE OF THE LATEST INVENTIONS Association of Metallurgical Engineers of Serbia, 200.
121. Shi, Y.L., et al., [Short-term observation of gold-plating unprecious metal ceramic crown in restoring anterior tooth]. Shanghai Kou Qiang Yi Xue, 2005. 14(1): p. 11-3.
122. Greven, B., M. Luepke, and S.H. von Dorsche, Telescoping implant prostheses with intraoral luted galvano mesostructures to improve passive fit. J Prosthet Dent, 2007. 98(3): p. 239-44.

123. GM, H., Science and technique of the cast restoration. 1964, St Louis: CV Mosby Co.
124. Shillingburg, H.T., M.K. Ünsal, and A. Üşümez, Sabit protezin temelleri. 2010: Quintessence Yayıncılık.
125. S, B., Kron-Köprü protezleri. 2005, Erzurum: Atatürk üniversitesi.
126. Kellerhoff, R.K. and J. Fischer, In vitro fracture strength and thermal shock resistance of metal-ceramic crowns with cast and machined AuTi frameworks. J Prosthet Dent, 2007. 97(4): p. 209-15.
127. Torres, K., et al., Application of rapid prototyping techniques for modelling of anatomical structures in medical training and education. Folia Morphol (Warsz), 2011. 70(1): p. 1-4.
128. Liu, P.R. and M.E. Essig, Panorama of dental CAD/CAM restorative systems. Compend Contin Educ Dent, 2008. 29(8): p. 482, 484, 486-8 passim.
129. Liu, P.R., A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. Compend Contin Educ Dent, 2005. 26(7): p. 507-8, 510, 512 passim; quiz 517, 527.
130. Patel, N., Contemporary dental CAD/CAM: modern chairside/lab applications and the future of computerized dentistry. Compend Contin Educ Dent, 2014. 35(10): p. 739-46; quiz 747, 756.
131. Çavdarlı, K., Farklı Döküm Yöntemleri ve Alaşımlar Kullanılarak Elde Edilen Kron Restorasyonların Marjinal Uyumlarının Karşılaştırılması, in Protetik Diş Tedavisi Anabilim dalı. 2013, Süleyman Demirel Üniversitesi: Isparta.
132. Miyazaki, T., et al., A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. Dent Mater J, 2009. 28(1): p. 44-56.
133. Ataş, S.M., Değişik yöntemlerle hazırlanmış metal alt yapılar İle zirkonya esaslı alt yapıların farklı kenar bitim şekillerindeki marjinal uyumlarının karşılaştırılması, in Protetik diş tedavisi anabilim dalı. 2013, karadeniz teknik üniversitesi: Trabzon.
134. Strub, J.R., E.D. Rekow, and S. Witkowski, Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. J Am Dent Assoc, 2006. 137(9): p. 1289-96.
135. Neugebauer, J., et al., Three-dimensional diagnostics, planning and implementation in implantology. Int J Comput Dent, 2006. 9(4): p. 307-19.
136. Kim, K.B., et al., Three-dimensional evaluation of gaps associated with fixed dental prostheses fabricated with new technologies. J Prosthet Dent, 2014. 112(6): p. 1432-6.
137. Vojdani, M., et al., Comparison the Marginal and Internal Fit of Metal Copings Cast from Wax Patterns Fabricated by CAD/CAM and Conventional Wax up Techniques. J Dent (Shiraz), 2013. 14(3): p. 118-29.
138. Abduo, J. and K. Lyons, Rationale for the use of CAD/CAM technology in implant prosthodontics. International journal of dentistry, 2013. 2013.
139. Reich, S., et al., Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. Eur J Oral Sci, 2005. 113(2): p. 174-9.
140. Abduo, J., K. Lyons, and M. Swain, Fit of zirconia fixed partial denture: a systematic review. J Oral Rehabil, 2010. 37(11): p. 866-76.
141. Liu, Q., M.C. Leu, and S.M. Schmitt, Rapid prototyping in dentistry: technology and application. The international journal of advanced manufacturing technology, 2006. 29(3-4): p. 317-335.

142. Gebhardt, A., et al., Additive manufacturing by selective laser melting the realizer desktop machine and its application for the dental industry. *Physics Procedia*, 2010. 5: p. 543-549.
143. Venkatesh, K.V. and V.V. Nandini, Direct metal laser sintering: a digitised metal casting technology. *J Indian Prosthodont Soc*, 2013. 13(4): p. 389-92.
144. Bibb, R., et al., Development of a rapid prototyping design advice system. *Journal of Intelligent Manufacturing*, 1999. 10(3-4): p. 331-339.
145. Ciraud, P., Verfahren und vorrichtung zur herstellung beliebiger gegenstande aus beliebigem schmelzbarem material. German Patent DE, 1973. 2263777.
146. Deckard, C.R., Method and apparatus for producing parts by selective sintering. 1989, Google Patents.
147. Shellabear, M. and O. Nyrhilä, DMLS-Development history and state of the art. *Laser Assisted Netshape Engineering 4*, Proceedings of the 4th LANE, 2004: p. 21-24.
148. Levy, G.N., R. Schindel, and J.-P. Kruth, Rapid manufacturing and rapid tooling with layer manufacturing (LM) technologies, state of the art and future perspectives. *CIRP Annals-Manufacturing Technology*, 2003. 52(2): p. 589-609.
149. Rudgley, M., Rapid manufacturing-the revolution is beginning. Proceedings of the uRapid, 2001: p. 441-444.
150. Cooper, D.E., et al., Additive manufacturing for product improvement at Red Bull Technology. *Materials & Design*, 2012. 41: p. 226-230.
151. Bogue, R., 3D printing: the dawn of a new era in manufacturing? *Assembly Automation*, 2013. 33(4): p. 307-311.
152. ISO, E., 13485: 2012. Medical devices–Quality Management Systems–Requirements for Regulatory Purposes (ISO 13485: 2003+ Cor. 1: 2009), German Version EN ISO, 2012. 13485.
153. ZLITINE, D.Z.Z.A.B., An RE/RM approach to the design and manufacture of removable partial dentures with a biocompatibility analysis of the F75 Co-Cr SLM alloy. *Materiali in tehnologije*, 2012. 46(2): p. 123-129.
154. Mazzoli, A., M. Germani, and R. Raffaelli, Direct fabrication through electron beam melting technology of custom cranial implants designed in a PHANToM-based haptic environment. *Materials & Design*, 2009. 30(8): p. 3186-3192.
155. Robiony, M., et al., Virtual reality surgical planning for maxillofacial distraction osteogenesis: the role of reverse engineering rapid prototyping and cooperative work. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 2007. 65(6): p. 1198-1208.
156. Sykes, L.M., et al., Applications of rapid prototyping technology in maxillofacial prosthetics. *The International journal of prosthodontics*, 2003. 17(4): p. 454-459.
157. Mazzoli, A., Selective laser sintering in biomedical engineering. *Med Biol Eng Comput*, 2013. 51(3): p. 245-56.
158. Kruth, J.-P., et al., Consolidation phenomena in laser and powder-bed based layered manufacturing. *CIRP Annals-Manufacturing Technology*, 2007. 56(2): p. 730-759.
159. Kruth, J.-P., et al., Lasers and materials in selective laser sintering. *Assembly Automation*, 2003. 23(4): p. 357-371.
160. ÇELİK, İ., et al., HIZLI PROTOTİPLEME TEKNOLOJİLERİ VE UYGULAMA ALANLARI. *Journal of the Institute of Science & Technology of Dumlupınar University/Dumlupınar Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi*, 2013(31).
161. Mangano, F., et al., Direct metal laser sintering titanium dental implants: a review of the current literature. *Int J Biomater*, 2014. 2014: p. 461534.

162. Barucca, G., et al., Structural characterization of biomedical Co-Cr-Mo components produced by direct metal laser sintering. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*, 2015. 48: p. 263-9.
163. Quante, K., K. Ludwig, and M. Kern, Marginal and internal fit of metal-ceramic crowns fabricated with a new laser melting technology. *Dent Mater*, 2008. 24(10): p. 1311-5.
164. Ucar, Y., et al., Internal fit evaluation of crowns prepared using a new dental crown fabrication technique: laser-sintered Co-Cr crowns. *J Prosthet Dent*, 2009. 102(4): p. 253-9.
165. Akova, T., et al., Comparison of the bond strength of laser-sintered and cast base metal dental alloys to porcelain. *Dent Mater*, 2008. 24(10): p. 1400-4.
166. Ortorp, A., et al., The fit of cobalt-chromium three-unit fixed dental prostheses fabricated with four different techniques: a comparative in vitro study. *Dent Mater*, 2011. 27(4): p. 356-63.
167. Sanz, C. and V.G. Navas, Structural integrity of direct metal laser sintered parts subjected to thermal and finishing treatments. *Journal of Materials Processing Technology*, 2013. 213(12): p. 2126-2136.
168. Takayama, H., Biomechanical considerations on osseointegrated implants. *Osseointegration and Occlusal Rehabilitation*. Tokyo: Quintessence Publishing Co. Ltd, 1989: p. 265-280.
169. Thomas, K.A. and S.D. Cook, An evaluation of variables influencing implant fixation by direct bone apposition. *Journal of biomedical materials research*, 1985. 19(8): p. 875-901.
170. Kan, J.Y., et al., Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent*, 1999. 81(1): p. 7-13.
171. Sorensen, J.A., A standardized method for determination of crown margin fidelity. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1990. 64(1): p. 18-24.
172. Jemt, T., How do you test a cast framework fit for a full-arch fixed implant-supported prosthesis? *Int. J. oral Maxillofac. Implants*, 1994. 9: p. 471-472.
173. Gelbard, S., et al., Effect of impression materials and techniques on the marginal fit of metal castings. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1994. 71(1): p. 1-6.
174. Ziebert, G.J., et al., Accuracy of one-piece castings, preceramic and postceramic soldering. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 55(3): p. 312-317.
175. Nicholls, J.I., The measurement of distortion: theoretical considerations. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1977. 37(5): p. 578-586.
176. Tan, K.B., et al., Three-dimensional analysis of the casting accuracy of one-piece, osseointegrated implant-retained prostheses. *The International journal of prosthodontics*, 1992. 6(4): p. 346-363.
177. Kahramanoğlu, E. and Y. Kulak-Özkan, The Effect of Different Restorative and Abutment Materials on Marginal and Internal Adaptation of Three-Unit Cantilever Implant-Supported Fixed Partial Dentures: An In Vitro Study. *Journal of Prosthodontics*, 2013. 22(8): p. 608-617.
178. Bidra, A.S., T.D. Taylor, and J.R. Agar, Computer-aided technology for fabricating complete dentures: systematic review of historical background, current status, and future perspectives. *J Prosthet Dent*, 2013. 109(6): p. 361-6.
179. Park, J.-K., et al., Accuracy evaluation of metal copings fabricated by computer-aided milling and direct metal laser sintering systems. *The journal of advanced prosthodontics*, 2015. 7(2): p. 122-128.

180. Liu, R., et al., The effect of metal recasting on porcelain-metal bonding: A force-to-failure study. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2010. 104(3): p. 165-172.
181. Abbate, M.F., A.H. Tjan, and W.M. Fox, Comparison of the marginal fit of various ceramic crown systems. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1989. 61(5): p. 527-531.
182. Weaver, J.D., G.H. Johnson, and D.J. Bales, Marginal adaptation of castable ceramic crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1991. 66(6): p. 747-753.
183. Reich, S., et al., Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *European journal of oral sciences*, 2005. 113(2): p. 174-179.
184. Molin, M. and S. Karlsson, The fit of gold inlays and three ceramic inlay systems: A clinical and in vitro study. *Acta Odontologica Scandinavica*, 1993. 51(4): p. 201-206.
185. Toprak T, K.H., Bozdağ E. , Deneysel gerilme analizi: Strain gauge yönteminde teori ve uygulama. İTÜ Makine Fakültesi Mukavemet Birimi ders notları 1996.
186. Ulusoy M, A.K., Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler. Vol. 2. Basım, 5. Bölüm. 2003, Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi.
187. Caputo, A.A. and R.S. Wylie, *Role of Biomechanics in Periodontal Therapy*. 2006.
188. Campos, T.N., et al., Holographic interferometry method for assessment of static load stress distribution in dog mandible. *Brazilian dental journal*, 2006. 17(4): p. 279-284.
189. Krekmanov, L., Placement of posterior mandibular and maxillary implants in patients with severe bone deficiency: a clinical report of procedure. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 1999. 15(5): p. 722-730.
190. Porter Jr, J.A., V.C. Petropoulos, and J.B. Brunski, Comparison of load distribution for implant overdenture attachments. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 2001. 17(5): p. 651-662.
191. Maeda, Y., M. Horisaka, and K. Yagi, Biomechanical rationale for a single implant-retained mandibular overdenture: an in vitro study. *Clinical Oral Implants Research*, 2008. 19(3): p. 271-275.
192. Çehreli, M.C. and K. Akça, Impression techniques and misfit-induced strains on implant-supported superstructures: an in vitro study. *The International journal of periodontics & restorative dentistry*, 2006. 26(4): p. 379-385.
193. Heckmann, S.M., et al., Loading of bone surrounding implants through three-unit fixed partial denture fixation: a finite-element analysis based on in vitro and in vivo strain measurements. *Clinical oral implants research*, 2006. 17(3): p. 345-350.
194. Cehreli, M.C., et al., Human ex vivo bone tissue strains around natural teeth vs. immediate oral implants. *Clinical oral implants research*, 2005. 16(5): p. 540-548.
195. Ormianer, Z., et al., Strains recorded in a combined tooth-implant restoration: an in vivo study. *Implant dentistry*, 2005. 14(1): p. 58-62.
196. Suedam, V., et al., Effect of abutment's height and framework alloy on the load distribution of mandibular cantilevered implant-supported prosthesis. *Clinical oral implants research*, 2009. 20(2): p. 196-200.
197. White, G.E., *Osseointegrated dental technology*. 1993: Quintessence Pub Co.
198. Fischer, K. and T. Stenberg, Prospective 10-year cohort study based on a randomized controlled trial (RCT) on implant-supported full-arch maxillary prostheses. Part 1: sandblasted and acid-etched implants and mucosal tissue. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2012. 14(6): p. 808-15.
199. Fischer, K. and T. Stenberg, Prospective 10-year cohort study based on a randomized, controlled trial (RCT) on implant-supported full-arch maxillary

- protheses. part II: prosthetic outcomes and maintenance. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2013. 15(4): p. 498-508.
200. Ortorp, A. and T. Jemt, Early laser-welded titanium frameworks supported by implants in the edentulous mandible: a 15-year comparative follow-up study. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2009. 11(4): p. 311-22.
 201. Jemt, T., Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed protheses 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*, 1991. 6(3): p. 270-6.
 202. Papaspyridakos, P., et al., A systematic review of biologic and technical complications with fixed implant rehabilitations for edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2012. 27(1): p. 102-10.
 203. Pjetursson, B.E., et al., A systematic review of the survival and complication rates of implant-supported fixed dental protheses (FDPs) after a mean observation period of at least 5 years. *Clinical Oral Implants Research*, 2012. 23(s6): p. 22-38.
 204. Carlsson, B. and G.E. Carlsson, Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 1994. 9(1).
 205. Sertgöz, A. and S. Güvener, Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1996. 76(2): p. 165-169.
 206. Purcell, B.A., et al., Anteroposterior Spread and Cantilever Length in Mandibular Metal-Resin Implant-Fixed Complete Dental Protheses: A 7-to 9-Year Analysis. *The International journal of prosthodontics*, 2014. 28(5): p. 512-518.
 207. Maló, P., B. Rangert, and M. Nobre, "All-on-Four" Immediate-Function Concept with Brånemark System® Implants for Completely Edentulous Mandibles: A Retrospective Clinical Study. *Clinical implant dentistry and related research*, 2003. 5(s1): p. 2-9.
 208. Ferreira, E.J., M.R. Kuabara, and J.L. Gulinelli, "All-on-four" concept and immediate loading for simultaneous rehabilitation of the atrophic maxilla and mandible with conventional and zygomatic implants. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 2010. 48(3): p. 218-220.
 209. Khatami, A.H. and C.R. Smith, "All-on-Four" Immediate Function Concept and Clinical Report of Treatment of an Edentulous Mandible with a Fixed Complete Denture and Milled Titanium Framework. *Journal of Prosthodontics*, 2008. 17(1): p. 47-51.
 210. Zampelis, A., B. Rangert, and L. Heijl, Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two-dimensional finite element analysis. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2007. 97(6): p. S35-S43.
 211. Bonnet, A., M. Postaire, and P. Lipinski, Biomechanical study of mandible bone supporting a four-implant retained bridge: finite element analysis of the influence of bone anisotropy and foodstuff position. *Medical engineering & physics*, 2009. 31(7): p. 806-815.
 212. Almeida, E.O., et al., Tilted and Short Implants Supporting Fixed Prosthesis in an Atrophic Maxilla: A 3D-FEA Biomechanical Evaluation. *Clinical implant dentistry and related research*, 2015. 17(S1): p. e332-e342.

213. Silva-Neto, J.P.d., et al., Stress analysis of different configurations of 3 implants to support a fixed prosthesis in an edentulous jaw. *Brazilian oral research*, 2014. 28(1): p. 67-73.
214. Krekmanov, L., et al., Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2000. 15(3).
215. Maló, P., et al., Immediate and Early Function of Brånemark System® Implants Placed in the Esthetic Zone: A 1-Year Prospective Clinical Multicenter Study. *Clinical implant dentistry and related research*, 2003. 5(s1): p. 37-46.
216. Rubo, J.H. and E.A. Capello Souza, Finite-Element Analysis of Stress on Dental Implant Prosthesis. *Clinical implant dentistry and related research*, 2010. 12(2): p. 105-113.
217. CIDADE, C.P.V., et al., Photoelastic analysis of all-on-four concept using different implants angulations for maxilla. *Brazilian oral research*, 2014. 28(1): p. 1-7.
218. Bevilacqua, M., et al., The influence of cantilever length and implant inclination on stress distribution in maxillary implant-supported fixed dentures. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2011. 105(1): p. 5-13.
219. Bellini, C.M., et al., A finite element analysis of tilted versus nontilted implant configurations in the edentulous maxilla. *International Journal of Prosthodontics*, 2009. 22(2).
220. Bellini, C.M., et al., Comparison of tilted versus nontilted implant-supported prosthetic designs for the restoration of the edentulous mandible: a biomechanical study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2009. 24(3).
221. Silva, G.C., et al., Stress patterns on implants in prostheses supported by four or six implants: a three-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2010. 25(2).
222. Bevilacqua, M., et al., Three-dimensional finite element analysis of load transmission using different implant inclinations and cantilever lengths. *International Journal of Prosthodontics*, 2008. 21(6).
223. Baggi, L., et al., Implant-bone load transfer mechanisms in complete-arch prostheses supported by four implants: a three-dimensional finite element approach. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2013. 109(1): p. 9-21.
224. Dittmer, M.P., et al., Load-bearing capacity of screw-retained CAD/CAM-produced titanium implant frameworks (I-Bridge® 2) before and after cyclic mechanical loading. *Journal of Applied Oral Science*, 2013. 21(4): p. 307-313.
225. Nissan, J., et al., Long-term outcome of cemented versus screw-retained implant-supported partial restorations. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 2011. 26(5): p. 1102.
226. Sherif, S., et al., Clinician-and patient-reported long-term evaluation of screw-and cement-retained implant restorations: a 5-year prospective study. *Clinical oral investigations*, 2011. 15(6): p. 993-999.
227. Assenza, B., et al., Bacterial leakage in implants with different implant-abutment connections: an in vitro study. *Journal of periodontology*, 2012. 83(4): p. 491-497.
228. Itoh, H., et al., Effects of periodontal support and fixed splinting on load transfer by removable partial dentures. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1998. 79(4): p. 465-471.
229. Kenney, R. and M.W. Richards, Photoelastic stress patterns produced by implant-retained overdentures. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1998. 80(5): p. 559-564.

230. Tokuhisa, M., Y. Matsushita, and K. Koyano, In Vitro Study of a Mandibular Implant Overdenture Retained with Ball, Magnet, or Bar Attachments: Comparison of Load Transfer and Denture Stability. *International Journal of Prosthodontics*, 2003. 16(2).
231. Skalak, R., Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1983. 49(6): p. 843-848.
232. Assif, D., B. Marshak, and J. Nissan, A modified impression technique for implant-supported restoration. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1994. 71(6): p. 589-591.
233. Hegde, R., et al., Validation of strain gauges as a method of measuring precision of fit of implant bars. *Implant dentistry*, 2009. 18(2): p. 151-161.
234. Abduo, J. and R.B. Judge, Implications of implant framework misfit: a systematic review of biomechanical sequelae. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2014. 29(3).
235. Natali, A., et al., Interaction phenomena between oral implants and bone tissue in single and multiple implant frames under occlusal loads and misfit conditions: A numerical approach. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 2007. 83(2): p. 332-339.
236. Winter, W., T.D. Taylor, and M. Karl, Bone adaptation induced by non-passively fitting implant superstructures: a finite element analysis based on in vivo strain measurements. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2011. 26(6).
237. Duyck, J., et al., Biologic Response of Immediately versus Delayed Loaded Implants Supporting Ill-Fitting Prostheses: An Animal Study. *Clinical implant dentistry and related research*, 2005. 7(3): p. 150-158.
238. Jemt, T., U. Lekholm, and C.B. Johansson, Bone Response to Implant-Supported Frameworks with Differing Degrees of Misfit Preload: In Vivo Study in Rabbits. *Clinical implant dentistry and related research*, 2000. 2(3): p. 129-137.
239. Carr, A.B., D.A. Gerard, and P.E. Larsen, The response of bone in primates around unloaded dental implants supporting prostheses with different levels of fit. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1996. 76(5): p. 500-509.
240. Spazzin, A.O., et al., Evaluation of Stress Distribution in Overdenture-Retaining Bar with Different Levels of Vertical Misfit. *Journal of Prosthodontics*, 2011. 20(4): p. 280-285.
241. Abduo, J. and K. Lyons, Effect of vertical misfit on strain within screw-retained implant titanium and zirconia frameworks. *Journal of prosthodontic research*, 2012. 56(2): p. 102-109.
242. Abreu, R.T., et al., Influence of Material of Overdenture-Retaining Bar with Vertical Misfit on Three-Dimensional Stress Distribution. *Journal of Prosthodontics*, 2010. 19(6): p. 425-431.
243. Spazzin, A.O., et al., Effects of Horizontal Misfit and Bar Framework Material on the Stress Distribution of an Overdenture-Retaining Bar System: A 3D Finite Element Analysis. *Journal of Prosthodontics*, 2011. 20(7): p. 517-522.
244. Bacchi, A., et al., Effect of framework material and vertical misfit on stress distribution in implant-supported partial prosthesis under load application: 3-D finite element analysis. *Acta Odontologica Scandinavica*, 2013. 71(5): p. 1243-1249.
245. Spazzin, A.O., et al., Effect of retorque on loosening torque of prosthetic screws under two levels of fit of implant-supported dentures. *Brazilian dental journal*, 2010. 21(1): p. 12-17.

246. Bacchi, A., et al., Loosening torque of prosthetic screws in metal–ceramic or metal–acrylic resin implant-supported dentures with different misfit levels. *Journal of biomechanics*, 2013. 46(7): p. 1358-1362.
247. Millington, N.D. and T. Leung, Inaccurate fit of implant superstructures. Part 1: Stresses generated on the superstructure relative to the size of fit discrepancy. *International Journal of Prosthodontics*, 1995. 8(6).
248. Assunção, W.G., et al., The Effect of Mechanical Cycling and Different Misfit Levels on Vicker's Microhardness of Retention Screws for Single Implant-Supported Prostheses. *Journal of Prosthodontics*, 2011. 20(7): p. 523-527.
249. Gonzalo, E., et al., A comparison of the marginal vertical discrepancies of zirconium and metal ceramic posterior fixed dental prostheses before and after cementation. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2009. 102(6): p. 378-384.
250. Luthardt, R.G., et al., Accuracy of mechanical digitizing with a CAD/CAM system for fixed restorations. *International Journal of Prosthodontics*, 2001. 14(2).
251. Miyazaki, T., et al., A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental materials journal*, 2009. 28(1): p. 44-56.
252. Besimo, C., C. Jeger, and R. Guggenheim, Marginal adaptation of titanium frameworks produced by CAD/CAM techniques. *International Journal of Prosthodontics*, 1997. 10(6).
253. Strub, J.R., E.D. Rekow, and S. Witkowski, Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *The Journal of the American Dental Association*, 2006. 137(9): p. 1289-1296.
254. Taylor, T.D., Prosthodontic complications associated with implant therapy. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am*, 1991. 4: p. 979-991.
255. Rasmussen, E.J., Alternative prosthodontic technique for tissue-integrated prostheses. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1987. 57(2): p. 198-204.
256. Staab, G.H. and R.B. Stewart, Theoretical Assessment of Cross Sections for Cantilevered Implant-Supported Prostheses. *Journal of Prosthodontics*, 1994. 3(1): p. 23-30.
257. Eskitascioglu, G., et al., Investigation of the effect of different esthetic materials in implant-crown design. *Turkish J Oral Imp*, 1996. 4: p. 13-19.
258. Geng, J.-P., K.B. Tan, and G.-R. Liu, Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2001. 85(6): p. 585-598.
259. Van Rossen, I., et al., Stress-absorbing elements in dental implants. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1990. 64(2): p. 198-205.
260. McKinney, R.V., *Endosteal dental implants*. 1991: Mosby Year Book.
261. Jemt, T., Failures and Complications in 391 Consecutively Inserted Fixed Prostheses Supported by Brånemark Implants in Edentulous Jaws: A Study of Treatment From the Time of Prosthesis Placement to the First Annual Checkup. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 1991. 6(3).
262. Purcell, B.A., et al., Prosthetic complications in mandibular metal-resin implant-fixed complete dental prostheses: a 5-to 9-year analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2008. 23(5).
263. Goodacre, C.J., et al., Clinical complications with implants and implant prostheses. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2003. 90(2): p. 121-132.

264. Aglietta, M., et al., A systematic review of the survival and complication rates of implant supported fixed dental prostheses with cantilever extensions after an observation period of at least 5 years. *Clinical oral implants research*, 2009. 20(5): p. 441-451.
265. Schnitman, P., The profile prosthesis: an aesthetic fixed implant-supported restoration for the resorbed maxilla. *Practical periodontics and aesthetic dentistry: PPAD*, 1998. 11(1): p. 143-151.
266. Akça, K., M.C. Çehreli, and H. İplikçioğlu, A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *International Journal of Prosthodontics*, 2002. 15(2).
267. Jacques, L.B., et al., Effect of cantilever length and framework alloy on the stress distribution of mandibular-cantilevered implant-supported prostheses. *Clinical oral implants research*, 2009. 20(7): p. 737-741.
268. Wataha, J.C., Biocompatibility of dental casting alloys: a review. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2000. 83(2): p. 223-234.
269. Setcos, J.C., et al., The safety of nickel containing dental alloys. *dental materials*, 2006. 22(12): p. 1163-1168.
270. Moneret-Vautrin, D., et al., Allergy to nickel in dental alloys. *European annals of allergy and clinical immunology*, 2004. 36(8): p. 311-312.
271. Chao, Y., et al., A study into the use of chromium-cobalt alloy for constructing the framework for osseointegrate prostheses. *Clinical Materials*, 1988. 3(4): p. 309-315.
272. Brånemark, P.-I., et al., Intra-osseous anchorage of dental prostheses: I. Experimental studies. *Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery*, 1969. 3(2): p. 81-100.
273. Hsu, R.W.-W., et al., Electrochemical corrosion studies on Co–Cr–Mo implant alloy in biological solutions. *Materials chemistry and physics*, 2005. 93(2): p. 531-538.
274. Muñoz, A.I. and S. Mischler, Effect of the environment on wear ranking and corrosion of biomedical CoCrMo alloys. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 2011. 22(3): p. 437-450.
275. Liu, R., et al., Investigation of solidification behavior and associate microstructures of Co–Cr–W and Co–Cr–Mo alloy systems using DSC technique. *Journal of materials science*, 2010. 45(22): p. 6225-6234.
276. Pascal, C., et al., Co-sintering and microstructural characterization of steel/cobalt base alloy bimetals. *Journal of Materials Science*, 2012. 47(4): p. 1875-1886.
277. Viennot, S., et al., Corrosion resistance of cobalt-chromium and palladium-silver alloys used in fixed prosthetic restorations. *European journal of oral sciences*, 2005. 113(1): p. 90-95.
278. Ameer, M., E. Khamis, and M. Al-Motlaq, Electrochemical behaviour of recasting Ni–Cr and Co–Cr non-precious dental alloys. *Corrosion science*, 2004. 46(11): p. 2825-2836.
279. Anusavice, K.J., C. Shen, and H.R. Rawls, *Phillips' science of dental materials*. 2013: Elsevier Health Sciences.
280. Abduo, J., et al., Fit of screw-retained fixed implant frameworks fabricated by different methods: a systematic review. *International Journal of Prosthodontics*, 2011. 24(3).
281. Carr, A.B., J.B. Brunski, and E. Hurley, Effects of Fabrication, Finishing, and Polishing Procedures on Preload in Prostheses Using Conventional'Gold'and Plastic Cylinders. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 1996. 11(5).

282. Cheshire, P. and J. Hobkirk, An in vivo quantitative analysis of the fit of Nobel Biocare implant superstructures. *Journal of oral rehabilitation*, 1996. 23(11): p. 782-789.
283. Garlapo, D.A., et al., Spatial changes occurring in fixed partial dentures made as one-piece castings. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1983. 49(6): p. 781-785.
284. Michalakis, K.X., H. Hirayama, and P.D. Garefis, Cement-retained versus screw-retained implant restorations: a critical review. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2003. 18(5).
285. Jemt, T. and A. Lie, Accuracy of implant-supported prostheses in the edentulous jaw. Analysis of precision of fit between cast gold-alloy frameworks and master casts by means of a three-dimensional photogrammetric technique. *Clinical oral implants research*, 1995. 6(3): p. 172-180.
286. Yannikakis, S. and A. Prombonas, Improving the fit of implant prosthetics: an in vitro study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2013. 28(1).
287. De Sousa, S., et al., Passive fit of frameworks in titanium and palladium–silver alloy submitted the laser welding. *Journal of oral rehabilitation*, 2008. 35(2): p. 123-127.
288. Prasad, S. and E.A. Monaco, Repairing an implant titanium milled framework using laser welding technology: a clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2009. 101(4): p. 221-225.
289. Zervas, P.J., et al., Distortion of Three-Unit Implant Frameworks During Casting, Soldering, and Simulated Porcelain Firings. *Journal of Prosthodontics*, 1999. 8(3): p. 171-179.
290. Clelland, N.L., A.B. Carr, and A. Gilat, Comparison of Strains Transferred to a Bone Simulant Between As-Cast and Postsoldered Implant Frameworks for a Five-Implant-Supported Fixed Prosthesis. *Journal of Prosthodontics*, 1996. 5(3): p. 193-200.
291. Shigeto, N., et al., Corrosion properties of soldered joints. Part II: Corrosion pattern of dental solder and dental nickel-chromium alloy. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1991. 66(5): p. 607-610.
292. Wiskott, H., et al., Mechanical and elemental characterization of solder joints and welds using a gold-palladium alloy. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1997. 77(6): p. 607-616.
293. Castilio, D., et al., The influence of screw type, alloy and cylinder position on the marginal fit of implant frameworks before and after laser welding. *Journal of Applied Oral Science*, 2006. 14(2): p. 77-81.
294. Koke, U., et al., In vitro investigation of marginal accuracy of implant-supported screw-retained partial dentures. *Journal of oral rehabilitation*, 2004. 31(5): p. 477-482.
295. Örtorp, A. and T. Jemt, Early Laser-Welded Titanium Frameworks Supported by Implants in the Edentulous Mandible: A 15-Year Comparative Follow-Up Study. *Clinical implant dentistry and related research*, 2009. 11(4): p. 311-322.
296. Takahashi, T. and J. Gunne, Fit of implant frameworks: an in vitro comparison between two fabrication techniques. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2003. 89(3): p. 256-260.
297. Akova, T., et al., Comparison of the bond strength of laser-sintered and cast base metal dental alloys to porcelain. *dental materials*, 2008. 24(10): p. 1400-1404.
298. Persson, A., et al., A three-dimensional evaluation of a laser scanner and a touch-probe scanner. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2006. 95(3): p. 194-200.

299. Kim, K.-B., et al., Three-dimensional evaluation of gaps associated with fixed dental prostheses fabricated with new technologies. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2014. 112(6): p. 1432-1436.
300. Jang, S.-H., et al., Preliminary Evaluation of Mechanical Properties of Co-Cr Alloys Fabricated by Three New Manufacturing Processes. *International Journal of Prosthodontics*, 2015. 28(4).
301. Kellerhoff, R.K. and J. Fischer, In vitro fracture strength and thermal shock resistance of metal-ceramic crowns with cast and machined AuTi frameworks. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2007. 97(4): p. 209-215.
302. Meacock, C. and R. Vilar, Structure and properties of a biomedical Co-Cr-Mo alloy produced by laser powder microdeposition. *Journal of Laser Applications*, 2009. 21(2): p. 88-95.
303. Al Jabbari, Y., et al., Metallurgical and interfacial characterization of PFM Co-Cr dental alloys fabricated via casting, milling or selective laser melting. *Dental Materials*, 2014. 30(4): p. e79-e88.
304. Zeng, L., N. Xiang, and B. Wei, A comparison of corrosion resistance of cobalt-chromium-molybdenum metal ceramic alloy fabricated with selective laser melting and traditional processing. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2014. 112(5): p. 1217-1224.
305. Yang, X., N. Xiang, and B. Wei, Effect of fluoride content on ion release from cast and selective laser melting-processed Co-Cr-Mo alloys. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2014. 112(5): p. 1212-1216.
306. Serra-Prat, J., et al., Adhesion of dental porcelain to cast, milled, and laser-sintered cobalt-chromium alloys: shear bond strength and sensitivity to thermocycling. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2014. 112(3): p. 600-605.
307. Tamac, E., S. Toksavul, and M. Toman, Clinical marginal and internal adaptation of CAD/CAM milling, laser sintering, and cast metal ceramic crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2014. 112(4): p. 909-913.
308. Barbosa, G.A.S., et al., Correlation between vertical misfits and stresses over implants from castable frameworks made of different alloys. *Journal of Craniofacial Surgery*, 2014. 25(6): p. 2062-2065.
309. Farina, A.P., et al., Screw joint stability after the application of retorque in implant-supported dentures under simulated masticatory conditions. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2014. 111(6): p. 499-504.
310. Pera, P., et al., In vitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1994. 72(6): p. 585-590.
311. Holmes, J.R., et al., Considerations in measurement of marginal fit. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1989. 62(4): p. 405-408.
312. Ushiwata, O. and J.V. de Moraes, Method for marginal measurements of restorations: accessory device for toolmakers microscope. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2000. 83(3): p. 362-366.
313. Alkumru, H., et al., Factors affecting the fit of porcelain jacket crowns. *British dental journal*, 1988. 164(2): p. 39-43.
314. Naveen, H.C., et al., Effect of Porcelain-Firing Cycles and Surface Finishing on the Marginal Discrepancy of Titanium Copings. *Journal of Prosthodontics*, 2011. 20(2): p. 101-105.

315. Polansky, R., et al., Comparison of the marginal fit of different all-ceramic and metal-ceramic crown systems: an in vitro study. *international journal of stomatology & occlusion medicine*, 2010. 3(2): p. 106-110.
316. Örtorp, A., et al., The fit of cobalt–chromium three-unit fixed dental prostheses fabricated with four different techniques: A comparative in vitro study. *dental materials*, 2011. 27(4): p. 356-363.
317. Yeo, I.-S., J.-H. Yang, and J.-B. Lee, In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2003. 90(5): p. 459-464.
318. Yang, J.-H., et al., Marginal fit of the auro galvano crown system made using the electroforming technique. 2004.
319. Cho, L., et al., Effect of finish line variants on marginal accuracy and fracture strength of ceramic optimized polymer/fiber-reinforced composite crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2004. 91(6): p. 554-560.
320. Groten, M., et al., Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in vitro testing. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2000. 83(1): p. 40-49.
321. Wu, J.C., et al., A comparison of the marginal adaptation of cathode-arc vapor-deposited titanium and cast base metal copings. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2011. 105(6): p. 403-409.
322. de França, D.G.B., et al., Influence of CAD/CAM on the fit accuracy of implant-supported zirconia and cobalt-chromium fixed dental prostheses. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2015. 113(1): p. 22-28.
323. Abduo, J., et al., A Comparison of Fit of CNC-Milled Titanium and Zirconia Frameworks to Implants. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 2012. 14(s1): p. e20-e29.
324. Eliasson, A., et al., The Precision of Fit of Milled Titanium Implant Frameworks (I-Bridge®) in the Edentulous Jaw. *Clinical implant dentistry and related research*, 2010. 12(2): p. 81-90.
325. Tan, K.B., et al., Three-Dimensional Analysis of the Casting Accuracy of One-Piece, Osseointegrated Implant-Retained Prostheses. *International Journal of Prosthodontics*, 1993. 6(4): p. 346.
326. Clelland, N.L., et al., Comparison of strains transferred to a bone simulant among implant overdenture bars with various levels of misfit. *Journal of Prosthodontics*, 1995. 4(4): p. 243-250.
327. Lindström, H. and H. Preiskel, The implant-supported telescopic prosthesis: a biomechanical analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2001. 16(1).
328. Abduo, J. and M. Swain, Influence of vertical misfit of titanium and zirconia frameworks on peri-implant strain. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2012. 27(3).
329. Porter Jr, J.A., V.C. Petropoulos, and J.B. Brunski, Comparison of load distribution for implant overdenture attachments. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2002. 17(5).
330. Eser, A., et al., Nonlinear finite element analysis versus ex vivo strain gauge measurements on immediately loaded implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2009. 24(3).

331. ELSyad, M.A., et al., Effect of different implant positions on strain developed around four implants supporting a mandibular overdenture with rigid telescopic copings. *oral hygiene*, 2013. 3(4): p. 10.
332. Al-Sahan, M.M., N.S. Al Maflehi, and R.F. Akeel, The influence of tightening sequence and method on screw preload in implant superstructures. *International Journal of Prosthodontics*, 2014. 27(1).
333. Çehreli, M.C. and K. Akça, Impression techniques and misfit-induced strains on implant-supported superstructures: an in vitro study. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 2006. 26(4).
334. Nejer Al-Otaibi, H. and R. Fadul Akeel, The effects of two torque values on the screw preload of implant-supported prostheses with passive fit or misfit. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2014. 29(5).
335. De Vasconcellos, D.K., et al., Strain gauge analysis of the effect of porcelain firing simulation on the prosthetic misfit of implant-supported frameworks. *Implant dentistry*, 2012. 21(3): p. 225-229.
336. Asundi, A. and A. Kishen, A strain gauge and photoelastic analysis of in vivo strain and in vitro stress distribution in human dental supporting structures. *Archives of oral biology*, 2000. 45(7): p. 543-550.
337. Yamashita, J., I. Shiozawa, and K. Takakuda, A comparison of in vivo and in vitro strain with posterior fixed partial dentures. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1997. 77(3): p. 250-255.
338. Heckmann, S.M., et al., Overdenture attachment selection and the loading of implant and denture-bearing area. Part 2: A methodical study using five types of attachment. *Clinical oral implants research*, 2001. 12(6): p. 640-647.
339. Heckmann, S.M., et al., Overdenture attachment selection and the loading of implant and denture-bearing area. Part 1: In vivo verification of stereolithographic model. *Clinical oral implants research*, 2001. 12(6): p. 617-623.
340. Patterson, E.A., et al., Distribution of load in an oral prosthesis system: an in vitro study. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 1994. 10(5): p. 552-560.
341. Akca, K., et al., Bone strains around immediately loaded implants supporting mandibular overdentures in human cadavers. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2007. 22(1).
342. Al-Sukhun, J., J. Kelleway, and M. Helenius, Development of a three-dimensional finite element model of a human mandible containing endosseous dental implants. I. Mathematical validation and experimental verification. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 2007. 80(1): p. 234-246.
343. Akça, K. and M.C. Çehreli, Effects of attachment design on strains around implants supporting overdentures. *Quintessence International*, 2007. 38(6).
344. Karl, M., et al., Fixation of 5-unit implant-supported fixed partial dentures and resulting bone loading: a finite element assessment based on in vivo strain measurements. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2006. 21(5).
345. Choi, J.-H., The effect of different screw-tightening techniques on the strain generated on an internal-connection implant superstructure. Part 2: Models created with a splinted impression technique. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2011. 26(5).
346. Hobo, S., E. Ichida, and L.T. Garcia, *Osseointegration and occlusal rehabilitation*. 1989: Quintessence Pub Co.

347. Watanabe, F., et al., Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prosthesis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2000. 15(2).
348. Duyck, J., et al., Pre-load on oral implants after screw tightening fixed full prostheses: an in vivo study. *Journal of oral rehabilitation*, 2001. 28(3): p. 226-233.
349. Nissan, J., et al., Stress levels for well-fitting implant superstructures as a function of tightening force levels, tightening sequence, and different operators. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2001. 86(1): p. 20-23.
350. de Vasconcellos, D.K., et al., A microstrain comparison of passively fitting screw-retained and cemented titanium frameworks. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2014. 112(4): p. 834-838.
351. Z., A.S., Mandibular implant destekli hareketli protezlerde implant sayısı ve tutucu türünün kemikteki stres dağılımlarına etkisinin sonlu elemanlar analizi ile incelenmesi, in *Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı*. 2010, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü: İstanbul.
352. D Mericske-Stern, R., T.D. Taylor, and U. Belser, Management of the edentulous patient. *Clinical Oral Implants Research*, 2000. 11(s1): p. 108-125.
353. Mericske-stern, R., Force distribution on implants supporting overdentures: the effect of distal bar extensions. A 3-D in viva study. *Clinical oral implants research*, 1997. 8(2): p. 142-151.
354. Richter, E.-J., In vivo horizontal bending moments on implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 1998. 13(2).
355. Şahin, S., M.C. Çehreli, and E. Yalçın, The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses—a review. *Journal of dentistry*, 2002. 30(7): p. 271-282.
356. Gibbs, C.H., et al., Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1981. 46(4): p. 443-449.
357. Schindler, H.J., E. Stengel, and W.E. Spiess, Feedback control during mastication of solid food textures—a clinical-experimental study. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1998. 80(3): p. 330-336.
358. Richter, E.-J., In vivo vertical forces on implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 1995. 10(1).
359. Jemt, T., T. Bäck, and A. Petersson, Precision of CNC-milled titanium frameworks for implant treatment in the edentulous jaw. *International Journal of Prosthodontics*, 1999. 12(3).
360. Örtorp, A., et al., Comparisons of precision of fit between cast and CNC-milled titanium implant frameworks for the edentulous mandible. *International Journal of Prosthodontics*, 2003. 16(2).
361. Drago, C., et al., Volumetric determination of the amount of misfit in CAD/CAM and cast implant frameworks: a multicenter laboratory study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2010. 25(5).
362. Almasri, R., et al., Volumetric misfit in CAD/CAM and cast implant frameworks: a university laboratory study. *Journal of Prosthodontics*, 2011. 20(4): p. 267-274.
363. Sierraalta, M., et al., Precision of fit of titanium and cast implant frameworks using a new matching formula. *International journal of dentistry*, 2012. 2012.
364. Al-Fadda, S.A., G.A. Zarb, and Y. Finer, A comparison of the accuracy of fit of 2 methods for fabricating implant-prosthodontic frameworks. *International Journal of Prosthodontics*, 2007. 20(2).

365. Torsello, F., et al., Evaluation of the marginal precision of one-piece complete arch titanium frameworks fabricated using five different methods for implant-supported restorations. *Clinical oral implants research*, 2008. 19(8): p. 772-779.
366. Massignan Berejuk, H., et al., Vertical microgap and passivity of fit of three-unit implant-supported frameworks fabricated using different techniques. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2014. 29(5).
367. Kim, K.-B., et al., An evaluation of marginal fit of three-unit fixed dental prostheses fabricated by direct metal laser sintering system. *Dental Materials*, 2013. 29(7): p. e91-e96.
368. Nesse, H., et al., Internal and marginal fit of cobalt-chromium fixed dental prostheses fabricated with 3 different techniques. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2015. 114(5): p. 686-692.
369. Hama Suleiman, S. and P. Vult von Steyern, Fracture strength of porcelain fused to metal crowns made of cast, milled or laser-sintered cobalt-chromium. *Acta Odontologica Scandinavica*, 2013. 71(5): p. 1280-1289.
370. Branemark, P., G. Zarb, and T. Albrektsson, *Tissue-Integrated Prostheses*, Quintessence Co. Inc., Chicago, 1985.
371. Klineberg, I.J. and G. Murray, Design of superstructures for osseointegrated fixtures. *Swedish dental journal. Supplement*, 1984. 28: p. 63-69.
372. Binon, P.P., The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. *International Journal of Prosthodontics*, 1996. 9(2).
373. Hecker, D.M. and S.E. Eckert, Cyclic loading of implant-supported prostheses: changes in component fit over time. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2003. 89(4): p. 346-351.
374. Cibirka, R.M., et al., Examination of the implant—abutment interface after fatigue testing. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2001. 85(3): p. 268-275.
375. Khraisat, A., et al., Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2002. 88(6): p. 604-610.
376. Fernández, M., et al., Analysis of the misfit of dental implant-supported prostheses made with three manufacturing processes. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2014. 111(2): p. 116-123.
377. Guzaitis, K.L., K.L. Knoernschild, and M.A. Viana, Effect of repeated screw joint closing and opening cycles on implant prosthetic screw reverse torque and implant and screw thread morphology. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2011. 106(3): p. 159-169.
378. Byrne, D., et al., Preloads generated with repeated tightening in three types of screws used in dental implant assemblies. *Journal of Prosthodontics*, 2006. 15(3): p. 164-171.
379. Karl, M. and S. Holst, Strain development of screw-retained implant-supported fixed restorations: procera implant bridge versus conventionally cast restorations. *International Journal of Prosthodontics*, 2012. 25(2).
380. Araújo, G.M.d., et al., Passivity of Conventional and CAD/CAM Fabricated Implant Frameworks. *Brazilian dental journal*, 2015. 26(3): p. 277-283.
381. Mendes, S.N., et al., Effect of framework soldering on the deformation of implant abutments after framework seating: a study with strain gauges. *Implant dentistry*, 2013. 22(2): p. 193-198.
382. Isa, Z. and J. Hobkirk, The effects of superstructure fit and loading on individual implant units: Part 2. The effects of loading a superstructure with varying degrees of

- fit. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*, 1996. 4(1): p. 11-14.
383. Al Jabbari, Y.S., Physico-mechanical properties and prosthodontic applications of Co-Cr dental alloys: a review of the literature. *The journal of advanced prosthodontics*, 2014. 6(2): p. 138-145.
384. Gordon, T.E. and D.L. Smith, Laser welding of prostheses—an initial report. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1970. 24(4): p. 472-476.
385. Tiozzi, R., et al., 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. *International Journal of Prosthodontics*, 2008. 21(2).
386. Calesini, G., et al., One-piece castings in fixed prosthodontics: a study of marginal adaptation using computerized SEM images. *International Journal of Prosthodontics*, 2000. 13(4).
387. Tiozzi, R., et al., Prosthetic misfit of implant-supported prosthesis obtained by an alternative section method. *The journal of advanced prosthodontics*, 2012. 4(2): p. 89-92.
388. De Aguiar Júnior, F.A., et al., An Alternative Section Method for Casting and Posterior Laser Welding of Metallic Frameworks for an Implant-Supported Prosthesis. *Journal of Prosthodontics*, 2009. 18(3): p. 230-234.
389. Menani, L.R., et al., Photoelastic stress analysis of different designs of cement-retained fixed partial dentures on Morse taper oral implants. *Journal of Craniofacial Surgery*, 2011. 22(2): p. 674-678.
390. Kunii, J., et al., Effect of sintering on the marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia frameworks. *Dental materials journal*, 2007. 26(6): p. 820-826.
391. Karl, M., et al., Strain situation after fixation of three-unit ceramic veneered implant superstructures. *Implant dentistry*, 2005. 14(2): p. 157-165.
392. Sahin, S. and M.C. Çehreli, The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant dentistry*, 2001. 10(2): p. 85-92.
393. Tobias Moretti Neto, R., et al., Implant abutment deformation during prosthetic cylinder screw tightening: an in vitro study. *International Journal of Prosthodontics*, 2009. 22(4).
394. Clelland, N.L., et al., A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implant system. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 1993. 8(5).
395. Fernandes dos Santos, M.B., et al., Influence of Diamondlike Carbon Coating of Screws on Axial Tightening Force and Stress Distribution on Overdenture Bar Frameworks with Different Fit Levels and Materials. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2015. 30(5).
396. Dos Santos, M.B., B.M. Zen, and A. Bacchi, Effect of vertical misfit and clip material on stress distribution of overdentures under masticatory loading. *Med Biol Eng Comput*, 2015.
397. Caetano, C.R., et al., Overdenture retaining bar stress distribution: A finite-element analysis. *Acta Odontologica Scandinavica*, 2015. 73(4): p. 274-279.
398. Lencioni, K.A., et al., Photoelastic comparison of as-cast and laser-welded implant frameworks. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2015. 114(5): p. 652-659.
399. De Santis, R., et al., Reverse engineering of mandible and prosthetic framework: Effect of titanium implants in conjunction with titanium milled full arch bridge

- protheses on the biomechanics of the mandible. *Journal of biomechanics*, 2014. 47(16): p. 3825-3829.
400. Sadowsky, S.J. and A.A. Caputo, Stress transfer of four mandibular implant overdenture cantilever designs. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2004. 92(4): p. 328-336.
401. Francetti, L., et al., Biomechanical in vitro evaluation of two full-arch rehabilitations supported by four or five implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2015. 30(2).
402. Himmlova, L., et al., Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2004. 91(1): p. 20-25.
403. Naini, R.B., et al., Tilted or parallel implant placement in the completely edentulous mandible? A three-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2011. 26(4).
404. Federick, D.R. and A.A. Caputo, Effects of overdenture retention designs and implant orientations on load transfer characteristics. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1996. 76(6): p. 624-632.
405. Jemt, T. and U. Lekholm, Measurements of bone and frame-work deformations induced by misfit of implant superstructures. A pilot study in rabbits. *Clinical Oral Implants Research*, 1998. 9(4): p. 272-280.
406. Branemark, P.-I., Osseointegration and its experimental background. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1983. 50(3): p. 399-410.
407. Çiftçi, Y., The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2000. 15(4).
408. Adell, R., et al., A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *International journal of oral surgery*, 1981. 10(6): p. 387-416.
409. Davis, D.M., G.A. Zarb, and Y.-L. Chao, Studies on frameworks for osseointegrated protheses: Part 1. The effect of varying the number of supporting abutments. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 1988. 3(3).
410. Gracis, S.E., et al., Shock-absorbing behavior of five restorative materials used on implants. *International Journal of Prosthodontics*, 1991. 4(3).
411. Duyck, J., et al., Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants supporting fixed protheses: an in vivo study. *Clinical oral implants research*, 2000. 11(5): p. 465-475.
412. Palmeiro, M.R.L., et al., Stress on implant-supported fixed protheses with different numbers of abutments after the application of acrylic resin. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2015. 113(4): p. 323-328.
413. Tashkandi, E.A., B.R. Lang, and M.J. Edge, Analysis of strain at selected bone sites of a cantilevered implant-supported prosthesis. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1996. 76(2): p. 158-164.
414. Akça, K., et al., Effects of prosthesis design and impression techniques on human cortical bone strain around oral implants under load. *Medical engineering & physics*, 2009. 31(7): p. 758-763.

8. ÖZGEÇMİŞ

1986 yılında Ulukışla/ Niğde' de doğdu. Lise eğitimini Çorum Anadolu Lisesi' inde tamamladı. Ardından 2005 yılında Samsun Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesini kazandı. 2011 yılında mezun oldu. Daha sonra 2012 Eylül dönemi 'Diş Hekimliğinde Uzmanlık Sınavı' (DUS) ile Bezmialem Vakıf Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı' ında uzmanlık eğitimi almaya hak kazandı. Kasım 2012' den beri aynı fakültenin uzmanlık öğrencisi kadrosunda çalışmakta ve uzmanlık eğitimi almaya devam etmektedir.

Ulusal ve uluslararası kongrelerde iki sözlü sunumu ve bir poster bildirisi bulunmaktadır.



9. ÖLÇÜM DEĞERLERİ TABLOLARI

Protezlerde ölçülen misfit değerleri (μm)

	AF	AL	BF	BL	CF	CL	DF	DL
P-1	232,13	241,05	151,77	142,85	53,57	116,06	137,02	148,99
	241,05	232,13	133,91	157,49	53,57	124,99	119,03	138,06
	223,20	246,91	124,99	160,70	71,42	110,70	107,13	147,98
	214,27	236,77	133,91	157,49	77,37	129,63	142,85	156,77
	241,05	241,55	142,85	116,06	65,47	102,85	148,80	158,78
	232,12	232,33	160,70	133,92	71,42	113,92	101,18	149,63
P-2	107,30	124,99	113,08	119,04	95,23	95,41	160,70	116,06
	95,23	154,75	154,75	113,09	83,33	107,13	148,80	160,70
	101,18	153,76	142,85	148,80	77,37	130,94	124,99	107,13
	119,03	148,80	95,23	148,80	101,36	130,94	119,04	89,28
	113,09	113,08	160,70	119,03	113,09	124,99	136,89	133,92
	89,28	113,24	113,09	148,80	83,32	95,23	148,80	169,63
P-3	77,60	124,99	77,60	98,20	113,08	107,13	95,23	107,13
	95,23	113,91	89,27	89,27	113,08	103,13	95,23	100,13
	107,13	124,99	101,18	98,21	65,47	107,13	124,99	89,28
	83,32	116,06	101,18	107,13	113,09	95,41	65,47	89,28
	89,27	107,13	95,23	80,35	71,42	77,37	101,18	107,13
	124,99	106,59	83,32	142,84	119,04	83,32	80,35	98,20
P-4	95,23	107,13	125,13	124,99	107,13	71,66	95,41	151,77
	95,23	124,99	148,80	116,06	142,84	77,37	113,09	155,34
	77,37	124,99	138,55	142,84	89,28	77,37	119,04	176,61
	95,23	116,40	166,65	124,99	124,99	95,23	119,18	142,84
	101,18	98,20	154,75	149,63	116,06	95,23	136,90	132,84
	77,37	113,13	156,65	142,84	141,77	77,37	130,94	157,48
P-5	124,99	172,70	151,77	151,77	107,13	116,06	163,19	160,70
	113,08	166,65	116,06	151,75	124,99	98,20	150,12	160,70
	83,32	180,45	116,06	160,70	107,13	133,91	188,91	154,75
	119,04	190,46	115,07	133,91	89,27	124,99	196,41	190,46
	133,09	152,36	116,06	148,56	89,27	133,91	141,05	148,31
	142,97	134,51	124,99	145,34	107,13	124,99	159,69	178,65

Torklama sonrasında protezlerde ölçülen gerilme değerleri (MPa)

Ölçüm Bölgesi	Torklama Sırası	P1	P2	P3	P4	P5
P-AB	1	470,1	42,5	161,2	284,7	466,7
	2	465,2	13,4	145,8	213,5	481,6
	3	468,5	20,5	150,1	213,8	475,3
P-BC	1	726	196,9	42	337,3	269,4
	2	726,4	208,3	56	348,6	288,9
	3	775,8	204,6	55	345,4	287,5
P-CD	1	417,7	160	34,5	138,7	382,8
	2	416,9	178,9	42,8	117,7	377
	3	418,2	174,2	42,5	116,5	376,5

Torklama sonrasında modelde ölçülen gerilme değerleri (MPa)

Ölçüm Bölgesi	Torklama Sırası	P1	P2	P3	P4	P5
AF	1	120,5	90,4	187,6	375	460,8
	2	154,3	80,6	137,4	370,4	505,8
	3	106,23	100,7	169,5	388,7	441,4
AM	1	308,5	466,9	278,6	1128,5	1032,7
	2	439,6	597,6	280,4	1155,6	1061,4
	3	372,8	510,2	251,4	1123,8	1024,8
AL	1	401,9	511,2	138,9	587,2	370,1
	2	373,7	462,4	153,2	571,4	332,9
	3	382,3	485,3	148,2	554,0	313,8
BF	1	428,6	117,7	339,3	343,6	369,1
	2	358,3	105	310,7	277,7	479,1
	3	287,8	110,7	280,8	275,9	394,9
BM	1	466,6	579,2	209,5	762,4	1464,9
	2	484,4	382,7	273,7	688,3	1537,5
	3	452,2	472,2	306,9	575,8	1524,7
BL	1	529,7	360,6	435,8	739,5	527,2
	2	521,3	300,2	452,5	723,8	576,7
	3	419,6	328,2	370,1	715,2	534,3
CF	1	933,3	558,1	328,8	376,3	314,6
	2	862,2	483,1	298,9	370,6	303,0
	3	831,8	490,6	304,8	354,8	326,4
CM	1	1959,4	996,4	956,1	455,0	935,2
	2	1890	743,8	941,2	442,9	992,4
	3	1919,1	842,1	988,7	444,8	922,1
CL	1	1768,5	907,8	569,4	1142,8	713,5
	2	1602,4	813,2	551,8	1085,3	732,7
	3	1550,3	840,3	543,7	1103,6	674,2
DF	1	244,6	209,2	255,6	467,2	91,5
	2	207,6	190,6	247,8	393,6	74,7
	3	196,5	199,6	257,9	397	79,2
DM	1	1842,5	1012,9	574,9	1261,7	140,5
	2	1907,5	983,9	576,6	1249,3	150,8
	3	1777,2	997,1	574,3	1265,2	139,9
DL	1	348,2	506,9	265,3	256,3	60,5
	2	351,9	511,2	260,6	234,9	52,9
	3	347,6	504,3	260,6	264,5	67,0

Yükleme sırasında protezlerde ölçülen gerilme değerleri (MPa)

Ölçüm bölgesi	Yükleme bölgesi	P-1	P-2	P-3	P-4	P-5
P-AB	Sağ-1	32,6	0,6	6,1	31,9	0,2
	Sağ-2	31,6	1,1	3,8	31,5	1,2
	Sağ-3	31,6	3,5	3,7	30,1	4,5
	Sol-1	24	4,4	61,6	9,6	54,6
	Sol-2	23,9	4,4	62,8	8,2	54,1
	Sol-3	25,3	4,3	63	11	52,4
	Çift-1	24,8	13,7	22,9	25,2	23,1
	Çift-2	25,1	11,3	18,4	25,4	23,1
	Çift-3	23,2	12,9	21,2	22	21
	Anterior-1	81,8	63,4	33,7	2	37,9
	Anterior-2	80,2	65,7	35,6	1,9	37,3
	Anterior-3	79,4	64,2	34,6	3,1	37,5
P-BC	Sağ-1	55,6	8,9	3,4	0,6	25
	Sağ-2	53,8	8	2,4	2,7	22,1
	Sağ-3	53,8	8,5	2,3	2,1	23,3
	Sol-1	18,6	13,3	41,7	19,2	21
	Sol-2	17,8	13,3	39,6	19	22,4
	Sol-3	18,6	14,3	42,1	17,9	21,6
	Çift-1	38,6	11,9	24,3	19,4	1,8
	Çift-2	36,6	11,2	25,8	17,6	1,3
	Çift-3	39,8	9,2	25,7	18,6	1,8
	Anterior-1	23	85,6	48,2	87,3	44
	Anterior-2	23,6	83,4	49,2	88,6	43
	Anterior-3	23,3	83,5	48,6	88,1	42,7
P-CD	Sağ-1	88,7	32,1	59	11,5	20,9
	Sağ-2	89,2	29,9	58,7	10,4	20,6
	Sağ-3	89,2	32,1	60,3	10,2	19,3
	Sol-1	0,2	1,6	22,2	9,4	7,7
	Sol-2	0,8	3,5	24,3	10,4	7,8
	Sol-3	0,4	4,1	19,7	9	6,4
	Çift-1	81,2	25,6	50,7	11,3	26,4
	Çift-2	80	23,5	48,8	7,4	26,9
	Çift-3	79,9	23,4	51,3	5,2	26,6
	Anterior-1	21,2	38,4	31,4	25,2	18
	Anterior-2	18,8	40,4	32	25,5	19,5
	Anterior-3	21,2	37,8	29,5	30	17,3

Yükleme sırasında modelde ölçülen gerilme değerleri (MPa)

Ölçüm bölgesi	Yükleme bölgesi	P-1	P-2	P-3	P-4	P-5	
AF	Sağ-1	1240,4	1135	1265,3	1132,9	1210	
	Sağ-2	1243,2	1124,2	1256,2	1130,4	1166,7	
	Sağ-3	1243,2	1134,8	1261,1	1148,7	1191,3	
	Sol-1	938,4	977,6	846,3	926,3	988,8	
	Sol-2	943,4	972,1	847,2	924,8	982,1	
	Sol-3	940,7	984,9	835,3	928,8	976,4	
	Çift-1	748,6	841,6	791,5	765,4	826,6	
	Çift-2	738,6	803,9	788,4	756,5	844,3	
	Çift-3	728,1	816	774,9	764,8	823,1	
	Anterior-1	1337,4	1322,1	1408	1344,3	1330,3	
	Anterior-2	1337,2	1317,8	1403,5	1360,4	1324,1	
	Anterior-3	1349,4	1320,7	1374	1385,2	1316,5	
	Sağ-1	355,7	343,7	318,1	277,9	334,2	
	Sağ-2	353,6	340,7	309,2	274,3	328,5	
	Sağ-3	353,4	338,8	312,1	285	324,4	
AM	Sol-1	103,8	188,3	231,6	213	148,5	
	Sol-2	105,5	190,7	230,9	214,8	145,6	
	Sol-3	107,8	187,7	231,3	219,4	149,9	
	Çift-1	240,4	310,1	248,4	247,1	284	
	Çift-2	237,5	307,7	243,4	243,3	286,4	
	Çift-3	238,6	308,3	237,8	251,4	280	
	Anterior-1	390,1	543,4	440,6	375,2	441,4	
	Anterior-2	386,1	542,4	437,4	379,7	438,5	
	Anterior-3	386,1	536,9	431,7	393,5	441,4	
	Sağ-1	1108,6	987,8	994,6	1055,2	1058,2	
	Sağ-2	1107,1	982,4	985	1051,3	1069,8	
	Sağ-3	1107,6	978,9	989,1	1043,4	1067,1	
	Sol-1	193,1	326,1	205,3	359,5	134,5	
	Sol-2	188,7	316,7	203,7	355,1	129,9	
	Sol-3	188,4	321,2	212,5	349,8	127,5	
AL	Çift-1	691,6	609	677,8	551,6	639,4	
	Çift-2	687,1	600,7	672,5	545,7	631,6	
	Çift-3	685,8	592,4	669,9	546,1	627,2	
	Anterior-1	1533,7	1397,2	1237	1445,3	1515	
	Anterior-2	1532,1	1387,9	1240,6	1434	1511	
	Anterior-3	1531,7	1388,4	1233,5	1405,6	1505,3	
	Sağ-1	428,7	318	435,2	329,4	378,9	
	Sağ-2	432,1	312,9	437,1	327,2	375,7	
	Sağ-3	432	307,4	442,8	330,6	373,5	
	Sol-1	189,3	188,4	318,1	179,6	257,3	
	Sol-2	176,2	186,8	316	173,6	253,3	
	Sol-3	183,7	182,2	304,1	173,5	256,1	
	BF						

BM	Çift-1	311,7	206,5	342,5	204,2	266	
	Çift-2	296,1	209,7	344,5	200,6	273,1	
	Çift-3	299,3	202,2	343,5	209,7	267,5	
	Anterior-1	533,5	576,7	685,7	514,1	660,8	
	Anterior-2	532,2	575,3	688,9	512,7	658	
	Anterior-3	527,9	572	682,6	496,6	656,5	
	Sağ-1	155,5	660,3	220,3	170,3	354,1	
	Sağ-2	154,1	661,4	223,6	161,6	355,3	
	Sağ-3	154,5	666,1	219,5	170,7	365,4	
	Sol-1	243,7	265,4	223,2	194	296	
	Sol-2	256,4	270,3	225,7	205,5	295,6	
	Sol-3	253,5	266,1	238,4	214,3	292,5	
	Çift-1	136,6	304,3	122,1	95,9	223,4	
	Çift-2	141,6	295,4	123,5	99	227,2	
	BL	Çift-3	142,7	309,9	121,6	96,6	228,3
Anterior-1		154,8	185,3	102,3	83,9	154,7	
Anterior-2		146	187	106,6	82,6	154,5	
Anterior-3		139,6	189,3	96,5	83	153,7	
Sağ-1		242,3	133,3	208	134,1	139,5	
Sağ-2		244,1	132,8	213,3	131,9	141,6	
Sağ-3		244,5	132,2	205,3	133,2	142,4	
Sol-1		137,9	129,8	191,1	116	155,8	
Sol-2		134,3	130,3	191,9	112	158	
Sol-3		136,2	130,3	187,4	110,6	161,3	
Çift-1		157,9	50,3	109,3	28,9	60	
Çift-2		155,7	51,2	108,6	27,4	61,6	
Çift-3		157,5	52	110	27,5	62,3	
CF		Anterior-1	158,6	232	222,4	134,8	233,4
		Anterior-2	159	229,6	224	134,9	233,5
	Anterior-3	159	232,7	221,3	143,1	233,3	
	Sağ-1	185,1	215,5	215,7	187,2	179	
	Sağ-2	180,7	214,9	217,9	183,2	178,1	
	Sağ-3	181	216,8	218,2	186,2	181,5	
	Sol-1	239,9	242	250,5	238,8	277,2	
	Sol-2	242,7	241,8	248	240,1	276,3	
	Sol-3	243,6	239,6	257,8	241,1	272,7	
	Çift-1	160,3	90,2	128,4	106,8	101,8	
	Çift-2	161,3	84,3	131	103,6	101,5	
	Çift-3	157,5	86,6	132,7	109,2	102,9	
	Anterior-1	399	397,8	360,4	377,8	409,9	
	Anterior-2	396,9	398,7	357,9	378,6	412,1	
	CM	Anterior-3	394,1	399,3	356,2	388,1	406,6
Sağ-1		469,4	231,5	454,3	385	382,4	
Sağ-2		463,8	333,7	452,3	384,4	384,6	
Sağ-3		463	328,5	450,1	379,1	380,1	
Sol-1		44,8	137	61,8	36	27,6	

CL	Sol-2	52,5	135,4	57,5	37,8	24,6
	Sol-3	53	136,1	73,9	39,4	26,4
	Çift-1	358,4	222,8	304,8	232	248,9
	Çift-2	350,5	221,7	303,5	230,1	244,4
	Çift-3	348,1	216,1	306,4	233,5	243,5
	Anterior-1	182,4	213,5	218,5	164,6	189,3
	Anterior-2	179,9	213,2	219,1	165,2	190,3
	Anterior-3	177,3	212,8	212,2	151,3	188,4
	Sağ-1	253,3	207,9	256,5	200	202,2
	Sağ-2	249,2	204,9	247,2	198,1	187,5
	Sağ-3	250	202,6	245,8	199,5	192
	Sol-1	84,9	110,8	134,5	121,7	129,4
	Sol-2	83,4	111,7	133	125,4	131,5
	Sol-3	80,6	109,6	134,7	129	124
	Çift-1	171,3	170,4	144,3	148,3	156,2
	Çift-2	166,6	164,8	142,9	149,9	165,5
	Çift-3	167,4	178,4	142	162,5	152,5
	Anterior-1	182,7	171,7	186,3	138,1	160,1
	Anterior-2	180,6	168,1	186,4	133,1	160,7
	Anterior-3	182,3	171,2	180,1	177,6	161,4
	DF	Sağ-1	577,1	695,3	828	1005,5
Sağ-2		575,1	696	822,3	997,7	711,4
Sağ-3		575,5	693,9	820,9	998,7	695
Sol-1		142,1	189,6	260,9	230,4	180,8
Sol-2		145,4	191,1	255,3	222,8	185,8
Sol-3		144,2	178	258,3	219,9	177,5
Çift-1		420,5	453,6	584,9	646,6	480,6
Çift-2		420,9	448,2	585,9	647,4	482,8
Çift-3		414,2	464,8	590,4	664,1	467,2
Anterior-1		272,4	358,8	500,5	472,3	351,7
Anterior-2		273,1	367,1	492,7	468,4	349,8
Anterior-3		267,6	356,2	481,9	547	346,6
DM	Sağ-1	193,3	331,5	321	369,4	277,8
	Sağ-2	196,8	333,7	316,7	363,3	275,4
	Sağ-3	195,8	328,5	317,6	361,9	270,8
	Sol-1	156,7	137	135,2	121,8	137,9
	Sol-2	159,9	135,4	138,4	119,1	135,6
	Sol-3	155,4	136,1	141,8	116,6	132,8
	Çift-1	144,7	162	199,7	214,5	127,3
	Çift-2	133	163,1	198,4	214,8	138,4
	Çift-3	147,2	171,9	197,2	214,9	131,1
	Anterior-1	149,8	124	148,1	130,4	122,1
	Anterior-2	150,9	123,8	147,2	133	116,5
	Anterior-3	146,6	125,8	150,4	112,1	115,8
DL	Sağ-1	628	719,1	761,4	1003,5	716,8
	Sağ-2	619,1	711,7	742,8	985,3	700,5

Sağ-3	619,1	706,4	733,8	973,6	692,9
Sol-1	511,6	638,5	718,5	701,4	713,6
Sol-2	517,9	632,1	718,6	695,3	712,2
Sol-3	518,6	626,4	171,3	693,8	711,2
Çift-1	288,5	350,2	390,8	538,8	330
Çift-2	285,9	338,4	386,2	543,4	346,1
Çift-3	276,5	369	377,1	567,5	331,9
Anterior-1	743,5	913,3	962,3	1080,6	939,3
Anterior-2	739,3	915,6	969,8	1083,3	933,8
Anterior-3	733,7	917,5	970	985	934,4

