SELEN TOKGÖZ

Adınızı soyadınızı giriniz

İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ SAĞ. BİL. ENST.

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

DOKTORA TEZİ

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

İSTANBUL-2018

Tez Sınavının yapılacağı yılı yazınız

T.C.
ISTANBUL ÜNIVERSITESI
SAĞLIK BILIMLERI ENSTITÜSÜ

(DOKTORA TEZİ)

İMPLANT ÜSTÜ BAR TUTUCULU PROTEZLERDE FARKLI MALZEMELERLE GÜÇLENDİRİLEN ÇEŞİTLİ AKRİLİK KAİDE KALINLIKLARININ KIRILMA DAYANIMINA ETKİSİ

SELEN TOKGÖZ

DANIŞMAN
PROF. DR. GÜLBAHAR IŞIK-ÖZKOL

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ PROGRAMI

İSTANBUL-2018

DOKTORA TEZİ ONAYI

İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Protetik Diş Tedavisi Programında Doktora öğrencisi Selen Tokgöz tarafından Prof. Dr. Gülbahar IŞIK ÖZKOL'un danışmanlığında hazırlanan "İmplant Üstü Bar Tutuculu Protezlerde Farklı Malzemelerle Güçlendirilen Çeşitli Akrilik Kaide Kalınlıklarının Kırılma Dayanımına Etkisi" başlıklı tez aşağıdaki jüri üyeleri tarafından 07/02/2019 tarihinde yapılan Tez Savunma Sınavında başarılı bulunmuş ve Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

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

Jüri-Danışman
Prof.Dr. Gülbahar Işık ÖZKOL
İ.Ü.Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Jüri
Prof.Dr. Ender KAZAZOĞLU
Yeditepe Üniversitesi Diş Hek. Fak.
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Jüri
Prof.Dr. Şebnem Begüm TÜRKER
Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Jüri
Prof.Dr. Serdar YALÇIN
İ.Ü.Diş Hekimliği Fakültesi
Oral İmplantoloji Anabilim Dalı

BEYAN

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

SELEN TOKGÖZ

ITHAF

Yardımlarıyla her zaman bana destek olan, hiç bir zaman beni yalnız bırakmayan annem Meral Ergin'e, eşim İlker Tokgöz'e ve babam Aydın Ergin'e ithaf ediyorum.

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince bilgi birikimini ve tecrübelerini bana aktaran,

desteğini, anlayışını ve hoşgörüsünü her zaman hissettiğim

Prof. Dr. Gülbahar Işık-Özkol'a,

Doktora eğitimime bilgi ve tecrübeleriyle katkıda bulunan bilim dalımızın

değerli öğretim üyeleri **Prof. Dr. Tayfun Bilgin, Prof. Dr. Gülsen Bayraktar,**

Prof. Dr. Fatma Ünalan, Prof. Dr. Olcay Şakar , Prof. Dr. Tonguç Sülün

Doç. Dr. Canan Bural ve **Doç. Dr. Onur Geçkili**' ye

Düşüncelerini, tecrübelerini ve yardımlarını hiçbir zaman esirgemeyen

Doç. Dr. Hakan Bilhan, Dr. Burç Gencel ve **Dr. Ergun Bozdağ**'a ,

Beni bu günlere getirmek için hiçbir fedakarlıktan kaçınmayan annem **Meral Ergin**' e ve eşim **İlker Tokgöz**'e,

Destek ve sevgileri için babam **Aydın Ergin**' e

Ve

Doktora eğitimim boyunca bana finansal açıdan destek olan **TÜBİTAK 2211 Yurt İçi Doktora Burs Programı**na desteklerinden dolayı

teşekkürlerimi sunmayı borç bilirim

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 47444

IÇINDEKILER

TEZ ONAYI ..... İİ
BEYAN ..... İİİ
İTHAF ..... İV
TEŞEKKÜR V
İÇİNDEKİLER ..... Vİ
TABLOLAR LİSTESİ ..... İX
ŞEKİLLER LİSTESİ X
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ ..... Xİİ
ÖZET ..... XİV
ABSTRACT XV
1. GİRİŞ VE AMAÇ 1
1.1.Araştırma Konusunun Tanımı 1
1.2.Amaç 2
2. GENEL BİLGİLER 3
2.1.Yaşlanma ve Tam Dişsizlik 3
2.1. Dental İmplantoloji 4
2.1.1. Dental İmplantolojinin Tarihçesi 4
2.1.2. Dental İmplantların Sınıflandırılması 5
2.2. İmplant Üstü Protezlerde Planlama 6
2.2.1. Kısmi Dişsizlik Vakaları 7
2.2.1.1. Tek diş eksiklikleri 7
2.2.1.2. Serbest Sonlanan Bölgeler 8
2.2.1.3. Ara Dişsiz Boşluklar 9
2.2.2. Tam Dişsizlik Vakaları 10
2.3. İmplant Destekli Hareketli Protezlerde Kullanılan Tutucu Sistemleri 12
2.4. Polimerler 19
2.4.1. Polimerlerin Yapısı 19
2.4.2. Moleküler Ağırlık 19
2.4.3. Polimerlerin Uzaysal Yapısı 19
2.4.4. Polimerlerin Özellikleri 20

2.4.5. Polimerizasyon 21
2.4.6. Protez Kaide Polimerleri 22
2.4.7. İdeal Bir Protez Kaide Maddesinden Beklenen Özellikler 25
2.4.8. Polimetilmetakrilat (PMMA) 26
2.4.8.1. PMMA tozunun içindekiler 26
2.4.8.2. PMMM likitinin içindekiler 28
2.4.9. Protez Kaide Polimerlerinin Polimerizasyonunda Kullanılan Yöntemler 28
2.4.9.1. Isı İle Polimerizasyon Yöntemi 29
2.4.9.2. Kimyasal Yolla Polimerizasyon 30
2.4.9.3. Mikrodalga Enerjisi İle Polimerizasyon 31
2.4.9.4. Görünür Işıkla Polimerizasyon Yöntemi 32
2.4.10. Polimerize Olmuş PMAA'nın Özellikleri 33
2.4.10.1. Fiziksel Özellikler 33
2.4.10.2. Mekanik Özellikler 34
2.4.11. PMMA' yı Güçlendirme Metotları 37
2.4.11.1. PMAA'a Alternatif Polimerler Üretmek 38
2.4.11.2. PMMA'ın Kimyasal Yapısının Modifiye Etmek 38
2.4.11.3. Farklı Polimerizasyon Metotları Kullanmak 40
2.4.11.4. PMMA'ın İçerisine Yabancı Maddeler Katmak 40
Metal İle Güçlendirme 40
Fiber İle Güçlendirme 42
Mika Doldurucular 47
2.4.11.5. Hibrit Güçlendirme 48
2.4.12. PMMA'nın Mekanik Dayanımını İncelemede Kullanılan Yöntemler 48
2.4.12.1. Statik Yükleme 50
2.4.12.2. Dinamik Yükleme 52
3. GEREÇ VE YÖNTEM 59
3.1. Çalışmada Kullanılan Malzemeler 59
3.2. Epoksi Reçine Ana Modellerin Hazırlanması 59
3.3. Bar Tutucuların Hazırlanması 65
3.3.1. Bar Tutucuların Dökümü 66
3.4. Güçlendirme Malzemelerinin Hazırlanması 66
3.4.1. Yer Tutucuların Hazırlanması 68

3.4.2. Güçlendirme Malzemesinin Ve Yer Tutucunun Dökümü 68
3.5. Protetik Örneklerin Hazırlanması 69
3.5.1. Muflaya Girecek Alçı Modellerin Hazırlanması 69
3.5.2. Protetik Şablonların Hazırlanması 70
3.5.3. Protetik Şablonların Muflalanması 71
3.5.4. Akrilik Burajı 72
3.5.4.1. Kontrol Gruplarının Akrilik Burajı 72
3.5.4.2. Güçlendirilen Grupların Akrilik Burajı.....73
3.5.5. Protetik Örneklerin Polimerizasyonu.....76
3.5.6. Protetik Örneklerin Tesfiye ve Cilası.....76
3.6. Mekanik Testler 77
3.6.1. Termal Döngünün Gerçekleştirilmesi.....77
3.6.2. Dinamik Yükleme.....78
3.6.3. Statik Yükleme Ve Kırılma Dayanımının Ölçülmesi 79
3.7. İstatisitiksel İncelemeler 80
4. BULGULAR.....82
5. TARTIŞMA 93
5.1. Gereç ve yöntemin tartışılması 93
5.1.1. Güçlendirilecek alanın belirlenmesi.....93
5.1.2. Güçlendirme metodunun belirlenmesi 96
5.1.2.1. Metal ile güçlendirme 96
5.1.2.2. Fiber ile güçlendirme 98
5.1.3. Kaide kalınlıklarının belirlenmesi.....102
5.1.4. Dinamik ve statik testlerin değerlendirilmesi 104
5.2. Bulguların tartışılması.....106
5.2.1. Akrilik kaide kalınlığının kırılma dayanımına olan etkisi 106
5.2.2. Güçlendirme metodunun kırılma dayanımına olan etkisi 107
5.2.3. Akrilik reçine çeşidinin kırılma dayanımına olan etkisi 107
5.3. Gelecek çalışmalara öneriler.....110
6. SONUÇLAR.....112
KAYNAKLAR 113
ÖZGEÇMİŞ 144

TABLOLAR LISTESI

Tablo 2-1: Geçmişten günümüze kadar kullanılan protez kaide polimerleri..... 24
Tablo 2-2: PMMA bileşenleri..... 26
Tablo 3-1: Kullanılan malzeme listesi..... 59
Tablo 3-2: Örneklerin dağılım şeması 60
Tablo 4-1: Kalınlığın, güçlendirme metotlarının ve akrilik reçine çeşidinin kırılma dayanımına olan etkisi 82
Tablo 4-2: Kalınlık, güçlendirme metodu ve akrilik reçine çeşidine göre kırılma dayanımlarınn ortalaması..... 83
Tablo 4-3: Güçlendirme metotları ve kalınlıklar açısından akrilik reçine çeşitleri arasında kırılma dayanımının değerlendirilmesi..... 87
Tablo 4-4: Akrilik reçine çeşitleri ve kalınlıklar açısından güçlendirme metotları arasında kırılma dayanımının değerlendirilmesi..... 88
Tablo 4-5: Akrilik reçine çeşitleri ve güçlendirme metodu açısından kalınlıklar arasındaki kırılma dayanımının değerlendirilmesi 90

ŞEKILLER LISTESI

Şekil 3-1: Bar abutmentı döküm kovanının yerleştiği alçı çalışma modeli 60
Şekil 3-2: İmplant analoglarının üzerine döküm kovanının vidalandığı U şeklinde alveoli kretine sahip alçı model ve silikon kalıbı 61
Şekil 3-3: Yumuşak dokuya yer açmak için alçı ana modelde oluşturulan 2 mm çapındaki delikler..... 61
Şekil 3-4: Retromolar pet bölgesinde yumuşak doku için aşındırma 62
Şekil 3-5: Yumuşak dokuya yer sağlamak için kazınan alçı model 62
Şekil 3-6: Alçı modelde analogların yerleşeceği yuvaların paralelometre ile açılması.. 63
Şekil 3-7: İmplant transfer parçalarının hareketine izin vermeyen Anahtar 2..... 63
Şekil 3-8: Anahtar 2' nin yardımıyla analogların pozisyonun aktarılması 64
Şekil 3-9: Analog yerleştirilmiş alçı modelin, implant taşıma parçaları üzerindeyken kalıp silikonu ile negatif bir kopyası..... 64
Şekil 3-10: Anahtar 1 ve yapay mukozanın yerleştirildiği epoksi reçine ana model 65
Şekil 3-11: Bar tutucu ve ağız mukozalı epoksi reçine ana model 66
Şekil 3-12: Güçlendirici malzemenin geleceği konumun hazırlanması 67
Şekil 3-13: Metal güçlendiricinin mum modelajı 67
Şekil 3-14: Silikon kalıp ve revetman modeller ve yer tutucu için mum modelajlar 68
Şekil 3-15: Bar tutucu üzerine uygulanan block out işlemi..... 69
Şekil 3-16: Silikon kalıp ve bar tutuculu alçı model 69
Şekil 3-17: 2 mm, 3 mm ve 4 mm kalınlığındaki protez şablonlar 70
Şekil 3-18: Protetik kalıpların silikon malzeme ile kapatılması 71
Şekil 3-19: Muflanın açılması..... 72
Şekil 3-20: Protetik şablon çıktıktan sonraki görüntü 72
Şekil 3-21: Yer tutucu yerleştirildikten sonra, muflanın açılmış hali..... 73
Şekil 3-22: Cr-Co döküm metal barlar ve metal adezivi 74
Şekil 3-23: Güçlendirme malzemesinin konulacağı boşluk 75
Şekil 3-24: Cam fiber ve metal güçlendiricinin akrilik hamur içine yerleştirilmesi 75
Şekil 3-25: Güçlendirme malzemesi yerleştikten sonra akrilik burajı..... 76
Şekil 3-26: Örneklerin suda bekletilmesi..... 77
Şekil 3-27: Termal döngü cihazındaki örnekler 77
Şekil 3-28: Örneğin çiğneme simülatöründeki hazneye bağlı hali 78

Şekil 3-29: Çiğneme simülatörüne bağlanan çatal uç 78
Şekil 3-30: Ön bölgeye implant uygulanmış alt çene kemiğinin azı dişleri temastayken yatay yönde burulması. (Favot LM, Kromer VB, Haboussi M, Thiebaud F, Zineb TB) Numerical study of the influence of material parameters on the mechanical behaviour of a rehabilitated edentulous mandible. J Dent 2014;42:287-297' den alıntıdır (340). 79
Şekil 3-31: Alt çene kemiğinin yatay yönde burulmasını taklit ederek statik yüklemenin gerçekleştirilmesi 80
Şekil 4-1: Kalınlıklara göre kırılma dayanımı ortalamaları 84
Şekil 4-2: Kalınlıklara göre kırılma dayanımlarının karşılaştırılması 85
Şekil 4-3: Güçlendirme metoduna göre kırılma dayanımı ortalamaları 85
Şekil 4-4: Güçlendirme metotlarına göre kırılma dayanımlarının karşılaştırılması 86
Şekil 4-5: Akrilik reçine çeşitlerinin kırılm dayanımı ortalaması 86
Şekil 4-6: Akrilik reçine çeşitlerine göre kırılma dayanımlarının karşılaştırılması..... 87

SEMBOLLER / KISALTMALAR LISTESI

PMMA	Polimetil metakrilat
İDHP	İmplant destekli hareketli protez
DSÖ	Dünya Sağlık Örgütü
ERA	Extra radicular attachment
ZAAG	Zest Anchor Advanced Generation
Nd	Neodmiyum
Fe	Demir
Br	Brom
Sm	Samaryum
Co	Kobalt
Pt	Platinyum
mm	Milimetre
Tm	Erime ısıs
Tg	Cam geçiş ısıs
Kg	Kilogram
cm	Santimetre
UDMA	Üretan dimetakrilat
Mpa	Mega Pascal
g	Gram
ml	Mililitre
UV	Ultaviyole
µm	Mikrometre
M.Ö	Milattan önce
MMA	Metakrilat
°C	Santigrat derece
Kcal/mol	Kilokalori/mol
dk	Dakika
ISO	Uluslar arası Standartlık Örgütü

N	Newton
4-META	4-metakriloksietil trimellitat anhidrit
sn	Saniye
UHMWP	Ultra High Modulus Weight Polyethylene
SiO_2	Silisyum oksit
B_2O_3	Bor oksit
GeO_2	Germanyum oksit
P_2O_5	Fosfor oksit
As_2O_3	Arsenik oksit
Na_2O_3	Sodyum oksit
K_2O	Potasyum oksit
CaO	Kalsiyum oksit
MgO	Magnezyum oksit
BaO	Baryum oksit
HgO	Civaoksit
Hz	Hertz
MN/m^2	MegaNewton/ metrekare
ZrO_2	Zirkonyum oksit
CEREC	Charismatic Economical Restoration of Esthetic Ceramics
Cr	Krom
C	Kontrol Grubu
FR	Fiber Güçlendirmesi
MR	Metal güçlendirmesi
CA	Geleneksel akrilik reçine
HIA	Darbe dayanımı yüksek akrilik reçine
Ni	Nikel
Al_2O_3	Alüminyum oksit

ÖZET

Tokgöz S. İmplant Üstü Bar Tutuculu Protezlerde Farklı Malzemelerle Güçlendirilen Çeşitli Akrilik Kaide Kalınlıklarının Kırılma Dayanımına Etkisi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi ABD. Doktora Tezi. İstanbul. 2018.

Bu çalışmada, dinamik ve statik kuvvetlere maruz bırakılan alt çene implant destekli ve bar tutuculu hareketli protezlerde güçlendirme malzemelerinin, protez kaide materyalindeki kalınlık değişiminin ve akrilik reçine çeşitlerinin kırılma dayanımına olan etkisini araştırıldı. Yüz sekiz adet implant üstü bar tutuculu deneysel alt çene protezi (İDHP) üretildi. İDHP'ler üç ana gruba ayrıldı: Kontrol grubu (C), tek yönlü-doğrusal cam fiberle güçlendirilen grup (FR) ve Co-Cr döküm metal ile güçlendirilen grup (MR). Her bir ana grup geleneksel (CA) ve darbe dayanımı yüksek akrillik (HIA) kullanılarak 2 mm, 3 mm ve 4 mm kaide kalınlığında üretildi. İDHP'lere ısısal döngü işlemini (5 000 kez, 5°C-55°C) takiben 400 000 kez dinamik yükleme (49 N ve 1,2 Hz) yapıldı. Dinamik yükleme testinden kırılmadan çıkan örneklerin kırılma dayanımı statik yükleme yapan bir cihaz aracılığıyla ölçüldü. Gruplar arasındaki kırılma değeri farklılıkları One-way ANOVA (with post-hoc Tukey HSD test) ve Student t-test (P=0.05) kullanılarak belirlendi. Çalışmanın sonucunda, kaide kalınlığı arttıkça İDHP'lerin kırılma dayanımın arttığı (P=0,001) ve 2 mm kaide kalınlığının güçlendirme metotları için yeterli olmadığı tespit edildi. Üç mm ve 4 mm kaide kalınlığına sahip gruplar arasında kırılma dayanımı en yüksek olan grup FR oldu (P=0,001). FR ana gruplar için HIA reçinelerin kırılma dayanımı CA reçinelere göre anlamlı seviyede yüksek bulundu (P=0,029, P=0,001). MR gruplar tüm örnekler arasında en düşük kırılma dayanımına sahip grup oldu. Çalışmanın sonucunda; 2 mm akrilik kaide kalınlığında yapılacak güçlendirme işlemlerinin kaidenin kırılma dayanımını düşürdüğü, kaide kalınlığı artıkça kırılma dayanımın arttığı ve tek yönlü-doğrusal cam fiberle yapılan güçlendirmenin etkili bir güçlendirme metodu olduğu tespit edildi.

Anahtar Kelimeler: Çiğneme simülatörü, implant destekli hareketli protez, güçlendirme, dinamik yükleme, kırılma dayanımı

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 47444

ABSTRACT

Tokgoz S. The effect of various acrylic denture base thicknesses, reinforcement materials and acrylic resin types on fracture strength in mandibular implant overdentures with bar attachment. İstanbul University, Institute of Health Science, Department of Prosthodontics. PhD Thesis. 2018.

This study aimed to assess the effect of reinforcement, denture base thickness, and acrylic resin types on dynamic and static fracture strength in mandibular implant overdentures with bar attachment. One hundred and eight experimental mandibular implant overdentures (EMOs) with bar attachments were fabricated in three main groups: unreinforced (Control; C), reinforced with unidirectional glass fibers (FR), and Co-Cr cast metal (MR). Each group included denture bases of 2, 3, and 4 mm thickness and produced with conventional (CA) and high impact (HIA) acrylic resin. Specimens were thermocycled (5 000 times, 5°C to 55°C) then subjected to a 400 000 cyclic load regime (49 N and 1.2 Hz). Unbroken specimens were then loaded until fracture by a universal testing machine. Differences in mean fracture resistance among the groups were compared using the One-way ANOVA (with post-hoc Tukey HSD test) and Student t-tests (P=0.05). Fracture strength increased significantly when the denture base thickness was increased (P=0.001). The 2 mm denture base thickness was not enough for reinforcement. The fracture strength of the FR groups was significantly higher than other groups for 3 mm and 4 mm thicknesses (P=0.001). The fracture strength of the HIA resin was significantly higher than CA resin in FR groups (P=0.029, P=0.001). MR groups showed the weakest fracture strength. Two mm denture base thickness had sufficient fracture strength without reinforcement. A positive relationship between acrylic resin thickness and fracture resistance was found and unidirectional glass fiber reinforcement is the effective reinforcing method.

Keywords: Chewing simulator, implant-supported overdenture, reinforcement, dynamic loading, fracture resistance

The present work was supported by the Research Fund of Istanbul University. Project No. 47444.

1. GIRIŞ VE AMAÇ

1.1.Araştırma Konusunun Tanımı

Günümüzde protez kaide maddesi olarak kullanılan materyallerin %95' ini poli metil metakrilat (PMMA) oluşturmaktadır. PMMA, protetik tedavide en sık kullanılan protez kaide polimeri olmasına rağmen darbelere karşı dayanımı düşüktür ve tekrarlayan kuvvetler altında yorgunluk dayanımı yeterli değildir. Bu nedenle pek çok araştırmacı, akrilik kaidelerin kırılma dayanımının geliştirilmesine yönelik çalışmalar yapmaktadır.

İmplant destekli hareketli protezler (İDHP), tam dişsiz vakaların protetik rehabilitasyonunda uzun yıllardır başarıyla kullanılmaktadır. Birçok araştırmanın ve klinik deneyimin sonucunda İDHP' lerin, geleneksel tam protezlere göre daha iyi çiğneme performansı gösterdiği kanıtlanmıştır. Ayrıca İDHP kullanan hastalarda hasta memnuniyeti oranının geleneksel tam protezleri kullanan hastalara göre daha fazla olduğu belirtilmiştir. Buna rağmen İDHP kullanan hastalarda komplikasyonlar sıklıkla meydana gelmektedir. Özellikle akrilik kaidenin kırılması oldukça sık karşılaşılan bir problemdir.

Akrilik kaidenin kırılmasının birçok nedeni olabilmektedir. Genellikle akrilik kaide kırıkları maddenin düşme gibi ani darbelere maruz kalması sonucunda ya da çiğneme kuvveti gibi tekrarlayan kuvvetlerin maddenin içinde gerilimlere sebep olup maddenin yorulması sonucunda gerçekleşmektedir. Ani darbeye bağlı gelişen kırıklar, protezin genelde kaza ya da travma gibi yüksek miktardaki kuvvetlere tek seferde maruz kalması sonucu oluşur. Yorulma kırıkları ise düşük miktarda tekrarlayan kuvvetlerin protez kaidesi içinde biyomekanik stres odaklarının oluşması ve bu odakların çatlaklara sebep olması sonucunda oluşur. Protezlerde meydana gelen kırıklarının büyük bir kısmının sebebi, protezin kendi bünyesinde biriken gerilimler sonucu olduğu bildirilmiştir. Bu gerilimler biyomekanik stres olarak adlandırılmaktadır. Biyomekanik stresin özellikle İDHP' lerde, protezin tutucu kısımları üzerinde bulunan ve akrilik kaidenin ince olduğu yerlerde biriktiğine dair çeşitli çalışmalar da mevuttur.

Kırık oluşumunun önüne geçmek için geçmişten günümüze çeşitli çalışmalar yapılmıştır. Bu çalışmalar; PMMA' nın kimyasal yapısını modifiye etmek (darbe dayanımı yüksek akrilik reçineler) ve içine çeşitli malzemeler (örneğin; nano metal

partikülleri, çeşitli şekil ve uzunlukta döküm ya da hazır üretilen metal çubuk, ağ ya da teller, çeşitli şekil ve uzunlukta, farklı ağırlık yüzdelerinde kullanılan fiber türleri gibi) katarak güçlendirmeyi sağlamanın çevresinde toplanmaktadır. Geçmiş yıllarda yapılan çalışmalarda İDHP' lerde kırılma dayanımını etkileyecek kritik akrilik kalınlığına ilişkin sınırlı sayıda çalışma vardır. Mevcut olan bu çalışmalar protetik tasarım yönünden kısıtlıdır. Özellikle bar tutuculu protez uygulamasında, hastanın alveol kretleri arasındaki mesafenin arttırılamayacağı vakalarda akrilik kaidenin kalınlığı ve güçlendirme metodu oldukça fazla önem taşımaktadır. Konunun bu gibi farklı protez tipleri ile daha fazla irdelenmesi gerekmektedir. Ayrıca bu protezlerin farklı akrilik çeşitleri ile üretilmesinin kırılma dayanımına olan etkisi araştırılmamıştır. Yorulma dayanımını inceleyen çalışmalar sınırlı sayıdadır.

1.2.Amaç

Bu çalışmanın amacı, dinamik ve statik kuvvetlere maruz bırakılan alt çene implant üstü bar tutuculu protezlerde güçlendirme malzemelerinin, protez kaide materyalindeki kalınlık değişiminin ve akrilik reçine çeşitlerinin kırılma dayanımına olan etkisini araştırmaktır.

2. GENEL BILGILER

2.1.Yaşlanma ve Tam Dişsizlik

Günümüzde teknolojinin ilerlemesi ve sağlık politikalarında koruyucu sağlık hizmetlerinin desteklenmesi sonucu insanların yaşam süresi uzamıştır. Ülkemizde 2014 yılında Türkiye İstatistk Kurumunun yaptığı bir çalışmada yaşlı nüfusun toplam nüfus içindeki payının % 8' e yükseldiği tespit edilmiştir (1).

Dünya Sağlık Örgütü' nün (DSÖ) sağlıklı, bağımsız ve engelsiz bir yaşlılık için belirlediği temel faktörler arasında sağlıklı beslenebilme yetisi bulunmaktadır. Sağlıklı beslenebilmek için gerekli olan unsurların başında sağlıklı dişlere sahip olmak gelmektedir. İnsanların yaşam süresinin uzaması, diş çürüğü ve diş eti problemlerinin görülme olasılığında artışa dolayısıyla tam ya da kısmi dişsizlik vakalarının da artışına neden olmaktadır (1, 2, 3, 4, 5). Türk Diş Hekimleri Birliği 2013 yılında ülkemizdeki tam dişsizlik oranının 65 yaş üstü için % 67 olduğunu bildirmiştir (6).

Günümüzde tam dişsizlik vakalarında, hastanın kaybettiği çiğneme fonksiyonunu, estetiği ve fonasyonu rehabilite etmek için geleneksel tam protezlerden implant destekli protezlere kadar çok çeşitli tedavi seçenekleri uygulanmaktadır. İleri yaş grubuna dahil hastaların kas koordinasyonunun daha zayıf olması, dişsiz alveol kretlerinin özellikle de alt çene alveol kretinin zamana bağlı rezorbe olması ve bu yaş grubuna ait hastaların mevcut durumlarında meydana gelen değişikliklere adaptasyon yeteneğinin azalması geleneksel tam protez kullanımında çeşitli sorunlara neden olmaktadır (7, 8). Bu sorunlar Hayland ve ark. tarafından 2009 yılında etkili çiğneyememe, artan protez hacminden ötürü mide bulantısı ve protezi kabullenememe, protezlerin fonksiyon sırasındaki hareketi olarak sıralanmıştır (9). İmplant destekli protezlerin kullanımı ile bu yaş grubuna ait hastaların çiğneme fonksiyonunu daha rahat gerçekleştirdikleri, daha rahat konuşabildikleri, diş ve çevre dokuların kaybından dolayı yüz estetiğinde oluşan deformitelerin giderilmesi ile yaşam kalitelerinin arttığı bildirilmiştir (10,11).

2.1. Dental İmplantoloji

2.1.1. Dental İmplantolojinin Tarihçesi

İmplant sözcüğü, Latincede ‘in=içerisine, içerisinde’ ve planto=ekme, gömme’ anlamına gelen sözcüklerin birleşiminden oluşur. Bir fonksiyon elde etmek amacıyla, uygun bir yere yerleştirilen organik ya da inorganik cisme implant, bu yerleştirme işlemine de **‘implantasyon’** denir (12).

Dental implantlar; protez terimleri sözlüğüne göre, sabit veya hareketli protezler için tutuculuk ve stabilite sağlamak amacıyla ağız dokularına mukozal ve/veya periostal tabakanın altına ve kemiğin üstüne ya da içine yerleştirilen alloplastik malzemeden yapılmış olup sabit veya hareketli protezleri desteklemek için çene kemiği üzerine ya da içerisine yerleştirilen cisimler olarak tanımlanmaktadır (13).

Kaybolan vücut parçasını tamamlama çabası ve isteği insanlık tarihi kadar eskidir. Kaybedilen fonksiyonun ve estetiğin yeniden sağlanması ihtiyacı çağlar boyunca bilim adamlarını meşgul etmiştir. Eski çağlarda taş, tahta ve hatta hayvan dişlerinin üst çenede ve alt çenede destek yapı olarak kullanıldığı bildirilmiştir (14). Dental implantlara ait ilk bulgu, ilk çağ döneminde bulunan bir kafatasının alt çene kesici dişleri yerine konulan taş implant olara tarihe geçmiştir (15).

Oral implantoloji alanında gerçekleştirilen ilk kayıtlı çalışma 1807 yılında Jourdan ve Magiollo tarafından gerçekleştirilmiştir. Diş çekimini takiben çekim soketine yerleştirdikleri altın implantı 14 gün sonra protetik olarak yüklemişlerdir (16).

1913 yılında Dr. Greenfeld üst çenede küçük azıların bulunduğu bölgeye yerleştirdiği ve patentini aldığı kafes şeklinde, platinyum-iridyum alaşımından yapılan implantını radyolojik olarak görüntülemiştir (17). 1930’ lu yıllara kadar implantlarda altın, platin, gümüş ve iridyum gibi kıymetli metaller kullanılmış, fakat bu materyallerin dokuda galvanik reaksiyonlar oluşturması nedeniyle implant vakalarının çoğu başarısızlıkla sonuçlanmıştır. 1937’ de Venable ve ark. Vitalyum olarak bilinen, krom-kobalt-molibden alaşımından geliştirdikleri implantlarının dokuda galvanik reaksiyona yol açmadığını bildirmiştir (18, 19). 1936 yılında Müller ve 1941 yılında Dahl, total protez kullanamayan dişsiz hastalarına subperiostal implant uygulamıştır. Bu metot diğer birçok araştırmacı (Greshkoft, Goldber, Gershkoff, Ogus, Hammer,

Reinchenbach) tarafından kabul görerek Avrupa ve Amerika'da yaklaşık 20 yıl kadar kullanılmıştır. 1947 yılında Formiggini' nin paslanmaz çelikten, içi boşluklu spiral şeklindeki implant tasarımı kendinden sonraki birçok implant tasarımının temelini oluşturmuştur (20). 1960' lı yıllardan itibaren kemik içi implantasyondan söz edilmeye başlanmıştır. 1967 yılında Linkow tarafından kemik içi implantların ilk örneği olan titanyum blade implantları tanıtılmıştır. Linkow bu implant tasarımı ile çiğneme kuvvetlerini mümkün olduğu kadar geniş bir kemik yüzeyine yaymayı hedeflemiştir ve blade implantları tüm dünyada kabul görecek kadar başarılı olmuştur (21, 22, 23). Aynı tarihlerde Branemark ve arkadaşlarının başlattıkları çalışmaların sonucu günümüz implantolojisinin temellerini oluşturmuştur. Branemark ve arkadaşlarının yaptıkları in vivo hayvan deneylerinde titanyum vidalar implant materyali olarak kullanılmış ve bu malzemenin dişetinde her hangi bir reaksiyona sebep olmadığı, ayrıca kemik dokusuna tamamen entegre olduğu bulunmuştur. Böylece canlı osteointegrasyon kavramının temelleri atılmıştır (24, 25).

Dental implantoloji çok kısa sürede büyük bir gelişim göstermiş ve osteointegrasyon kavramı deneysel kullanımdan rutin klinik kullanıma ulaşmıştır. Bugün implant tedavisi tüm dünyada kabul edilen güvenilir bir tedavi modelidir (26). Dental implantların geliştirilmesiyle birlikte diş hekimliğinin en büyük uğraşısı olan ağızdaki eksik dişlerin tamamlanması, diğer diş ve çevre dokulara zarar vermeden yapılabilmektedir. İmplant uygulamalarının tüm avantajları ve uzun dönem takip edilmiş başarılı implant vakaları göz önünde bulundurulduğunda, dental implantların protetik diş tedavisinin ayrılmaz bir parçası olduğu söylenebilir.

2.1.2. Dental İmplantların Sınıflandırılması

Dental implantlar ticari olarak piyasaya sunulduklarından beri endüstriyel açıdan çok fazla gelişme göstermiştir. Bunun sonucunda piyasada farklı özelliklere sahip çok fazla implant çeşidi bulunmaktadır. Dental implantlar kemik ile olan ilişkisine göre sınıflandırıldığında 3 ana başlık altında değerlendirilir (26).

- Subperiosteal İmplantlar (Kemik üzeri)
- Transosetal İmplantlar (Kemik Boyunca)
- Endoosteal İmplantlar (Kemik içi)

Subperiosteal implantlar, dişsiz alveol kretinin yüzeyi ile mukoza arasına yerleştirilen, kişiye özel olarak hazırlanan implantlardır. Kemik içi implantların yerleştirilmesinin zor olduğu, ciddi alveolar kemik rezorpsiyonunun olduğu vakalarda uygulanabilirler. Bu implantların döküm işleminde büyük hassasiyete ihtiyaç vardır. İmplant yüzeyindeki herhangi bir porozite ciddi doku reaksiyonlarına yol açarak implantın kaybına sebep olabilir (27-29). İlk olarak 1943 yılında Dahl tarafından tanıtılan 'subperiostal dental implantlar' bu grubun en sık kullanılan implantlarıdır. Bu grupta daha nadir kullanıma sahip bir diğer implant uygulaması ise 'intramukozal uygulamalar ile ramus (frames) kaplamalarıdır' (30). Bu implant sisteminin en büyük dezavantajı, uygulamaları sırasında fazla travmaya sebep olmaları ve çıkarılırken yumuşak dokuda aşırı miktarda madde kaybına yol açmalarıdır. Bu yüzden artık kullanılmamaktadırlar (31).

Transosseal implant sistemi metal bir plaka ve transosseal pin/postları içermektedir. Metal plaka, tutucu pinler veya postlar yardımıyla alveol kretinin tepesi ile mandibulanın iç kenarındaki kortikal kemikten destek alır. Cerrahi tekniğin zor olması nedeniyle yaygın olarak kullanılamamaktadır (31).

Endosteal implantlar alt çene veya üst çene alveolar ve/veya bazal kemiğin içine frezle açılan yuvalara yerleştirilen kemik içi implantlardır. Endosteal implantlar iki bölümden oluşmaktadır: kemik içinde kalan ve osteoentegre olan ana parça ile ağız dışında kalan ve prepare edilmiş bir dişi taklit eden protez parçası (abutment) (32). Kemik içinde kalan ana parça geometrik şekline göre; vida tipi, vent tipi, silindirik form ve blade implantları olmak üzere 4 ana sınıfa ayrılır. Bu sınıflama içinde en sık kullanılan implant tipi 'kök formuna sahip implantlar' olarak da adlandırılan vida tipi implantlardır. Bu implantlar kemik içine, standardize edilmiş özel enstrümanlar aracılığıyla yerleştirilir. Vida tipi implantlarda kemik, mekanik kenetlenme sağlayan vida yivlerine doğru büyüme gösterir. Vida tipi implant sistemi diğer implant sistemlerine göre daha iyi primer stabilizasyona sahiptir (32).

2.2. İmplant Üstü Protezlerde Planlama

Endosteal implantların kemik birleşiminde, doğal dişlerdeki gibi kuvvet absorbe edici periyodontal membran bulunmaz. Bu nedenle yapılacak olan protez planlaması, implantların ve protetik üst yapının sağ kalımı açısından oldukça önemlidir. İmplant tedavilerinde başarıya ulaşmak için hem cerrahi hem de protetik açıdan doğru ve

eksiksiz bir tedavi planlaması yapmak ve bu planı hatasız uygulamak gerekmektedir. İmplant üstü protezler; kısmi (tek diş eksiklikleri, serbest sonlanan bölgeler, ara dişsiz boşluklar) ve tam dişsizlik vakalarında uygulanabilirler.

2.2.1. Kısmi Dişsizlik Vakaları

2.2.1.1. Tek diş eksiklikleri

Tek diş eksikliklerinin tedavisi, reçine bağlantılı adeziv köprü, geleneksel köprü protezi, hareketli parsiyel protez ve implant destekli kuron protezi uygulanılarak yapılabilir (33).

Reçine bağlantılı adeziv köprü; diş preparasyonunun oldukça az yapıldığı sabit bir protetik uygulamadır. Restorasyon, komşu dişlerin arka yüzeyine simante edilir. Fakat dişte hassasiyet oluşma olasılığı, restorasyonun kırılma riski ve desimante olma olasılığı fazladır.

Geleneksel köprü protezi; dişsiz alanın önündeki ve arkasındaki dişlerin prepare edilmesi ile dişsiz alanların restorasyonunu sağlayan bir protez çeşididir. Bu seçeneğin dezavantajı doğal dişlerin kesilmesi ve bunun sonucunda pulpanın hasar görmesi ya da restorasyonun altında kalan dişlerin zaman içinde çürüme olasılığıdır.

Hareketli parsiyel protez; daha çok geçici protez olarak kullanılır. Roch köprü sistemi bu grup içinde en sık kullanılan protez çeşididir. Tutuculuk; akrilikten, kompozitten ya da metalden üretilen kroşeler aracılığıyla sağlanır. Bu kroşeler destek dişlerde çürük oluşması riskini arttırabilir ya da dişeti problemlerine neden olabilir. Aynı zamanda diğer tedavi seçeneklerine göre protezin daha hacimli olması ve sabit bir protetik tedavi seçeneği olmaması hastalarda proteze alışma konusunda sorun yaratabilir. Bazı vakalarda kroşelerin gözükmesi estetik sorunlara da sebep olabilir.

İmplant Destekli Kuron Protezi diş eksikliğinin implant uygulaması ile giderildiği bir protez çeşididir. Doğal dişlerin her hangi bir hasara uğratılmaması, ayrıca diş çekimini takiben görülen alveol kemiği rezorpsiyonunun implant etrafında oluşmaması en önemli avantajlarındandır. Araştırmacılar tek diş eksikliğinde ideal tedavinin dental implantlar aracılığıyla yapılabileceğini belirtmektedir (33-38).

2.2.1.2. Serbest Sonlanan Bölgeler

Tek ve çift taraflı dişsiz sonlanan bölgelerin tedavisi; hareketli parsiyel protezler ya da implant destekli protezler yardımıyla yapılmaktadır.

Hareketli parsiyel protezlerde kaybedilen diş ve dişeti dokusu akrilikten ve/veya metalden yapılmış bir apareyle telafi edilir. Bu tip protezlerin çıkartılabilir yani hareketli olması ve implant üstü sabit protezlere göre çok fazla hacimli olması hastaların proteze alışmasını geciktirebilir. Hastalar protezlerine alışana kadar geçici bir süre konuşma güçlüğü çekebilirler ve tat almalarında değişiklik olabilir. Aynı zamanda diş çürüğü, diş eti problemi, protezin oturduğu alandaki mukozanın hasar görmesi riski vardır (33).

İmplant destekli veya implant-diş destekli köprüler ile dişsiz alanın rehabilitasyonu bir başka tedavi seçeneğidir. Dişsiz bölgeye yerleştirilen implantın boyu, çapı, pozisyonu ve kaç adet implantın yerleştirileceği, lokal ve anatomik oluşumlara ve protetik parametrelere göre belirlenir (39). İmplantlar ile serbest sonlanan bölgelerin rehabilitasyonunda her diş için bir implant yerleştirilebileceği gibi boşluğun başındaki ve sonundaki alanlara birer implant konularak üç üyeli köprü protezi de yapılabilir. Aynı durumda, eğer boşluk bölgesinin mesiyaline implant yerleştirilemiyorsa, iki implant yan yana yerleştirilip mesial kanat olacak şekilde yine üç üyeli implant desekli sabit protez uygulaması yapılabilir. Sabit protez uygulamalarında mesial kanat distal kanata göre daha çok tavsiye edilen bir durumdur. Posterior bölgeler çiğneme kuvvetlerinin yoğun olduğu alanlardır. Distale yerleştirilecek olan kanat, implanta daha fazla yük gelmesine, dolayısıyla implantın etrafında daha fazla kemik kaybına sebep olacaktır.

İmplant ile doğal diş bağlantısı literatürde oldukça tartışılan bir konudur. Astrand ve ark ile Gunne ve ark 1992 ve Olsson ve ark 1995 yılında üst çenesi için tam protez kullanan hastaların, alt çenelerine yaptıkları implant-diş bağlantılı ve implant-implant bağlantılı köprüleri farklı periyotlarda takip etmişlerdir. Araştırmalarının sonucunda, iki grup arasında sağ kalım açısından anlamlı bir fark bulamamışlardır (40-43). Naert ve ark. 2001 yılında yaptıkları bir çalışmada 339 adet implant-diş destekli ve 329 adet implant-implant destekli köprüyü 6,5 yıl boyunca takip etmişlerdir. İmplant diş destekli grupta köprü dayanağı kaybını % 2,9 bulurken, implant-implant destekli grupta bu kayıp %0,3 olarak tespit edilmiştir (44). Bragger ve ark. 2001 yılında

yaptıkları faklı bir çalışmada 5 yıllık takip sonucu implant-diş destekli köprülerde başarısızlık oranı %5,3 iken implant-implant destekli köprülerde bu oran %1,2 olarak kaydedilmiştir. (45). Pjetursson ve ark. 2004 yılında yaptıkları bir çalışmada 5 yıl için iki grup arasında sağ kalım açısından anlamlı bir farklılık bulamazken aynı vakaların 10 yıllık takibinde implant-implant destekli köprülerin sağ kalım oranının anlamlı seviyede daha yüksek olduğunu bulmuşlardır (46). Bu durumu Zhiyong ve ark. 2004 yılında yaptıkları bir çalışmada şu şekilde açıklamıştır: Doğal dişler periyodontal ligamentleri sayesinde 50-200 µm arasında bir hareket kapasitesine sahiptir. İmplantlar ise gelen oklüzal kuvvetler karşısında 10 µm' den daha az hareket gösterirler. Doğal dişlerin bu fizyolojik hareketliliği implantların üzerine daha fazla kuvvetin gelmesine neden olur (47). Sonuç olarak; implant uygulamalarında birinci tercihin implant-implant destekli köprü protezlerinden yana olması gerektiği, implant-diş destekli köprü protezlerinin ise dayanak dişlerin periyodontal sağlığının ve dişi destekleyen kemik miktarının iyi olduğu durumlarda tercih edilebilecek bir tedavi seçeneği olduğu vurgulanmıştır.

2.2.1.3. Ara Dişsiz Boşluklar

Ara dişsiz boşlukların olduğu vakalarda, dişsiz alanın konumu, uzunluğu, dişsiz alana gelecek oklüzal yükler, komşu dişlerin periyodontal sağlığı ve dişlerin durumu endodontik açıdan incelenmelidir. Ara dişsiz boşlukların tedavisinde, dişsiz alanın uzunluğu tedavi yöntemi seçiminde belirleyicidir.

Geleneksel köprü protezi dişsiz alanın kısa olduğu, dişsiz alana komşu dişlerin periyodontal sağlığının iyi olduğu ve dişlerin endodontik açıdan herhangi bir sorununun olmadığı vakalarda tercih edilebilir. Hasta ekonomik açıdan implant destekli bir protezi karşılayamayacağını söylüyorsa, komşu dişler prepare edilerek köprü protezi yapılabilir.

İmplant destekli köprü protezleri dişsiz alanın kısa olduğu durumlarda dişsiz alana komşu olan dişlerin sağlığını korumak için tercih edilebilecek bir tedavi seçeneği olmasının yanı sıra, dişsiz alanın uzun olması ve destek olarak seçilecek dişlerin periyodontal durumunun kötü olması sonucu geleneksel bir köprü restorasyonunun yapımının uygun olmadığı durumlarda da tercih edilebilir. Bu gibi durumlarda dişsiz boşluğa yerleştirilecek implant sayısı arttırılarak diş eksikliği, implant destekli köprüler ya da implant destekli kuronlar ile tedavi edilebilir

Hareketli parsiyel protezler ise dişsiz alanın uzun olduğu, hastanın ekonomik durumunun implant uygulamalı bir tedaviyi karşılayamadığı durumlarda tercih edilebilir (33).

2.2.2. Tam Dişsizlik Vakaları

Alt ve üst çene tam dişsizlik vakaları, geleneksel hareketli tam protezlerle, implant destekli sabit protezlerle, implant destekli hibrit protezlerle ve implant destekli hareketli protezlerle tedavi edilebilir.

Geleneksel tam protezler; akrilik ya da porselen dişler kullanılarak yapılan protezlerdir. Bu protezlerde tutuculuk için geniş doku yüzeylerinden destek alınması gerekir. Bu durum protezin geniş hacimli olmasına ve hastaların proteze alışma ve adaptasyonda sorun yaşamasına neden olmaktadır. Aynı zamanda implant destekli protezlere kıyasla ileriki yıllarda kemik rezorpsiyonu ile karşılaşma ve geniş hacimli olması sonucu bulantı problemine sebep olma olasılığı vardır. Ayrıca hareketli olması, ısırma kuvvetinin diğer protez çeşitlerine göre daha az olması azalması gibi dezavantajlara da sahiptir (48, 49).

İmplant destekli yarı hareketli (hibrit) protezler; doğal diş kuronlarının yanı sıra kaybedilen yumuşak dokunun da rehabilite edildiği protez çeşididir. Hastaya sabit protez mi yoksa hibrit protez mi planlanacağına ilişkin kararı, hastanın alveol kemiği ve oklüzal düzlemi arasındaki mesafe belirler. Bu mesafenin 15 mm' den fazla olduğu ve eksik olan yumuşak dokunun da rehabilite edilmesinin gerekli olduğu durumlarda planlanabilir (50).

Hibrit protez; metal bir iskelet üzerine inşa edilen akrilik kaideden ve bu kaide üzerine yerleştirilen yapay dişlerden oluşur. Bu protez çeşidinin maliyeti, metal alt yapılı seramik sistemlere göre daha ucuzdur. Hibrit protezin akrilik kaidesi, fonksiyon sırasında implantlara gelen yükü absorbe ederek çevre dokulara dağıtabilmektedir. Ayrıca bu protezlerde oluşabilecek diş kırıkları, metal alt yapılı seramik sistemlere göre daha kolay tamir edilir. Fakat akriliğin yorgunluk dayanımının düşük olması ve implantların protetik parçalarının bulunduğu alanlarda akrilik kaidenin incelmesi nedeniyle kaide kırıklarına sıklıkla rastlanılmaktadır (50).

İmplant destekli sabit protezler; dişsiz alveol kretlerine 6 ya da 8 adet implant uygulanması neticesinde yapılan protezlerdir. İmplant destekli protezin sabit olması,

protezin fonksiyon sırasında tutuculuk ve stabilitesinin tatminkar olmasını sağlar. Aynı zamanda diş çekiminden sonra görülen alveol kretinin rezorpsiyonunun implant uygulaması sayesinde anlamlı oranda azaldığı tespit edilmiştir (51). Fakat bu planlamada karşılaşılan en büyük zorluk yetersiz kemik varlığında komplike cerrahi işlemlerin gereksinimidir. Alt ve üst çene alveol kretleri arasındaki mesafenin arttığı durumlarda, yapılacak olan restorasyonların kuron/kök oranını artması estetik ve biyomekanik açıdan dezavantajlara sebep olabilir (33). Bu protez planlamasında kemiğin kalitesi, yüksekliği ve genişliği yerleştirilecek implant sayısını ve bu implantların konumunu doğrudan etkiler (52).

İmplant destekli hareketli protezler; genel olarak 3 ayrı kategoride incelenir. Bunlar:

- Yumuşak dokudan destek alan implant üstü hareketli protezler
- İmplant-doku destekli hareketli protezler
- İmplant destekli hareketli protezler (26).

Yumuşak dokudan destek alan implant üstü hareketli protezler; interforaminal bölgeye yerleştirilmiş 2 adet implantın üzerine tutucularla konumlandırılmış bir protez tipidir. Tutucu olarak genelde splintlenmeyen top başlı tutucular, locator, teleskop ya da mıknatıs gibi tutucular kullanılır. Alt tam protezin tutuculuğundan ve dengesinden şikayetçi olan hastaların tedavisinde kullanılabilir (53). 2002 yılında McGill ve 2009 yılında York konsensusunda alınan karara göre alt çene tam dişsizlik vakalarının standart tedavisi; iki adet implanttan destek alan hareketli protezlerle sağlanmaktadır (54, 55).

İmplant-doku destekli hareketli protezlerde; 2 ya da 4 adet implant bar tutucu/tutucular aracılığıyla splintlenmektedir. Bar üzerine yerleştirilen tutucu parçanın, barın etrafında bir miktar rotasyon hareketine izin verebilmesi gerekmektedir. İmplantın splintlenmesinin protezin stabilitesini arttırdığı, tutucu matriksin bir bar ekseni etrafında dönebilmesinin, çiğneme kuvvetlerinin iki implant arasında paylaşılmasını sağladığı, bu sayede implant çevresindeki kemiğin korunduğu bildirilmiştir (56). Aşırı kemik rezorpsiyonunun olduğu alt çene tam dişsizlik vakalarında bu tedavi yaklaşımı tercih edilebilir çünkü implantların boyları kısa olacağı için implantların bar ile splintlenmesi uzun dönem başarı için olumlu sonuçlar doğurabilir (57).

İmplant destekli hareketli protezler; 4 ya da 6 adet implantın üzerine rijit tutucuların splintlenmesi sonucu elde edilir. Protetik açıdan olumsuz özelliklere sahip bıçak sırtı kretlerde, yüksek kas bağlantılarının bulunduğu durumlarda, mental sinirin alveol kretinin yüzeyine yakın seyrettiği durumlarda ve kusma refleksi olan hastalarda uygulanabilir (58). Ağız hijyeninin kolay sağlanması, cerrahi işlemlerin daha basit ve ekonomik olması ayrıca oluşabilecek estetik problemlerin akrilikle daha kolay telafi edilebilmesi avantajları arasındandır (59, 18). İmplant destekli hareketli protezlerin dezavantajları arasında, protezin implant desteğine rağmen bir miktar harekete izin vermesi, mukoza destekli olan sınıflarında zaman içerisinde akrilik kaideyi astarlama ihtiyacının doğması, ısırma kuvvetinin ve çiğneme etkinliğinin implant destekli sabit ve hibrit protezlere kıyasla çok yüksek olmaması sayılabilir (59).

2.3. İmplant Destekli Hareketli Protezlerde Kullanılan Tutucu Sistemleri

Oral ve Maksillofasiyal İmplant Sözlüğüne' ne göre tutucu sistemi; birbirine karşıt gelen matrix ve patrix komponentlerden oluşan belirli bir tutuculuk mekanizma tasarımı olarak tanımlanır. Matrix tutucu sistemin hazne komponenti olarak işlev görür, patrix ise matrikse bağlanan ve sürtünmesel uyumu sağlayan bölümdür (60).

İmplant destekli hareketli protezlerde kullanılan tutucu sistemi 2 farklı grupta incelenebilir (61);

1) Splintlenmemiş Tutucular (Tek başına duran tutucular)
    a) Mıknatıs tutucukar
    b) ERA tutucular
    c) ZAAG tutucular
    d) Teleskobik tutucular
    e) Top başlı veya O- ring tutucular
    f) Locator tutcular
2) Splintlenmiş Tutucular
    a) Kuvvet kırıcı mekanizmalı
        i) Yuvarlak kesitli barlar
        ii) Yumurta kesitli barlar (Dolder)
    b) Rijit mekanizmalı

i) U kesitli barlar (Hader) (61)

Splintlenmemiş Tutucular implantların bar ile bağlanmadığı, tutucu parçanın implantlara vidalanarak uygulandığı bir sistemdir. Splintlenmemiş tutucular, splintlenmiş tutucularla kıyaslandığında;

- Daha iyi hijyen sağlar ve daha az komplikasyona neden olurlar.
- Daha ucuzdur.
- Daha kolay yerleştirilirler, tutuculukları ayarlanabilir ve kontrol edilebilir.
- Kretler arası mesafenin yetersiz olduğu durumlarda rahatlıkla kullanılabilir.
- Teknik hassasiyeti daha azdır (62, 63).

Mıknatıs tutucular; diş destekli protezlerde, çene-yüz protezlerinde, tam protezlerde, hareketli bölümlü protezlerde ve implant destekli protezlerde kullanılabilirler (64). Bu tutucu sistem; protezin içinde kalan dişi parça ve implant/abutmentın üzerinde bulunan erkek parçadan oluşur. Mıknatıs tutucular arasında en sık kullanılan alaşım neodmiyum-demir-brom (Nd-Fe-Br)' dur (65, 66). Bunun haricinde samaryum-kobalt (Sm-Co), alnikoz alaşımı (aluminyum-kobalt-nikel) ve kobalt-platinyum (Co-Pt) alaşımından üretilen mıknatıslar da kullanılmıştır (67-69).

Mıknatıs tutucular oldukça küçük bir alanı kaplar. Bu nedenle protez içinde tutucu için yeterli alanın olmadığı durumlarda rahatça uygulanabilirler. Ayrıca bu tutucuların kolay temizlenebilmesi sayesinde, el becerisi kısıtlı olan hastalar tarafından bile kolaylıkla kullanılabilmektedirler (70, 71).

Klinik pratikte tutucu parçalar birbirinden mümkün olduğunca uzağa yerleştirilmelidir. Ayrıca mıknatısların korozyona karşı direncinin düşük olduğu unutulmamalıdır. Bu amaçla, üzeri daha inert bir madde olan paslanmaz çelikle ve/veya titanyumla kaplı mıknatıs tutucular kullanılmalıdır. Mıknatıs tutucular tek başına protezin tutucuğunu arttırmada etkili olsalar da diğer splintlenmemiş ve splintlenmiş tutucu sistemlerle birlikte kullanılabilirler (71).

Wismeijer ve ark. ile (1997) Naert ve ark. (1998 ve 1999) mıknatıs tutuculu, top başlı ve bar tutuculu protez kullanan hastaların memnuniyetini, protezlerinin stabilizasyonunu ve çiğneme rahatlığını karşılaştırmışlardır. Bu üç tutucu sistem arasında en düşük değerlerin mıknatıs tutuculu protez kullanan hasta grubuna ait

olduğunu rapor etmişlerdir (11, 63, 72). Geertman ve ark. (1996) ile Besimo ve ark. (1999) mıknatıs tutuculu protezlerin kullanımını, tutuculuk kuvvetinin diğer protez çeşitlerine göre daha az olması ve biyolojik yan etkilerinin olması nedeniyle önermemektedirler (73,74).

ERA tutucular; 1986 yılında piyasaya sunulmuştur. 6 farklı tutuculuk kuvvetine sahip farklı renklerle kodlanan plastik dişi parçalara sahiptir. Tutuculuk miktarının renklere göre değişmesi, plastik dişi parçaların iç çapının değerinin erkek parçanın çapına göre artmasına dayanır. Böylece daha sıkı uyum ve tutuculuk sağlanmaktadır. Sistemde düz tutucuların yanı sıra açılı yerleştirilmiş implantların paralelliklerini sağlamak için 5°, 11° ve 17° açılara sahip tutucular da bulunmaktadır. Bu tutucu tipinde, protezin giriş yolu implant desteğinden ve alveol kretinden daha yüksekte bulunmaktadır. Bu özelliği **'ekstraradiküler tutucu sistem'** olarak adlandırılmaktadır. Bu özellik tutucunun, ağız içindeki kuvvetler karşısında dayanıklılığını azaltır (56). Federick ve Caputa 1996 yılında yayınladıkları çalışmalarında, farklı tutucu sistemleri arasından ERA tutucuların implant çevresindeki kemiğe en uygun yük transferini sağladığını rapor etmişlerdir (75).

ZAAG (Zest Anchor Advanced Generation) tutucularının; bileşenleri implantın daha apikaline ve alveol kretinin daha yakınına konumlandığı için **'intraradiküler tutucu sistemi'** olarak adlandırılırlar. Bu özelliklerinden dolayı ağız içindeki kuvvetlere karşı daha dayanıklıdırlar. Petropoulos ve ark. 2011 yılında Nobel Biocare standart top başlı tutucu, Nobel Biocare yeni jenerasyon top başlı tutucu, ERA turuncu renkli tutucu, ERA beyaz renkli tutucu ve ZAAG tutucu sistemlerinin tutuculuk kuvvetlerini karşılaştırmışlardır. Bu tutucu sistemler arasından protezi deviren ve yerinden çıkaran kuvvetlere karşı en dirençli tutucu türünün ZAAG tutucu olduğunu rapor etmişlerdir (76).

Teleskobik tutucular; aralarında mükemmel bir uyumun olduğu paralel yüzlü çift kuronlar olarak tanımlanabilirler. Bu tutucu sistem primer kuron veya koping denilen, ağızda daimi olarak yapıştırılan parça ile sekonder kuron olarak adlandırılan, primer kuronla aynı malzemeden yapılmış protezin içinde kalacak olan parçadan oluşur (77, 78).

İmplant destekli protezlerde teleskop tutucuların kullanımı 1989 yılında başlamıştır. Özellikle birbirine paralel olmayan implant uygulamalarında, implant

abutmentları primer olarak kullanılmakta ve paralel olmayan implant konturları modifiye edilerek proteze giriş yolu hazırlanmaktadır (32). Prefabrike teleskop tutucular, üzerlerine yapılan protezlerin immediat yüklenmesine de olanak sağlar (79).

Teleskobik tutucular, primer ve seconder kuronlar arasındaki uyum açısına göre rijit ya da rezilient olarak sınıflandırılırlar. Bu sistemde tutuculuk sürtünme kuvveti ile sağlanır. Rijit olmayan tutucuların çalışma mekanizması; primer ve seconder kuronlar arasındaki oklüzal mesafe ile ayarlanır. Primer ve seconder kuronlar arasındaki bu mesafenin varlığı yapının hareketli olmasına, dolayısıyla yumuşak dokunun reziliensinin kompanse edilmesine ve çiğneme sırasında implantlara gelen oklüzal yüklerin azaltılmasına yardımcı olur (32).

Top başlı veya O-ring tutucular; protez kaidesi içinde kalan (dişi parça) metal yuva ya da halka şeklindeki bir lastikten ve implantın üzerine vidalanan belirli bir andırkata sahip erkek parçadan oluşur. Bu tutucu sistemin de farklı tutuculuk değerlerine sahip dişi parçaları bulunmaktadır. Kullanımının kolay olması, maliyetinin düşük olması, farklı tutuculuk kuvvetine sahip parçaların bulunması sistemin avantajlarındandır (80).

Top başlı tutucular, implantlar arasında 28°’ ye kadar olan paralellikten sapmaları kompanse edebilirler. Paralellikten sapma miktarının bu değerden daha fazla olması durumunda top başlı tutucuların kullanımı önerilmemektedir. Böyle vakalarda top başlı tutucuların kullanımı yerine açılı abutmentların, esnek tutucuların ya da bar tutucuların kullanımı tavsiye edilmektedir (52,81). Mericske Stern ve Zarb 1997 yılında yaptıkları bir çalışmada uygun pozisyona yerleştirilmemiş implantlar üzerine yapılan mıknatıslı tutucuya ve top başlı tutucuya sahip protezlerin tutuculuk kuvvetini karşılaştırmıştır. Uygun pozisyonda yerleştirilmemiş implantların her iki tasarımda da ciddi tutuculuk kaybına yol açtığını rapor etmişlerdir (81)

Zamanla gözlenen tutuculuk kaybı, üst çene implant üstü tutucu olarak çok fazla tercih edilmemesine neden olmaktadır. Ayrıca interoklüzal mesafenin kısıtlı olduğu hastalarda, protezin içinde çok yer kaplamaktadır. Bu durum akrilik kaide kırıklarına da neden olabileceği için bu hasta gruplarında kullanımı tavsiye edilmemektedir (80, 82, 83).

Top başlı tutuculardа zamanla gözlenen tutuculuk kaybı; lastiklerin değiştirilmesi ile giderilebilir. Protez planlamasına, hastanın çiğneme ve diyet alışkanlığına bağlı olarak 6-9 ay arası bir sürede tutuculuk kaybı yaşanabilir. Böyle durumlarda dişi parça içinde bulunan naylon değiştirilerek tutuculuk yeniden sağlanabilir (84).

Locator tutucular; splintlenmiş ve splintlenmemiş implant destekli hareketli protezlerde geniş kullanım alanı bulmuşlardır. Locator tutucunun dişi parçası, direk olarak implant üzerine vidalanabilir ya da bar üstüne yerleştirilebilir. Titanyumdan yapılan dişi parçanın üzeri aşınmalara karşı dirençli olabilmesi için titanyum nitrür ile kaplanmıştır. Locator tutucunun dişi parçasının içine yerleşen plastik tutucu ‘ DuPont Zytel 101L NC-10 Naylon’ dan yapılmıştır. Locator tutucular 10° ve 20° açıya sahip iki farklı erkek parçası sayesinde açılı yerleştirilen implantlarda da kullanılabilirler. Bu sayede implant ile üst yapı arasındaki açılanmaları 40° açıya kadar kompanse edebilirler (85). Dişi parça içine yerleştirilen plastik tutucu farklı tutuculuk kuvvetlerini gösteren renklerle kodlanmıştır. Bu renkler tutuculuk kuvvetlerine göre sırasıyla mavi (680 gram) pembe (1361 gram), şeffaf (2268 gram), açılı implantlar için kırmızı (680 gram) ve yeşil (1361-1814 gram)’ dir. Tutuculuk miktarlarındaki artış ya da azalış, dişi parçanın içine yerleştirilen farklı çap ölçülerine sahip plastik tutucu ile erkek parça arasındaki uyumsuzluktan kaynaklanır. Plastik tutucunun büyüklüğü arttıkça dişi parçanın içine sıkışacak ve uygulayacağı tutuculuk kuvveti de artacaktır. Tutucu plastikler stres kırıcı olarak da görev yaparlar ve aşındıklarında kolayca değiştirilebilirler (85). Locator tutucular, menteşe esnekliği (Protezin menteşe ekseni etrafındaki hareketi) sağlamaktadır. Bu sayede proteze gelen çiğneme kuvvetleri alveol kretinin arka kısmı, yanak cebi ve retromolar kabartı gibi yumuşak doku alanlarına dağıtılabilmektedir. Diğer tutuculardan farklı olarak dişi parça ile erkek parça arasında 0,4 mm ‘lik bir mesafe vardır. Bu da locator tutuculu protezlerin kretlere doğru dikey yönde de hareket etmesine olanak tanır. Böylece, dikey yöndeki kuvvetler karşısında implantlara gelen oklüzal yüklerin azaltılması sağlanır (82)

Splintlenmiş Tutucu sisteminde; implantlar bir bar aracılığıyla birbirine bağlanmaktadır. 1980’li yılların başında implant üstü tam protezlerde bar tutucular kullanılmaya başlanmıştır (86). Bar tutuculu protezin uygulanabilmesi için hastanın yeterli dikey boyuta sahip olması gerekir. Bar tutucu tercih edilirken implant platformu

ile protezin insizal kenarı arasındaki mesafenin minimum 13-14 mm olmasına çok dikkat edilmelidir. İdeal olarak bu mesafenin 3 mm'si barın alt kısmı ile diş eti arasında, 4 mm' si barın yüksekliğinde, geri kalanı da barın tutucu kısmı, protez alt yapısı, akrilik kaide ve yapay dişler için kullanılmalıdır (87).

İmplant destekli hareketli protezlerde planlama şekli alt ve üst çenede farklılık göstermektedir. Üst çeneye bar tutuculu bir hareketli protez planlandığında minimum 4 adet implantın olması tavsiye edilmektedir. Bu bölgede rijit ya da kuvvet kırıcılı tutucular kullanılabilir (88). Bar tutuculu implant destekli hareketli protezlerin stabilitesinin artırılması için bar tutuculara kantilever yapılabilir. Kantileverin uzunluğu, en öndeki ve arkadaki implant arasındaki mesafenin yarısı uzunluğunda olmalıdır (89). Yapılan sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında kantilever barın 10 mm' den daha uzun yapılması durumunda barda görülebilecek başarısızlık oranının artabileceği belirtilmiştir (90). Alt çenede böyle bir protez tasarlandığında minimum implant sayısı 2 olmalıdır. Lateral kuvvetler karşısında protezin stabilitesini arttırabilmek için distal kantilever kullanımı bu protez tipinde de tavsiye edilmektedir (63, 91, 92). Bu bölgede de distal kantileverin 1. premoların daha distaline uzatılmaması gerektiği vurgulanmaktadır (52).

Bar tasarımları çeşitlilik göstermektedir. Klinik kullanıma sunulmuş 3 farklı bar tasarımı bulunmaktadır. Bunlar: **kuvvet kırıcı mekanizmaya sahip yuvarlak ve yumurta kesitli barlar** ve **rijit bir yapıya sahip olan U kesitli barlar.** Yuvarlak ve yumurta kesitli barlar implantlara gelen yatay ve çapraz kuvvetleri azaltabilirler (32). U şeklindeki barlar ise rijit yapılarından dolayı dört adet implantın olduğu vakalarda kullanımı tavsiye edilmektedir. Mericske Stern 1996 ve 2000 yılında yaptığı çalışmada, distal kantileverlerin U kesitli rijit bağlantıya olanak sağlayan barlarla beraber kullanılmasını önermiştir (52, 93). Dudic ve ark. 2002 yılında yaptığı bir çalışmada U kesitli barların diğer bar çeşitlerine göre protez stabilitesini daha fazla arttırdığı ve bu bar çeşidinde tamir ihtiyacının daha az olduğu rapor edilmiştir (94).

İdeal bar uzunluğunun ne olması gerektiği üzerine pek çok araştırma yapılmıştır. Michelinakis ve ark. 2006 yılında ideal bar uzunluğunu belirlemek için 100 adet geleneksel alt çene tam protezinin kanin-kanin arası mesafesini ölçmüş ve bu mesafenin ortalama 22,88 mm olduğu tespit edilmiştir (95). Bu sonuç Angle Class I dentisyonda 22 mm olarak belirtilen kanin-kanin arası mesafe ile benzer bir sonuçtur (96).

Michelinakis ve ark. çalışmalarının ikinci aşamasında bu değeri ortalama 23 mm olarak kabul edip farklı bar uzunluğuna sahip protezlerin tutuculuk kuvvetlerini karşılaştırmıştır. Minimum bar uzunluğunu, ortalama 5 mm uzunlukta olan 2 adet plastik tutucu kullanımı için yeterli mesafeye olanak sağlayan 19 mm olarak kabul etmişlerdir. Maksimum bar uzunluğunu, mandibular arkın şekli ve anatomik noktalar dikkate alınarak 29 mm olarak belirlemişlerdir. Daha sonra bu üç değeri tutuculuk kuvveti açısından birbiriyle kıyaslamışlardır. Çalışmalarının sonucunda en fazla tutuculuk kuvvetini 23 mm uzunluğa sahip olan bar tasarımından elde etmişlerdir. Çalışmada yapılan tüm mesafe ölçümleri implantların merkezleri üzerinden yapılmıştır (96). Shafie 2011 yılında iki implant kullanılacaksa bu implantların kaninler bölgesine yerleştirilmesini ve ideal bar çubuğu uzunluğunun 20-22 mm arasında olması gerektiğini vurgulamıştır (97).

Bar tutucuların tutucu dişi parçası metal ya da plastik karakterde olabilir. Walton ve ark. 1995 yılında metal tutucu kullanılan protezlerde % 12 oranında tutuculuk kaybı yaşandığını bildirmiştir. Ayrıca plastik tutucuların avantajlarını; daha uygun fiyata sahip olması, kolay uygulanabilmesi ve bar tutucuda daha az aşınmaya neden olması olarak sıralamıştır (98). Bu çalışmaların yanı sıra Walmsley ve Frame 1997 yılında yayınladıkları bir makalede plastik ve metal tutucuları karşılaştırmıştır. Makalelerinde metal tutucuların; plastik tutuculara göre daha uzun ömürlü olduğunu, metal tutucularda tutuculuk kaybı gerçekleştiğinde tutucuların aktif hale getirilerek tutuculuk özelliklerini geri kazanabildiğini, en önemli sorunun barın kırılması ya da metal tutucunun barı aşındırması olduğunu belirtmişlerdir (99). Pigozzo ve ark. 2009 yılında metal ve plastik tutucular arasında zamana bağlı gerçekleşen tutuculuk kaybını araştırmış ve plastik tutucularda daha az tutuculuk kaybı yaşandığını belirtmişlerdir (100).

Bar tutucular dikey ve oblik kuvvetlere karşı diğer tutucu türlerine göre daha dayanıklıdır. Bu yüzden özellikle daha fazla tutuculuk kuvvetine ihtiyaç duyulan, doku andırkatlarının olmadığı aşırı rezorbe kretlerde tercih edilirler. Bar tutucunun üzerinde bulunan dişi parça protezin rotasyon hareketine izin verir. Bu hareket serbestliği sayesinde proteze gelen kuvvetleri iki implanta ve dişsiz bölgelere dağıtılır. 10° den daha fazla açı ile yerleştirilmiş implantlarda top başlı tutucular yerine bar tutucular tercih edilmelidir (101, 102).

Bar tutuculu protezlerin başlıca dezavantajı; takılıp çıkartılması esnasında tutucu parçaların aşınması ve dikey boyutu yetersiz olan vakalarda barın üzerindeki akrilik reçinenin ince kalması sonucu protetik ünitede kaide kırıklarının meydana gelmesidir (101, 102)

2.4. Polimerler

Polimerler diş hekimliğinin oldukça geniş kullanım alanına sahip materyallerdir. Diş hekimliğinde kullanılan malzemelerin çoğu polimerlerden oluşur. Aljinat, polieter silikon gibi ölçü maddeleri, kompozit dolgular, geçici kuron malzemeleri, kanal dolgu patları, doku düzenleyiciler ve fissür örtücüler diş hekimliğinde kullanılan polimerlere örnektir (103-108). Bunların yanı sıra polimerler protetik diş tedavisinde, tam ve bölümlü protezlerin yapımında da oldukça sık kullanılmaktadır.

2.4.1. Polimerlerin Yapısı

Tek bir molekülün yani monomerin birbirini tekrar ederek ve birbirine bağlanarak oluşturduğu büyük moleküle **polimer** denir. Monomerlerin birleşip polimerler oluşturmasına **polimerizasyon** denir. Polimerizasyon terimi küçük molekül ağırlıklı moleküllerin birbirleri ile birleşmek suretiyle büyük molekül ağırlıklı bir bileşik oluşturmasıdır. Oligomer iki, üç veya dört ünitenin oluşturduğu kısa polimerlerdir (103, 109, 110).

2.4.2. Moleküler Ağırlık

Moleküler ağırlık; polimeri oluşturan tüm moleküllerin ağırlıkları toplamıdır. Tipik bir polimer molekülü binlerden milyonlara kadar sayıları değişen moleküllerin bir araya gelmesinden oluşur. Her bir polimer değişik büyüklükte ve sayıda molekülden meydana geldiği için polimerlerin moleküler ağırlıkları farklılık gösterir. Polimerizasyon esnasındaki koşullar molekül büyüklüklerini etkileyebilir. Bu durum da polimerin fiziksel özelliklerini etkiler (103, 104, 106).

2.4.3. Polimerlerin Uzaysal Yapısı

Polimerler üç çeşit uzaysal yapıya sahiptir (103, 104, 109):

- Çizgisel (linear)
- Dallara ayrılmış (branched)
- Çapraz bağlantılı (cross-linked)

Çizgisel ve dallara ayrılmış polimerlerin molekülleri birbirilerine zayıf fiziksel bağlar ile bağlanmıştır. Dolayısıyla ısı verildiğinde bu zayıf fiziksel bağlar birbirinden kopar ve molekül zincirleri bir biri üzerinden kayar. Bu durum maddenin fiziksel olarak da değişmesine sebep olur. Madde daha akıcı ve yumuşak kıvama gelir. Madde soğutulduğunda fiziksel bağlar yeniden oluşur ve maddede sertleşme meydana gelir. Bu tür maddelere **'termoplastik polimerler'** adı verilir. Polisitiren, PMMA ve polivinil akrilikler termoplastik polimerlere örnektir. Termoplastik polimerler genellikle yanıcıdır ve organik eriticilerde erirler (103, 106, 111).

Çapraz bağlantılı polimerlerin, molekülleri arasında ağ şeklinde bağlar mevcuttur. Çapraz bağlantılar genellikle polimeri meydana getiren monomere ilave edilen başka bir madde ile yapılır. Çapraz bağlantı ajanı olarak genellikle 'etilen glikol' kullanılır. Çapraz bağlantılı polimerler sıvıları daha az absorbe ederler ve genellikle diğer polimerlere oranla daha yüksek sıcaklıklarda akışkanlık kazanırlar. Çapraz bağlantılı polimerler ısıtıldıklarında molekül zincirleri birbiri üzerinden kayamaz. Dolayısıyla bu polimerler ısıtıldıklarında yumuşamaz, yanarlar. Bu tür polimerlere **'termoset polimerler'** adı verilir. Silikonlar, bifenol A-Diakrilat ve çapraz bağlantılı PMMA termoset polimerlere örnektir (103, 106, 109, 110). Çapraz bağlantı, çizgisel polimerlerin yan zincirlerinin köprüler oluşturması sayesinde gerçekleşir. Çapraz bağlantı sayesinde çizgisel polimerler birbirine bağlanır. Bu durum polimerin su emilimi, çözünürlük ve dayanıklılık gibi fiziksel ve kimyasal özelliklerinin değişmesine neden olur. Yapay dişlerin üretiminde, yüzey gerilimlerine ve çözücülere karşı direnç elde edebilmek için çapraz bağa sahip polimerler kullanılır (103, 106, 109).

2.4.4. Polimerlerin Özellikleri

Bir polimerlerin fiziksel ve kimyasal özelliklerini; polimer zincirlerinin çapraz bağlantı sayısı, kristalleşme miktarı, kimyasal yapısı, moleküler ağırlığı, polimerizasyon derecesi, polimerin içinde bulunan plastikleştirici maddeler veya dolgu maddeleri, polimerde oluşan yan zincir miktarı etkiler (103, 106, 109, 110). Çapraz bağlantılı zincirler polimerlere yüksek derecede esneklik özelliği kazandırır. Yapısında yüksek miktarda kristale sahip polimerlerin atomları daha düzenlidir. Bu durum polimerin daha dayanıklı ve sert olmasının yanı sıra daha az su absorbe etmesini sağlar. Diş hekimliğinde kullanılan polimerlerin küçük bir kısmının molekülleri kristal yapıdadır. Çoğu polimer **'amorf'** denilen düzensiz atom yapısına sahiptir. Amorf yapıda bulunan

polimerler ‘**camsı polimerler’** olarak da adlandırılmaktadır (103, 104). Polimerlerin mekanik özelliklerini belirleyen iki önemli unsur vardır. Bunlar; erime ısısı (Tm) ve cam geçiş ısısı (Tg)’ dır. Kristal polimerler hem Tm ısısına hem de Tg ısısına sahipken amorf polimerler yalnızca Tg ısısına sahiptir. Tg ısısında polimerin tüm molekül zincirleri hareket eder. Bu durum amorf polimerleri, molekül yapısı, çapraz bağlantı ya da yan zincir sayısına göre, kırılgan ve sert yapıdan lastiğimsi bir yapıya dönüştürür (103, 110). Genelde uzun zincirlere ve daha yüksek molekül ağırlığına sahip polimerler daha dayanıklı, sert ve katı olurlar. Polimerin molekül ağırlığı Tg’ yi etkileyen bir faktördür. Polimerin moleküler ağırlığı arttıkça Tg artar. Bir polimerin ortalama molekül ağırlığı azalırsa Tg değeri de azalır. Bu durum polimerin fiziksel özelliklerini etkiler. Ayrıca molekül ağırlığındaki değişiklik polimerin elastik modülünün de değişmesine sebep olur. Diş tedavisinde kullanılan kompozit reçineler birbiri ile çok sayıda kovalent bağ yapmış çapraz bağlantılı molekül zincirleri içerir. Bu bağların oluşturduğu rijit molekül zincirleri, polimeri daha sert ve oklüzal kuvvetlere karşı daha dayanıklı yapar (103, 104).

Çapraz bağlantılı zincir içermeyen polimerlere plastikleştirici madde ve dolgu maddeleri ilave edildiğinde, bu maddelere büyük moleküllerin etrafını sararak onların daha rahat hareket etmesini sağlarlar. Bu durumu polimerin Tg’ sini düşürür. Tg’deki düşüş, oda sıcaklığında sert olan bir materyalin aynı sıcaklıkta daha esnek olmasını sağlar. Dolayısıyla polimerin bulunduğu sıcaklık polimerin esnekliğini ve kuvvetlere karşı dayanımını etkiler (103, 104, 110).

2.4.5. Polimerizasyon

Diş hekimliğinde kullanılan malzemelerin polimerizasyonu genelde ilave veya kondansasyon tipi bir reaksiyon ile oluşur (106, 109).

İki molekülün birleşerek daha büyük bir üçüncü molekül oluşturmasına ‘**ilave tipi polimerizasyon’** denir. Diş hekimliğinde kullanılan protez kaide polimerleri, serbest köklerin açığa çıktığı ilave polimerizasyon yöntemi ile elde edilir. Bu tür reaksiyonlarda yan ürün oluşmaz (103, 104, 109, 110).

İki molekülün reaksiyona girerek daha büyük üçüncü bir molekül oluştururken aynı zamanda küçük bir molekülü yan ürün olarak açığa çıkardığı reaksiyonlara ‘**kondansayon tipi polimerizayon**’ denir. Diş hekimliği pratiğinde kullanılan bazı ölçü

maddelerinin sertleşmesi bu polimerizasyon çeşidine örnek teşkil eder. Reaksiyon başlangıç, yayılma ve sonlanma olarak üç safhada meydana gelir (112).

Başlangıç safhası, serbest radikallerin meydana gelmesini kapsar. Serbest radikaller polimer zincirlerinin büyümesini sağlayacaktır. Reaksiyon başlatıcı olarak Azo birleşikleri veya organik peroksitler kullanılır. Benzol peroksit en sık kullanılan başlatıcıdır. Reaksiyon; ısı, ışık, kimyasal bir madde ya da herhangi bir etkenle peroksit bağlarının kırılması sonucunda serbest radikallerin açığa çıkması ile başlar. Daha sonra serbest radikaller monomerler ile reaksiyona girer ve monomerlerin sonunda yer alan elektronların serbest bırakılmasını sağlar. Bu durum bir monomerin diğer monomer ile bağlanmasına neden olur (103, 104).

Yayılma safhasında, başlangıç safhasında meydana gelen serbest radikaller monomerler ile reaksiyona girer ve yeni serbest kökler oluşturur. Reaksiyon ekzotermik olarak devam eder. Monomerler zincirler yapmaya başlarlar (103, 109, 110).

Sonlanma safhasında iki büyük zincirin molekülleri kovalent bağ oluşturur. Zincirleme reaksiyonda monomer molekülleri polimere dönüşünceye kadar devam eder. Her zaman reaksiyon sonunda bir miktar monomer kalır, ölü polimer zincirleri oluşur ve ölü polimer zincirleri ilave tipi reaksiyon oluşturmaz (103, 106, 109, 110, 113).

Polimer tek çeşit monomerden meydana geliyorsa bu tip polimere **homopolimer** denir. Polimerlerin özelliklerini geliştirmek için farklı monomerler yapının başlangıcında ilave edilir. Bu şekilde yapının içerisinde iki ya da daha çok sayıda farklı monomer bulunur. Bu tür polimerlere **kopolimer** adı verilir. Ve bu yapının oluştuğu polimerizasyona da **kopolimerizasyon** denir. Kopolimerizasyon sonucu açığa çıkan kopolimerler genelde polimerden daha iyi fiziksel ve kimyasal özelliğe sahiptir. Metil metakrilat ile az miktarda etil akrilat kopolimerleşerek daha esnek protezler üretilebilir (103, 110).

2.4.6. Protez Kaide Polimerleri

Protez kaidesi, protezin yumuşak dokulara temas eden kısmıdır. Protez kaidesi, dişlerin dizildiği sert kaide maddesidir ve daha iyi tutuculuk veya konfor sağlamak için yumuşak astar polimerleri ile astarlanabilirler (103, 109, 110). Diş hekimliğinde protetik tedavi zaman içerisinde geliştirilen yeni malzemelerin ışığında ilerlemiştir. İlk zamanlarda maden ve ahşap malzemeden oyma sanatının yardımı ile protezler yapılmış

ve yay gibi mekanik aletler yardımıyla tutuculuk sağlanmaya çalışılmıştır (114). Nelson Goodyear 1851 yılında termoplastik bir malzeme olan sert kauçuğun (vulkanit) protez kaide maddesi olarak kullanılmasını sağlamıştır. Vulkanit'in çiğneme kuvvetlerine karşı dirençli olmasının yanında kalıplanma özelliği iyidir. Ancak koyu rengi ve şeffaflığının az olması en büyük dezavantajıdır (114). Sentetik polimerlerin elde edilişinden sonra 1935 yılında polimerler diş hekimliğine girmiştir. Akrilik reçineler ilk zamanlarda fiziksel bakımdan vulkanitten çok farklı olmasalar da akrilik reçinelerden üretilen protezlerin üretiminin ve tamirinin kolay olması, görünüş ve renk bakımından ağız içi dokularla uyumlu olması akrilik reçinelerin vulkanite göre daha çok tercih edilmesini sağlamıştır. 1959 yıllarının başlarında akrilik reçinelerde çeşitli çapraz bağlantı ajanlarının kullanılmaya başlanmış ve bu durum akrilik reçinenin kaide maddesi olarak sıklıkla tercih edilmesini sağlamıştır (114). Protetik diş hekimliği pratiğinde en yaygın kullanılan akrilik reçine, Polimetilmetakrilat (PMMA)' dır. Polimetilmetakrilat camsı bir polimerdir (103). Diş hekimliği pratiğinde kullanılan malzemelerin % 95'ini PMMA oluşturmaktadır (103, 104, 108, 110). Öte yandan, vinil akrilikler, polistiren, epoksi reçineler, polikarbonatlar, polisülfitler, silikonlar, polieterler, poliakrilik asitler, Bisfenol A ve glisidilmetakrilatlar (örneğin dimetakrilatlar) ve üretandimetakrilat (UDMA) gibi polimer yapıdaki materyaller de diş hekimliğinde uygulama alanı bulmuşlardır (103, 104, 109, 107, 115, 116). Geçmişten günümüze kadar kullanılan protez kaide polimerleri Tablo 2-1'de gösterilmektedir (114).

Tablo 2-1: Geçmişten günümüze kadar kullanılan protez kaide polimerleri

M.Ö	8. yüzyıl	18. yüzyıl	19. yüzyıl	20. yüzyıl
Altın	Tahta	Altın kaide	Vulkanit	Bakalit
Kemik		Porselen	Keoplastik	Paslanmaz çelik
Fildişi			Alüminyum	Kobalt- Krom
			Selüloid	Vinil reçine
				Akrilik reçine
				Polivinil akrilik
				Otopolimerizan akrilik
				Epoksi reçine
				Polistiren

Mutlu G, Harrison A ve Huggett R. 1989 Quintessence Dental Technology Yearbook, 145-151'den alıntıdır.

Akrilik reçinelerin ağız ortamında fiziksel ve mekanik yönden dayanıklı olması gerekir. Çünkü bu maddeler ağızda çiğneme basınçlarını, kırılmadan ve deforme olmadan iyi bir şekilde karşılayabilmelidirler (107, 109, 110). PMMA' nın kullanıma sunulmasından günümüze kadar geçen süre içerisinde fiziksel ve kimyasal özellikleri büyük oranda geliştirilmiştir. Ayrıca çapraz bağlantılı reçineler, oda sıcaklığında polimerize olan PMMA' lar, fiberle karakterize edilmiş reçineler, radyoopak reçineler, darbe dayanımı yüksek (high impact) reçineler de kullanıma sunulmuştur (107, 109, 117, 118). Ancak, bütün gelişmelere karşın ideal protez kaide maddesinin elde edildiği söylenemez (107). Geçmişten günümüze kadar olan sürede ağız dokularının görünümüne akrilik reçinelerden daha benzeyen başka bir malzeme geliştirilememiştir (114).

2.4.7. İdeal Bir Protez Kaide Maddesinden Beklenen Özellikler

1. Çiğneme kuvvetleri karşısında yüksek elastikiyet modülüne sahip olmalıdır, bu sayede protezin ince hazırlanması gereken bölgeleri gelen kuvvetlere daha dirençli olabilir.

2. Güçlü ve sert olmasının yanında materyalin tesviye işlemlerinde kolay şekillendirilmelidir.

3. Yutkunma ve çiğneme gibi tekrarlayan kuvvetlere karşı yeterli yorgunluk dayanımına sahip olmalıdır.

4. Kolay temizlenebilmeli ve fonksiyon esnasında aşınmaya karşı dirençli olmalıdır.

5. Yapay dişler ile benzer ısı genleşme katsayısına sahip olmalıdır.

6. Düşük su emme oranına sahip olmalı ve ağız sıvılarına karşı geçirgenliği az olmalıdır.

7. Artık monomer miktarı en az olmalı ve ağız dokuları için toksin madde içermemelidir.

8. Yapay dişler ile protez kaidesi arasında iyi bir kimyasal bağlantı oluşturabilmeli.

9. Şekil ve boyut değişikliğine uğramadan tamiri mümkün olmalı, astarlama ve rebazaj işlemi kolayca yapılabilmelidir.

10. Kolay cilalanabilmeli ve ağız dokuları ile uyumlu renk ve görünüşte olmalıdır. İyi estetiğe sahip olması için kaide maddesi ışığı geçirgen olmalıdır. Klinik kullanımı sırasında rengi değişmemelidir.

11. Kırılmaya karşı dirençli olmalı, çarpma dayanıklılığı yüksek olmalıdır. Protez yere düştüğü zaman kırılmamalıdır.

12. Hafif olmalıdır.

13. Boyutsal olarak stabil olmalı ve ağız sıvıların içinde ya da oda sıcaklığında boyutsal stabilitesini koruyabilmeli ve yüzey detaylarını iyi vermelidir.

14. Radyoopak olmalıdır.

15. Bakteri emilimine karşı dirençli olmalıdır.

16. Isı iletkenliği iyi olmalıdır. Hastalar sıcak ve soğuk uyarıları iyi algılayabilmelidir.

17. Raf ömrü uzun ve ekonomik olmalıdır. (103, 106, 107, 109, 110).

2.4.8. Polimetilmetakrilat (PMMA)

PMMA, metilmetakrilattan türeyen bir polimerdir (103, 106, 109, 110, 112). PMMA yukarıdaki bir çok ideal özelliğe sahip bir protez kaide maddesidir. 18-20 arasında knoop sertlik numarasına sahip, sert bir reçinedir. Çekme kuvveti 59 MPa ve özgül ağırlığı 1,19 g/ml' dir (103, 106, 109, 110). Saf PMMA şeffaf renktedir ve dokuya benzeyen renkleri oluşturmak amacıyla birçok pigmentle beraber kullanılabilmektedir. Diş hekimliğinde PMMA çoğunlukla toz ve likit şeklinde bulunmakta ve kullanılmaktadır (Tablo 2-2) (103, 109, 110).

Tablo 2-2: PMMA bileşenleri

Toz	Likit
Polimer ya da kopolimer kürecikleri	Monomer
Başlatıcı madde (ısı ile polimerize olan PMMA için)	İnhibitörler
Renk verici maddeler	Çapraz bağlantı ajanları
Opaklık verici maddeler	Başlatıcı madde (otopolimerizan PMMA için)
Plastikleştirici maddeler	
İnorganik maddeler	

2.4.8.1. PMMA tozunun içindekiler

Polimerler ve kopolimerler; tozun en büyük kısmını oluşturur ve çapları 35-200 µm arası değişmektedir (103, 106, 110). PMMA berrak camsı bir polimerdir. Dalga boyu 0,25 olan UV ışını bile geçirebilir (107, 110).

Reaksiyon başlatıcı madde olarak %0,5 oranında benzol peroksit bulunur. Akrilik reçine esaslı protez kaide polimerlerinde polimerizasyon, benzol peroksitin parçalanması (dekompoze olması) ile başlamaktadır (103). Bu serbest köklerden biri monomer molekülü ile reaksiyona girerek yeni bir serbest kök oluşmasını sağlar ve yeni serbest kök diğer bir monomer molekülüne yapışır. Polimerizasyon reaksiyonu zincirleme olarak bu şekilde devam eder. Polimerizasyon reaksiyonu hiçbir zaman tamamlanmaz, kütle içerisinde daima reaksiyona girmemiş bir miktar artık monomer kalmaktadır. Polimerize olmuş akrilik reçine yapısı içerisinde kalan artık monomer akrilik reçinenin mekanik ve fiziksel özelliklerini değiştirir (103, 106, 107, 109, 110).

Pigment ve boyalar protezin ağız dokularına benzer bir görünüm elde etmesi için tozun içine konmaktadır. Bu maddeler; cıva, sülfit, kadmiyum selenit, kadmiyum sülfit, demir oksit veya karbon siyahıdır. Protez kaide maddelerinde genel olarak bulunan renklendirici kadmiyum tuzlarıdır. Bu maddelerin renk stabilitesinin iyi olduğu ve salınan kadmiyumun çok düşük miktarda olduğu tespit edilmiştir (103). Ancak yine de alerjik reaksiyonlara neden oldukları için (104) kadmiyum tuzlarının yerine demir oksit ve organik pigmentlerin kullanımı tavsiye edilmektedir (106, 110). Bu pigmentler, materyalin üretimi sırasında gerçekleşen polimerizasyon sırasında polimer tanecikleri içerisine kilitlenmekte veya polimerizasyon sonrasında mekanik yolla polimerlere karıştırılmaktadırlar (113). Çoğunlukla mekanik yolla karıştırma işlemi uygulanmaktadır. Pigmentin protez içerisinde eşit olmayan dağılımı doğal bir görünüm oluşmasını sağlamaktadır. Boyalar da çoğu zaman pigmentler kadar kullanılmaktadır ancak pigmentler kadar başarılı değildirler çünkü ağız sıvılarının etkisi ile ağız ortamına salınırlar ve protezin renginde bozulmalara neden olurlar (106, 109, 110).

Opaklık verici maddeler radyografik incelemelerde protezi görünür kılmak amacıyla PMMM tozunun içine katılmaktadır. Bu amaçla çinko oksit ve titanyum oksit tozları kullanılır. Titanyum oksit en yaygın kullanılan opaklık verici maddedir (103, 106, 109, 110).

Plastikleştirici maddeler, genelde monomer içinde çok yavaş çözünen PMMA küreciklerinin çözünürlüğünü artırmak için kullanılır. Bu amaçla en sık kullanılan kimyasal madde dibütil fitalattır. Plastikleştirici miktarı, akriliğin ağız sıvılarında bozulmasını önlemek amacı ile % 10 oranında olmalıdır (103, 109, 110).

Organik ve inorganik lifler reçinelerin ıslanabilirliğini ve sertliğini arttırmak amacıyla kullanılmaktadır. Toz komponente cam fiberler veya zirkonyum silikat gibi inorganik partiküller ilave edilebilmektedir. Partiküller çoğunlukla doymamış trietoksisilan gibi bir ıslatma ajanı ile işleme tutulurlar (103, 109, 110).

2.4.8.2. PMMM likitinin içindekiler

Monomer likidin en önemli parçasını oluşturan metilmetakrilat (MMA)' tır. Berrak, renksiz ve düşük viskoziteli bir sıvıdır. Kaynama noktası 100,3°C' dir. Oda sıcaklığında uçucudur. Yoğunluğu 20°C' de 0,945 g/ml, polimerleşme ısısı 12,9 kcal/Mol' dür. Mükemmel bir çözücüdür (103, 108). Saf metilmetakrilat monomerinin polimerizasyonu esnasında % 21' lik bir hacimsel büzülme meydana gelir (103, 105, 108).

İnhibitör maddeler likidin raf ömrünü artırmak için eklenmiştir. İnhibitör olmadığı takdirde oda sıcaklığında veya daha soğuk ortamda bile polimerizasyon meydana gelebilir. Genellikle hidrokinonlardan elde edilen inhibitörler, likit içerisinde oluşmuş olan serbest radikallerle hızla reaksiyona girerek onları stabilize eder. Stabilize radikallerin polimerizasyonu başlatamazlar (103, 108, 110). Likit içerisinde istenmeyen serbest radikallerin oluşumunu engellemenin diğer bir yolu ise materyali teneke kutularda veya koyu kahverengi şişelerde saklamaktır. Görünür ışık veya UV radyasyonu, serbest radikal oluşumunu aktive edebilir. Işık kaynağını ortadan kaldırmak bu yüzden olumlu bir işlemdir (103, 104, 106, 108, 113, 119). Polimerizasyon miktarı oksijen varlığında azalır. Oksijenin polimerizasyon reaksiyonuna katılma olsa da oksijen molekülleri metakrilat ile reaksiyona girerek oksijen içeren bir polimer oluşturabilir. Fakat bu reaksiyonun gerçekleşme olasılığı oldukça düşüktür (103, 108, 119).

Çapraz bağlantı ajanları PMMA' nın fiziksel özelliklerini geliştirmek için likitin içine konmaktadır. En çok kullanılan çapraz bağlantı ajanı etilenglikodimetilakrilattır. Akriliğin çatlamalara ve çizilmelere karşı dayanıklılığını artırır (103, 104, 106, 108, 113, 119).

2.4.9. Protez Kaide Polimerlerinin Polimerizasyonunda Kullanılan Yöntemler

PMMA' nın protez kaide maddesi olarak kullanılmasından itibaren bir çok polimerizasyon yöntemi geliştirilmiş ve bir çok akrilik çeşidi üretilmiştir. Protez kaide maddelerinin fiziksel ve kimyasal özellikleri polimerizasyon işleminin süresine ve

polimerizasyon sürecinin nasıl yönetildiğine göre değişiklik gösterir (103, 120). PMMA' nın polimerizasyon süresinin azaltılması, fiziksel ve mekanik özelliklerinin optimuma çıkartılması için farklı polimerizasyon metotları geliştirilmiştir (103, 109, 110, 121, 122, 123);

- Isı ile polimerizasyon
- Kendi kendine polimerizasyon (otopolimerizasyon)
- Görünür ışıkla polimerizasyon
- Mikrodalga enerjisi ile polimerizasyon

2.4.9.1. Isı İle Polimerizasyon Yöntemi

Protez kaide maddelerinin çoğu ısı ile polimerize edilmektedir (124, 125). Protez kaide maddeleri şu şekilde hazırlanır: Üretici firma tarafından belirlenen oranlarda PMMA toz ve likidi karıştırılarak akrilik reçine hamuru hazırlanır. Bu hamur, mufla içindeki protetik kalıplara basınç altında yerleştirilir. Basınç altında tutulan mufla bir su banyosunun içine yerleştirilir ve bu suya dışarıdan ısı vermek suretiyle polimerizasyon reaksiyonunun gerçekleşmesi sağlanır (103, 104, 106, 113). Isı ile polimerize olan protez kaide maddelerinin fiziksel ve kimyasal özellikleri polimerizasyon işleminin süresine göre değişebilmektedir (103, 120).

Isı ile polimerizasyon yönteminde polimerizasyon reaksiyonu ekzotermik olduğundan polimerizasyon ısısı 74ºC civarında tutulmalıdır (103). Plastik kıvamdaki hamurun sıcaklığı 70ºC' ye yaklaştıktan sonra muflanın değişik bölgelerindeki ısı, aynı oranda artmaya devam eder (113). Kontrol edilmeyen ısı artışı sonucunda porozite oluşumu gibi istenmeyen etkilerin önlenmesi amacıyla bu işlemin kontrollü olarak gerçekleştirilmesi gerekmektedir (50, 103). Isı artışı karbon atomlarının çift bağlarını parçalayarak tek bir bağın oluşumunu sağlar. Bu aşamada enerji çıkışı olur ve enerji ısıya dönüşerek kitlenin sıcaklığını arttırır. Sıcaklık artışı monomerin daha hızlı hareket etmesine neden olur. Bu noktada materyal oldukça akışkan bir hal alır. Reaksiyon başlatıcı bir ürün olan benzol peroksit dekompoze olur ve polimerizasyon reaksiyonunu başlar (103, 113). Polimerize edilecek materyale uygulanan ısıtma işleminin koşulların yapısı ve süresi **polimerizasyon siklusu** olarak tanımlanmaktadır (103). Polimerizasyon sikluslarının birçok varyasyonu bulunmaktadır (103, 106).

Geleneksel polimerizasyon yöntemi, akrilik reçinenin ısıtmalı bir su banyosu içinde 74ºC de 7 saat süre ile polimerize edildiği ve terminal kaynatma (100ºC' de kaynatma) işleminin yapılmadığı bir süreci ifade eder (103, 106, 119, 126).

Hızlı polimerizasyon yönteminde akrilik reçinenin bulunduğu muflalar oda ısısından 100ºC' ye çıkartılır ve yarım saat kaynatılır (103, 119, 126). Reçine polimerize oldukça monomer miktarında azalma olur, kitlenin sıcaklığı arttıkça moleküllerdeki hareketlilik de artar ve polimere dönüşüm başlar (119, 127). Hızlı polimerizasyon yöntemi geleneksel polimerizasyon yöntemine göre daha fazla tercih edilmektedir (119).

Enjeksiyonlu kalıplama tekniği akrilik hamurunun basınç altında alçı, hidrokolloid veya alçı-silikon kalıplar arasındaki protez boşluğuna enjekte edilmesini içerir. İlk olarak 1942 yılında Pryor tarafından uygulanan teknik daha sonraları araştırmacılar tarafından geliştirilmiştir. Günümüzde bu teknik; 6 atmosfer basınç altında akrilik reçine hamurunun enjeksiyon yolu ile özel hazırlanmış muflalar içerisine enjekte edilmesi, ardından ısı ile polimerizasyon işleminin gerçekleşmesi şeklinde uygulanmaktadır. Bu yöntemin en önemli avantajı polimerizasyon büzülmesinin az olması ve bu yöntemler üretilen protezlerin boyutsal stabilitesinin diğer yöntemlerle üretilen protezlere göre daha iyi olmasıdır. Ancak özel mufla ve yardımcı enjeksiyon ekipmanı gibi araçlara gereksinim duyulması ve pahalı bir sistem olması en önemli dezavantajıdır (108, 109).

2.4.9.2. Kimyasal Yolla Polimerizasyon

Kimyasal yolla polimerizasyon yönteminde ısı enerjisi yerine kimyasal bir aktivatör aracılığıyla, polimerizasyonu başlatan benzol peroksidin parçalanır. Benzol peroksidin parçalanması kitle içinde serbest radikallerin oluşumuna neden olur. Bu sayede oda sıcaklığında polimerizasyon gerçekleşebilmektedir. Bu nedenle kimyasal olarak aktive olan akrilik reçinelere **'soğuk akrilik reçineler', 'kendiliğinden sertleşen reçineler'** veya **'otopolimerizan akrilik reçineler'** denmektedir (103, 104).

Kimyasal yolla polimerizasyon yönteminde benzol peroksit bir kimyasal aktivatör aracılığıyla parçalanır (103). Polimerizasyonun oda ısısında gerçekleşmesi istenildiğinde; peroksit yapının ısıdan başka bir yöntemle parçalanabilmesi için likide tersiyer amin ve sülfürik asit gibi kimyasal maddeler ilave edilir (103, 106).

Kimyasal yolla polimerize edilmiş reçinelerin bazı belirgin avantajları ve dezavantajları bulunmaktadır (103, 128). Genel olarak, kimyasal yolla polimerize edilerek hazırlanmış bir reçinenin polimerizasyon miktarı, ısı ile polimerize edilerek hazırlanmış bir reçinenin polimerizasyon miktarı ile aynı olmamaktadır. Kimyasal yolla polimerize edilerek hazırlanmış bir akrilik reçinede daha fazla miktarda reaksiyona girmemiş artık monomer bulunmaktadır. Kimyasal yolla polimerizasyon sırasında, havadaki oksijenin serbest radikaller üzerindeki inhibe edici etkisi nedeniyle polimerizasyonun basınçlı tencerede gerçekleştirilmesi önerilmektedir (109). Reaksiyona girmemiş artık monomerler esas olarak iki olumsuz etki yaratmaktadır. Bunlardan ilki, artık monomerin potansiyel doku irritanı olarak rol oynaması, dolayısıyla protez kaidesinin biyolojik uyumluluğunu tehlikeye sokmasıdır. İkinci durum ise, artık monomerlerin protez kaidesinin esneme mukavemetinin azalmasına yol açmasıdır (103). Bununla birlikte, daha düşük polimerizasyon ısınsa maruz kalan akrilik reçineler, ısı ile polimerize edilerek hazırlanmış akrilik reçinelere göre daha düşük polimerizasyon büzülmesi gösterirler. Bu nedenle, kimyasal yolla polimerize olan akrilik reçinelerde daha az boyutsal değişiklik meydana gelmektedir (103, 104, 106). Kimyasal yolla polimerize olan akrilik reçineler genellikle oda sıcaklığında (20ºC) veya daha yaygın olarak ılık suda basınçlı tencerede polimerize edilmektedirler (103).

2.4.9.3. Mikrodalga Enerjisi İle Polimerizasyon

Akrilik reçinenin polimerizasyonu için önerilen diğer bir yöntem ise ısı kaynağı olarak ısıtmalı su banyosu yerine mikrodalga enerjisinin kullanımıdır. Bu yöntemde; özel olarak formüle edilmiş reçine ve metal olmayan bir muflanın kullanımı gerekmektedir (103, 121, 129, 130). Mikrodalga enerjisi ile polimerizasyon yöntemi ilk olarak Nishii tarafından 1968 yılında bildirilmiştir (131). Bu yöntemde magnetron adı verilen bir jeneratör yardımıyla oluşturulan mikrodalgalar megahertz (MHz) frekans aralığında kullanılmaktadır (103, 104, 121, 129, 130, 132). Magnetron ile oluşturulan mikrodalgalar mikrodalga enerjisi ile ısıtmanın yapıldığı bölümde bulunan muflaya iletilir. Mikrodalga ışımasına maruz kalan nesne mikrodalgaları bünyesine soğurur (absorbe eder) ve nesne içerisinde anında ısınma başlar. Buna '**dielektrik ısınma**' denmektedir. Kondüksiyon (ısı iletimi) ısıtması ile dielektrik ısınma arasındaki esas fark dielektrik ısınmada materyalin içinin ve dışının aynı anda eşit olarak ısınması ve sıcaklığın çok daha hızlı olarak artmasıdır (104). Dielektrik ısınma sonucunda vibrasyon

yapan elektromanyetik bir alan içinde bulunan monomer molekülleri saniyede ortalama 5 milyon kez hareket ederek yön değiştirir (104, 119, 130, 133). Birçok molekül arası çarpışmaya bağlı olarak ısı oluşur ve ısı hızla artarken polimerizasyon reaksiyonu devam eder. Polimerizasyon reaksiyonu devam ettikçe kütle içerisindeki monomer miktarı azalır fakat mevcut monomerler aynı miktardaki enerjiyi absorbe etmeye devam eder. Bu durum teorik olarak polimerizasyon miktarının diğer polimerizasyon yöntemlerine göre daha fazla olmasını sağlar (103, 104, 119, 132, 134). Mikrodalgalar metalik nesneler tarafından yansıtıldıkları için, mikrodalga enerjisi ile polimerizasyon yönteminde fiberle güçlendirilmiş plastikten hazırlanan muflaların kullanımı gerekmektedir (103, 104). Mikrodalga enerjisi ile polimerizasyon yöntemi ortalama 3 dakika (dk) sürmektedir. Bu yöntemin avantajları arasında polimerizasyon süresinin kısa olması, akrilik reçinenin boyutsal stabilitesinin daha iyi olması, materyalin içinin ve dışının hemen hemen eşit olarak ısıtılması sayılabilir (103, 119, 110). Bununla birlikte, bu yöntemde kullanılan plastik muflaların göreceli olarak daha pahalı olması, birden çok tepme işleminden sonra muflaların kırılmaya yatkınlıklarının artması bu yöntemin dezavantajları arasındadır. Ancak son yıllarda, polikarbon vidalar yerine silikon bronz kaplı metal vidaların kullanımının muflaların dayanıklılığını arttırdığı bildirilmektedir (103). Anusavice ve ark. 2006 yılında mikrodalga enerjisi ile polimerize olan reçinelerle ısı ile polimerize olan reçinelerin mekanik özelliklerini karşılaştırmıştır. Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan reçinelerin boyutsal stabilitesinin ısı ile polimerize olan reçinelerin boyutsal stabilitesine göre daha üstün olduğunu veya benzer olduğunu bildirirken; su absorbe etme miktarının ve reçinelerin yüzey sertliği değerinin benzer olduğunu bildirilmiştir (103). İki polimerizasyon yöntemi, porozite görülme olasılığı açısından değerlendirildiğindeyse, mikrodalga enerjisi ile polimerize edilen reçinelerin ısı ile polimerize edilen reçinelerle benzer risk oranına sahip olduğu ya da daha riskli olduğu bildirilmiştir (103, 104, 110, 119, 135).

2.4.9.4. Görünür Işıkla Polimerizasyon Yöntemi

Görünür ışıkla polimerizasyon yönteminin kullanımı 1980’ li yılların başlarına uzanmaktadır (103, 110, 113). Görünür ışıkla polimerize olan reçineler sabit ve hareketli protezlerin yapımında, bireysel ölçü kaşıklarının yapımında, protez kaidelerinin tamirinde ve protez astar materyali yapımında yaygın olarak kullanılmaktadır (103, 113). Bu yöntemle polimerize olan akrilik reçinelerin kimyasal

yapısı PMMA esaslı akrilik reçinelerden farklıdır. Yapı daha çok kompozit esaslı restorasyon materyalleri ile benzerlik göstermektedir. Görünür ışıkla polimerize olan akrilik reçinenin ana yapısını esasen üretandimetakrilat (UDMA) oluşturmaktadır. İçerisinde ayrıca kolloidal silika ve çeşitli doldurucu partiküller de bulunmaktadır. Bu doldurucu partiküller ise materyal polimerize edildiği zaman birbiri içine kenetlenerek polimer ağ yapısının bir parçası haline gelen akrilik taneciklerinden oluşmaktadır (103, 108, 110, 113, 124, 136).

Görünür ışıkla polimerizasyon yönteminin ısı ile polimerizasyon yöntemine göre sağladığı avantajlar arasında polimerizasyon işleminin daha kolay olması ve polimerizasyon işlemi için gereken zamanın oldukça kısalması sayılabilir (103, 108). Ayrıca kimyasal ve ısısal irritasyonun olmaması, MMA monomeri içermediği için artık MMA salınımının olmaması, boyutsal stabilitesinin iyi olması, uzun çalışma süresine olanak tanıması, kısa polimerizasyon süresine sahip olması, diğer protez kaidesi reçinelerine iyi bağlanabilmesi, kısmi olarak ağız içerisinde veya model üzerinde polimerize edilebilmesi, astarlama işleminin kolaylıkla uygulanabilmesi ve üzerine ilave yapılabilmesi gibi avantajları bulunmaktadır (103, 108, 136). Bu yöntemde polimerize eden ışığın kuvveti zayıfladığında polimerizasyon miktarının düşük olacağı belirtilmiştir (108, 110).

2.4.10. Polimerize Olmuş PMAA'nın Özellikleri

2.4.10.1. Fiziksel Özellikler

Su Emilimi protetik diş hekimliğinde kullanılan polimerlerin genelinde görülen bir özelliktir. Akrilik reçine moleküllerinin hidrofilik olması ve molekülleri arasındaki mesafenin su molekülünden daha büyük olması sebebi ile su emerler. Su emme miktarı ağırlık olarak %2' dir. Emilen suyun bir kısmı makro moleküller arasında birikir. Emilen su ile polimerin ağırlığındaki artış akrilik reçinede boyutsal bir değişikliğe sebep olur (103, 110). Akrilik reçine içindeki hidroflik gruplar artıp doldurucu miktarı azaldıkça su emilimi artar. Ayrıca su emilimi, reçine içerisindeki çapraz bağlantı miktarına da bağlıdır. Fiberle güçlendirilmiş reçinelerde fiberin reçine ile bağlantısının zayıf olduğu bölgelerde boşluklar oluşur. Bu boşluklar maddenin su emme kapasitesinde artışa sebep olur. Emilen su plastikleştirici etki yaparak reçineyi yumuşatır ve reçinenin mekanik dayanımını düşürür. Ayrıca emilen su akrilik reçinenin renkleşmesine de neden olur (111).

Çözünürlük; polimerlerin sıvı ortam içinde çözünme miktarı olarak tanımlanır (109, 125). Reçinelerin ağız içindeki sıvılarda çözünmemesi istenir. Akrilik reçineler pek çok çözücüde (tiner, kloroform, alkol) çözünebilir. Fakat bu reçinelerin ağız içinde çözünme miktarı ihmal edilecek miktardadır (106). En büyük artık monomer salınımı ilk 5 gün içinde gerçekleşmektedir. Fiberle güçlendirilen akriliklerden salınan artık monomer miktarının daha fazla olduğu bildirilmiştir (111).

Boyutsal Stabilite PMMA polimerizasyonu sırasında gerçekleşen boyutsal değişimi ifade eder. Boyutsal stabiliteyi etkileyen başlıca sebepler; toz-likit oranı, akriliğin tipi, polimerizasyon siklusu, muflalama ve tepim yöntemi, bitirme ve polisaj işlemidir. Protezin içinde bulunan stresler açığa çıktığı zaman da boyutsal değişiklik meydana gelir. Bu streslerin miktarı; akriliğin hacmi, polimerizasyon esnasında kullanılan sıcaklık, reçinenin sertleşme sıcaklığı ve muflanın soğutulma yöntemi gibi birçok parametreye bağlıdır (103, 122, 137, 138).

2.4.10.2. Mekanik Özellikler

Elastik Modülüsü maddenin esneyebilirliğini ifade eder. **'Young modülü'** olarak da bilinir (103). Elastiklik; maddenin kuvvet altında şekil değiştirip, kuvvet kalktığı zaman ilk şekline dönebilme özelliği olarak tanımlanır (108, 110).

Kırılma Dayanımı, PMMA için ortalama 80-100 Mpa' dır (68, 126, 139-146). Orijinal ISO standartlarına göre (20795:2013) geleneksel akrilik reçinenin oblik kuvvetler karşısında kırılmaması için kırılma dayanımının 65 N' dan az olmaması ve elastik modülüsünün 2000 Mpa' dan daha az olmaması gerekmektedir (147). Kırılma dayanımı, oblik ya da bükücü kuvvetlere karşı direnç olarak da tanımlanır. Protez kaide maddelerinin dayanıklılığı basma ve çekme kuvvetlerine karşı dayanımından ziyade bükülme kuvvetlerine karşı direnci ölçülerek belirlenir. Çünkü proteze gelen yükler bu tip deformasyona neden olur.

Protez kaidelerinin kırılma dayanımını; akrilik kaidenin bünyesinde biriken biyomekanik stres ve kaide kalınlığı belirlemektedir (148, 149) . Isı ile polimerize olan akrilik reçineler en çok tercih edilen protez kaide materyali olmasına rağmen düşük darbe dayanımına sahiptir (150). Protez kaidesi genel olarak iki tip kuvvet sonucu kırılmaktadır: Bunlardan ilki protezin ani darbe gibi yüksek miktardaki kuvvetlere maruz kalması sonucu oluşur ve bu nedenle oluşan kırıklar **'darbe kırıkları'** (impact fractures) olarak adlandırılır. Ani darbe sonucu oluşan kırıklar genellikle kaza sonucu

(protezin yere düşürülmesi gibi) ortaya çıkar (103, 117, 148). Maddenin ani darbelere karşı dayanıklılığını ölçmek için **'Charpy tipi'** darbe testi kullanılır. Charpy tipi darbe testinde bir pandül serbest düşme yaparak protezin kırılması için gereken enerji miktarını ölçer. Test edilecek örneklerin boyutları ve şekilleri doğru sonuç elde etmek için standart olmalıdır (103, 109, 110, 151, 152).

Protezlerin günlük kullanımı sırasında maruz kaldıkları küçük tekrarlayıcı kuvvetlerin akrilik reçine içinde gerilime (biyomekanik stres) neden olması sonucu oluşur ve bu nedenle oluşan kırıklar **'yorgunluk kırıkları'** (fatigue fractures) olarak adlandırılır. Protezin içinde gerilim birikmesinin nedenleri ise, protezin altındaki mukoza ile iyi uyum sergilememesi, hastanın diş sıkma alışkanlığı, uygun olmayan oklüzyona sahip protezlerin kullanımı, bıçak sırtı alveol kretine sahip protezlerde yeterli doku desteğinin olmaması ya da günlük kullanım sırasında çiğneme kuvvetleri altında protezin esneyip bükülmesi sayılabilir. Yorgunluk kırıkları, protezin belirli bir süre kullanımından sonra ortaya çıkar (150, 153). Protezlerin günlük kullanımı sırasında maruz kaldıkları küçük tekrarlayıcı kuvvetlerin akrilik reçine içinde gerilime neden olur. Gerilimin biriktiği alanlarda mikroskobik düzeyde görülebilen çatlaklar oluşur. Bu çatlaklar birleşerek protezin kırılmasına neden olur (148). Jagger ve ark 1999 yılında tam protezlerde, Khunder ve ark 2017 yılında, implant destekli hareketli protezlerde görülen kırıkların başlıca nedenini, akrilik kaide içinde biriken gerilimlerden kaynaklandığını vurgulamıştır (148, 149). Bu yüzden Dong ve ark 2006, Gonda ve ark 2007, Rached ve ark 2011 ve Agha ve ark 2016 yılında kırık oluşumunun önüne geçmek için akrilik kaide içinde gerilimlerin yoğunlaştığı alanların güçlendirilmesini önermiştir (154-157). Özellikle implant destekli hareketli protezlerde kaide içindeki gerilimlerinin tutucu parçanın üzerindeki akrilik kitlede yoğunlaştığı ve bu alanların güçlendirilmesiyle, kaide kırıklarının oluşumunun önüne geçileceği belirtilmiştir (154, 158).

Protez kırıkları ile ilgili geçmişten günümüze pek çok çalışma yapılmıştır. Hargreaves 1969 yılında yayınladığı bir çalışmasında, hareketli protezlerin % 68' inin kullanılmaya başladıktan sonraki 3 yıl içinde kırıldığını rapor etmiştir (150). Yli-Urpo ve ark. ise 1985 yılında, hareketli protezlerin % 28' inin yapıldıkları ilk yıl %39'unun ise 3 yıl içinde tamire ihtiyaç duyduğunu rapor etmiştir (159). Goodacre ve ark. 2003 yılında implant destekli protezlerde meydana gelen komplikasyonları sınıflandırmış ve

tüm komplikasyonlar arasında akrilik kaide kırıklarının görülme oranını %12 olduğunu belirtmiştir (160). Çakarer ve ark. 2011 yılında 36 adet implant destekli hareketli protezi 41,17 ay süre boyunca takip etmiş ve meydana gelen komplikasyonların %8,3' ünü kaide kırıklarının oluşturduğunu tespit etmiştir (161). Calderon ve ark. Goodacre ve ark. yaptığı çalışmaya benzer bir sonucu 2014 yılında bildirmiştir. Çalışmalarında implant destekli hareketli protezlerde görülen komplikasyonlar arasında akrilik kaide kırıklarının görülme oranını %12,4 olduğunu belirtmiştir (162). Zanolla ve ark. 2016 yılında yayınladıkları makalelerinde 52 adet implant destekli hareketli protezi 3,92 yıl boyunca takip etmiş ve protezlerin %28,8' inde kaide kırığının oluştuğunu belirtmiştir (163).

Yapılan araştırmalarda implant destekli hareketli protezlerde akrilik kaidenin kırılmasından sorumlu olan bir diğer unsurun akrilik kaidenin kalınlığı olduğu vurgulanmıştır (154, 155, 164, 165). Özellikle akrilik kaidenin ince yapılmasının kaçınılmaz olduğu durumlarda (tam, parsiyel ya da implant destekli hareketli protezlerde interoklüzal mesafenin azaldığı durumlarda, implant/diş destekli hareketli protezlerde büyük tutucular kullanıldığında, ince akrilik duvarlara sahip olması tercih edilen hollow tüplü obturatör protezlerde ve diğer yüz protezlerinde, yumuşak astar maddesi kullanımı gerektiğinde astarlama maddesine yer açmak için akriliğin ince olacağı durumlarda) akrilik kaidenin ince olması, kaide kırıklarının oluşma olasılığını arttırır (166-179).

Akrilik protezlerde oluşan kırıklar orta hattı içine aldığı gibi (170,171) protez kaidesinden abutmentlara doğru da uzanabilmektedir (164, 172).

Darber ve ark. 1994 yılında yorgunluk kırıklarının, ufak bir çatlaktan başlayıp gerilimin biriktiği alanlara doğru ilerlediğini tarif etmiştir (173).

Jagger ve ark. 1999 yılında protezlerin çiğneme kuvvetleri altında esneyip bükülmesinin, akrilik kaide içinde belirli alanlarda gerilimlere neden olduğunu, bu gerilimin mikroskopik çatlaklara neden olduğunu, akrilik kaideye çiğneme kuvvetleri gelmeye devam ederse bu çatlakların büyüyen fissürlere dönüşerek akrilik kaideyi zayıflatacağını ve bu durumun yorgunluk kırılmasına sebep olacağını vurgulamıştır (150).

Rodrigues (164) ve Duncan 2000 yılında (172) implant destekli hareketli protezlerin güçlendirilmesine yönelik çalışmalarında, tutucu parçanın etrafındaki akrilik

kalınlığının protezin deformasyonundan ya da kırılmasından sorumlu olduğunu bildirmiştir.

Fajordo ve ark. 2011 yılında implant destekli hareketli protezlerde akrilik reçine kalınlığının ve cam fiber ile yapılan güçlendirmenin kırılma dayanımına olan etkisini araştırmıştır. Çalışmasında 1,5 mm ve 3,0 mm kalınlığa sahip implant destekli hareketli protezi taklit eden akrilik bloklar kullanmıştır. Çalışmasında akrilik kaide kalınlığı arttıkça akrilik reçinenin kırılma dayanımın arttığını belirtmiştir (174).

Rached ve ark. 2011 yılında implant destekli hareketli protezi taklit eden bir deney düzeneği hazırlamıştır. Örneklerini 2,5 mm ve 1,0 mm kalınlığında akrilik reçineden hazırlamış ve çubuk metal, metal ağ, çubuk fiber, fiber ağ, poletilen ağ ve poliaramit fiber ile güçlendirmiştir. Çalışmasının sonucunda 2,5 mm kalınlığa sahip örneklerin kırılma dayanımının 1,0 mm kalınlığa sahip örneklerden daha fazla olduğunu ve cam fiber, polietilen ve poliaramit fiberle yapılan güçlendirmenin diğer gruplara göre anlamlı derecede daha etkili olduğunu bulmuştur (156).

Choi ve ark 2012 yılında yapay diş altında kalan akrilik kalınlığının akrilik reçinenin kırılma dayanımına olan etkisini araştırmıştır. 1 mm, 2 mm, 3mm, 4 mm ve 6 mm kalınlığa sahip akrilik reçine blokların kırılma dayanımını üç nokta kırılma testi kullanarak belirlemiştir. Çalışmasında akrilik kalınlığı arttıkça akrilik reçinenin kırılma dayanımının artığını bildirmiştir (175).

2.4.11. PMMA' yı Güçlendirme Metotları

1937 yılında Dr. Walter Wright tarafından protez kaidesi olarak piyasaya sunulan polimetilmetakrilat (PMMA) diş hekimliği pratiğinde sıklıkla tercih edilen bir malzemedir (176). Fakat mekanik özelliklerinin ağız içindeki dinamik ve statik kuvvetlere karşı yetersiz oluşu PMMA'ın güçlendirilmesi için çok fazla çalışma yapılmasına neden olmuştur.

Bu çalışmalar 5 ana başlık altında toplanabilir:

- PMMA'a alternatif polimerler üretmek (146, 177-179)
- PMMA'ın kimyasal yapısını modifiye etmek (143, 148, 180)
- Farklı polimerizasyon metotları kullanmak (181)
- PMMA'ın içerisine yabancı maddeler katmak (152, 182-185)
- Hibrit güçlendirme (152)

2.4.11.1. PMAA'a Alternatif Polimerler Üretmek

PMMA' a alternatif polimer üretmeye yönelik çalışmaların amacı PMMA' dan daha iyi mekanik özelliklere sahip yeni bir malzeme elde etmektir. Bu amaçla geçmişten günümüze vinil akrilik, polistren, polikarbonat, vulkanit, naylon, epoksi reçine, üretan dimetakrilat gibi değişik malzemeler üretilmiştir fakat bu malzemeler de çeşitli dezavantaja sahiptir. Bu dezavantajlar; protez performansının ve doku uyumunun PMMA kadar iyi olmaması, renk stabilitelerinin kötü, su emilim miktarının ve genleşme katsayısının fazla olması, polimerizasyonlarının poroz olması gibi nedenlerdir (146, 177, 178, 186-189). Bu nedenle PMMA' nın yerine kullanılabilecek tatmin edici bir malzeme henüz bulunamamıştır (179).

2.4.11.2. PMMA'ın Kimyasal Yapısının Modifiye Etmek

PMMA' ın kimyasal yapısını modifiye ederek kitleyi güçlendirmede, PMMA' yı oluşturan polimer zincirleri arasındaki çapraz bağları arttırıp akrilik reçinenin darbe dayanımını arttırmak amaçlanmaktadır. Darbe dayanımı yüksek akrilikler diye adlandırılan (high impact) akrilikler bu tip akriliklere bir örnektir. Darbe dayanımı yüksek akrilik reçineler kimyasal yapısı sayesinde, geleneksel akrilik reçinelere göre kırılmadan daha büyük miktardaki gerilimleri absorbe eder (117, 118, 190).

Geçmişten günümüze kadar darbe dayanımı yüksek akrilik reçineler ile geleneksel akrilik reçinelerin performanslarını karşılaştıran pek çok çalışma bulunmaktadır. Johnstone ve ark 1981 yılında 4 farklı akrilik reçinenin bükücü kuvvetler karşısındaki dayanımını karşılaştırmış ve çalışmasının sonucunda en yüksek kırılma dayanımını darbe dayanımı yüksek akrilik reçineden (Lucitone 199®) elde etmiştir (191).

Jagger ve ark. 2002 yılında darbe dayanımı yüksek akrilik ile geleneksel akrilik reçinelerin ani darbelere (impact forces) ve bükücü kuvvetlere (flexural bending) karşı

kırılma dayanımlarını karşılaştırmıştır. Çalışmasında 5 farklı darbe dayanımı yüksek akrilik reçine ve kontrol grubu olarak geleneksel akrilik reçine kullanmıştır. Örneklerini bükülme testi için 64 mm x 10 mm x 2,5 mm boyutunda, darbe testi için 50 mm x 6 mm x 4 mm boyutunda üretmiş ve örneklerin kırılma dayanımını üç nokta bükülme testi uygulayarak tespit etmiştir. Çalışmasının sonucu akrilik reçinelerin markasına göre farklılık göstermektedir. Ani darbelere karşı gösterilen dayanımın, darbe dayanımı yüksek akrilikler arasından sadece iki farklı marka için (Metrocryl Hi® ve Lucitone 199®) anlamlı derecede yüksek olduğu tespit edilirken diğer darbe dayanımı yüksek akriliklerin darbe dayanımının kontrol grubuna göre yüksek olsa da anlamlı derecede farklılık göstermediğini belirtmiştir. Bükücü kuvvetler karşısındaki kırılma dayanımı, darbe dayanımı yüksek akrilik reçineler arasından sadece tek bir marka için (Sledgehammer®) yüksek bulunurken, diğer darbe dayanımı yüksek akrilik reçinelerin bükücü kuvvetlere karşı dayanımı kontrol grubuyla benzer bulunmuştur (143).

Ajoj ve ark. 2014 yılında darbe dayanımı yüksek olan akrilik reçinelerin kırılma dayanımları ile geleneksel akrilik reçinelerin kırılma dayanımını karşılaştırmıştır. Akrilik örneklerini 60 mm x 10 mm x 3 mm boyutunda hazırlamış ve örneklere üç nokta bükülme testi uygulayarak kırılma dayanımlarını tespit etmiştir. Çalışmasında darbe dayanımı yüksek akrilik reçinenin bükücü kuvvetler karşısındaki kırılma dayanımını geleneksel akrilik reçinelere göre anlamlı derecede yüksek bulmuştur (192).

Gupta ve Tewari 2016 yılında, farklı markalara mensup 3 ayrı darbe dayanımı yüksek akrilik ile geleneksel akrilik reçinelerin ani darbelere (impact forces) ve bükücü kuvvetlere (flexural bending) karşı kırılma dayanımlarını karşılaştırmıştır. Çalışmasında akrilik örneklerini bükülme testi için 64 mm x 10 mm x 2,5 mm boyutunda, darbe testi için 50 mm x 6 mm x 4 mm boyutunda üretmiştir. Örneklere üç nokta bükülme testi uygulamış ve ani darbelere karşı gösterilen dayanımın darbe dayanımı yüksek akriliklerin tamamında anlamlı derecede fazla olduğunu tespit etmiştir. Bükücü kuvvetler karşısındaki kırılma dayanımı, sadece belirli bir marka darbe dayanımı yüksek akrilik reçine için (DPI Tuff®) yüksek bulunurken, diğer darbe dayanımı yüksek akrilik reçinelerin bükücü kuvvetlere karşı dayanımı geleneksel akrilik reçinelere göre anlamlı derecede düşük bulunmuştur (193).

Yukarıda da bahsedildiği gibi darbe dayanımı yüksek akrilik reçine ile üretilen protezlerde başarılı olunmuştur fakat maliyeti yüksek olduğu için klinik uygulamada çok sık kullanılmamaktadır (180, 194, 195).

2.4.11.3. Farklı Polimerizasyon Metotları Kullanmak

Farklı polimerizasyon metotları kullanılarak; polimerizasyon sırasında oluşabilecek problemlerden ötürü gerçekleşen kırılmaların önüne geçmek amaçlanır (181). Akrilik reçineden yapılan bir protezin dayanıklılığı toz/likit oranına ve uygulanan polimerizasyon yöntemine bağlı olarak değişir (126) Üretici firma tarafından tavsiye edilen toz/likit oranına uyulmaması, akrilik reçinenin poroz olmasına neden olur. Bu porozite de akrilik reçinin kırılma dayanımını azaltır. Kimyasal yolla polimerize olan akrilik reçineler, polimerizasyonun düşük sıcaklıkta gerçekleşmesi nedeniyle daha fazla artık monomer içerir. Araştırıcılar akrilik reçinelerin kırılma dayanımını azaltmamak için kitle içinde daha fazla artık monomer oluşturacak yöntemlerden kaçınılmasını tavsiye etmektedir. Bu durum akrilik reçinenin mekanik özelliklerinin zayıflamasına neden olur. Ayrıca ısı ile polimerize olan akrilik reçinelerin sıcaklığının polimerizasyon sonrasında oda sıcaklığına hızlıca düşürüldüğü durumlarda, akrilik reçine içinde gerilim oluşur. Gerilimin oluştuğu bu alanlarda mikroçatlaklar meydana gelir ve bu durum akrilik reçinenin kırılma dayanımını azaltır. Bu nedenle ısı ile polimerize edilen akrilik reçinelerin, polimerizasyon işleminin bitişini takiben su banyosundan hemen çıkartılmaması, banyo suyu oda sıcaklığına gelene kadar muflaların açılmadan bekletilmesi tavsiye edilmektedir (196, 197).

2.4.11.4. PMMA'ın İçerisine Yabancı Maddeler Katmak

PMMA' ın içerisine çeşitli form ve büyüklükte metal alaşımları, fiberler ya da mika doldurucular katarak yapının güçlenmesini içerir.

Metal İle Güçlendirme

Metal güçlendiriciler diş ve implant destekli hareketli protezlerde oldukça sık kullanılır (182-184, 198-200). Güçlendirme amacıyla geçmişten günümüze kadar alüminyum ve çelik plaklar, paslanmaz çelik teller, ızgara ve kafesler, gümüş, bakır, titanyum ve zirkonyum oksit gibi partiküller akrilik reçinenin içine katılmıştır (200, 201). Metal güçlendirici kullanımının bazı dezavantajları vardır. Bunlar: metallerin renginden dolayı estetik olmaması, korozyona uğrayabilmesi ve alerjik reaksiyonlara

neden olmasıdır (198-203). Ayrıca metal güçlendirici ile akrilik reçine arasındaki bağlantı zayıftır (182). Bu bağlantı kimyasal bir bağlantı olmadığı için metal güçlendiricinin etrafında gerilim odakları oluşur (183, 148). Gerilimin yoğunlaştığı bu alanlar mikroçatlakların oluşumuna neden olur. Mikroçatlaklar da akrilik reçinenin kırılma dayanımını azaltır. Dolayısıyla malzemeyi güçlendirmek için uygulanan metal, akrilik reçinenin daha fazla zayıflamasına neden olur (148). Literatürde bu sorunu aşabilmek için, metal yüzeyleri kumlama işlemiyle pürüzlendirilmiş, kumlanan metalin yüzey alanı genişletilerek akrilik reçinenin daha fazla noktadan metale tutunması sağlanmıştır. Ayrıca akrilik reçinenin metale daha kolay tutunabilmesi için silan ajanı uygulanmıştır. Bunların yanı sıra metal adezivleri de kullanılarak metal ile akrilik reçine arasındaki bağlantı arttırılmaya çalışılmıştır (182, 198, 202-206).

Gonda ve ark. 2007 yılında yaptıkları bir çalışmada, döküm metal çubukla yapılan güçlendirmenin akriliğin kırılma dayanımına olan etkisini araştırmıştır. Döküm metal çubukların yüzeyi (4 mm x 10 mm x 1 mm) bu malzemenin akrilik reçine ile olan bağlantısını arttırabilmek için 50µm boyutunda alümina partikülleri ile pürüzlendirilmiş, metal yüzeyindeki artıklar ultrasonik temizleyicide temizlendikten sonra metal yüzeyleri bir metal adezivi olan 4-META ile muamele edilmiştir. Çalışmanın sonucunda metal yüzeylere yapılan bu işlemin akrilik reçinenin kırılma dayanımını arttırdığı sonucuna ulaşmıştır (155).

Yoshida ve ark. 2011 yılında metal telleri (2 mm genişlik ve 1 mm kalınlık) 50µm boyutunda alümina partikülleri ile 10 sn süre ile 0,3 MPa basınç altında pürüzlendirmiş, metal yüzeyleri ultrasonik bir temizleyicide temizledikten sonra Kuraray marka bir metal adezivi sürmüştür (207).

Takahashi ve ark. 2013 yılında, akrilik reçinenin dökülebilir metal çubuklarla (4 mm genişlik ve 0,5 mm kalınlık) güçlendirilmesini hedefleyen çalışmalarında aynı metodu takip ederek akrilik reçinenin güçlenmesini sağlamıştır (208).

Metal ile yapılan güçlendirmenin etkinliğini belirleyen bir diğer konu ise metalin akrilik reçine içinde nereye konumlandırılacağıdır. Ruffino ve ark. 1985 yılında, metal güçlendiricilerin akrilik reçinenin içine gelişigüzel konumlandırılmaması gerektiğini vurgulamıştır. Metal güçlendiricilerin, akrilik kitle içinde gerilimin yoğunlaştığı alanlara ve gerilim kuvvetlerine dik olacak şekilde konumlandırıldıklarında kırılma dayanımını ciddi miktarda arttırdığını belirtmişlerdir (200).

Yoshida ve ark. tarafından 2011 yılında yapılan çalışmada 5 adet üst çene tam protezinin farklı kısımlarını metal tellerle güçlendirmişler ve en yüksek kırılma dayanımına sert damağın ön ve arka bölgesini güçlendirerek ulaşmışlardır (207).

Fiber İle Güçlendirme

Fiberler son 30 yıldır diş hekimliğinin pek çok alanında örneğin; akrilik protez tamirinde, kanal postu olarak endodontide, geçici restorasyonlarda, ortodontide, periyodontal splint yapımında, implant yüzeyinde biyoaktif cam olarak, dental-ortopedik ve kraniofasiyal ameliyatlarda implant materyali olarak kullanılmaktadır (209-217). Diş hekimliğinde kullanılan fiberler tür ve biçim açısından farklılık göstermektedirler. Karbon (218), aramit (219), naylon (219), yüksek moleküler ağırlıklı polietilen (220, 221) polipropilen (222), üretan oligomer (223, 224) ve cam (elektrical-glass) (219, 225-229) gibi fiber çeşitleri bulunmaktadır. Fiberler diş hekimliğinde çok çeşitli formlarda örneğin; uzun şeritler halinde (225, 227), kırpılmış şekilde (227), örgü (225, 227-229) ya da talaş şeklinde (230) kullanılabilmektedir.

Fiberler ile akrilik reçine arasında güçlü bir kimyasal bağlantı oluşmaktadır. Bu sayede fiberler akrilik reçinelerin hem darbelere karşı dayanımını (231, 232) hem de bükücü kuvvetlere karşı dayanımını (185, 225, 231, 233-237) arttırmaktadır. Bunların yanında fiber ile güçlendirmenin başarısı; fiber liflerinin niceliğine, polimer ile adezyonuna ve doyurulmasına, fiberlerin uygulandığı pozisyona, kitle içine hangi yönde konulduğuna bağlıdır (238).

Diş hekimliğinde farklı çeşitte fiberler kullanılmaktadır.

Karbon Fiberler ince tabakalardan meydana gelen grafitlerin birbiri içine dağılmış fibrillerinden meydana gelmektedir (239) İlk kez 19. yüzyılın sonlarında ince bambu filizlerinin karbonize edilmesiyle üretilmiştir. Ayrıca zift ve rayon gibi ön hazırlayıcı materyallerden de karbon fiberler üretilmektedir. Karbon fiberlerin kullanımı 1971'de Schreiber tarafından denenmiş, bu fiberlerin akriliğin çarpma dayanıklılığını % 50 oranında arttırdığı bildirilmiştir (218). Karbon fiberler akrilik reçinelerde, implant destekli sabit bölümlü protezlerde, kök kanal postlarında kullanılmış ve bu polimerlerin kırılma dayanıklılığını arttırdığı bildirilmiştir. Ancak 1980' den sonra karbon fiber kullanımı oldukça azalmıştır (148). Bunun nedeni; fiberin işlenmesinin zor olması, akrilik reçine içine fiberin tam olarak yerleştirilememesi, protez kaidesi ile fiber birleşim yerlerinde cilalama ile ilgili problemlerin oluşması, renginden dolayı kötü

estetiğe sahip olması, karbonun potansiyel toksisitesi, ciltte irritasyone neden olması ve yeni güçlendirme metotlarının geliştirilmesidir (23, 148, 218, 239-241).

Aramid Fiberler aromatik poliamid fiberlerinin jenerik ismidir. İlk kez 'DuPont' tarafından ticari olarak Kevlar ismiyle üretilmiştir (242). Organik polimer yapısında olan bu fiberler poli (paraphenyleneterephthalamide) kristalin solüsyonlarından üretilmektedir. Aramid fiberler gerilim kuvvetlerine karşı yüksek dayanım gösterirken sıkıştırma ve bükülme kuvvetlerine karşı diğer fiberlere kıyasla daha düşük dayanım gösterirler (142, 242). Sarı renginden dolayı estetik bölgelerdeki kullanımı sınırlıdır. Yapılan çalışmalarda toksik olmadığı belirtilmiştir. Aramid fiberler, karbon fiberlere göre daha iyi ıslanabilme özelliğine sahiptir (243).

Naylon fiberler doğal poliaramit ailesinin bir üyesidir ve alifatik zincirlerden oluşmaktadır (142). Amit grupları birbirleriyle kutuplaşmaya eğilimli olarak hidrojen bağı kurarlar. Naylon fiberlerin alt yapısı düzenli ve simetrik forma sahiptir (244, 245). Naylon fiberlerin en önemli avantajı, tekrarlayan streslere ve ani gelen darbelere karşı oldukça dirençli olmalarıdır (142). İçerisindeki karbon zincirlerinin uzunluğuna bağlı olarak farklı tiplerde, dolayısıyla farklı fiziksel özelliklerde naylon fiberler üretilmektedir (244, 245). Jacob ve ark. 2001 yılında naylon fiber ile yapılan güçlendirmenin akrilik reçinenin kırılma dayanımını arttırdığını belirtmiştir (142). Bununla birlikte, akrilik reçinenin içerisine yüksek miktarda fiber katılmasının, kitlenin yüzey sertliğini azalttığı ve bükülme kuvvetine karşı direncini anlamlı oranda arttırmadığı bildirilmiştir (246-248).

Polietilen Fiberler ilk kez 1988 yılında Braden ve arkadaşları tarafından protez kaidesini güçlendirmek için kullanılmıştır (220). Organik polimer yapısındadır ve Ultra High Modulus Weight Polietilen (UHMWP) olarak da adlandırılmaktadır. Karbon-karbon çift bağı içeren etilenin serbest radikal polimerizasyonu ile polietilen oluşmaktadır (220). Polietilenin işlem görmesi ile polimerik zincirler düzenlenmekte ve yüksek oryantasyona sahip polietilen fiberler meydana gelmektedir. Polietilen fiberlerin avantajları arasında doğal görünüme sahip oluşu, düşük yoğunluğu ve biyolojik uyumluluğu, kimyasal etkisinin olmaması, çözünmeye karşı dirençli ve hidrofobik olması gibi avantajları bulunmaktadır (220). Polietilen fiberlerin en büyük dezavantajı 140°C' den sonra yapısal olarak bozulmaları nedeniyle yüksek ısı ile polimerize olan kompozitlerle kullanılamamasıdır (220, 249). Diş hekimliğinde kullanılan polietilen

fiberlerin başarılı olamamasının nedeni, polimerler ile fiber arasında yeterli adezyonun sağlanamamasıdır (250). Bu nedenle polietilen fiberlerin yüzeyi plazma ile kaplanarak polimerler ile fiberler arasındaki adezyonun arttırılması sağlanmıştır (180, 220, 250, 251). Fiber yüzeylerinin plazma ile kaplanması fiberlerin fiziksel etkenlere karşı korunmasını da sağlar. Polietilen fiberlerin dış yüzeyi plazma dışında helyum, kromik asit, zirkonat bağlayıcı ajan, benzoil peroksit ve poli (2-hidroksietil metakrilat) ile de kaplanmaktadır (220).

Polipropilen Fiberler olefin ailesinin en popüler ürünlerinden bir tanesidir. Olefin fiberler, ağırlıkça en az % 85' lik etilen, propilen ve diğer olefin ünitelerini içeren uzun sentetik polimer zincirlerinden oluşur. Bu fiber türü düşük molekül ağırlığına sahip olmasına ve hidrofobik olmasına karşın, kimyasallar karşısında yapısının bozulmasına, aşınmaya ve su emilimine karşı oldukça dirençlidir. Ayrıca kırılgan da değildir. Oldukça doğal bir renge ve iyi mekanik özelliklere sahiptir. Biyouyumluluğu oldukça yüksektir. Bu yüzden genel cerrahide abdominal yaraların dikilmesinde, oral ve maksillofasiyal cerrahide orbita tabanının yeniden yapılandırılmasında ve farklı çeşitteki kırıkların tedavisinde oldukça sık kullanılan bir malzemedir (222). Ayrıca polipropilen ile güçlendirilen yüzeyler iyi cilalanabilmektedir.

Amerikan Kompozit Üreticileri Derneği, kompozit reçinelerin güçlendirilmesinde polipropilen fiberin kullanımını önermiştir. Polipropilen fiberin yüzey enerjisinin düşük olması en büyük dezavantajıdır ve herhangi bir yüzey işlemi yapılmadan kullanılırsa polipropilen fiber ile akrilik reçine arasındaki bağlantı zayıf olacaktır. Bu durum yapının da zayıflamasına yol açacaktır (222). Fiber ile akrilik reçinenin arasındaki bağlantıyı arttırabilmek için fiberlerin yüzeyinin modifiye edilmesi gerekmektedir.

Cam Fiberler camın ince flamentler haline getirilmiş şeklidir. Camın oluşumundaki en önemli etken camın kristalizasyona uğramadan hızlı soğuyabilmesidir. Primer cam yapıcı materyaller; silisyum oksit (SiO_2), bor oksit (B_2O_3), germanyum oksit (GeO_2), fosfor oksit (P_2O_5) ve arsenik oksit (As_2O_3)' tir. Bu oksitler başka bir okside ihtiyaç duymadan cam yapabilirler. En sık kullanılan cam yapıcı oksit SiO_2' dir. Her ne kadar bu oksitlerin tek başlarına cam yapabilme özellikleri varsa da bazı oksitler düzenleyici olarak kullanılmaktadır. Bunlar sodyum oksit (Na_2O), potasyum oksit

(K_2O), kalsiyum oksit (CaO), magnezyum oksit (MgO), baryum oksit (BaO) ve civa oksit (HgO)' dir. Bu düzenleyici oksitler sayesinde camın akışkanlığı arttırılarak çalışma süresi uzatılabilmektedir. Ayrıca bu düzenleyiciler camın iyonik karakterinin arttırılmasını sağlayarak optik ve termal özelliklerinin belirlenmesinde önemli rol oynamaktadır (172). Cam fiberler 1960' ların başından itibaren diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Renksiz olması ve doku uyumunun iyi olması gibi avantajları sayesinde oldukça fazla tercih edilir hale gelmişlerdir (172, 182, 242, 252-255). Cam fiberler yanmaz, inhalasyonları düşüktür, ancak solunum sisteminde irritasyona sebep olabilirler. Sindirim sisteminde toksik etkisi vardır, gözler ve deri için irritandır (242). Diş hekimliğinde kullanılan cam fiberlerin kompozisyonları birbirinden farklılıklar göstermektedir. Fiber ile güçlendirilmiş kompozitlerde (FRC) kullanılan devamlı fiberler genellikle alkalisiz camdan oluşur ve elektriksel cam yani, E-cam olarak bilinmektedirler (256). E-cam SiO_2-Al_2O_3-CaO-MgO sistemine dayanır ve bu sistem iyi cam oluşturabilme kabiliyetine sahiptir (256). Bükülmeye ve çarpmaya karşı dayanıklılıkları oldukça yüksektir (225, 252). Yüzey kaplama işlemi uygulandığında, akriliğe adezyonu da artmaktadır (256). Özellikle silan ile kullanıldıklarında, akriliğe olan adezyonunun arttığı bildirilmiştir (254). E-cam fiber yüksek miktarda CaO içermektedir. Bu durum, cam fiberin bu içeriğe benzer asidik solüsyonlar içinde çözünmesine neden olur. Bu nedenle E-cam; içeriğine B_2O_3 karıştırılıp, CaO miktarı azaltılarak modifiye edilmiştir. Cam fiberin içeriği, fiber liflerinin su emme özelliğini, stabilitesini ve korozyona karşı direncini etkilemektedir. Yapının içinde bulunan B_2O_3, fiberin yüzey enerjisini düşürebilir, çünkü B_2O_3' in suya afinitise oldukça fazladır. Özellikle cam fiberin hazırlanması esnasında yüzeyde birikebilecek B_2O_3, fiber ile akrilik reçine ara yüzünde su emilimini artmasına neden olur (256). Farklı molekül dizilimi ile farklı tipte cam fiberler (E-cam, S-cam, R-cam, V-cam) elde edilebilir. Farklı molekül dizilimine sahip fiber tipleri arasında E-cam fiberler, bükücü kuvvetlere karşı dayanımı en iyi olan fiber tipidir (51, 172, 256).

Fiberlerin mekanik kuvvetini etkileyen faktörler şe şekilde sıralanabilir;

Fiberlerin Yönü, özellikle maddenin üzerine gelen yükleri karşılaması açısından oldukça önemlidir. Tek yönlü fiberler uzun, devamlılık gösteren ve birbirine paralel seyreden, 6-7 µm kalınlığında fiber liflerinin, sayıları 1 000 ile 200 000 arasında değişen demetler haline getirilmesiyle oluşur. Tek yönlü fiberlerin genellikle materyale

gelecek olan kuvvetin yönünün bilindiği ve fiberin bu kuvvetlere dik olarak konumlandırılabileceği durumlarda kullanılması önerilmektedir (212, 242, 257). Tek yönlü fiberler sabit bölümlü protezlerde destek alt yapı olarak, tam ve bölümlü protezlerde kırılmaya karşı direnci arttırmak amacıyla ve periodontal splintlemede kullanılmaktadır (212, 257).

İki ya da çok yönlü fiberler dokuma ve örgü tarzında yapılardır. Dokuma fiberler keten, saten ve çapraz dokunmuş kumaş tarzında farklı yüzey yapılarını içermektedir. Dokuma ve örgü fiberler kullanıldıkları polimere her yönde dayanım sağlamaktadırlar. Bu nedenle materyale gelecek olan kuvvetin yönünün bilinmediği durumlarda kullanımları uygun bulunmaktadır (242). Çok yönlü fiberler, kuron protezlerinde, tam ve bölümlü protezlerde, periodontal splintlerde kullanılmaktadır (212, 257, 258).

Fiberle yapılan güçlendirmenin etkinliğini, fiberin konulduğu pozisyon kadar ne kadar derine gömülmüş olduğu da belirler. İmplant ya da diş destekli hareketli protezlerde yapının kırılması, protezin içinde gerilimlerin yoğunlaştığı alanlarda çatlak oluşumuyla başlar. Bu sebeple fiberlerin, çatlakların oluşabileceği doğrultuya dik gelecek şekilde konumlandırılması tavsiye edilmektedir. Gerilimin yoğunlaştığı alanlar genellikle implant ya da diş destekli protezlerin tutucu parçalarının (coping) üzeri ve bu protezlerin orta hattıdır (150, 154, 155, 165).

Fiberlerin niceliği fiberin polimer içindeki yoğunluğu olarak tanımlanır. Fiber içeriği fazla olan bir polimer düşük yoğunluğa sahip fiberler kullanılarak hazırlanmışsa, beklenenden daha düşük kırılma dayanımına sahip olur. Ladizesky ve ark. 1993 yılında Vallittu ve Lasilla 1994 yılında, akrilik reçine içindeki fiberlerin niceliğindeki artışın akrilik kaidenin germe dayanımını ve sertliğini arttırdığını bildirmiştir (251, 259). Valllittu ve ark. 1996 yılında, cam fiberlerin özgül ağırlığının karbon-grafit, aramit ve UHMWP fiberlerden daha yüksek olması nedeniyle eşit miktarda kullanıldıklarında, cam fiberlerle daha yüksek kırılma dayanımı elde edileceğini bildirmiştir (242).

Fiberlerin polimer ile doyurulması; her bir fiber yüzeyinin polimer ile temas etmesi anlamına gelmektedir. Fiberle yapılan güçlendirmenin başarılı sayılabilmesi için, polimere gelen yükün tamamının fiber liflerine iletilmesi gerekir (257). Bu nedenle bir polimerin kırılma dayanımının arttırılması istendiğinde fiberin polimer ile doyurulması oldukça önemlidir. Fiberlerin polimerlerle uygun olarak doyurulamadığı durumlarda, fiber ile polimer arasında yeterli adezyon oluşmaz. Bu durum fiberin mekanik

özelliklerini olumsuz yönde etkiler. (257, 260). Bu problemin giderilmesi amacıyla fiberlere fabrikasyon olarak ön doyurma (preimpregnated) işlemi uygulanır (257). Ön doyurma işlemi ışıkla sertleşen dimetilmetakrilat monomerlerinin yardımıyla ya da fiber liflerinin poröz polimerlerle birlikte üretilmesiyle yapılır (242, 261). Yüksek poroziteye sahip polimer ile ön doyurma işlemine tabi tutulan fiberler, tamamen birbiri içine nüfuz ederek bir ağ örgüsü oluşturur (261). Dimetakrilat monomeri ile yapılan ön doyurma işlemi ise fiberlerin dimetakrilat içeren reçinelerle kullanımını kolaylaştırır (261).

Fiber liflerinin polimere adezyonu, fiber uygulanan polimerin dayanıklılığının arttırılmasında oldukça etkilidir. Polimer ile fiber lifleri arasındaki adezyon, kovalent yapıdaki kimyasal bir bağlanmayla sağlanır. Polimer ile fiber lifleri arasında iyi bir adezyon oluşmuşsa, polimere gelen kuvvetler kolaylıkla fiber liflerine transfer edilir (257, 260). Fiber lifleri ile polimer reçine arasındaki adezyonun zayıf olması çeşitli sorunlara neden olur (140, 228). Bu adezyon tam sağlanamazsa, bağlantının zayıf olduğu alanlarda boşluklar oluşur. Bu durum polimerin su emiliminde artışa dolayısıyla mekanik dayanımında zayıflamaya neden olur (143). Ayrıca bu boşluklar içerisinde biriken oksijen, polimerizasyon sürecinin düzgün bir şekilde ilerlemesini engelleyerek artık monomer salınımında artışa neden o lur. Artık monomerler de canlı dokularda istenmeyen reaksiyonlara sebep olur (140, 262, 263). Polimer yapı içinde oluşan bu boşluklara mikroorganizmaların yerleşmesi sonucu polimerde renkleşme de meydana gelir (262).

Fiber lifleri ile polimer arasındaki adezyonu arttırmak için fiber yüzeyleri çeşitli kimyasallarla modifiye edilir. Fiber yüzeylerinin kimyasal olarak modifiye edilmesi fiber çeşitlerine göre farklılık gösterir. Karbon fiberlerin yüzeyi elektrolitik oksidasyona uğratılırken cam fiberlere bağlayıcı silan uygulanır (264, 265). Polietilen fiberlerin yüzeyi ise oksijen, argon, helyum ya da kromik asit gibi çeşitli kimyasalları içeren plazma ile kaplanır (220).

Mika Doldurucular

Mika doldurucular; silika minerallerinin lamel şeklinde gruplaşması ile oluşur. Mika doldurucular genellikle beyaz renklidir (266, 267). Polimerlerin içine mika doldurucuların katılması, polimerin dayanımını, yüksek sıcak altında performansını, boyutsal stabilitesini, çizilmeye karşı direncini, küçük oranda da olsa termal genleşmesini ve ani gelen kuvvetlere karşı darbe dayanımını arttır. Mika doldurucular

polietilen, polipropilen, termoplastik poliolefin ve poliamit gibi maddelerin içine katıldığı gibi epoksi, akrilik ve poliürethan reçinelerin içine de katılabilirler. Bu sayede bu malzemelerin mekanik dayanımını arttırırlar (267). Bu konu ile ilgili Ünalan ve ark. 2007 yılında, mika doldurucuların akriliğin yüzey sertliğini arttırdığını bildirmiştir (268, 269). Mounsour ve ark. ise 2012 yılında mika doldurucuların akrilik reçinenin yüzey sertliğini arttırdığını fakat bükülme dayanımına karşı direncini düşürdüğünü bildirmiştir. Bu yüzden akrilik reçinenin güçlendirmesinin mika doldurucular yerine fiberlerle yapılmasını tavsiye etmektedirler (270).

2.4.11.5. Hibrit Güçlendirme

Akrilik reçinenin birden fazla farklı materyal ile güçlendirilmesine '**hibrit güçlendirme'** denir (152). İlk defa 1997 yılında Vallittu tarafından önerilmiştir (152). Hibrit güçlendirme farklı fiber çeşitlerinin, farklı metal oksitlerin ve seramiklerin, fiberler ile metal oksitlerin ya da fiberler ile seramiklerin birlikte kullanılması ile gerçekleşir (231, 237, 271-283). Hari ve ark. 2011 yılında farklı fiber türleri ile yapılan hibrit güçlendirmenin akrilik reçinenin bükülme dayanımını ve sertliğini anlamlı derecede arttırdığını bildirmiştir (282). Salman ve ark. 2015 yılında benzer bir sonucu PMMA' ı nanopartikül halindeki metal oksit ve seramik ile güçlendirerek elde etmiştir (281). Bunlara ek olarak bu güçlendirme metodu ile PMMA' nın yüzey sertliğinin, gerilim ve bükülme kuvvetlerine karşı direncinin, ısısal iletkenliğinin ve radyoopasitenin arttırılması, polimerizasyon büzülmesinin azaltılması ve PMMA'ın sitotoksisite göstermeden antibakteriyel özellik kazanması sağlanmaktadır (272-276, 279, 281). Fiber ile diğer doldurucu maddelerin birlikte kullanılması akrilik reçinenin darbe dayanımını, yüzey sertliğini ve ısı iletkenliğini arttırdığı gibi baskı gerilimlerine karşı ve maddenin yorgunluğuna karşı direncini de artırır (277, 278, 283).

2.4.12. PMMA'nın Mekanik Dayanımını İncelemede Kullanılan Yöntemler

Ağız boşluğu, dişlerin, restorasyonların ve protezlerin mekanik, kimyasal ve ısısal değişikliklere devamlı maruz kaldığı karmaşık bir ortamdır. Bu değişiklikler yorulma ve kırık oluşumu ile sonlanan çeşitli başarısızlıklara sebep olur. Skovron ve ark. 2010 yılında test düzeneklerinde, ağız içindeki ısısal ve mekanik değişimlerin taklit edilmesinin gerekli olduğunu vurgulamıştır (284). Ferracane 2013 yılında dental kompozitlerin performansını etkileyen en önemli faktörün yorgunluk dayanımı olduğunu vurgulanmıştır (285).

Her hangi bir materyalin klinik uygulamaya girmeden önce mekanik dayanımının belirlenmesi için malzemeye in vitro testler uygulanmaktadır. Bu testler temel olarak iki ana grupta toplanır: Dinamik ve statik yükleme testleri. Dinamik yükleme testleri bir malzemenin yorulma direncini sorgularken statik yükleme testleri statik kuvvetler karşısında malzemenin bükülme veya kırılma direncini ortaya koyar.

Ağız içindeki oklüzal kuvvetler yorulma kırılmalarına neden olan dinamik ve tekrar edici kuvvetleri oluşturur. Yorulma; materyalin tekrar eden ve kırılma sınırının altında kalan kuvvetler karşısında kırılması ya da çatlaması olarak ifade edilir uradan yola çıkarak materyallerin dayanımını klinik uygunluk açısından test etmek için tek düze statik kuvvetler uygulamak yerine (statik yükleme), materyalleri kırılma sınırlarının altında kalan tekrarlayıcı kuvvetlerle muamele etmek (dinamik yükleme) daha uygun olur (286).

PMMA' nın yorulma dayanımına ait ilk çalışmalar Johnson and Matthews tarafından 1949 yılınada yapılmıştır. Johnson and Matthews, metilmetakrilat ve etil metakrilat kullanarak ürettiği kantilever şeklindeki örneklere, malzemenin elastik deformasyon limiti dahilinde olan 17,8 N kuvvet uygulamış ve bu kuvvet altında örneklerin kırılana kadar kaç kez esnediğini saymıştır. Kuvvet 30/dakika olarak uygulanmıştır (287). Peyton ve arkadaşları 1953 yılında 7 adet kendiliğinden polimerize olan akrilik reçinenin ve 1 adet ısı ile polimerize olan akrilik reçinenin yorulma dayanımını araştırmıştır. Örneklere 12,5 ve 37,5 Hz hızda, dayanıklılık limiti olan 8,28 MN/ m^2 gerilim 100 000 kez uygulanmıştır (288). Kelly 1967 yılında yorulma deneyi üzerine 3 noktada yükleme sistemini geliştirmiştir (289). Stafford ve Smith 1970 yılında 4 farklı protez kaide materyalinin yorulma dayanımını test etmiştir. Yorulma testini klinik açıdan daha anlamlı kılmak için ortalama çiğneme hızı olan 2 Hz hızda yapmıştır. Örneklerin bir kısmı 20°C' de kuru ortamda bekletilmiş, diğer kısmı 37°C' de sıvı ortamda bekletilmiştir. Çalışmanın sonucunda sıvı ortamda bekleyen örneklerin yorulma dayanımının daha düşük olduğu bulunmuştur (290). Young ve ark. 2002 yılında yaptıkları bir çalışmada yorgunluk limiti altnda uygulanan kuvvetlerin tekrarlanarak uygulanmadığı sürece materyali kıramayacağını vurgulamışlardırlar (291).

Lapple 2008 yılında yorulmayı şu şekilde sınıflandırmıştır:

- Düşük döngülü yorulma (Low- cycle fatigue): 1 000 döngüden daha azını içeren yorulma işlemleri.

- Sonlu yaşam yorulma direnci (finite-life fatigue strength): 1 000 ile 10 000 000 arasındaki döngüleri içeren yorulma işlemleri.
- Yorgunluk limiti (fatigue limit): 10 000 000 döngüden daha fazlasını içeren yorulma işlemi (292).

2.4.12.1. Statik Yükleme

Statik yükleme, sabit hızla hareket eden kuvvet uygulayıcı bir ucun doğrudan test edilecek materyalin üzerine temas etmesi ve bu andan itibaren materyale sabit hızla kuvvet uygulaması ile gerçekleşir. Test edilen materyal belli bir kuvvet değerine kadar mukavemet gösterdikten sonra bükülme veya kırılma şeklinde başarısızlık gösterir. Başarısızlık görülen kuvvet değeri, başarısızlık görülen komponentler (implant, abutment, abutment vidası, protez kaidesi, porselen, metal alt yapı vb.) ve başarısızlığın tipi (kırılma, bükülme, çatlama) kaydedilir.

Statik yükleme deneyi materyalin mekanik direncini ortaya koymak açısından önemli ve gerekli bir yöntem olmakla birlikte ağız içi durumu daha iyi yansıtan dinamik yorulma deneylerine ihtiyaç daima duyulmaktadır.

Statik yükleme ISO standardında da belirtildiği üzere 30° eğimle yapılır (293-295) fakat farklı açılarla statik yükleme yapılmış çalışmalar da bulunmaktadır (296-299). 3 nokta bükülme testleri de bu grubun içinde yer alır. Bir mateyalin esneme kuvvetinin ya da kırılma dayanımının statik yük uygulanarak değerlendirilmesi için üniversal test cihazları kullanılır. Deney bu cihazların bilgisayar programlarından mini kameralar ile izlenebilir, kuvvet grafikleri gözlenebilir. Bu deney metodunda yapay yaşlandırma ya da örneklere dinamik kuvvet uygulaması söz konusu değildir. Dolayısıyla test edilen örneklerin uzun dönem performansının değerlendirilmesi hatalı ya da şaşırtıcı olabilir (300). Bu deney yönteminde ağız içindeki ıslak ortamda materyallerin nasıl davrandığını araştırmak için örnekler suda bekletilir. Suda bekletme süresi çalışmalarda birbirinden farklılık göstermektedir.

Vallittu ve Lassila 1992 yılında, metal ve fiberle güçlendirilen akrilik reçinelerin kırılma dayanımını araştırmıştır. Deneylerinde üç nokta kırılma testini kullanmışlar fakat örnekleri herhangi bir sıvı ortamda bekletmemişlerdir (182).

Doğan ve ark 2008 yılında yaptıkları çalışmalarında farklı fiberlerle güçlendirilmiş akrilik reçinelerin esneklik özelliklerini araştırmıştır. Çalışmalarında 3

nokta bükülme testi kullanlmış ve örnekler 24 saat 37°C distile suda bekletilmiştir (301).

Kawaguchi ve ark. 2011 yılında, kaide maddesi olarak kullanılması düşünülen çapraz bağlı akrilik reçinenin mekanik özelliklerini araştırmıştır. Çalışmasında 3 nokta bükülme testini oda sıcaklığında ve kuru ortamda gerçekleştirmiştir (302).

Abdulmajeed ve ark. 2011 yılında, tek yönlü cam fiberle güçlendirilmiş kompozitlerin mekanik özelliklerini incelemiştir. Örneklere ISO 10477;92 standartlarına göre 3 nokta bükülme testi yapmışlar ve test örneklerini oda sıcaklığında kuru ortamda bekletmiştir (303).

Fajardo ve ark. 2011 yılında, cam fiberle güçlendirilen implant destekli protezlerin abutmentları etrafındaki akrilik kalınlığının kırılma dayanımına etkisini incelemiştir. Polimerize olan örneklerini oda sıcaklığında 50 saat su içinde bekletmiştir. Örneklere üç nokta bükülme testini, üniversal bir test cihazında piston hızı 2 mm/dakika olacak şekilde yapmıştır (174).

Yoshida ve ark. 2011 yılında akrilik tam protezlere ekledikleri metal güçlendiricilerin konumunun protezin kırılama dayanımına olan etkisini araştırmıştır. Kırılma deneyinden önce örneklerini 37° C sıcaklığa sahip distile su içinde 50 saat boyunca bekletmiştir. Örneklere piston hızı 5,0 mm/dk olacak şekilde, akrilik reçinenin elastik deformasyon limiti dahilinde bir kuvvet uygulanmaya başlanmış, örnekler kırılana kadar artan statik kuvvete maruz bırakılmıştır. Statik kuvvet 25 mm çapında bir top başlı piston aracılığıyla örneklere uygulanmıştır (304).

Garoushi ve ark. 2012 yılında farklı uzunluktaki fiberle güçlendirilen kompozitlerin esneme miktarlarındaki değişikliği incelemiş ve üç nokta büklme testini ISO 10477 standartlarına bağlı kalarak kuru ortamda gerçekleştirmiştir (305).

Choi ve ark. 2012 yılında reçine esaslı kaide materyallerinin kalınlığının ve diş bağlantısının kırılma dayanımına olan etkisini incelemiştir. 65 mm uzunluk x 12 mm genişlikte ve 1 mm, 2 mm, 3 mm, 4 mm ve 6 mm kalınlıkta örnekler hazırlamıştır. Üniversal bir test cihazında piston hızı 0,1 inch/ dk olacak şekilde kuvvet uygulamıştır (175).

Yukarıdaki örneklerde, statik yükleme yapılan çalışmaların bazılarında ağız içindeki sıcaklık değişiminin ve ıslak ortamın, kullanılan malzemelere yapabileceği

etkiler hesaba katılmamıştır. Bazı çalışmalarda ise bu sıvı ortam taklit edilmeye çalışılmış fakat ağızda meydana gelen sıcaklık değişimleri çalışmalara yansıtılmamıştır. Statik yükleme testlerinde örneklere artan karakterde ve tek noktadan kuvvet uygulanmakta, malzemenin en fazla ne kadar büyüklükteki bir kuvvete dayanabileceği hesaplanmaktadır. Bununla birlikte günlük kullanımda protezlere bu büyüklükte bir kuvvet uygulanmamakta, aksine çok daha düşük ve tekrarlayan kuvvetler altında protezlerin kırıldığı gözlemlenmektedir. Bu amaçla ağız içinde kullanılacak olan bir malzemenin dayanımı araştırılırken dinamik testlerin kullanılması daha gerçekçi sonuçların elde edilmesine olanak tanır.

2.4.12.2. Dinamik Yükleme

Ağız içinde kullanılacak olan bir malzemenin mekanik dayanımı araştırılırken dinamik yükleme testlerinin kullanımı daha gerçekçi sonuçların elde edilmesini sağlar. Dinamik yükleme testlerinde örneklere, malzemenin elastik deformasyon limiti altındaki kuvvetler belirli bir frekans aralığında tekrarlanarak uygulanır. Dinamik yükleme testinde kullanılan ortalama değer 43 N ile 100 N arasında değişmektedir (306). Tekrarlayan kuvvetler sonrasında malzemede gerçekleşen kırılma, çatlama gibi değişiklikler incelenir. Böylece klinik kullanım sonucu malzemede gelişen yorgunluk taklit edilmeye çalışılır. Dinamik yükleme testi sonunda sağ kalan ve yorulan örneklere statik yükleme testleri yapılarak materyalin bükülme/kırılma direncindeki değişimler incelenir (307-312).

Lohbauer ve ark. 2006 yılında yaptıkları bir çalışmada farklı özelliklere sahip kompozit örneklerin mekanik özelliklerini değerlendirmiştir. Distile su içinde 14 gün beklettikleri örneklerden bazılarının bükücü kuvvetlere karşı kırılma dayanımını sadece dört nokta kırılma testi uygulayarak belirlemiştir. Örneklerinin diğer kısmının kırılma dayanımını ise 10 000 döngüyü içeren dinamik yükleme testi uyguladıktan sonra yeniden ölçmüştür. Çalışmasının sonucunda, dinamik yükleme testi uygulandıktan sonra dört nokta bükülme testi uyguladığı örneklerinin kırılma dayanımını %45 -62 oranında daha düşük olduğunu bulmuştur (313).

Ruben ve ark. 2014 yılında ağız içinde kullanılacak olan malzemelerin uzun dönem performansını test ederken bu malzemelerin farklı sıcaklık aralıklarında değişen ısı rejimine sokulmasının (oral yaşlandırma) ve ısı rejimi sırasında/sonrasında malzemenin elastik deformasyon limiti altındaki kuvvetlerin belirli bir frekans

aralığında tekrarlanarak uygulanmasının (yorgunluk) daha gerçekçi sonuçlar vereceğini belirtmiştir (314).

Çiğneme simülatörleri ile yapılan yorulma deneyleri dinamik yükleme testlerine örnek gösterilebilir. Gerçekçi bir çiğneme simülasyonu yapabilmek için, dinamik yükleme yapan cihazların çiğneme fonksiyonunun unilateral ve multi-axial yöndeki hareketleri taklit etmesi gerekir (307). Ayrıca bu cihazlar, kuvvet uygularken çiğneme fonksiyonunun sinusoidal formdaki kuvvetlerini taklit edebilmelidir. ISO 14801:2016 normlarına göre çiğneme hızı 2-15 Hz arasında olması gerekmektedir (294). Fakat yorulma testinde uygulanacak çiğneme kuvvetinin gerçekçi olabilmesi için 0,2 Hz ile 1,5 Hz arasındaki bir hızda tekrarlayarak uygulanması gerektiğini söyleyen çalışmalar da mevcuttur (315-317). Bunların yanı sıra dinamik yorulma testlerinde uygulanan vuruş sayısının ne kadarlık bir klinik kullanımı yansıttığı da tartışma konusudur. Bates ve ark. 1975 yılında günde 1 000 kez çiğneme fonksiyonunun yapıldığını belirtirken, Wiskott ve ark. 1995 yılında yıllık çiğneme sayısının 1 000 000 kez olabileceğini bildirmiştir (318, 319). Delong ve ark. 1985, Sakaguchi ve ark. 1986, Steiner ve ark. 2008 yılında ise 5 yıllık klinik kullanımı yansıtan vuruş sayısının 1 200 000 olduğu belirtilmiştir (320, 321, 307). Steiner ve ark. 2008 yılında yayınladıkları makalelerinde ideal bir çiğneme simülatörün 1 200 000 vuruş yapabilecek kapasitede olması gerektiğini vurgulamıştır (307).

Dişhekimliğinde yeni bir malzemenin klinik kullanıma sunulmadan önce mekanik, kimyasal ve biyolojik açıdan değerlendirilmesi oldukça önemli bir konudur. Bir araştırmanın ilk basamağını oluşturan in vitro testler, ağız içindeki ortamın araştırılan malzeme üzerine nasıl bir etkisi olacağını da içermelidir. In vitro testler yapılmadan in vivo testlerin yapılması etik açıdan problemlere ve araştırma için zaman kaybına neden olur. Ayrıca çalışmanın maliyetini de arttırır. Çiğneme sisteminin fizyolojik durumunu ve çiğneme kuvvetlerini mümkün olduğunca iyi taklit eden in vitro testler yapmak oldukça önemlidir (307).

Dinamik yüklemenin karakterini belirleyen bazı değişkenler vardır. Bu değişkenler; yükleme kuvveti, yükleme frekansı, yükleme sayısı, yükleme açısı, implantın gömüldüğü materyalin sertliği, implantın gömülme miktarı, ortamın ıslak veya kuru olması ve darbenin karakteri' dir (301).

Fujii 1989 yılında iki farklı akrilik kaide materyalinin yorgunluk dayanımını araştırmıştır. Kantilever şeklinde hazırlanan örneklere kırılana kadar 30 Hz hızda tekarlayan tarzda kuvvet uygulamıştır. Deney kuru ortamda yapılmıştır. Sağ kalan örneklere piston hızı 0,5 mm/dk olacak şekilde üniversal bir test cihazında kuru ortamda statik yükleme yaparak kırılma dayanımlarını belirlemiştir (322).

Vallittu ve ark. 1996 yılında frenulum şeklinin üst çene akrilik kaide maddesinin kırılma dayanımına olan etkisini araştırmıştır. Geleneksel akrilik reçineden elde edilen üst çene örnekleri oda sıcaklığında 6-10 gün arasında su içinde bekletilmiştir. Örneklere 3 Hz hızda 150 N±8 N kuvvet uygulanmış ve kaçıncı döngüde hangi örneğin kırıldığı tespit edilmiştir (323).

Attia ve ark. 2004 yılında tam seramik kuron sistemlerinde kullanılan simanın kırılma dayanımına olan etkisini incelemiştir. Çalışmalarında porselen örneklere 3 500 kez 4°C-58°C arasında değişen ısı rejimi uygulanmış ve bu işlem ile eş zamanlı olarak 1,2 Hz hızda 49 N kuvvet altında dinamik yükleme testi yapılmıştır. Çiğneme kuvvetini taklit etmek için, uygulanan kuvvetin lateral komponenti 0,3 mm kayma hareketi yapacak şekilde ayarlanmış ve toplamda her bir örneğe 600 000 vuruş yapılmıştır. Sağ kalan örneklere üniversal bir test cihazında piston hızı 1 mm/dk olacak şekilde kırılana kadar kuvvet uygulanmıştır (324).

Kuijs ve ark. 2006 yılında kompozit ve seramik malzemeden hazırladıkları restorasyonların yorulma dayanımını araştırmıştır. Restorasyonlara uygulanan kuvvetin hızı 5 Hz olarak belirlenmiş ve yorulma deneyi 200 N kuvvet altında 10 000 vuruş ile başlamıştır. Sağ kalan örneklere sırasıyla 400 N, 600 N, 800 N ve 1 000 N kuvvet en fazla 50 000 vuruş ile uygulanmıştır. Kırılmayan örnekler kırılana kadar ya da toplam vuruş sayısı 210 000 olana kadar kuvvet uygulanmaya devam etmiştir (325).

Att ve ark. 2007 yılında, 3 üyeli ZrO_2 köprülerin çiğneme simülatöründe yorulmadan önceki ve yorulduktan sonraki kırılma dayanımlarını karşılaştırmıştır. Örneklere 5°C-55°C arasında değişen ısı rejimi uygulanmış ve bu işlem ile eş zamanlı olarak 1,6 Hz hızda 49 N' luk kuvvet 1 200 000 defa uygulanarak dinamik yükleme yapılmıştır. Dinamik yükleme testinden sağ kalan tüm örneklere üniversal bir test cihazında piston hızı 2 mm/dk olacak şekilde kırılana kadar kuvvet uygulanmıştır (326).

Diaz-Arnold ve ark. 2008 yılında geleneksel sıcak akriliğin, darbe dayanımı yüksek akriliğin ve ışık ile polimerize olan akriliğin yorulma dayanımını araştırmıştır. Bu malzemelerin her birinden 20 adet ISO 1567 standartlarına göre 64 mm x 10 mm x 3.5 mm boyutlarında çubuklar elde etmiştir. Elde edilen örnekler 30 gün boyunca distile su içinde 37° C' de beklemiştir. Dinamik yükleme öncesinde örneklerin yarısına üç nokta bükülme testi uygulanarak, malzemelerin kırılmadan dayanabilecekleri maksimum kuvvet tespit edilmiştir. Kalan örneklere çiğneme kuvvetine benzer sinusoidal tarzda, malzemenin kırılmadan dayanabildiği maksimum kuvvetin % 10 daha azı 5 Hz hızda 10 000 kez uygulanmıştır (327).

Minami ve ark. 2008 yılında, yumuşak astar malzemesi ile protez kaidesi arasındaki bağlantının termal ve mekanik yorulmaya karşı dayanımını araştırmıştır. Çalışmada tüm örnekler 37°C su banyosu içinde 21 gün boyunca bekletilerek akrilik reçinenin su ile doyurulması sağlanmıştır. Daha sonra bekleme süresi 1 dakika olmak koşulu ile örneklere 4°C ile 60°C arasında değişen ısısal rejim 3 000 kez uygulanmıştır. Bu işlemden sonra dinamik yükleme, oda sıcaklığındaki distile su içinde 75 N'luk kuvvet altında 1,2 Hz hızda 400 000 kez yapılmıştır. Dinamik yükleme testinden sağ kalan tüm örneklere üniversal bir test cihazında piston hızı 25,4 mm/dk olacak şekilde kırılana kadar statik kuvvet uygulanmıştır (328).

Ghazal ve ark. 2009 yılında kompozit restorasyonların aşınma miktarını araştırmıştır. Çalışmalarında iki eksenli çiğneme simulatörü (SD Mechatronic Chewing Simulator) kullanılmıştır. Çiğneme kuvvetini taklit etmek için, uygulanan kuvvetin lateral komponenti 0,3 mm kayma hareketi yapacak şekilde ayarlanmıştır. Örneklere 5°C - 55°C arasında değişen ısı rejimi uygulanmıştır. Sonrasında, farklı sertlikteki besinlerin çiğnenmesi için gerekli kuvvet değerini yansıtan 20 N, 49 N ve 78 N kuvvetler 300 000 vuruşta uygulanmıştır (329).

Meng ve ark. 2010 yılında, akrilik kesici dişler ile otopolimerize tamir akriliği arasındaki bağlanma kuvvetini araştırmıştır. Çalışmada örnekler 37°C distile suda 7 gün boyunca bekletilmiştir. Dinamik yorulma testinde uygulanacak kuvvet miktarını belirlemek amacıyla bir pilot çalışma yapılmıştır. Bu pilot çalışmanın sonucuna göre ortalama bağlantı kuvveti 44,0 N ± 4,2 N bulunmuştur. Dinamik yükleme, bu kuvvetin % 50' si olan 22 N' luk kuvvetin, 37°C sıcaklığa sahip sıvı ortamda 2 Hz hızda uygulanması ile gerçekleşmiştir. Tüm örneklere 14 400 kez sinusoidal tarzda kuvvet

uygulanmıştır. Dinamik yüklemeden sağ kalan yorgun örneklerin maksimum kırılma dayanımını belirlemek için statik yükleme testi yapılmıştır. Bu amaçla akrilik dişlerin kesici kenarlarına 135° açı ile piston hızı 5 mm/dk olacak şekilde örnekler kırılana kadar kuvvet uygulanmıştır (330) .

Clausen ve ark. 2010 yılında, diş kesim şeklinin tam seramik kuronların kırılma dayanımına olan etkisini incelemiştir. Hazırlanan örneklere 5°C - 55°C arasında değişen ısı rejimi ile eş zamanlı 1,2 Hz çiğneme hızında 100 N kuvvet 600 000 kez uygulanmıştır. Çiğneme kuvvetini taklit etmek için, uygulanan kuvvetin lateral komponenti 0,3 mm kayma hareketi yapacak şekilde ayarlanmıştır. Tüm örnekler dinamik yorulma testinden sağ çıkmıştır. Sağ kalan yorgun örneklerin kırılma dayanımını belirlemek için piston hızı 1 mm/dk olan üniversal bir test cihazında statik yükleme yapılmış ve örnekler kırılana kadar kuvvet uygulanmıştır (331).

Rached ve ark. 2011 yılında, metal ve metal olmayan malzemelerle güçlendirilmiş implant destekli hareketli protezlerin dinamik ve statik kuvvetler karşısında dayanımını araştırmıştır. Örneklerini eşkenar dörtgen şeklinde, boyutları 6 mm x 6 mm x 25 mm olacak şekilde tasarlamış ve her bir örnekte merkezleri birbirinden 20 mm uzaklıkta bulunan iki adet top başlı tutucu kullanmıştır. Örnekler 37° C distile suda 24 saat bekletilmiş daha sonra bekleme süresi 30 saniye olmak koşulu ile 5°C ile 55 °C arasında değişen ısısal rejim 5 000 kez uygulanmıştır. Bu işlemden sonra dinamik yükleme için örneklere 45 N'luk kuvvet, 2 Hz hızda 37°C su banyosu içinde 100 000 kez uygulanmıştır. Dinamik yüklemeden sağ kalan örneklere, örneklerin merkezi referans alınarak üniversal bir test cihazı ile piston hızı 1 mm/dk olacak şekilde statik yükleme yapılmıştır (156).

Nortdruft ve ark. 2011 yılında düz ve açılı zirkonya abutmentların kırılma davranışlarını incelemiştir. Dinamik yükleme testi SD Mechatronik çiğneme simülatöründe yapılmıştır. Örneklere 1 000 kez 5°C-55°C arasında değişen ısı rejimi uygulanmış ve bu işlem ile eş zamanlı olarak 7 Hz hızda 50 N' luk kuvvet 1 200 000 defa uygulanarak dinamik yükleme yapılmıştır. Dinamik yükleme işleminden tüm örnekler sağ kalmış ve bu örnekler üniversal bir test cihazında piston hızı 0,5 mm/dk olacak şekilde kırılana kadar statik kuvvete maruz bırakılmıştır (332).

Kappert ve Kelly 2013 yılında, hareketli protezlerdeki yapay diş kırıklarını dinamik yükleme testi kullanarak araştırmıştır. Çalışmasında, akrilik kaynaklı yapay dişleri epoksi reçine içine 30 derece açı ile gömmüştür. Daha sonra bu kalıbı 90 derece açı ile yüklemenin yapılacağı ana makineye bağlamıştır. Dinamik yükleme testine başlamadan pilot bir çalışma yaparak test edilecek malzemenin maksimum kırılma dayanımını tespit etmiştir. Dinamik yüklemede örneklere pilot çalışma sonucunda bulunan maksimum kırılma kuvvetinin % 60' ı, 5 Hz hızda örnekler kırılana kadar uygulanmıştır. Uygulanan bu kuvvet sinusoidal formda ve tekrarlayan karekterdedir (333).

Skouridou ve ark. 2013 yılında CEREC ile üretilen porselen kuronların laboratuvar ortamında 5 yıllık kullanımını simule ederek kırılma dayanımlarını araştırmıştır. Örneklere 6 000 kez 5°C-55°C arasında değişen ısı rejimi uygulanmış ve bu işlem ile eş zamanlı olarak 1,6 Hz hızda 50 N' luk kuvvet 1 200 000 defa uygulanarak dinamik yükleme yapılmıştır. Tüm örnekler her hangi bir çatlama dahi olmaksızın dinamik yükleme testinden sağ çıkmıştır. Sağ kalan örneklere kırılana kadar üniversal bir test cihazında kuvvet uygulanarak statik yükleme yapılmış ve materyalin maksimum kırılma dayanımı bulunmuştur (334).

Zankuli ve ark. 2014 yılında, dinamik yükleme altında endodontik core materyalinin kırılma dayanımını incelemiştir. Dinamik yükleme testi SD Mechatronik çiğneme simülatöründe yapılmıştır. Çalışmada tüm örnekler 30 gün boyunca su banyosunda bekletilmiştir. Örneklere 68,6 N kuvvet 250 000 kez 1,6 Hz hızında uygulanmıştır. Dinamik yükleme testinden sağ kalan tüm örneklere üniversal bir test cihazında kırılana kadar statik kuvvet uygulanmıştır (335).

Uğurel ve ark. 2015 yılında, vidasız morse taper implant-abutment bağlantısı ile vidalı implant-abutment bağlantısının mekanik dayanımını karşılaştırmıştır. Dinamik yükleme testi 120 N' luk kuvvet altında 1,75 Hz hızda ve 1 200 000 kez yapılmıştır. Çiğneme kuvvetini taklit etmek için, uygulanan kuvvetin lateral komponenti 2 mm kayma hareketi yapacak şekilde ayarlanmıştır. Dinamik yükleme testinden sağ kalan tüm örneklere üniversal bir test cihazında piston hızı 2 mm/dk olacak şekilde 30° eğimle statik kuvvet uygulanmıştır (336).

Im ve ark. 2017 yılında, metal ve fiber kafeslerle güçlendirdikleri üst çene tam protezlerin dinamik kuvvetler altında yorgunluk dayanımını araştırmıştır. Geleneksel

akrilik reçineden üretilen örnekler yorgunluk testine başlamadan önce 37°C su banyosunda 6 ay boyunca bekletilmiştir. Dinamik yükleme testi CS-4.8 SD Mechatronik çiğneme simülatörü yardımıyla, paslanmaz çelikten üretilen ve üst çene tam protezin küçükazıları üzerine konumlanan bir 'T-bar' ile 80 N'luk vertikal kuvvet uygulanarak yapılmıştır. Bu sayede sağ ve sol küçükazılar bölgesinde 40 N luk kuvvet altında dinamik yükleme testi gerçekleşmiştir. Yorulma deneyi 37°C su banyosu içinde 1,6 Hz hızda altında 300 000 kez gerçekleşmiştir. Dinamik yükleme testinden sağ kalan yorgun örneklere üniversal bir test cihazında piston hızı 5 mm/dk olacak şekilde kırılana kadar kuvvet uygulamıştır (337).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Çalışmada Kullanılan Malzemeler

Çalışmada kullanılan malzemelere ait bilgiler aşağıdaki tabloda verilmiştir.

Tablo 3-1: Kullanılan malzeme listesi

Malzeme	Marka ismi	Üretici Firma	Batch-Seri numarası
Isı ile polimerize olan geleneksel akrilik reçine	Promolux	Merz Dental GmbH, Lütjenburg, Germany	30615
Isı ile polimerize olan darbe dayanımı yüksek akrilik reçine	Promolux HI	Merz Dental GmbH, Lütjenburg, Germany	54
Epoksi Reçine	Epofix Kit	Struers ApS, Ballerup, Denmark GC Corporation, Tokyo, Japan	4295-01
Yapay Mukoza	Fit Checker Advanced	StickTech, Turku, Finland	131210A
Tek yönlü cam fiber	SticK		130318B
12 µm kalınlıkta,			130618A
4 000 fiber lifi			130318B
Metal adezivi	Alloy primer	Kuraray Medical Inc., Tokyo, Japan	8B0054
Dental implant	Trias implant	Servo-Dental GMBH, Hagen, Germany	985676
Cr-Co iskelet alaşımı	Magnum H60	Mesa, Travagliato,Italy	0546

3.2. Epoksi Reçine Ana Modellerin Hazırlanması

Çalışmaya başlamadan önce her bir deney grubunda kaç adet örneğin olması gerektiği ‘power analiz’ yapılarak minimum 6 olarak belirlendi: (α=.05 and Power=0.80).

Çalışmada 108 adet 1. Büyük azı dişlerine sahip alt çene implant destekli ve bar tutuculu tam protez üretildi. Çalışmadaki ana gruplar şu şekilde planlandı (n=36): Güçlendirme yapılmayan kontrol grubu (C), doğrusal cam fiberle güçlendirilmiş grup (FR) ve Cr-Co döküm metal barla güçlendirilen grup (MR). Her bir ana grup 2 mm, 3 mm ve 4 mm kaide kalınlığına sahip (n=12) olacak şekilde iki alt gruba ayrılacak

şekilde geleneksel akrilik reçine (CA) ve darbe dayanımı yüksek akrilik reçineden (HIA) üretildi (n=6). Tablo 3.2' de örneklerin dağılımı gösterilmiştir.

Tablo 3-2: Örneklerin dağılım şeması

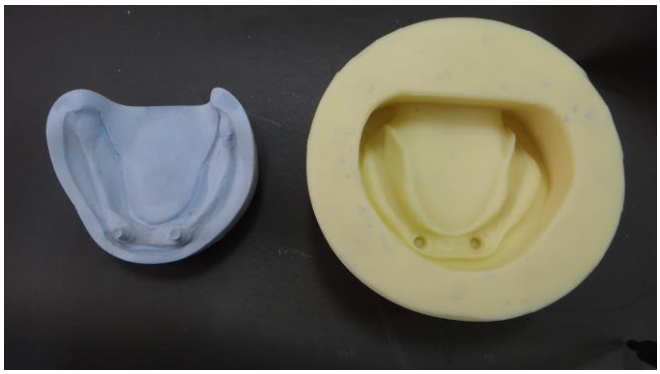
Akrilik çeşidi	Kalınlık	C (n)	MR (n)	FR (n)
	2 mm	6	6	6
CA	3 mm	6	6	6
	4 mm	6	6	6
	2 mm	6	6	6
HIA	3 mm	6	6	6
	4 mm	6	6	6

Toplam: 108 adet örnek

Çalışmada tasarlanan deney düzeneğini oluşturmak için alt çene tam dişsiz bir prefabrik model, ana model olarak seçildi (B-3CSP Edentulous Typodont, Frasaco, USA). Bu prefabrik modelin kalıp silikonu (RV2 Molding Silicon, Bayrampaşa, Turkey) ile negative bir kopyası elde edildi. Bu silikon kalıba tip 3 sert alçı üretici firmanın talimatları doğrultusunda hazırlandıktan sonra (Type 3 dental stone, Moldano, Heraeus Kulzer, Germany) dökülerek alçıdan bir çalışma modeli elde edildi. Elde edilen alçı çalışma modelinin üzerine bar abutmentı döküm kovanları, implantların merkezleri arasındaki mesafe 22 mm olacak şekilde modelaj mumu ile sabitlendi. Tasarlanan bar tutucunun dişsiz alveoli kretinin üzerinde ve tam ortasında olabilmesi için, alçı modelin alveol kreti, U şeklinde, döküm mumu ile modifiye edildi (Şekil 3-1).

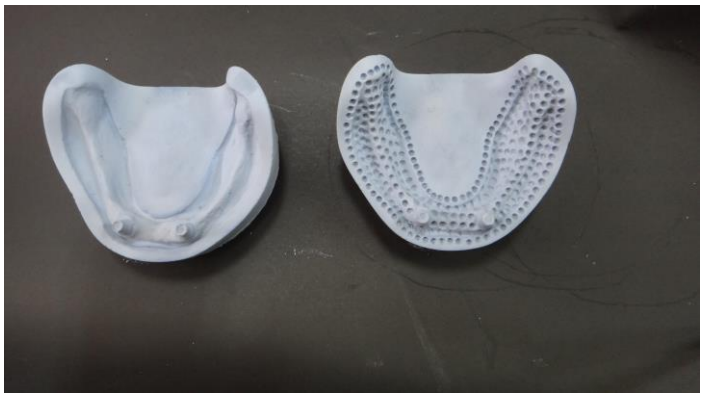
Şekil 3-1: Bar abutmentı döküm kovanının yerleştiği alçı çalışma modeli

Modifiye edilen alçı modelin kalıp silikonu ile negatif bir kopyası oluşturuldu. Elde edilen silikon kalıbın içine tip 3 sert alçı, üretici firmanın talimatları doğrultusunda hazırlandıktan sonra, dökülerek yeni bir alçı model elde edildi (Şekil 3-2).



Şekil 3-2: İmplant analoglarının üzerine döküm kovanının vidalandığı U şeklinde alveoli kretine sahip alçı model ve silikon kalıbı

İmplant analoglarının üzerine döküm kovanının vidalandığı U şeklinde alveoli kretine sahip alçı model yumuşak dokuyu taklit edecek yapay mukozayı oluşturmak için ışıkla sertleşen kaide plağından bir kaşık oluşturuldu (Anahtar 1). Daha sonra bu alçı model yumuşak dokuya yer açabilmek için, retromolar pet bölgesinde kalınlığı 4 mm, rezidüel alveoli kretinde 2 mm olacak şekilde alçı model kazındı. Bu işlem için çapı 2.1 mm olan cerrahi rond frez kullanılarak alçı ana model üzerinde delikler açıldı (Şekil 3-3). Açılan her bir deliğin derinliği periyodontal sond ile kontrol edildi. Bu işlem bittikten sonra açılan delikler canavar frezler aracılığıyla birleştirildi ve işlemin sonunda alçı model yüzeyi zımparalanılarak pürüzsüzleştirildi.



Şekil 3-3: Yumuşak dokuya yer açmak için alçı ana modelde oluşturulan 2 mm çapındaki delikler

Retromolar pet bölgesinde 4 mm kalınlıkta yumuşak doku elde edebilmek için kazınmış alçı modelde retromolar pet bölgesi işaretlendi. Bu alanlar da aynı cerrahi ront frez ile 2 mm daha aşındırıldı (Şekil 3-4).

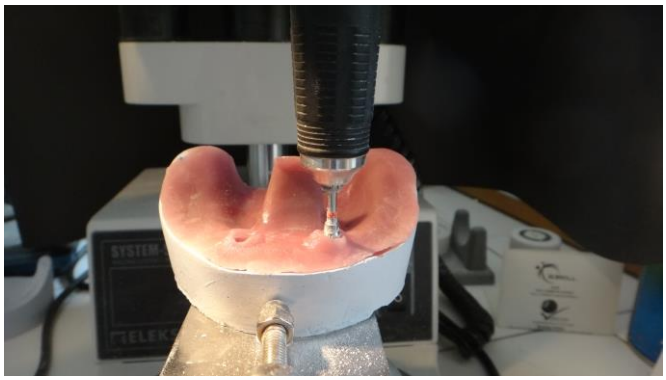
Şekil 3-4: Retromolar pet bölgesinde yumuşak doku için aşındırma

Retromolar pet bölgesine cerrahi rond frezle açılan delikler canavar frez aracılığyla birleştirildi. Su zımparası ile yüzeydeki frez izleri giderildi (Şekil 3-5). Bu işlemler sonucunda alçı ana model üzerinde retromolar pette 4 mm, diğer alanlarda 2 mm yumuşak doku için yer elde edildi.

Şekil 3-5: Yumuşak dokuya yer sağlamak için kazınan alçı model

Yumuşak dokuya yer sağlamak için aşındırılan alçı modelin kalıp silikonu ile negatif bir kopyası elde edildi. Bu işlem sayesinde bu kalıptan elde edilen her bir modelin birbiri ile özdeş olması sağlandı.

Yumuşak dokuya yer sağlamak için kazınan alçı modelin üzerine implantların merkezleri arasındaki mesafe 22 mm olacak şekilde, iki adet implant yuvası Trias setinin implant cerrahi frezleri kullanılarak açıldı. Açılan implant yuvalarının birbirine parallel olması için paralelometre kullanıldı (Şekil 3-6). Açılan bu yuvalara implant analoğu sert alçı vasıtasıyla sabitlendi. Bu işlem sırasında implantlar arası mesafe, alçı modelene sabitlenen palavit reçine ve milimetrelik ölçüm kağıdından oluşturulan bir anahtar ile korundu.



Şekil 3-6: Alçı modelde analogların yerleşeceği yuvaların paralelometre ile açılması

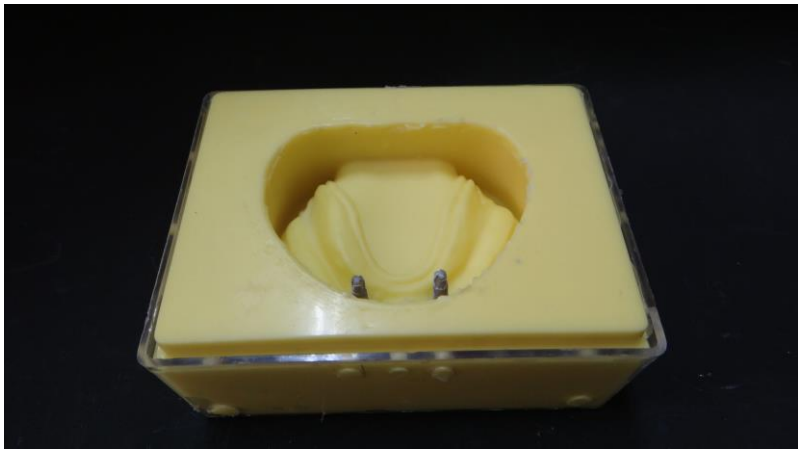
İmplant içeren epoksi reçine ana modeli üretmek için, implant analoglarının üzerine implant transfer parçaları monte edildi. Bu model üzerinde ışıkla sertleşen kaide plağı yardımıyla implant transfer parçalarının hareketine izin vermeyen bir anahtar (Anahtar 2) yapıldı (Şekil 3-7).

Şekil 3-7: İmplant transfer parçalarının hareketine izin vermeyen Anahtar 2

Anahtar 2 üzerinde analog vidalarının bulunduğu alanlar açık bırakıldı. Anahtar 2' nin yardımıyla analogların bulunduğu pozisyon herhangi bir sapma olmadan, epoksi reçine ana modele aktarılması hedeflendi (Şekil 3-8).

Şekil 3-8: Anahtar 2' nin yardımıyla analogların pozisyonun aktarılması

Eposi reçine ana modeli elde etmek için, Anahtar 2'de bulunan analogların üzerine implant taşıma parçaları takıldı. İmplant taşıma parçalarının sağ-sol ve yukarı aşağı yönde oynamaması için birbirlerine palavit ile sabitlendi. Bu sayede silikon içinde implant taşıma parçalarının konumunun sabit kalması ve implantların konumunun çalışma modelindekiyle aynı olması sağlandı. Analog yerleştirilmiş alçı modelin, implant taşıma parçaları üzerindeyken kalıp silikonu ile negatif bir kopyası elde edildi (Şekil 3-9).



Şekil 3-9: Analog yerleştirilmiş alçı modelin, implant taşıma parçaları üzerindeyken kalıp silikonu ile negatif bir kopyası

Silikon kalıbın içi sabun ve alkol ile olası kalıntılarından temizlenip kurutuldu. Kalıptaki analoglar sökülerek yerlerine Trias® implantlar (4,1 mm x 12,0 mm) vidalandı. Üretici firmanın talimatları doğrultusunda epoksi reçine (Epofix, Struers) hazırlandı ve bu kalıbın içine döküldü. Bu sayede implant yüzeyi ile epoksi reçine arasında osteoentegrasyonu taklit eden bir bağlantı sağlandı. Bu kalıp kullanılarak birbiri ile özdeş insan mandibulasıyla benzer elastik modülüse sahip (4 100 Mpa) 4 ana model elde edildi (ISO 14801:2016).

3.3. Bar Tutucuların Hazırlanması

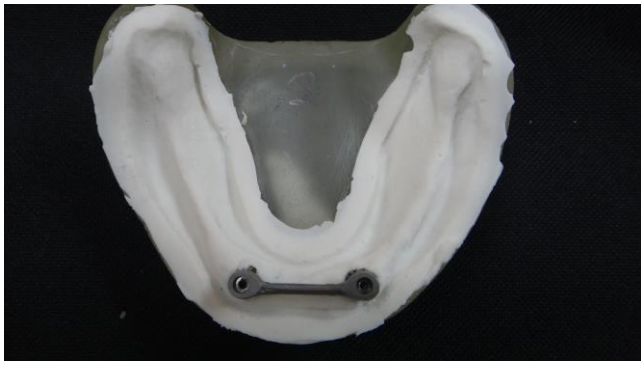
Çalışmada bar tutucu çeşitleri arasından yuvarlak kesitli ve etekli hader bar (Bredent**,** GmbH & Co.KG, Senden, Germany) kullanıldı. Epoksi reçine ana modele gömülü olan implantların üzerine, bar abutmentının 2 mm'lik dişeti parçası ve bar döküm kovanı yerleştirildi. Yumuşak doku oluşturmak için hazırlanan Anahtar 1' in içine silikon (Fit Checker, GC Corporation, Tokyo, Japan) konuldu ve Anahtar 1 epoksi ana modelin üzeine adapte edildi. Bu sayede üzerinde yumuşak doku bulunan epoksi reçineden bir ana model üretildi (Şekil 3-10).

Şekil 3-10: Anahtar 1 ve yapay mukozanın yerleştirildiği epoksi reçine ana model

Yumuşak doku oluşturulduktan sonra bar abutmentının döküm kovanı ile prefabrik bar çubuğu palavit reçine aracılığıyla birbirine bağlandı. Bar çubuğunun dişetine olan uzaklığının ve bar abutmentına bağlandığı konumun her modelde aynı olabilmesi için A tipi silikon ile (Elite HD, Zhermack, Italy) bir anahtar elde edildi (Anahtar 3). Bu anahtar yardımıyla 4 ana modelde de aynı konum ve şekilde bar tutucu modelajı yapıldı.

3.3.1. Bar Tutucuların Dökümü

Modelajı tamamlanan bar tutucular döküm kanalları aracılığıyla döküm konisine bağlanarak revetmana alındı (Bellavest SH, Bego USA Inc, Lincoln, USA). Revetman sertleştikten ve soğuduktan sonra ön ısıtme fırınında 966°C sıcaklıkta mum eliminasyon işlemi gerçekleştirildi ve Cr-Co iskelet metali (mt03/ Bego Wironit Extrahart İskelet Metali, Bego USA Inc, Lincoln, USA) elde edilen boşuğa santrifuje edildi (İstanbul Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Oral Simülasyon Laboratuvarı, Bego Fornax 35 E yüksek frekanslı indüksiyon ısı kaynaklı döküm makinesi). Revetmanın sıcaklığı oda sıcaklığına düştükten sonra ve bar tutucular revetmandan çıkartılarak tesfiye yapıldı. Tesfiye edilen bar parçaları 60 µm Al_2O_3 partikülleri (Alodor iskelet kumu, Thanakorn Inter Suppply Co Ltd, Bankok, Tayland) ile kumlama işlemine tabi tutularak içerisindeki revetman parçaları temizlendi. Bu işlemden sonra bar tutucular ana modeldeki implantların üzerine 35 N tork ile monte edildi (Şekil 3-11).

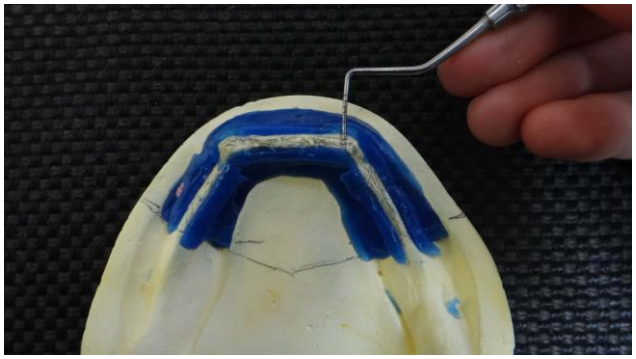


Şekil 3-11: Bar tutucu ve ağız mukozalı epoksi reçine ana model

3.4. Güçlendirme Malzemelerinin Hazırlanması

Çalışmada güçlendirme malzemesi olarak Cr-Co alaşımından (Magnum H60, Mesa, Travagliato, Italy) elde edilen döküm metal barlar ve silanlanmış doğrusal cam fiber (Stick Tech Ltd, Turku, Finland) kullanıldı. Çalışmada ‘parsiyel güçlendirme’ yapılacağı için güçlendirme malzemesinin konumu, bar tutucunun üzerinden geçerek 1. Büyük azı dişlerinin mesialinde son bulacak şekilde planlandı. Güçlendirme malzemesinin boyutları 0,5 mm kalınlıkta ve 4 mm genişlikte olacak şekilde belirlendi.

Güçlendirme malzemesinin konumlandırılacağı alanın çevresi bar tutuculu alçı modelin üzerinde döküm mumları ile çevrelenerek belirlendi (Şekil 3-12).



Şekil 3-12: Güçlendirici malzemenin geleceği konumun hazırlanması

Alçı modelde kullanılmayacak alanlar kesilip atıldı. Mevcut alçı modelin kalıp silikonundan negatif bir kopyası elde edildi. Elde edilen silikon kalıptan güçlendirme malzemesinin konumlandırılacağı alanın belirgin olduğu revetman bir model elde edildi (Bellavest SH, Bego USA Inc, Lincoln, USA). Her bir revetman model ön ısıtma fırında 476°C'de 2 saat ön ısıtma işlemine tabi tutuldu. Isınan revetman modeller reçine banyosuna daldırıldı. Daha sonra 4 mm genişliğe ve 0,5 mm kalınlığa sahip döküm mumları ile revetman modele metal güçlendiricinin modelajı yapıldı (Şekil 3-13). Cam fiberler ise belirlenen uzunlukta kesilerek kullanıma hazır hale getirildi.

Şekil 3-13: Metal güçlendiricinin mum modelajı

3.4.1. Yer Tutucuların Hazırlanması

Protetik örnekler üretilirken, güçlendirme malzemesine yer açabilmek ve güçlendirme malzemesinin üzerinde yeterli miktarda akrilik kalınlığı sağlayabilmek için bir yer tutucu hazırlandı. Yer tutucunun kalınlığı 1,5 mm olarak (1,0 mm akrilik reçine kalınlığı ve 0,5 mm güçlendirici malzeme kalınlığı) belirlendi. Yer tutucunun genişliği ve uzunluğu güçlendirme malzemeleri ile bire bir aynıdır. Bu yüzden revetman modellerinin üretildiği silikon kalıptan yer tutucu üretimi için de revetman modeller elde edildi (Bellavest SH, Bego USA Inc, Lincoln, USA). Her bir revetman model ön ısıtma fırında 476°C'de 2 saat ön ısıtma işlemine tabi tutuldu. Isınan revetman modeller reçine banyosuna daldırıldı. Soğuyan revetman modellere güçlendiricilerin konumlanacağı şekil, uzunluk ve genişlikte 1,5 mm kalınlığa sahip döküm mumları ile yer tutucu modelajı yapıldı (Şekil 3-14).

Şekil 3-14: Silikon kalıp ve revetman modeller ve yer tutucu için mum modelajlar

3.4.2. Güçlendirme Malzemesinin Ve Yer Tutucunun Dökümü

İstanbul Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Oral Simülasyon Laboratuvarı, Bego Fornax 35 E yüksek frekanslı indüksiyon ısı kaynaklı döküm makinesi ile döküm işlemi gerçekleştirildi. Döküm işleminden sonra metal barlar tesfiye edildi. Metal barlar, 60 µm partikül boyutuna sahip Al_2O_3 ile kumlama işlemine tabi tutularak içerisindeki revetman parçaları temizlendi. Kumlama işleminden sonra metal barlar ultrasonik temizleyicide (Ultrasonic Cleaner, Codyson CD-4820, China) ve distile suda temizlendi. Güçlendirme malzemesinin ve yer tutucunun uzunluk, genişlik ve kalınlığı kumpas

yardımıyla ölçüldü. İstenilen boyutlarda üretilemeyen yer tutucu ve güçlendirme malzemesi çalışmada kullanılmadı, yeniden üretildi.

3.5. Protetik Örneklerin Hazırlanması

3.5.1. Muflaya Girecek Alçı Modellerin Hazırlanması

Bar tutucu, analogların bulunduğu alçı modele vidalandı. Bar tutucunun üzerine 1 tane plastik tutucu yerleştirildi. Bar tutucunun undercutlı alanlarına mum ile block out işlemi yapıldı. Plastik tutucunun üzeri protez kaidesine tutunabilmesi için block out işlemi yapılırken açıkta bırakıldı (Şekil 3-15). Bar tutuculu alçı modelin kalıp silikonu ile negative bir kopyası elde edildi. Bu silikon kalıp sayesinde üretilen ve muflaya giren her bir alt çene modelinin birbiri ile özdeş olması sağlandı (Şekil 3-16)

Şekil 3-15: Bar tutucu üzerine uygulanan block out işlemi

Şekil 3-16: Silikon kalıp ve bar tutuculu alçı model

3.5.2. Protetik Şablonların Hazırlanması

Farklı kalınlıklara sahip kaide plağı üretmek için 2 mm, 3 mm ve 4 mm kalınlığa sahip termoplastik şeffaf plaklar (Orthotechnology, Thermal Forming Splint, Florida, USA) bar tutuculu alçı modellere vakum cihazı ile adapte edildi. Vakumlama işleminden sonra, şeffaf kaide plaklarının kalınlığı bir kumpas yardımıyla ölçüldü. İstenilen değerler elde edilen kadar ince alanlara kendiliğinden polimerize olan akrilik ilave edildi ya da kalın alanlar tesfiye edilerek kaide plaklarının her bölgesinde kalınlığın eşit olması sağlandı.

Protetik örneklerde dinamik yüklemenin yapılacağı 1. Büyük azı dişini doğru pozisyonda dizebilmek için bar tutuculu alçı modellere fonksiyonel kret analizi yapıldı. Daha sonra 2 mm kalınlığa sahip şeffaf plak alçı modelin üzerine yerleştirildi ve fonksiyonel kret analizi sonucunda elde edilen eğrinin en derin noktasına 1. Büyükazı dişleri (VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Säckingen, Germany), oklüzal düzlemi retromolar kabartının 2/3 yüksekliğinde konumlanacak şekilde yerleştirildi. Dişlerin bu pozisyonunu kayıt altına almak için silikon bir anahtar yapıldı. Bu silikon anahtar sayesinde diğer iki şefaff kaide plağına da azı dişlerinin aynı konumda dizilmesi sağlandı. Bu sayede 2 mm, 3 mm ve 4 mm kaide kalınlığına sahip protetik şablonlar elde edildi (Şekil 3-17). Çalışma grubundaki her protez bu üç şablonun kullanımı ile üretildi. Bu sayede her kalınlık grubunda birbiri ile özdeş protezler elde edildi.

Şekil 3-17: 2 mm, 3 mm ve 4 mm kalınlığındaki protez şablonlar

3.5.3. Protetik Şablonların Muflalanması

Bar tutuculu alçı modellerin üretildiği silikon kalıbın yardımıyla 108 tane alçı model elde edildi. Alçı modeller muflaya bağlanmadan once su banyosunda 10 dk süre boyunca bekletildi. Daha sonra üretici firmanın talimatları doğrultusunda Tip II Beyaz alçı 150 g toz/ 48 ml su oranında 1 dakika (dk) süre boyunca karıştırıldı. Elde edilen alçı hamuru muflanın alt parçası içine konuldu. Suya doyan alçı modeller muflanın alt parçasına, muflanın kenarlarından ve muflanın üst kısmından en az 1 cm mesafe kalacak şekilde konumlandırıldı. Alçı modeller muflanın metal zeminine doğru itilirken çalışma modeli ile muflanın arasında herhangi bir andırkatın kalmamasına dikkat edildi. Farklı kalınlıklarda hazırlanmış olan protetik kalıplar muflanın içindeki alçı modele yerleştirildi ve protez ile alçı yüzey arası mum ile kapatıldı. Muflanın alt parçasındaki alçının sertleşmesinden sonra tüm yüzeyler izolasyon maddesi (Isolant Separating Solution, Dentsply Corp., Dentsply, DeTrey, UK) kullanılarak izole edildi. Birbiri ile özdeş örneklerin hazırlanması için aynı protetik şablonun kullanılması gerekmektedir. Bu amaçla protetik kalıpların üzeri A tipi silikonun ikinci ölçü malzemesi (Elite HD-low body, Zhermack, Italy) ile kapatıldı (Şekil 3-18).

Şekil 3-18: Protetik kalıpların silikon malzeme ile kapatılması

Silikon malzeme donduktan sonra üzerine bir izolasyon malzemesi (Isolant Separating Solution, Dentsply Corp., Dentsply, DeTrey, UK) uygulandı ve muflanın üst parçası kapatıldı. Muflanın içi, üretici firmanın talimatları doğrultusunda hazırlanan Tip 1 beyaz alçı ile dolduruldu. Muflanın üst kapağı kapatılıp, hidrolik preste (Kavo Elektrotechnisches Werk GmBH, Germany) 21Mpa basınç altında 10 dk bekletildi.

Alçı sertleştikten muflalar açıldı (Şekil 3-19) ve protetik şablonlar silikon kalıptan çıkarıldı (Şekil 3-20).

Şekil 3-19: Muflanın açılması

Şekil 3-20: Protetik şablon çıktıktan sonraki görüntü

3.5.4. Akrilik Burajı

3.5.4.1. Kontrol Gruplarının Akrilik Burajı

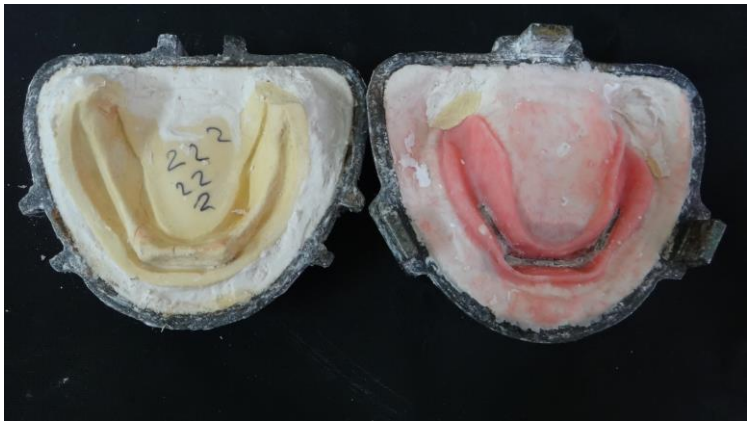
Muflalar, içindeki alçı kitlesinin sertleşmesinden sonra açıldı ve protetik kalıplar çıkarıldı ve mum kalıntılarından kurtulmak için modeller anyonik bir yüzey temizleyicisi yıkandı. Tüm alçı yüzeyler izolasyon maddesi (Isolant Separating Solution, Dentsply Corp., Dentsply, DeTrey, UK) kullanılarak izole edildi.

Üretici firmanın talimatları doğrultusunda ısı ile polimerize olan geleneksel akrilik (Promolux heat cure acrylic resin, Merz Dental GmbH, Lütjenburg, Germany) reçine karıştırıldı. Muflaların içindeki silikon boşluklara akrilik burajı gerçekleştirildi.

Muflalar 15 dakika boyunca hidrolik preste (Kavo Elektrotechnisches Werk GmBH, Germany) 21Mpa basınç altında bekletildi. Daha sonra taşan akrilik hamuru temizlendi ve muflalar britlere alınarak su tankına polimerizasyon işlemi için konuldu.

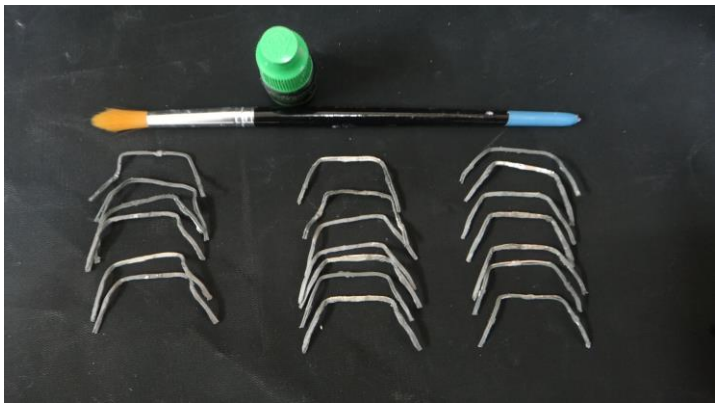
3.5.4.2. Güçlendirilen Grupların Akrilik Burajı

Muflalar, içindeki alçı kitlesinin sertleşmesinden sonra açıldı ve protetik kalıplar çıkarıldı ve mum kalıntılarından kurtulmak için modeller anyonik bir yüzey temizleyicisi yıkandı. Tüm alçı yüzeyler izolasyon maddesi (Isolant Separating Solution, Dentsply Corp., Dentsply, DeTrey, UK) kullanılarak izole edildi. Üretici firmanın talimatları doğrultusunda darbe dayanımı yüksek akrilik (Promulux High Impact heat cure acrylic resin, Merz Dental GmbH, Lütjenburg, Germany) reçine karıştırıldı. Akrilik burajı yapılmadan once, yer tutucular alçı modelde güçlendirilecek alan üzerine mum ile sabitlendi. Daha sonra muflaların içindeki silikon boşluklara akrilik burajı gerçekleştirildi. Muflalar 15 dakika boyunca hidrolik preste (Kavo Elektrotechnisches Werk GmBH, Germany) 21Mpa basınç altında bekletildi. Taşan akrilik hamuru temizlendi ve muflalar britlere alınarak 24 saat bekletildi. Bu sayede hidrolik pres aşamasında güçlendirme malzemesinin konumundan emin olundu ve özelikle doğrusal cam fiberle yapılan güçlendirmede fiber liflerinin birbirine karışması ya da güçlendirilmek istenilen alandan başka yere kaymasının önüne geçildi. 24 saat sonra muflalar açıldı (Şekil 3-21).



Şekil 3-21: Yer tutucu yerleştirildikten sonra, muflanın açılmış hali

Güçlendirme malzemesi olarak kullanılacak Cr-Co döküm metal barlar, akrilik reçine ile metal yüzeyinin arasındaki adezyonun arttırılması için 125 µm partikül büyüklüğüne sahip Al_2O_3 ile 10 saniye boyunca 0.3 Mpa basınç altında kumlandı. Kumlama işleminden sonra metal barlar ultrasonik temizleyicide (Ultrasonic Cleaner, Codyson CD-4820, China) ve distile suda 10 dakika boyunca temizlendi. Temizlenen Cr-Co döküm metal barların yüzeyine kuruduktan hemen sonra pamuk pelet yardımıyla bir metal adeziv (Alloy Primer, Kuraray Medical Inc., Tokyo, Japan) sürüldü (Şekil 3-22).

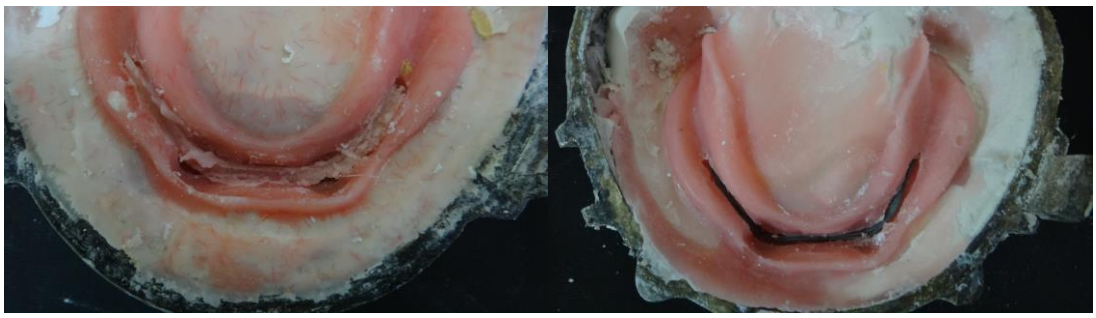


Şekil 3-22: Cr-Co döküm metal barlar ve metal adezivi

Uzunluğu, kalınlığı ve genişliği ayarlanmış doğrusal silanlanmış cam fiberler (Stick Tech Ltd, Turku, Finland) ise üretici firmanın talimatları doğrultusunda, akrilik burajından önce kullanılacak akrilik reçinenin toz-likit karışımı ile ıslatıldı.

Buraj işleminde yer tutucu akrilik hamurunun içinden çıkarıldı (Şekil 3-23) ve elde edilen boşluğa güçlendirme malzemesi yerleştirildi (Şekil 3-24).

Şekil 3-23: Güçlendirme malzemesinin konulacağı boşluk



Şekil 3-24: Cam fiber ve metal güçlendiricinin akrilik hamur içine yerleştirilmesi

Güçlendirme malzemesi ile akrilik hamur arasında kalan boşluğa üretici firmanın talimatları doğrutulsunda hazırlanan akrilik hamuru ilave edildi (Şekil 3-25). Muflalar 15 dakika boyunca hidrolik preste (Kavo Elektrotechnisches Werk GmBH, Germany) 21Mpa basınç altında bekletildi. Hidrolik presten alınan muflalar britlere alınarak su tankına polimerizasyon işlemi için konuldu.

Şekil 3-25: Güçlendirme malzemesi yerleştikten sonra akrilik burajı

3.5.5. Protetik Örneklerin Polimerizasyonu

Örneklerin polimerizasyonunda uzun kaynatma tekniği uygulandı. Muflalar polimerizasyon ünitesine 70°C' de 7 saat, 100°C' de 1 saat polimerize edildi (Kavo EWL Typ 5506, Kavo Elektronisches Werk GmBH, Allgäu, Germany). Isı ile polimerize olan akrilik reçine örnekler İstanbul Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Tenisyenlik Okulu Laboratuvarında hazırlandı.

3.5.6. Protetik Örneklerin Tesfiye ve Cilası

Polimerizasyonu tamamlanan örneklerin kenarlarındaki akrilik fazlalıklar canavar frezler yardımı ile alındı. Akrilik yüzeyler 600 Grid'lik zımpara kağıtları kullanılarak akrilik düzgünleştirildi.

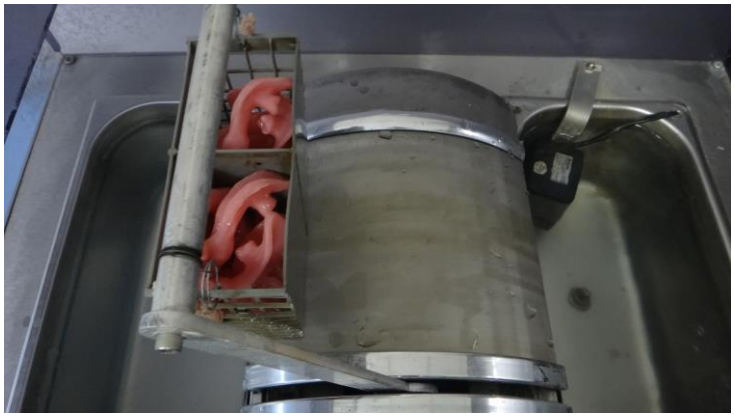
Tüm örnekler, mekanik testlere başlamadan önce oda ısısında, 7 gün boyunca distile suda bekletildi (Şekil 3-26).

Şekil 3-26: Örneklerin suda bekletilmesi

3.6. Mekanik Testler

3.6.1. Termal Döngünün Gerçekleştirilmesi

Çalışmada kullanılan tüm örnekler termal döngü cihazı ile ısısal rejime maruz bırakıldı. Termal döngü cihazı, haznesindeki suyun sıcaklığı 5°C ile 55°C, soğuk ve sıcak suda bekleme süresi 30 sn olacak şekilde ayarlandı. Tüm örnekler 5 000 kez ısısal rejime maruza bırakıldı. Termal döngü testi İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Ana Biim Dalı Araştırma Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi (Şekil 3-27).

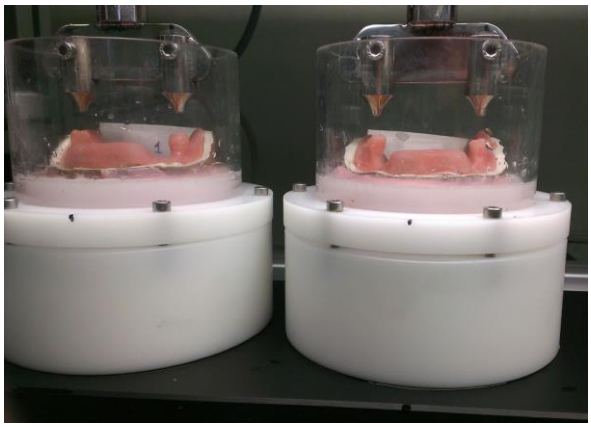


Şekil 3-27: Termal döngü cihazındaki örnekler

3.6.2. Dinamik Yükleme

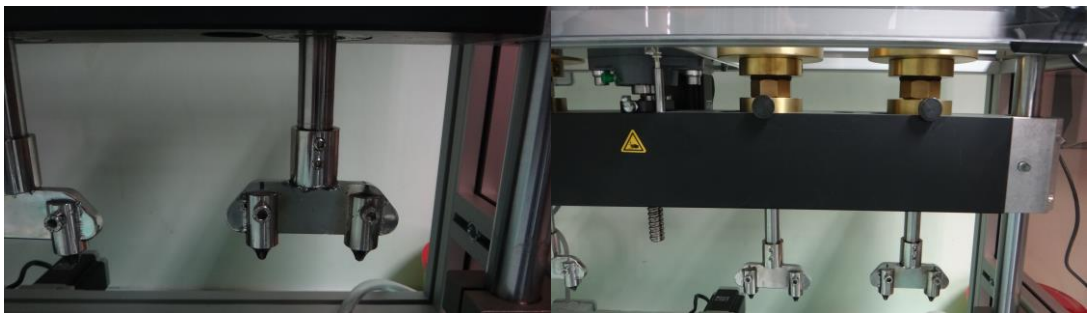
Dinamik kuvvet altında yorulma dayanımı, ağız içindeki çiğneme hareketini üç boyutta taklit edecek şekilde tasarlanmış olan bir çiğneme simülatörü cihazı (SD Mecatronic Chewing Simulate Machine, İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı, Total Parsiyel Protezler Bilim Dalı) ile yapıldı.

Epoksi reçineden elde edilen ana modeller akrilik reçine aracılığıyla makinenin haznesine bağlandı (Şekil 3-28).



Şekil 3-28: Örneğin çiğneme simülatöründeki hazneye bağlı hali

Çiğneme simülatörünün örneklere bilateral olarak kuvvet uygulayabilmesi için bir çatal uç tasarlandı. Çatal uçlar arasındaki mesafe, protetik örneklerde azı dişlerinin santral fossaları arasındaki mesafeye göre belirlendi. Bu sayede çiğneme alt çene 1. Büyük azı dişinin bukkal tüberkül eğimini geçerek dişlerin santral fossalarına kuvvet uyguladı (Şekil 3-29).

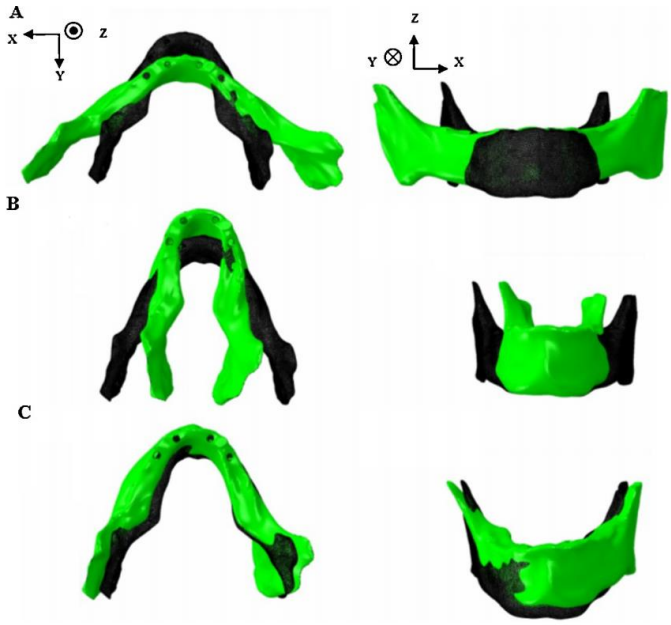


Şekil 3-29: Çiğneme simülatörüne bağlanan çatal uç

Çiğneme simülatörüne bağlanan çatal uç örneklere dikey yönde 98 N'luk bir kuvvet uyguladı. Böylece dinamik yükleme her bir büyük azı dişine ortalama 49 N' luk çiğneme kuvveti altında, 1,2 Hz hızda 400 000 kez gerçekleştirildi. Çiğneme simülatöründe örneklere konsentrik döngüsel yükleme yapıldı. Dinamik yükleme dikey santral fossadan 2 mm uzaklıkta dikey olarak ve 2 mm horizontal eksende çiğneme fonksiyonun kayma hareketini taklit edecek şekilde gerçekleşti. Örnekler dinamik test boyunca oda sıcaklığında distile su içinde muhafaza edildi.

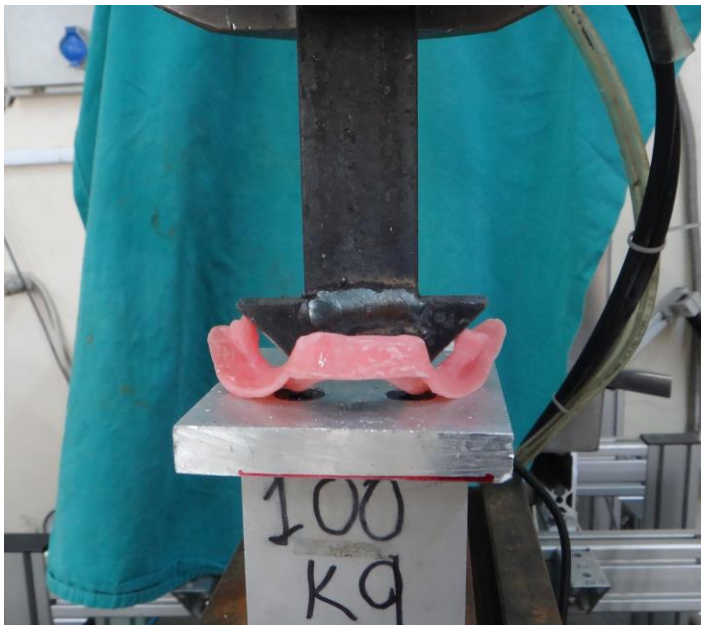
3.6.3. Statik Yükleme Ve Kırılma Dayanımının Ölçülmesi

Statik kuvvet altında malzemenin maksimum kırılma dayanımının ölçülmesi, İstanbul Teknik Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Makina Mühendisliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarında üniversal bir test cihazında gerçekleştirildi (MTS, 858 mini Bionix II, Eden Prairie, USA). Doğal çiğneme fonksiyonunda, özellikle azı dişi ile yapılan çiğneme fonksiyonunda, alt çene kemiği yatay ve dikey yönde bükülme hareketi yapar. Bu durum alt çene kemiğinin bir bütün olarak yatay yönde burulmasına neden olur (Şekil 3-30).



Şekil 3-30: Ön bölgeye implant uygulanmış alt çene kemiğinin azı dişleri temastayken yatay yönde burulması. (Favot LM, Kromer VB, Haboussi M, Thiebaud F, Zineb TB) Numerical study of the influence of material parameters on the mechanical behaviour of a rehabilitated edentulous mandible. J Dent 2014;42:287-297' den alıntıdır (338).

Alt çene kemiğinin yatay yöndeki bu burulmasını taklit etmek amacıyla üniversal test cihazının kuvvet uygulayan ucu 45 derece iç açıya sahip eşkenar dörtgen şeklinde modifiye edildi. Eşkenar dörtgenin kenarları, 1. Büyük azı dişinin lingual yüzeyine gelecek şekilde konumlandırıldı. Bu sayede çineme kuvvetinin vertikal ve lateral komponenti her iki 1. Büyük azı dişine eşit olarak eşkenar dörtgenin eğik düzlemi ile iletilmiş oldu. Üniversal test cihazına 100 kg- 600kg arası kuvvet uygulayan kuvvet birimi (loadcell) takıldı ve piston hızı (crosshead speed) 2mm/dk olacak şekilde statik yükleme yapıldı. Statik yükleme örnekler kırılana kadar belirtilen parametreler doğrultusunda kuvvet arttırımı yapılarak tamamlandı (Şekil 3-31). Her bir örnek için kırılma değeri Newton olarak belirlendi.



Şekil 3-31: Alt çene kemiğinin yatay yönde burulmasını taklit ederek statik yüklemenin gerçekleştirilmesi

3.7. İstatisitiksel İncelemeler

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için IBM SPSS Statistics 22 (IBM SPSS, Version 22.0, Armonk, NY, USA) programı kullanıldı. Çalışma verileri değerlendirilirken parametrelerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilks testi ile değerlendirildi. Ana grup, alt grup ve kalınlıkların kırılma dayanımı

üzerindeki ortak etkisinin belirlenmesinde Üç yönlü varyans analizi kullanıldı. Devam testleri olarak Oneway Anova testi (post hoc Tukey HSD test) ve Student t test kullanıldı. Anlamlılık $p<0,05$ düzeyinde değerlendirildi.

4. BULGULAR

Dinamik yükleme testinde protetik örneklerde çatlama ya da kırılma tespit edilmedi. Dinamik yükleme testinde yorulan örnekler üniversal bir test cihazı yardımıyla kırılana kadar statik yüklendi. Kırılma değerleri N (Newton) cinsinden elde edildi.

Tablo 4-1: Kalınlığın, güçlendirme metotlarının ve akrilik reçine çeşidinin kırılma dayanımına olan etkisi

	Tip III Kareler Toplamı	Df	Kareler Ortalaması	F	P
Kalınlık	3400269,19	2	1700134,59	981,554	0,001*
Güçlendirme metotları	397251,51	2	198625,75	114,674	0,001*
Akrilik reçine çeşitleri	164912,13	1	164912,13	95,210	0,001*
Kalınlık ve güçlendirme metotları	160150,41	4	40037,60	23,115	0,001*
Kalınlık ve akrilik reçine çeşidi	180270,44	2	90135,22	52,039	0,001*
Güçlendirme metodu ve Akrilik reçine çeşidi	18890,05	2	9445,02	5,453	0,006*
Kalınlık, güçlendirme metodu ve akrilik reçine çeşidi	3914,18	4	978,55	0,565	0,689

Three-way ANOVA (Üç yönlü varyans analizi) ** p<0.05*

Kalınlığın, güçlendirme metotlarının ve akrilik reçine çeşidinin kırılma dayanımına olan etkisi incelendiğinde; kalınlıklar arasında kırılma dayanımları açısından istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık bulunmaktadır (p:0,001; p<0,05). Güçlendirme metotlar arasında kırılma dayanımları açısından istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık bulunmaktadır (p:0,001; p<0,05). Akrilik reçine çeşitleri arasında kırılma dayanımları açısından istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık bulunmaktadır (p:0,001; p<0,05). Akrilik reçine çeşidi ve güçlendirme metotlarının

kırılma dayanımı üzerindeki ortak etkisi istatistiksel olarak anlamlıdır (p:0,006; p<0,05). Akrilik reçine çeşidi ve güçlendirme metotları bir arada kırılma dayanımını etkilemektedir. Akrilik kaide kalınlığının ve güçlendirme metotlarının kırılma dayanımı üzerindeki ortak etkisi de istatistiksel olarak anlamlıdır (p:0,001; p<0,05). Akrilik kaide kalınlığı ve güçlendirme metotları bir arada kırılma dayanımını etkilemektedir. Akrilik kaide kalınlığının ve akrilik reçine çeşidinin kırılma dayanımı üzerindeki ortak etkisi istatistiksel olarak anlamlıdır (p:0,001; p<0,05). Akrilik kaide kalınlığı ve akrilik reçine çeşidi bir arada kırılma dayanımını etkilemektedir. Akrilik kaide kalınlığının, güçlendirme metotlarının ve akrilik reçine çeşitlerinin kırılma dayanımı üzerindeki ortak etkisi istatistiksel olarak anlamlı değildir (p:0,689; p>0,05). Akrilik kaide kalınlığı, güçlendirme metodu ve akrilik reçine çeşitleri bir arada kırılma dayanımını etkilememektedir (Tablo 4.1).

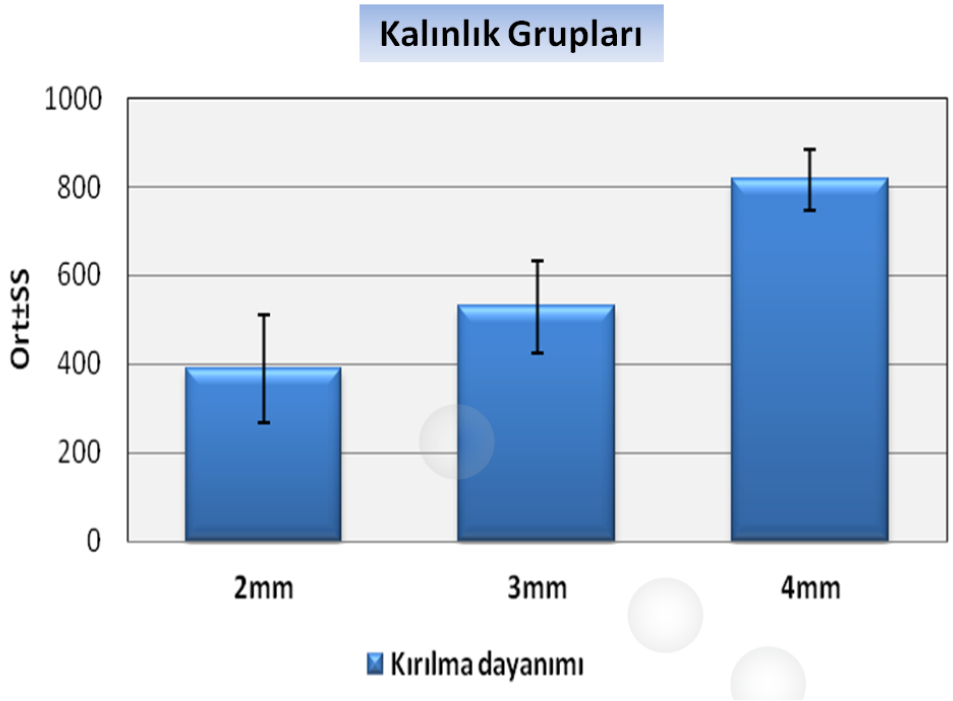
Tablo 4-2: Kalınlık, güçlendirme metodu ve akrilik reçine çeşidine göre kırılma dayanımlarınn ortalaması

	Kırılma dayanımı Ort±SS		P
Kalınlık	2 mm	389,65±122,87	
	3 mm	528,72±104,4	[2]0,001*
	4 mm	815,8±69,97	
Güçlendirme metodu	C	568,53±175,32	
	MR	508,99±203,18	[2]0,008*
	FR	656,64±211,36	
Akrilik reçine çeşidi	CA	538,98±225,33	[1]0,047*
	HIA	617,13±175,13	

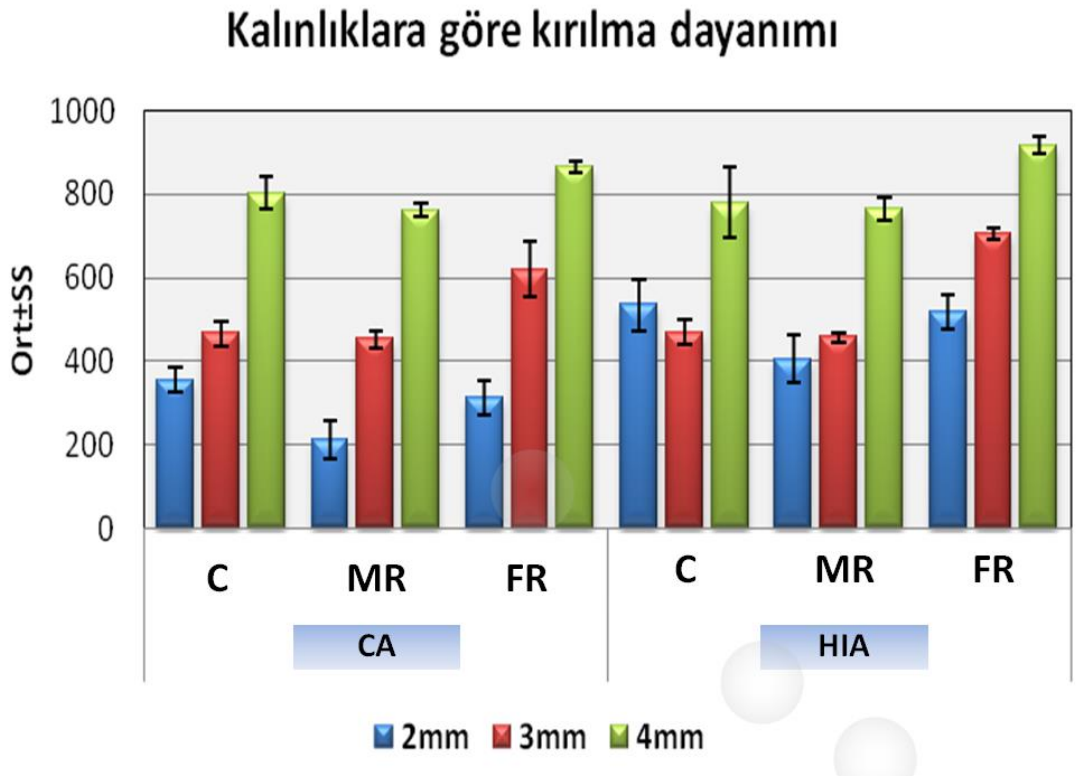
[1]*Student t test* [2] *Oneway Anova test* ** p<0,05*

Kalınlık, güçlendirme metodu ve akrilik reçine çeşidine göre kırılma dayanımlarınn ortalaması Tablo 4.2'de ve Şekil 4.1 - Şekil 4.6' da gösterilmektedir. Kalınlık grupları arasında kırılma dayanımı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık bulunmaktadır (p:0,001; p<0,05). Anlamlılığın tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; 2 mm kalınlıktaki kırılma dayanımı

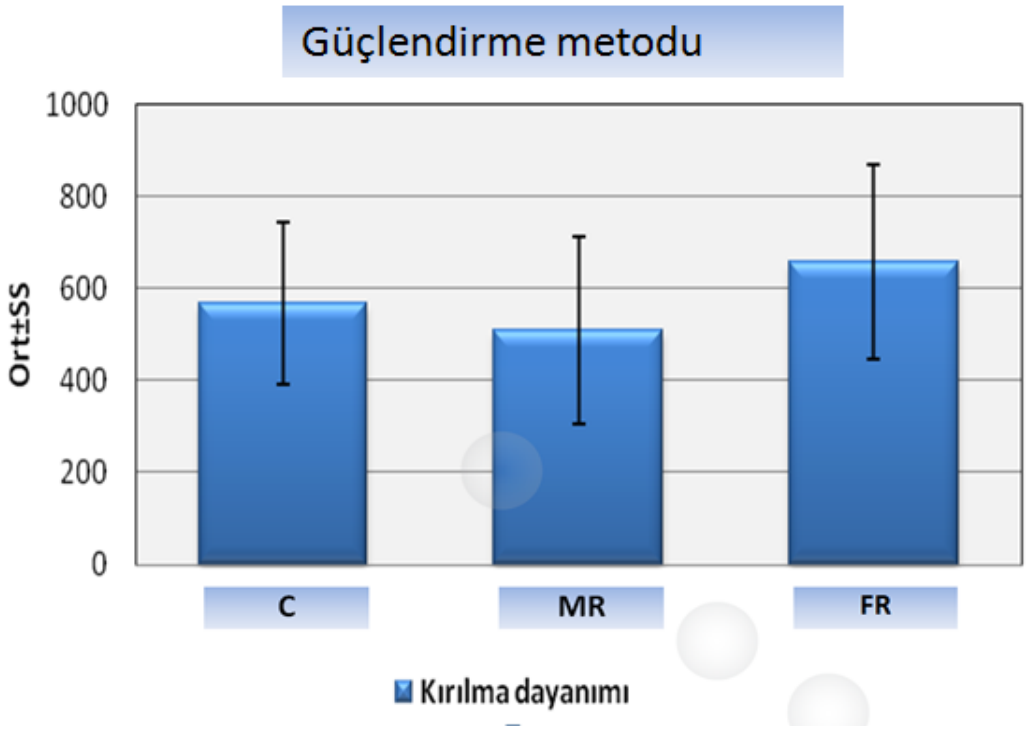
ortalamaları, 3 mm ve 4 mm kalınlıklarının ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur (p:0,000; p<0,05). 3 mm kalınlıktaki kırılma dayanımı ortalamaları, 4 mm kalınlığının ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur (p:0,001; p<0,05). Güçlendirme metotları arasında kırılma dayanımı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık bulunmaktadır (p:0,008; p<0,05). Anlamlılığın tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; MR grubundaki kırılma dayanımı ortalamaları, FR grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur (p:0,006; p<0,05). Akrilik çeşitleri arasında kırılma dayanımı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık bulunmaktadır. Anlamlılığın tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; HIA grubunun kırılma dayanımı ortalaması, CA grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir (p:0,047; p<0,05).



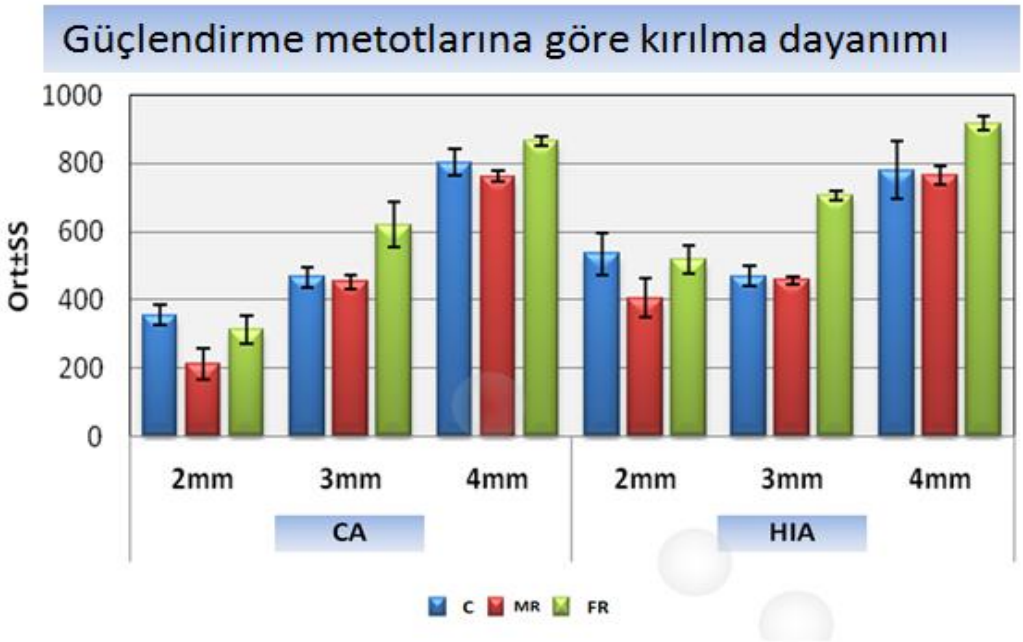
Şekil 4-1: Kalınlıklara göre kırılma dayanımı ortalamaları



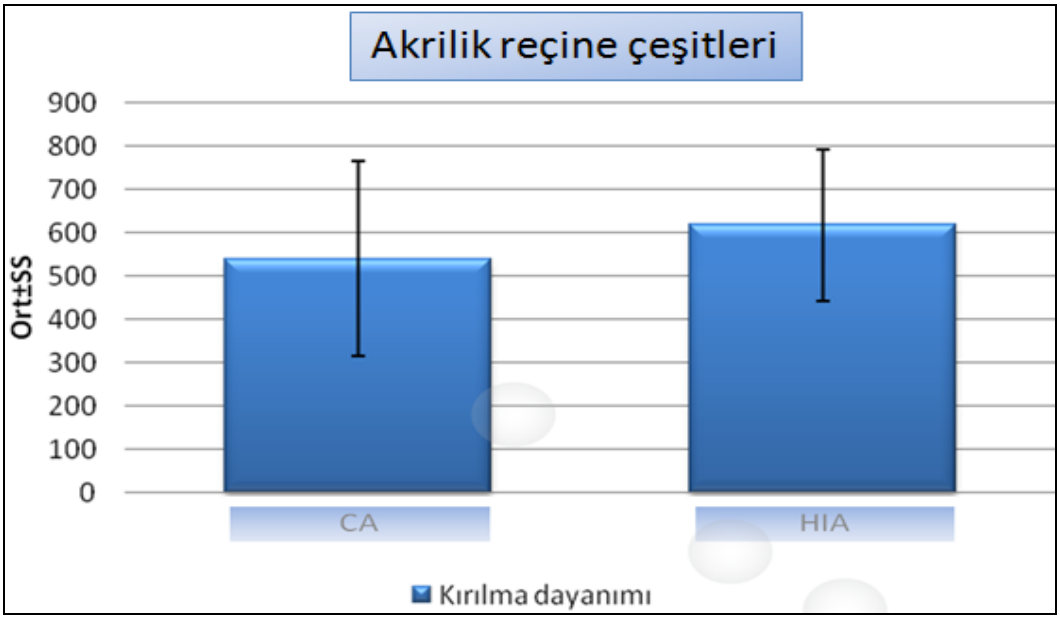
Şekil 4-2: Kalınlıklara göre kırılma dayanımlarının karşılaştırılması



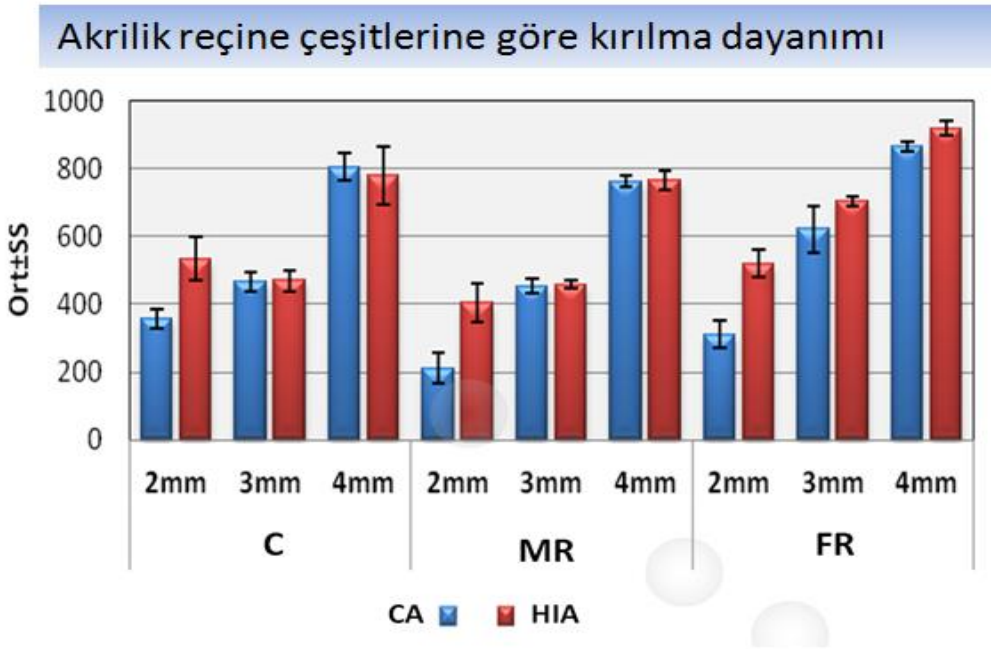
Şekil 4-3: Güçlendirme metoduna göre kırılma dayanımı ortalamaları



Şekil 4-4: Güçlendirme metotlarına göre kırılma dayanımlarının karşılaştırılması



Şekil 4-5: Akrilik reçine çeşitlerinin kırılm dayanımı ortalaması



Şekil 4-6: Akrilik reçine çeşitlerine göre kırılma dayanımlarının karşılaştırılması

Tablo 4-3: Güçlendirme metotları ve kalınlıklar açısından akrilik reçine çeşitleri arasında kırılma dayanımının değerlendirilmesi

Güçlendirme metotları	Kalınlık	CA Ort±SS	HIA Ort±SS	P
	2 mm	355,99±28,16	469,78±30,4	0,001*
C	**3 mm**	467,09±29,26	534,50±62,06	0,879
	4 mm	803,48±40,34	780,35±85,92	0,564
	2 mm	211,66±44,49	404,63±57,05	0,001*
MR	**3 mm**	452,4±21,8	457,56±12,63	0,627
	4 mm	762,21±14,63	765,53±28,47	0,805
	2 mm	311,6±41,15	519,54±41,64	0,001*
FR	**3 mm**	620,86±67,85	704,6±13,5	0,029*
	4 mm	865,54±14,5	917,7±20,65	0,001*

Student t test *p<0,05

Güçlendirme metotları ve kalınlıklar açısından akrilik reçine çeşitleri arasında kırılma dayanımının değerlendirilmesi incelendiğinde; C grubu için; 2 mm kalınlıkta HIA grubunun kırılma dayanımı ortalaması, CA grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir (p:0,001; p<0,05). 3 mm ve 4 mm kalınlıkta akrilik reçine çeşitleri arasında kırılma dayanımı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı derecede bir farklılık bulunmamaktadır (p>0,05) (Tablo 4.3).

MR grubu için; 2 mm kalınlıkta HIA grubunun kırılma dayanımı ortalaması, CA grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir (p:0,001; p<0,05). 3 mm ve 4 mm kalınlıkta akrilik reçine çeşitleri arasında kırılma dayanımı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı derecede bir farklılık bulunmamaktadır (p>0,05) (Tablo 4.3)

FR grubu için; 2 mm kalınlıkta HIA grubunun kırılma dayanımı ortalaması, CA grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir (p:0,001; p<0,05). 3 mm kalınlıkta CA grubunun kırılma dayanımı ortalamaları, HIA grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur (p:0,029; p<0,05). 4 mm kalınlıkta CA grubunun kırılma dayanımı ortalamaları, HIA grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur (p:0,001; p<0,05) (Tablo 4.3).

Tablo 4-4: Akrilik reçine çeşitleri ve kalınlıklar açısından güçlendirme metotları arasında kırılma dayanımının değerlendirilmesi

Akrilik reçine çeşitleri	Kalınlık	C Ort±SS	MR Ort±SS	FR Ort±SS	P
	2 mm	355,99±28,16	211,66±44,49	311,6±41,15	0,001*
CA	**3 mm**	467,09±29,26	452,4±21,8	620,86±67,85	0,001*
	4 mm	803,48±40,34	762,21±14,63	865,54±14,5	0,001*
	2 mm	469,78±30,4	404,63±57,05	519,54±41,64	0,002*
HIA	**3 mm**	534,50±62,06	457,56±12,63	704,6±13,5	0,001*
	4 mm	780,35±85,92	765,53±28,47	917,7±20,65	0,001*

Oneway ANOVA test **p<0,05*

Akrilik reçine çeşitleri ve kalınlıklar açısından güçlendirme metotları arasında kırılma dayanımının değerlendirilmesi incelendiğinde;

CA grubu için 2 mm kalınlıkta; güçlendirme metotları arasında kırılma dayanımı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık bulunmaktadır (p:0,001; p<0,05). Anlamlılığın tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; MR grubunun kırılma dayanımı ortalamaları, C ve FR gruplarının ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur (p:0,001; p<0,05). C ve FR grupları arasında kırılma dayanımı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı derecede bir farklılık bulunmamaktadır (p>0,05) (Tablo 4.4).

3 mm kalınlıkta; güçlendirme metotları arasında kırılma dayanımı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık bulunmaktadır (p:0,000; p<0,05). Anlamlılığın tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; FR grubunun kırılma dayanımı ortalamaları, C ve MR gruplarının ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (p:0,001; p<0,05). C ve MR grupları arasında kırılma dayanımı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı derecede bir farklılık bulunmamaktadır (p>0,05) (Tablo 4.4).

4 mm kalınlıkta; güçlendirme metotları arasında kırılma dayanımı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık bulunmaktadır (p:0,001; p<0,05). Anlamlılığın tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; MR grubunun kırılma dayanımı ortalamaları, C (p:0,039) ve FR (p:0,001) gruplarının ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur (p<0,05). C grubunun kırılma dayanımı ortalamaları, FR grubunun ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur (p:0,001; p<0,05) (Tablo 4.4).

HIA grubu için; 2 mm kalınlığında; güçlendirme metotları arasında kırılma dayanımı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık bulunmaktadır (p:0,002; p<0,05). Anlamlılığın tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; MR grubunun kırılma dayanımı ortalamaları, C (p:0,002) ve FR (p:0,006) gruplarının ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur (p<0,05). C ve FR grupları arasında kırılma dayanımı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık bulunmamaktadır (p>0,05) (Tablo 4.4).

3 mm kalınlığında; güçlendirme metotları arasında kırılma dayanımı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı derecede bir farklılık bulunmaktadır

(p:0,001; p<0,05). Anlamlılığın tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; FR grubunun kırılma dayanımı ortalamaları, C ve MR gruplarının ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (p:0,001; p<0,05). C ve MR grupları arasında kırılma dayanımı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı derecede bir farklılık bulunmamaktadır (p>0,05) (Tablo 4.4).

4 mm kalınlığında; güçlendirme metotları arasında kırılma dayanımı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık bulunmaktadır (p:0,001; p<0,05). Anlamlılığın tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; FR grubunun kırılma dayanımı ortalamaları, C (p:0,001) ve MR (p:0,001) gruplarının ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (p<0,05). C ve MR grupları arasında kırılma dayanımı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı derecede bir farklılık bulunmamaktadır (p>0,05) (Tablo 4.4).

Tablo 4-5: Akrilik reçine çeşitleri ve güçlendirme metodu açısından kalınlıklar arasındaki kırılma dayanımının değerlendirilmesi

Akrilik reçine çeşitleri	Güçlendirme metotları	2 mm Ort±SS	3 mm Ort±SS	4 mm Ort±SS	P
	C	355,99±28,16	467,09±29,26	803,48±40,34	0,001*
CA	**MR**	211,66±44,49	452,4±21,8	762,21±14,63	0,001*
	FR	311,6±41,15	620,86±67,85	865,54±14,5	0,001*
	C	469,78±30,4	534,50±62,06	780,35±85,92	0,001*
HIA	**MR**	404,63±57,05	457,56±12,63	765,53±28,47	0,001*
	FR	519,54±41,64	704,6±13,5	917,7±20,65	0,001*

Oneway ANOVA test **p<0,05*

Akrilik reçine çeşitleri ve güçlendirme metodu açısından kalınlıklar arasındaki kırılma dayanımının değerlendirilmesi incelendiğinde;

CA grubu için C grubunda; kalınlıklar arasında kırılma dayanımı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık bulunmaktadır (p:0,001; p<0,05). Anlamlılığın tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; 2 mm kalınlığındaki

kırılma dayanımı ortalamaları, 3 mm ve 4 mm kalınlıklarındaki ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur (p:0,001; p<0,05). 3 mm kalınlığındaki kırılma dayanımı ortalamaları, 4mm kalınlığındaki ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur (p:0,001; p<0,05) (Tablo 4.5).

MR grubunda; kalınlıklar arasında kırılma dayanımı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık bulunmaktadır (p:0,001; p<0,05). Anlamlılığın tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; 2 mm kalınlığındaki kırılma dayanımı ortalamaları, 3 mm ve 4 mm kalınlıklarındaki ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur (p:0,001; p<0,05). 3 mm kalınlığındaki kırılma dayanımı ortalamaları, 4 mm kalınlığındaki ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur (p:0,001; p<0,05) (Tablo 4.5).

FR grubunda; kalınlıklar arasında kırılma dayanımı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık bulunmaktadır (p:0,001; p<0,05). Anlamlılığın tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; 2 mm kalınlığındaki kırılma dayanımı ortalamaları, 3 mm ve 4 mm kalınlıklarındaki ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur (p:0,001; p<0,05). 3 mm kalınlığındaki kırılma dayanımı ortalamaları, 4 mm kalınlığındaki ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur (p:0,001; p<0,05) (Tablo 4.5).

HIA grubu için C grubunda, kalınlıklar arasında kırılma dayanımı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık bulunmaktadır (p:0,001; p<0,05). Anlamlılığın tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; 4 mm kalınlığındaki kırılma dayanımı ortalamaları, 2 mm (p:0,001) ve 3 mm (p:0,001) kalınlıklarındaki ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (p<0,05). 2 mm ve 3 mm arasında istatistiksel olarak anlamlı derecede bir farklılık bulunmamaktadır (p>0,05) (Tablo 4.5).

MR grubunda, kalınlıklar arasında kırılma dayanımı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık bulunmaktadır (p:0,001; p<0,05). Anlamlılığın tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; 4 mm kalınlığındaki kırılma dayanımı ortalamaları, 2 mm (p:0,001) ve 3 mm (p:0,001) kalınlıklarındaki ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (p<0,05). 2 mm ve 3 mm arasında istatistiksel olarak anlamlı derecede bir farklılık bulunmamaktadır (p>0,05) (Tablo 4.5).

FR grubunda, kalınlıklar arasında kırılma dayanımı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık bulunmaktadır (p:0,001; p<0,05). Anlamlılığın tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; 2 mm kalınlığındaki kırılma dayanımı ortalamaları, 3 mm ve 4 mm kalınlıklarındaki ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur (p:0,001; p<0,05). 3 mm kalınlığındaki kırılma dayanımı ortalamaları, 4 mm kalınlığındaki ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur (p:0,001; p<0,05) (Tablo 4.5).

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada; implant destekli bar tutuculu protezlerde; kaide kalınlığının, güçlendirme metodunun ve akrilik reçine çeşitlerinin kırılma dayanımı üzerine etkisini araştırılmıştır.

İki adet implantla desteklenen hareketli protez uygulamaları, alt çene tam dişsizlik vakalarının tedavisinde birinci tedavi seçeneği olarak önerilmektedir (54, 55). Bununla birlikte bu tedavi seçeneğinde kaide kırıkları gibi komplikasyonlar sıklıkla gözlemlenmektedir (91, 153-155, 160-162, 339). Kaide kırıklarının altında yatan sebepler ve hangi faktörlerin kaidelerin kırılma dayanımını etkilediği uzun yıllardır araştırılmaktadır. Genellikle akrilik kaide ani bir darbe sonucu gelen kuvvetler ya da akrilik kaidenin yorulması nedeniyle kırılmaktadır (148). Jagger ve ark. 1999 yılında ve Khuder ve ark. 2017 yılında, akrilik kaidede görülen kırıkların esas sebebinin akrilik reçinenin yorulması olduğunu bildirmiştir (148, 149). Akrilik reçinenin yorulması sonucu oluşan kırıklar, genellikle kendi bünyesi içinde biriken gerilimlerin açığa çıkması sonucu oluşur. Akrilik kaide içindeki gerilimler genellikle kaidenin küçük kuvvetler altında tekrarlayan esneme hareketleri sonucu oluşur. Tekrarlayan kuvvetler, gerilimlerin yoğunlaştığı alanlarda mikroskopik düzeyde görülebilen çatlaklara neden olur. Bu çatlaklar birbirleriyle birleşerek büyürler ve akrilik kaideyi zayıflatarak kırılmasına neden olur (148, 156). Bu yüzden akrilik reçine içinde gerilimlerin hangi alanlarda yoğunlaştığını bilmek kırık oluşumunun önüne geçmek için önemlidir.

5.1. Gereç ve yöntemin tartışılması

5.1.1. Güçlendirilecek alanın belirlenmesi

Kanie ve ark. 2000 yılında, 1 mm, 2 mm, 3 mm ve 4 mm kalınlıkta ürettiği akrilik reçine bloklarının kırılma dayanımlarını üç nokta bükülme testi ile belirlemiştir. Örneklerini, gerilimin oluşacağı alanlarda farklı derinliklerde örgü fiber ile güçlendirerek, fiberin pozisyonunun kırılma dayanımına olan etkisini araştırmıştır. Çalışmasının sonucunda; akrilik reçine içinde gerilimin en fazla olduğu alanlara yapılan güçlendirmenin kırılma dayanımını anlamlı derecede arttırdığını bildirmiş ve protezlerde bu bölgelerin güçlendirilmesi gerektiğini tavsiye etmiştir (224).

Narva ve ark 2005 yılında, 50 mm x 5 mm x 3 mm kalınlıkta hazırladığı kendiliğinden polimerize olan akrilik reçine bloklarını fiber çeşitleriyle güçlendirmiştir. Fiber çeşitlerini, baskı gerilimlerinin yoğunlaşacağı ve germe gerilimlerinin yoğunlaşacağı bölgelere konumlandırarak bu durumun akrilik reçinenin kırılma dayanımına olan etkisini araştırmıştır. Çalışmada örneklere üç nokta bükülme testi uygulanmıştır. Germe gerilimlerinin bulunduğu alan içine yapılan güçlendirmenin akrilik reçinenin kırılma dayanımını diğer alanlarda konumlandırılan fiberlere göre daha fazla arttırdığını bulmuştur (340).

Dong ve ark. 2006 yılında, alt çene implant destekli hareketli protezlerde abutment boyundaki değişikliklerin akrilik reçine içinde oluşturduğu gerilimleri incelemiştir. Çalışmada 2 mm, 4 mm ve 6 mm yüksekliğinde abutment kullanılmıştır. Örneklere 49 N' luk kuvvet uygulanmış ve akrilik kaide içinde yoğunlaşan gerilimler 'straine gaugeler' ile ölçülmüştür. Çalışmanın sonucunda, akrilik kaide içindeki gerilimlerin abutment boyundan bağımsız olarak, abutment üzerindeki akrilik kitlede yoğunlaştığı bildirilmiştir. Akrilik kaidenin kırılmaması için bu bölgenin güçlendirilmesi önerilmiştir (154).

Osada ve ark. 2006 yılında, farklı pozisyonda uygulanan çeşitli kalınlık, şekil ve uzunluktaki metal alaşım ile güçlendirilen implant destekli hareketli protezlerin kırılma dayanımını araştırmıştır. Çalışmanın sonucunda, cilalı yüzeye yakın yapılan güçlendirmenin kırılma dayanımını arttırmada daha etkili olduğu ve dişi parçaların üzerini tamamen kaplayarak dişsiz alveol kreti boyunca uzanan metal yapı ile yapılan güçlendirmenin kırılma dayanımını arttırmada en etkili yöntem olduğu tespit edilmiştir (341).

Gonda ve ark. 2007 yılında, alt çene implant destekli hareketli protezlerde abutment üzerindeki akrilik kaidenin metal tel ve döküm metal ile yapılan güçlendirilmesinin, kaide içinde biriken gerilimlere etkisini araştırmıştır. Çalışma grupları şu şekildedir: Hiç bir güçlendirmenin yapılmadığı kontrol grubu, 1,2 mm kalınlığında ve 95 mm uzunluğunda Cr-Co kroşe teli ile güçlendirilen implant destekli hareketli protez, genişliği 4 mm, kalınlığı 1 mm ve boyu 100 mm olan döküm metal bar ile güçlendirilen ve güçlendirme malzemesi abutmentların üzerine gelmeyen implant destekli hareketli protez ve döküm metal bar ile güçlendirilen ve güçlendirme malzemesi abutmentların üzerinde konumlandırılan implant destekli hareketli protez.

Örneklere 49 N' luk kuvvet uygulanmış ve akrilik kaide içinde yoğunlaşan gerilimler 'straine gaugeler' ile ölçülmüştür. Çalışmanın sonucunda; en düşük gerilim, abutmentların üzerinin döküm metal bar ile güçlendirildiği implant destekli hareketli protezlerde olduğu tespit edilmiştir. Akrilik kaidenin kırılmaması için bu bölgenin güçlendirilmesi önerilmiştir (155).

Gonda ve ark. 2013 yılında, farklı güçlendirme metotlarının alt çene implant destekli hareketli protezlerde oluşturduğu gerilimi sonlu eleman analizi yaparak araştırmıştır. Çalışmasında örneklerini Cr-Co tel ile, döküm metal tel ile, döküm metal teli abutmentların üzerinden geçirecek şekilde güçlendirmiştir. Sonlu eleman analizine göre en az gerilim döküm metal teli abutmentların üzerinden geçirerek güçlendirilen örnekten elde edilmiştir (342).

Takahashi ve ark. 2015 yılında, üst çene implant destekli hareketli protezleri farklı konumlara yerleştirdiği döküm Cr-Co bar ile güçlendirmiş ve güçlendiricinin pozisyonunun akrilik kaide içinde yoğunlaşan gerilimler üzerine etkisini incelemiştir. Güçlendirme malzemeleri implant destekli hareketli protezin dişi parçası üzerinden ya da yanından geçecek şekilde dişsiz alveoli kreti boyunca molar dişlere kadar uzatılmıştır. Örneklerine 49 N kuvvet uygulamış ve akrilik kaide içinde oluşan gerilimleri 'straine gauge' kullanarak ölçmüştür. Çalışmanın sonucunda; en düşük gerilimin, implant destekli hareketli protezin dişi parçası üzerinden dişsiz alveoli kreti boyunca geçen örneklerde olduğu tespit edilmiş ve bu güçlendirme yönteminin kaide kırıklarının oluşmaması için klinik pratikte uygulanması önerilmiştir (158).

Agha ve ark. 2016 yılında, 65 mm x 10 mm x 2,5 mm kalınlıkta hazırladığı akrilik reçine blokları doğrusal cam fiberle güçlendirmiştir. Cam fiberleri akrilik reçinenin içinde baskı gerilimlerin yoğunlaştığı, hiç gerilimin bulunmadığı ve germe gerilimlerinin yoğunlaştığı üç farklı konuma yerleştirmiş ve cam fiberin konumunun akrilik reçinenin kırılma dayanımı üzerine etkisini araştırmıştır. Çalışmanın sonucunda, germe gerilimlerinin yoğun olduğu alanda yapılan güçlendirmenin akrilik reçinenin kırılma dayanımını diğer pozisyonlara göre daha çok arttırdığını bulmuştur. Ayrıca germe gerilimlerinin implant destekli hareketli protezlerde abutmentların üzerindeki akrilik kitlede cilalı yüzeye daha yakın olacak şekilde yoğunlaştığını ve akrilik kaidenin kırılmaması için bu bölgenin güçlendirilmesi gerektiğini bildirmiştir (157).

Yukarıda bahsedilen çalışmalarda, güçlendirme malzemesinin, kaidenin özellikle germe gerilimlerine maruz kalan alanlarına konulmasının, akrilk reçinenin kırılma dayanımını daha fazla arttırdığı belirtilmiştir. Özellikle implant destekli hareketli protezlerde kaide içindeki gerilimlerin tutucu parçanın üzerindeki akrilik kitlede yoğunlaştığı ve bu alanların güçlendirilmesiyle, kaide kırıklarının oluşumunun önüne geçileceği belirtilmiştir. Buradan yola çıkarak, bu çalışmada kullanılan örnekler, alt çene kaide plağında oluşan gerilimleri taklit edebilmek için implant destekli hareketli protez şeklinde planlandı. Çalışmada kullanılan güçlendirme malzemeleri ise dişsiz alveoli kreti boyunca bar tutucunun üzerinden geçecek şekilde ve molar dişlere kadar uzatıldı.

5.1.2. Güçlendirme metodunun belirlenmesi

Kırılma probleminin önüne geçebilmek için akrilik kaideye yapılan güçlendirmenin pozisyonu kadar akrilik kaidenin hangi malzeme ile güçlendirileceği de önemlidir. Akrilik reçineyi çeşitli form ve büyüklükteki metal alaşımları, fiberler ya da mika dolduruclar ile güçlendirmek oldukça sık başvurulan bir güçlendirme metodudur (152, 153, 164, 182-185).

5.1.2.1. Metal ile güçlendirme

Berry ve Funk 1971 yılında, tekrarlayan alt çene protez kırıkları için bir Cr-Co alaşımı olan vitalliumun kullanılmasını tavsiye etmiştir (183). Carrol ve von Fraunhofer 1984 yılında, 1,3 mm kalınlığa sahip ortodontik metal tel ile güçlendirilen kendiliğinden polimerize olan akrilik reçinenin çapraz kuvvetlere karşı dayanımının arttığını bildirmiştir (184). Rodrigues ve ark. ise 2000 yılında, implant destekli hareketli protezlerin döküm yoluyla elde edilmiş metal alaşımı ile güçlendirilmesinin kaide kırıklarını önleyeceğini bildirmiştir (164). Buna karşılık olarak akrilik reçinenin metal alaşımları ile güçlendirilmeye çalışılması başarısızlıkla sonuçlanmıştır çünkü akrilik reçinenin içine yerleştirilen metalin etrafında gerilim odakları oluşmaktadır ve bu durum akrilik reçineyi zayıflatmaktadır (148). Bu problemin üstesinden gelebilmek için metal alaşımın yüzeyleri çeşitli partikül büyüklüğüne sahip malzemelerle kumlanarak pürüzlendirilmiştir. Bu sayede akrilik reçinenin daha geniş yüzey alanına sahip bir alaşıma bağlanması sağlanarak iki malzeme arasındaki bağlantı kuvvetinin arttırılması hedeflenmiştir (155, 198). Ayrıca metal adezivi diye adlandırılan kimyasal ajanlar

kullanılarak akrilik reçine ile metal alaşımı arasındaki bağlantı kuvveti arttırılmaya çalışılmıştır (155, 171, 202, 204).

Jacobsen ve ark. 1988 yılında, Vallittu 1993 yılında ve Polyzois ve ark. 1995 yılında, metal adezivi kullanımının metal ile akrilik reçine arasındaki bağlantıyı dolayısıyla akrilik reçinenin kırılma dayanımını arttırdığını bildirmiştir (171, 202, 204).

Vallittu ve Lassila 1992 yılında yaptıkları iki farklı çalışmada, akrilik reçineyi çeşitli özellikteki metal tellerle güçlendirmiştir. Çalışmada, kumlanarak yüzeyi pürüzlendirilen metal tellerin akrilik reçinenin kırılma dayanımını arttırmada daha etkili olduğunu bildirmiştir (182, 198).

Gonda ve ark. 2007 yılında, alt çene implant destekli hareketli protezleri Cr-Co kroşe teli ve döküm metal bar ile güçlendirmiştir. Çalışmasında kullandığı metal alaşımlarının her ikisini de 50 µm partikül büyüklüğüne sahip alümina ile kumlamış ve metal adezivi kullanmıştır. Çalışmanın sonucunda, döküm metal bar ile yapılan güçlendirmenin Cr-Co kroşe teli ile yapılan güçlendirmeye göre daha etkili olduğunu bulmuştur (155).

Shimizu ve ark. 2008 yılında, 50 µm alümino partikülleri ile kumlanarak yüzeyi pürüzlendirilen Cr-Co-Ni tel ve metal adezivi ile yapılan protez tamirinin kayma kuvvetlerine karşı dayanımı arttıran etkili bir yöntem olduğunu bildirmiştir (343).

Yoshida ve ark. 2011 yılında üst çene tam protezin farklı bölgelerini metal teller ile güçlendirmiş ve güçlendirme malzemesinin konumunun kırılma dayanımı üzerine etkisini araştırmıştır. Çalışmada yarım yuvarlak kesite sahip kroşe teli (Remanium®) kullanılmıştır. Kroşe telleri (2 mm genişlik ve 1 mm kalınlık) 50µm boyutunda alümina partikülleri ile 10 sn süre ile 0,3 MPa basınç altında pürüzlendirilmiş, metal yüzeyleri ultrasonik bir temizleyicide temizlendikten sonra Kuraray® marka bir metal adezivi sürmüştür (207).

Takahashi ve ark. 2011 yılında üst çene tam protezleri Cr-Co alaşımından üretilen döküm bar ile güçlendirmiş ve üst çene tam protez içinde meydana gelen gerilmleri ‘strain gaugeler’ ile ölçmüştür. Çalışmanın sonucunda, Cr-Co alaşımından üretilen döküm bar ile güçlendirilen protezlerin içinde güçlendirme yapılmayan protezlere göre daha az gerilim oluştuğunu tespit etmiştir (344).

Takahashi ve ark. 2013 yılında, üst çene tam protezleri Cr-Co döküm bar, cam fiber ve Cr-Co kroşe teli ile güçlendirmiştir. Yapılan bu güçlendirmenin protez içinde oluşan gerilimlere etkisini araştırmıştır. Çalışmasında kullandığı Cr-Co kroşe teli ve Cr-Co döküm barın her ikisini de 50 µm partikül büyüklüğüne sahip alümina ile kumlayarak yüzeyini pürüzlendirmiş ve güçlendirme malzemesi ile akrilik reçine arasındaki bağlantıyı arttırmak için metal adezivi kullanmıştır. Çalışmasının sonucunda Cr-Co döküm bar ile yapılan güçlendirmenin Cr-Co kroşe teli ile yapılan güçlendirmeye göre protez kaidesinin içindeki gerilimleri azaltmakta daha etkili olduğu tespit edilmiştir (208).

Bu bilgilerin ışığında, bu çalışmada güçlendirme malzemesi olarak Cr-Co döküm bar üretildi ve bar yüzeyleri 125 µm alümina partikülleri ile kumlanarak pürüzlendirildi. Ultrasonik temizleyici içinde artıklarından temizlenen metal barların yüzeyine metal adezivi sürüldü.

5.1.2.2. Fiber ile güçlendirme

Klinik çalışmalarda güçlendirme işleminin sıklıkla yapıldığı diğer bir madde olan fiber; karbon, aramid, cam gibi çok değişik türlerde kullanılmaktadır (148, 156, 185, 231, 253). Literatürde karbon fiberlerle yapılan güçlendirmenin akrilik reçinelerin kırılma dayanımını arttırdığına dair çeşitli çalışmalar mevcuttur (23, 218, 240, 345). Fakat Manley ve ark. 1979 yılında karbon fiberlerin canlı organizmalar için toksik olabileceğini (241), Yazdanie ve ark. 1985 yılında karbon fiberin bazı cilt problemlerine sebep olduğunu (239) bildirmiştir. Bunların yanı sıra karbon fiberlerin kullanımının zor olması, karbon fiber kullanılan akrilik kaidelerin cilalanmasında sorun yaşanması, siyah renginden ötürü estetik görünmemesi güçlendirme konusunda farklı malzeme arayışına neden olmuştur (148).

Aramid fiberler Kevlar® ismi ile diş hekimliğinde güçlendirme malzemesi olarak kullanım alanı bulmuştur. Berrong ve ark 1990 yılında akrilik reçineyi %0,5, %1, ve %2 oranında aramid fiberle güçlendirmiş ve %2 oranında fiber katılımının akrilik reçinenin darbe dayanımını anlamlı ölçüde arttırdığını bulmuştur (243). Mullarky 1985 yılında akrilik reçinenin aramid fiberlerle yapılan güçlendirmesinin kırılma ve yorgunluk dayanımını arttırdığını bildirmiştir (115). Lee ve ark 1983 yılında Dunnigan ve ark. 1984 yılında aramid fiberlerin canlı organizmalar için toksik olmadığını bildirmiştir (346, 347). Bununla birlikte sarı renkte olması estetik alanlarda kullanımını

sınırlandırmaktadır. Ayrıca akrilik kitle içinden açığa çıkan fiber lifleri protez kaidesinin pürüzlü olmasına neden olur ve bu durum da hastaları rahatsız edebilir (148). Aramid fiberlerin bu olumsuz özellikleri güçlendirme konusunda tercih edilmemesine neden olmuştur.

Polietilen fiberler akrilik reçinelerin darbe dayanımını arttırmaktadır (232, 252, 348). Ağız içindeki dokularla benzer görünüme sahip olması ve canlı dokulara toksik etksinin olmaması olumlu özellikleridir (220). Sang –Hui ve ark 2012 yılında, farklı fiber çeşitleri ile güçlendirilen akrilik reçinenin mekanik özelliklerini karşılaştırmıştır. Çalışmalarında cam fiber, aramid fiber ve polietilen fiber kullanmıştır. Fiber ile güçlendirilen tüm örneklerin kırılma dayanımı güçlendirme yapılmayan kontrol grubuna göre yüksek çıkmıştır. Bununla birlikte aynı miktarda kullanılan cam fiber ve polietilen fiber örneklerde, cam fiberle güçlendirilen örneğin kırılma dayanımı daha fazla bulunmuştur (348). Bununla birlikte polietilen fiberlerin hazırlanması, protez içine yerleştirilmesi diğer fiber çeşitlerine göre daha zordur (252). Polietilen fiberler 140°C' den sonra yapısal olarak bozulmaları nedeniyle yüksek ısı ile polimerize olan kompozitlerle kullanılamamasıdır (220, 249). Ayrıca polietilen fiberlerin akrilik reçinenin kayma kuvvetlerine ya da bükücü kuvvetlere karşı dayanımını arttıramadığı belirtilmiştir (252). Diş hekimliğinde kullanılan polietilen fiberlerin başarılı olamamasının nedeni, polimerler ile fiber arasında yeterli adezyonun sağlanamamasıdır (250). Bu nedenle son yıllarda polietilen fiberlerin yüzeyi plazma ile kaplanarak polimerler ile fiberler arasındaki adezyonun arttırılması sağlanmıştır (180, 220, 232, 250, 251).

Venkat ve ark. 2013 yılında farklı malzemelerle tamir ettikleri ve güçlendirdikleri alt çene protezlerinin ve akrilik reçine bloklarının mekanik özelliklerini ve boyutsal stabilitesini karşılaştırmıştır. Çalışmada örnekler 8 gruba ayrılmıştır: Kontrol (kırılmamış örneklerden oluşmaktadır) grubu, geleneksel akrilik reçine ile tamir edilen grup, kendiliğinden polimerize olan akrilik reçine ile tamir edilen grup, kendiliğinden polimerize olan akrilik reçine ile tamir edilip 0,9 mm kalınlığında paslanmaz çelik tel ile güçlendirilen grup, kendiliğinden polimerize olan akrilik reçine ile tamir edilen ve Cr-Co alaşımından üretilen metal kafes ile güçlendirilen grup, kendiliğinden polimerize olan bis-akrilik reçine (Unifast Trad®) ile tamir edilen grup, polieter ürethan dimetakrilat ile tamir edilen grup, geleneksel akrilik reçine ile tamir

edilen ve polietilen fiber ile güçlendirilen grup. Çalışmanın sonucunda geleneksel akrilik reçine ile tamir edilip polietilen fiber ile güçlendirilen alt çene örnekleri ve akrilik reçine blokları en fazla kırılma dayanımına sahip grup olmuştur. Kırılma deneylerinde, fiber ile güçlendirilen örnekler haricinde diğer gruplara ait tüm örnekler tamir hattı boyunca kırılırken, fiber ile güçlendirilen örneklerde yeni bir kırık hattı oluşmuştur (349).

Cam fiberler biyouyumlulukları, dayanımları ve estetik görünümlerinden dolayı güçlendirme işlemlerinde sıklıkla tercih edilmektedir (210, 212). Cam fiberle güçlendirilen akrilik reçinelerin mekanik özelliklerinin iyileştiği pek çok araştırmacı tarafından bildirilmiştir (148, 152, 185, 213, 231-236). Fiberle güçlendirilen akrilik reçinelerin darbe dayanımları arttığı gibi (232, 282) bükücü kuvvetlere ve kayma kuvvetlerine (233, 236, 348, 350, 351) karşı da direnç sağlamaktadır. Bunların yanı sıra akrilik reçinelerin poroz olma olasılığını ve akrilik reçineye Candida albicans tutulumunu azaltır. Ayrıca akrilik kaidenin deforme olma olasılığını da azaltır (350). Cam fiberler bu özellikleri ile diğer fiber çeşitlerinden ayrılmakta ve sıklıkla güçlendirme malzemesi olarak kullanılmaktadır. Fiber ile yapılan akrilik reçine güçlendirilmesinin başarılı olması içi fiberlere yüzey işlemi yapılmalıdır. Yüzey işlemi uygulanmamış fiberler akrilik reçine içine tam olarak adapte olamaz ve akrilik reçineyi güçlendirmek yerine zayıflatırlar (148, 352). Fiber ile güçlendirmede önemli olan bir diğer faktör fiberin reçine ile ıslatılmasıdır çünkü bu işlemin akrilik reçine ile fiber arasındaki bağlantıyı arttırdığı kanıtlanmıştır (210, 212, 225, 351). Fiberlerin kullanımdan önce akrilik reçine ile ıslatılması, polimerizasyon büzülmesinin de önüne geçer (351).

Heidari ve ark. 2015 yılında farklı malzemelerle tamir ettikleri ve güçlendirdikleri akrilik reçine blokların kırılma dayanımını karşılaştırmıştır. Çalışmada örnekler 9 gruba ayrılmıştır. Kontrol (kırılmamış örneklerden oluşmaktadır) grubu, geleneksel akrilik reçine ile tamir edilen grup, geleneksel akrilik reçine ile tamir edilen ve cam fiber ile güçlendirilen grup, geleneksel akrilik reçine ile tamir edilen ve 1 mm kalınığında metal tel ile güçlendirilen grup, geleneksel akrilik reçine ile tamir edilen ve polietilen fiberle güçlendirilen grup, kendiliğinden polimerize olan akrilik reçine ile tamir edilen grup, kendiliğinden polimerize olan akrilik reçine ile tamir edilen ve cam fiber ile güçlendirilen grup, kendiliğinden polimerize olan akrilik reçine ile tamir edilen

ve 1 mm kalınlığıda metal tel ile güçlendirilen grup, kendiliğinden polimerize olan akrilik reçine ile tamir edilen ve polietilen fiber ile tamir edilen grup. Örnekler 70,3 mm x 10,2 mm x 3,1 mm boyutunda akrilik blokları şeklinde üretilmiştir. Akrilik bloklar içine güçlendirme malzemesi koymak için 36 mm x 3 mm x 2,1 mm boyutunda yer hazırlamıştır. Çalışmada yapılan kaide tamirinin ve güçlendirme işleminin akrilik reçinenin kırılma dayanımı üzerine etkisini incelemiştir. Çalışmanın sonucunda, cam fiberle güçlendirilen örneklerin kayma kuvvetlerine karşı kırılma dayanımın daha fazla olduğunu tespit etmiştir. Ayrıca polietilen fiberle güçlendirilen örneklerin en düşük kırılma dayanımına sahip olduğunu bildirmiştir (353).

Sang-Hui ve ark. 2015 yılında üst çene tam protezler fiber kafesle, metal kafesle ve farklı oranlardaki fiber parçacıkları ile güçlendirilmiş ve yapılan güçlendirmenin protezlerin baskı kuvvetine karşı dayanımını araştırmıştır. Metal kafeslerin akrilik reçine ile bağlantısını arttıracak her hangi bir işlem yapılmamıştır. Çalışmanın sonuncunda güçlendirilen gruplar arasında en düşük dayanıma sahip örnekler metal ile güçlendirilen gruptan elde edilmiştir (348).

Im ve ark 2017 yılında üst çene tam protezleri fiber kafesle ve Cr- Co metalden üretilen bir kafesle güçlendirmiş ve yapılan güçlendirmenin protezlerin yorgunluk dayanımına olan etkisini dinamik yükleme testi yaparak değerlendirmiştir. Cr-Co alaşımında üretilen kafesler ile akrilik reçine arasındaki bağlantıyı arttıracak her hangi bir işlem yapılmamıştır. Örnekler 37°C' de 6 ay boyunca su banyosunda tuttulduktan sonra, 1,6 Hz hızda bilateral 40 N' luk kuvvet küçükazı dişleri üzerinden 300 000 kez uygulanmıstır. Örneklerin hiçbirinde dinamik yükleme altında kırılma tespit edilmemiştir. Dinamik yükleme testinden sağ kalan yorgun örneklerin maksimum kırılma dayanımı üniversal bir test cihaz yardımıyla ölçülmüştür. Çalışmanın sonucunda, Cr-Co alaşımından üretilen metal kafes ile güçlendirilen protezlerin kırılma dayanımı kafes şeklindeki cam fiberle güçlendirilen protezlerden anlamlı seviyede daha büyük çıkmıştır. Bu sonuç; metal kafesin daha zor deforme edilebilir olması ile açıklanmıştır. Bunun yanı sıra metal kafes ile güçlendirilen örneklerde parçalı kırık görülürken fiber kafes ile güçlendirilen örneklerde kırık parçalar birbirinden ayrılmamıştır. Kırık parçaların birbirinden ayrılabilmesi için fiberle güçlendirilen protezlere daha fazla kuvvet uygulamak gerekmektedir (337).

Yukarıdaki bilgilerin ışığında, bu çalışmada diğer bir güçlendirme malzemesi olarak silanlanmış doğrusal cam fiber kullanıldı. Silanlanmış cam fiberler kullanılmadan önce yüzeyleri akrilik reçine ile ıslatıldı.

5.1.3. Kaide kalınlıklarının belirlenmesi

İmplant destekli hareketli protezlerde tutucu mekanizma akrilik kaide içinde bir alana ihtiyaç duyar. Bu protezlerde tutucu parça etrafındaki akrilik kısım incelir ve bu durum implant destekli hareketli protezleri kırılmalara karşı daha korunmasız yapar. Duncan ve ark. 2000, Rodrigues ve ark. 2000 çalışmalarında implant destekli hareketli protezlerin tutucu sistemi etrafındaki akrilik kalınlığının, protezin kırılma ya da deformasyonundan sorumlu olabileceğini belirtmiştir (154, 164, 172,).

Kanie ve ark. 2000 yılında, 1 mm, 2 mm, 3 mm ve 4 mm kalınlıkta ürettiği akrilik reçine bloklarının kırılma dayanımlarını üç nokta bükülme testi ile belirlemiştir. Örneklerini, gerilimin oluşacağı alanlarda farklı derinliklerde örgü fiber ile güçlendirerek, fiberin pozisyonunun kırılma dayanımına olan etkisini araştırmıştır. Çalışmasının sonucunda; akrilik reçine içinde gerilimin en fazla olduğu alanlara yapılan güçlendirmenin kırılma dayanımını anlamlı derecede arttırdığını bildirmiş ve protezlerde bu bölgelerin güçlendirilmesi gerektiğini tavsiye etmiştir. Örnek kalınlığı ve örneklerdeki fiber katmanları arttıkça akrilik reçinenin bükücü kuvvetlere karşı dayanımının da artığı bildirilmiştir. Ayrıca güçlendirme işleminde başarılı olmak için güçlendirme malzemesinin akrilik reçine içine tamamen gömülmesi gerektiğini bildirmiştir (228).

Fajardo ve ark. 2011 yılında, cam fiberle güçlendirilen implant destekli protezlerin abutmentları etrafındaki akrilik kalınlığının kırılma dayanımına etkisini incelemiştir. İmplant destekli hareketli protezi taklit eden deney düzeneğinde 1,5 mm ve 3,0 mm kalınlığında akrilik kaide kullanmıştır. Polimerize olan örneklerini oda sıcaklığında 50 saat su içinde bekletmiştir. Örneklere üç nokta bükülme testini, üniversal bir test cihazında piston hızı 2 mm/dakika olacak şekilde yapmıştır. Çalışmanın sonucunda akrilik reçine kalınlığı arttıkça kırılma dayanımının da arttığını bildirmiştir (174).

Rached ve ark. 2011 yılında, paslanmaz çelik bar, paslanmaz çelik kafes, doğrusal cam fiber, kafes şeklinde fiber, polietilen ve poliaramid fiber ile güçlendirdiği implant destekli protezlerin kırılma dayanımlarını karşılaştırmıştır. Örnekler 25 mm x 6

mm x 6 mm boyutunda implant destekli hareketli protezi taklit eden bir deney düzeneği şeklinde hazırlanmıştır. Çalışmada güçlendirme malzemelerine 2,5 mm ve 1 mm genişliğnde yer ayrılarak iki farklı alt grup oluşturulmuştur. Kırılma dayanımı bulguları dinamik ve statik yükleme testinden sonra elde edilmiştir. dayanımına önemli bir etkisinin olmadığını vurgulamıştır. Çalışmanın sonucunda güçlendirme malzemesi için 2,5 mm yer ayrılan alt gruplarda; fiber çeşitleri ile güçlendirilen grupların kırılma dayanımının güçlendirilme yapılmayan gruplara göre anlamlı seviyede yüksek bulunmuştur. Güçlendirilme yapılmayan gruplarda ve paslanmaz çelik kafesle güçlendirilen gruplarda parçalı kırık görülme oranının fiber çeşitleri ile güçlendirilen gruba göre %50 daha fazla olduğunu bildirmişlerdir. Ayrıca güçlendirme malzemesi için 1 mm yer ayrılan gruplarda; güçlendirme uygulanan ve uygulanmayan örneklerin kırılma dayanımları arasında anlamlı bir fark olmadığı tespit edilmiştir. Bu sonuç güçlendirme malzemesinin akrilik reçine ile olan bağlantısının yetersiz olması şeklinde açıklanmıştır. 1 mm akrilik kalınlığının güçlendirme malzemesini gömülmesi için çok ince olduğunu düşünmüşlerdir (156).

Choi ve ark 2012 yılında yapay diş altında kalan akrilik kalınlığının akrilik reçinenin kırılma dayanımına olan etkisini araştırmıştır. 1 mm, 2 mm, 3mm, 4 mm ve 6 mm kalınlığa sahip 65 mm uzunluğa ve 12 mm genişliğe sahip akrilik reçine blokların kırılma dayanımını üç nokta kırılma testi kullanarak belirlemiştir. Çalışmasında akrilik reçinenin kalınlığı arttıkça kırılma dayanımının da artığını bildirmiştir. 1 mm kalınlığa sahip ve diş içeren örneklerin 2 mm ve üzerindeki örneklere göre daha düşük kırılma dayanımının olduğunu belirtmiştir. Kırılmaya sebep olan çatlakların ise ince olan akrilik alanlarından başladığını bildirmiştir (175).

Sekinishi ve ark. 2015 yılında, kompozit, seramik ve akrilik reçineden üretilen farklı kalınlıktaki yapay dişlerin akrilik reçine kaide maddesinin kırılma dayanımı üzerine etkisini araştırmıştır. Çalışmasında kullandığı büyükazı dişinin santral fossası ile akrilik kaide arasındaki mesafeyi 2,5 mm olarak sabitlemiştir. Diş tabanı ile akrilik kaide arasında kalan akrilik reçine kalınlığı 0,5 mm, 1 mm, 2 mm ve 2,5 mm arasında değişen dört farklı grup oluşturmuştur. Örnekler üç nokta bükülme testi ile kırılmıştır. Çalışmasının sonucunda, örneklerin kırılma dayanımı diş kalınlığı arttıkça, diş tabanı ile kaide arasındaki akrilik reçine kalınlığı azaldıkça, azalmıştır (354).

Yukarıda bahsedilen çalışmalar doğrultusunda, bu çalışmada minimum örnek kalınlığı 2 mm olarak ve kalınlıklar arası kırılma dayanımındaki değişim 3 mm ve 4 mm kalınlığındaki örneklerle belirlendi. 0,5 mm kalınlığa ve 4 mm genişliğe sahip güçlendirme malzemesinin akrilik reçine içine tamamen gömüldüğünden emin olmak için örnekler 1,5 mm kalınlığında yer tutucu kullanılarak üretildi. Bu sayede tüm örneklerde güçlendirme malzemesinin üzerindeki akrilik reçine kalınlığının 1 mm olması sağlandı.

5.1.4. Dinamik ve statik testlerin değerlendirilmesi

Çalışmamızda, dinamik ve statik testlere başlamadan önce tüm örnekler 7 gün boyunca oda ısınsında distile su içinde muhafaza edildi. Daha sonra örneklere sıcaklığı 5 °C ile 55 °C arasında değişen, soğuk ve sıcak suda bekleme süresi 30 sn olan ısısal rejim 5 000 kez uygulandı ve bu işlemi takiben örneklere çiğneme simulatörü vasıtasıyla dinamik yükleme yapıldı. Dinamik yükleme testinden sağ kalan yorgun örneklere üniversal bir test cihazı vasıtasıyla statik yükleme örnekler kırılana kadar uygulandı. Örneklerin kırılma dayanımları, akrilik kaide kalınlığı, güçlendirme metodu ve akrilik reçine çeşitlerine göre birbiriyle kıyaslandı.

Genellikle önceki çalışmalarda akrilik reçinenin kırılma dayanımı belirlenirken örneklere tek doğrultuda kuvvet uygulanmştır (143, 192, 193, 233, 252). Bununla birlikte ağız içinde kullanılan hareketli bir proteze, kullanım esnasında farklı doğrultularda kuvvet uygulanmaktadır. Çalışmamıza bu durumu yansıtabilmek için, protezlere çiğneme simulatörü ile dinamik yükleme yapıldı. Çiğneme simulatörü sayesinde çiğneme kuvveti, protezlere hem dikey hem de yatay yönde kuvvet uygulandı. Bu sayede klinik kullanımda protez içinde ortaya çıkan gerilimler ve bu gerilimlerin protezlerin kırılma dayanımına olan etkisi daha gerçekçi şekilde araştırıldı. Dinamik yükleme testi, 49 N kuvvet altında bilateral olarak 1. Büyükazı dişlerinin santral fossalarına uygulandı. Dinamik yükleme, doğal çiğneme hareketini taklit eden konsentrik formda 2 mm dikey ve 2 mm yatay hareket eden bir piston aracılığıyla 1,2 Hz hızda 400 000 kez uygulandı. Dinamik yükleme testinde hiç bir örnekte kırılma görülmedi ve sağ kalan tüm örneklerin maksimum kırılma dayanımı statik yük altında üniversal bir test cihazı yardımıyla ölçüldü.

Örneklere statik yükleme uygulanırken, doğal çiğneme fonksiyonu sırasında, alt çene kemiğinin yatay ve dikey yöndeki bükülme hareketi taklit edilmeye çalışıldı.

Özellikle çiğneme fonksiyonunda, alt çene kemiği bir bütün olarak yatay yönde burulur (338). Alt çene kemiğinin bu hareketinin, Ruffino 1985 yılında ve Vallittue 1996 yılında yatay yönde yaklaşık 1,3 mm olduğunu ve bu durumun protezlerde kırık oluşmasına neden olduğunu belirtmiştir (200, 355). Hamanaka ve ark 2011 yılında, protez kaidesi olarak kullanılacak malzemelerin çiğneme sırasında alt çene kemiğinin esnemesine izin vermesi için yeterli esneme modülüsüne sahip olması gerektiğini belirtmiştir (356).

Yukarıdaki bilgiler ışığında çalışmamızda alt çene kemiğinin yatay yöndeki bu burulmasını taklit etmek amacıyla üniversal test cihazının kuvvet uygulayan ucu 45 derece iç açıya sahip eşkenar dörtgen şeklinde modifiye edildi. Eşkenar dörtgenin kenarları, 1. Büyük azı dişinin lingual yüzeyine gelecek şekilde konumlandırıldı. Bu sayede çiğneme kuvvetinin vertikal ve lateral komponenti her iki 1. Büyük azı dişine eşit olarak eşkenar dörtgenin eğik düzlemi ile iletilmiş oldu ve bu sayede örnekler bilateral olarak yüklendi. Ayrıca bu ucun kenar özelliklerinden dolayı, deney örneklerine ağız içinde olduğu gibi dikey ve yatay olmak üzere aynı anda iki farklı kuvvet uygulanabildi.

Üniversal test cihazına 100 kg-600 kg arası kuvvet uygulayan kuvvet birimi (loadcell) takıldı ve piston hızı (crosshead speed) 2mm/dk olacak şekilde statik yükleme yapıldı. Statik yükleme örnekler kırılana kadar belirtilen parametreler doğrultusunda kuvvet arttırımı yapılarak tamamlandı. Her bir örnek için kırılma değeri Newton olarak belirlendi.

Ağız içinde kullanılacak bir malzemenin kırılma mekanizmasını anlamak için deney düzeneğinde ağız içi ortamı taklit etmek ve özellikle yorgunluk kırıklarında test edilecek malzemenin içinde biriken gerilimleri yansıtmak oldukça önemlidir. Daha önceki çalışmalarda akrilik reçinenin kırılma dayanımı belirlenirken örneklere statik testler uygulanmış ve örnekler yorulmadan kırılmıştır (143, 192, 193, 233, 252). Ağız içinde kullanılan malzemeler genellikle, malzemenin elastik deformasyon limiti altında kalan kuvvetlerin tekrarlayan tarzda uygulanması sonucunda, yani malzemenin yorulması sonucunda, kırılmaktadır (148). Bu nedenle elde edilen bulgular klinik ortamı yansıtmakta yetersiz kalmıştır. Ayrıca statik test yöntemlerinden biri olan üç nokta bükülme testlerinde kullanılan örnekler kübik formda hazırlanmıştır. Kübik formda hazırlanan örneklere dinamik yükleme yapılsa bile, ağız içinde kullanılan hareketli bir

protezde, kullanım esnasında oluşan gerilimleri taklit etmede yetersiz kalmaktadır. Kübik şekilde üretilen akrilik reçine blokları bu gerilimleri yansıtmakta yetersizdir. Venkat ve ark. 2013 yılında yaptığı bir çalışmada kübik formda hazırlanan örneklerle yapılan çalışmanın klinik ortamı yansıtmadığını, test edilen örneklerin şekil ve kalınlığının kırılma değerlerini kesinlikle etkileyeceğini vurgulamıştır (349). Bu yüzden çalışmamızda kullanılan örnekler alt çene protezi şeklinde hazırlandı.

5.2. Bulguların tartışılması

Dinamik ve statik testlerin sonucunda; akrilik kaidenin kalınlığının, akrilik kaidenin güçlendirilmesinde kullanılan metotların ve akrilik reçine çeşidinin kırılma dayanımını tek başına olduğu kadar ikili kombinasyonları halinde de istatistiksel olarak anlamlı derecede etkilediği bulundu.

5.2.1. Akrilik kaide kalınlığının kırılma dayanımına olan etkisi

Çalışmamızın sonucunda akrilik kaidenin kalınlığı, kırılma dayanımını istatistiksel olarak anlamlı derecede etkiledi. Akrilik kaidenin kalınlığı arttıkça, kırılma dayanımı anlamlı seviyede artış göstermiştir. Kalınlık gruplarına güçlendirme metodunun ve akrilik reçine çeşidinin etkisi incelendiğinde; 2 mm kalınlığa sahip metal alaşımı ya da cam fiberle güçlendirilen örneklerin kırılma dayanımı, güçlendirme yapılmamış kontrol grubundaki örneklerin kırılma dayanımına göre anlamlı seviyede düşük bulundu. 2 mm kaide kalınlığı etkili bir güçlendirme sağlamanın koşulu olan güçlendirme malzemesin akrilik reçineye tamamen gömülebilmesi için yeterli bulunmadı. 2 mm akrilik kaide kalınlığına sahip güçlendirme yapılmayan örnekler, 20 aylık kullanım süresinde gerçekleşen 400 000 çiğneme kuvvetini kırılmadan karşılayabildi. Bu bulgu klinik pratikte, akrilik kaide kalınlığının arttırılamadığı durumlarda, protez kaidesinin kalınlığının en az 2 mm olmasına dikkat edilmesi gerektiğine işaret eder. Özellikle alt ve üst çene alveol kretleri arasındaki mesafenin kısıtlı olduğu durumlarda kaide kırıklarından kaçınmak için gerekirse yapay dişlerin boyları kısaltılarak, 2 mm kaide kalınlığının korunması gerektiğini bildirir. Ayrıca bar tutuculu protez tasarımlarında indeksleme teknikleri kullanarak, tutucu parça etrafındaki akrilik reçine kalınlığının minimum 2 mm olması gerektiğini ifade eder. Bu gibi durumlarda akrilik kaidenin güçlendirilmesi yerine, her hangi bir işlem yapılmadan mevcut kalınlığının 2 mm olarak korunması en etkili kırılma dayanımı arttırma yöntemi olarak tavsiye edilmektedir. Bununla birlikte çalışmanın sonucunda; akrilik kaide

kalınlığı arttıkça implant destekli hareketli protezin kırılma dayanımın arttığı tespit edildi. Bu sonuç; Choi ve ark 2012, Fajardo ve ark. 2012 Sekinishi ve ark. 2015 yılında yaptıkları çalışmalar ile benzer sonuçtadır (174, 175, 354).

5.2.2. Güçlendirme metodunun kırılma dayanımına olan etkisi

Çalışmamızın sonucunda güçlendirme metodu, akrilik kaidenin kırılma dayanımını istatistiksel olarak anlamlı derecede etkiledi. Cr-Co döküm metal bar ile güçlendirilen grubun (MR) en düşük kırılma dayanımına sahip olduğu tespit edilirken, doğusal cam fiberle yapılan güçlendirmenin (FR) en etkili güçlendirme metodu olduğu tespit edildi. MR grubunun en düşük kırılma dayanımına sahip olması, akrilik reçine içine yerleştirilen metal alaşımlarının yabancı cisim etkisi göstermesi ile açıklanabilir (148, 156). Çalışmada, akrilik reçine ile metal alaşımı arasındaki bağlantıyı arttırmak için, metal yüzeyleri kumlanarak pürüzlendirildi ve metal yüzeylerine metal adezivi uygulandı. Tüm bu uygulamalara rağmen akrilik kaidenin kırılma dayanımı arttırılamadı. Aksine metal alaşımı özellikle kaide kalınlığı ince olan örneklerde protezin istatistiksel olarak anlamlı derecede zayıflamasına neden oldu.

FR gruplarının kırılma dayanımı MR ile güçlendirilen gruplara göre anlamlı seviyede yüksek bulundu. Bu sonuç; Rached ve ark. 2011 yılında, Heidari ve ark. ile Yu ve ark. 2015 yılında yaptıkları çalışmaların sonucu ile benzerdir (156, 237, 353).

Farklı metotlarla yapılan güçlendirmenin kalınlık değişimine ve akrilik reçine çeşidine olan etkisi incelendiğinde; 2 mm akrilik kaide kalınlığının hiçbir güçlendirme metodu için yeterli olmadığı tespit edildi. 3 mm ve 4 mm kalınlığa sahip örnekler arasında FR gruplarının kırılma dayanımı C ve MR gruplarına göre anlamlı seviyede yüksek bulundu. Fiber ile yapılan güçlendirme metodunun kırılma dayanımını arttırması Yoshida ve ark. 2015, Hamouda ve ark. 2014, Alla ve ark. 2013, Singh ve ark. 2016, Fonseca ve ark. 2014, Yu ve ark. 2015 yılında yaptıkları çalışmalar ile benzerlik göstermektedir (185, 233-237).

5.2.3. Akrilik reçine çeşidinin kırılma dayanımına olan etkisi

Çalışmamızın sonucunda tüm gruplar incelendiğinde akrilik reçine çeşidi, akrilik kaidenin kırılma dayanımını istatistiksel olarak anlamlı derecede etkiledi. Darbe dayanımı yüksek akrilik reçine kullanılarak üretilen örneklerin kırılma dayanımı,

geleneksel akrilik reçine kullanılarak üretilen örneklere göre anlamlı seviyede yüksek bulundu.

Uzun ve Hersek 2002 yılında, darbe dayanımı yüksek akrilik reçineler ile geleneksel akrilik reçinelerin bükücü kuvvetler karşısındaki dayanımını karşılaştırmış ve iki akrilik reçine arasında kırılma dayanımları açısından anlamlı bir farklılık bulunamamıştır (252). Bu çalışmanın sonucu Uzun ve Hersek'in çalışmasının sonucu ile zıtlık göstermiş olsa da Johnston ve ark 1981, Jagger ve ark 2002, Ajoj ve ark ile Hamouda ve ark 2014 ve Gupta ve Tewari' nin 2016 yılında yaptıkları çalışmalar ile benzerlik göstermektedir (143, 191-193, 233).

Johnstone ve ark 1981 yılında, enjeksiyon tekniği ile uygulanan akrilik reçinelerin, vinil reçinelerin, darbe dayanımı yüksek akrilik reçinelerin ve geleneksel akrilik reçinelerin bükücü kuvvetler karşısındaki dayanımını karşılaştırmıştır. Örneklerine 3,65 gram yükü dakikada 342 kez, örnekler kırılana kadar uygulamıştır. Ağız içindeki sıcaklığı taklit etmek için örnekler 37°C su banyosu içinde kırılmıştır. Çalışmasının sonucunda en yüksek kırılma dayanımını darbe dayanımı yüksek akrilik reçineden (Lucitone 199®) elde etmiştir (191).

Jagger ve ark. 2002 yılında darbe dayanımı yüksek akrilik ile geleneksel akrilik reçinelerin ani darbelere (impact forces) ve bükücü kuvvetlere (flexural bending) karşı kırılma dayanımlarını karşılaştırmıştır. Çalışmasında 5 farklı darbe dayanımı yüksek akrilik reçine ve kontrol grubu olarak geleneksel akrilik reçine kullanmıştır. Örneklerini bükülme testi için 64 mm x 10 mm x 2,5 mm boyutunda, darbe testi için 50 mm x 6 mm x 4 mm boyutunda üretmiş ve örneklerin kırılma dayanımını üç nokta bükülme testi uygulayarak tespit etmiştir. Ağız içindeki sıcaklığı taklit etmek için örnekler 37°C su banyosu içinde kırılmıştır. Örnekler, piston hızı 5 mm/dk altında kırılmıştır. Çalışmasının sonucu akrilik reçinelerin markasına göre farklılık göstermektedir. Ani darbelere karşı gösterilen dayanımın, darbe dayanımı yüksek akrilikler arasından sadece iki farklı marka için (Metrocryl Hi® ve Lucitone 199®) anlamlı derecede yüksek olduğu tespit edilirken diğer darbe dayanımı yüksek akriliklerin darbe dayanımının kontrol grubuna göre yüksek olsa da anlamlı derecede farklılık göstermediğini belirtmiştir. Bükücü kuvvetler karşısındaki kırılma dayanımı, darbe dayanımı yüksek akrilik reçineler arasından sadece tek bir marka için (Sledgehammer®) yüksek

bulunurken, diğer darbe dayanımı yüksek akrilik reçinelerin bükücü kuvvetlere karşı dayanımı kontrol grubuyla benzer bulunmuştur (143).

Ajoj ve ark. 2014 yılında darbe dayanımı yüksek olan akrilik reçinenin kırılma dayanımı ile geleneksel akrilik reçinenin kırılma dayanımını karşılaştırmıştır. Akrilik reçine örnekleri 60 mm x 10 mm x 3 mm boyutunda hazırlanmıştır. Örnekler kırılma testi ugulanmadan önce 2 hafta boyunca 37°C sıcaklıkta yapay tükürük içinde bekletilmiştir. Üç nokta bükülme testi piston hızı 5 mm/dk olacak şekilde uygulanarak kırılma dayanımı tespit edilmiştir. Çalışmanın sonucunda darbe dayanımı yüksek akrilik reçinenin bükücü kuvvetler karşısındaki kırılma dayanımını geleneksel akrilik reçinelere göre anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (192).

Hamouda ve ark. 2014 yılında, darbe dayanımı yüksek akrilik reçine ile geleneksel akrilik reçineleri cam fiber ve titanyum dioksit nanopartikülleri ile güçlendirmiş ve yaptığı bu güçlendirmenin akrilik reçinelerin kırılma dayanımı üzerine etkisini incelemiştir. Çalışmada örnekler 65 mm x 10 mm x 2,5 mm boyutunda hazırlanmıştır. Örnekler kırılma testi ugulanmadan önce oda sıcaklığında 24 saat boyunca bekletilmiştir. Üç nokta bükülme testi piston hızı 2 mm/dk olacak şekilde uygulanarak kırılma dayanımı tespit edilmiştir. Çalışmanın sonucunda fiber ile güçlendirilen darbe dayanımı yüksek akrilik reçinelerin bükücü kuvvetlere karşı dayanımı geleneksel akrilik reçinelere ve titanyum dioksit nanopartikülleri ile güçlendirilen akrilik reçinelere göre anlamlı derecede büyük bulunmuştur (233).

Gupta ve Tewari 2016 yılında, farklı markalara mensup 3 ayrı darbe dayanımı yüksek akrilik ile geleneksel akrilik reçinelerin ani darbelere (impact forces) ve bükücü kuvvetlere (flexural bending) karşı kırılma dayanımlarını karşılaştırmıştır. Çalışmasında akrilik örneklerini bükülme testi için 64 mm x 10 mm x 2,5 mm boyutunda, darbe testi için 50 mm x 6 mm x 4 mm boyutunda üretmiştir. Örnekler kırılma testi ugulanmadan önce 37°C sıcaklıkta 50 saat boyunca bekletilmiştir. Örneklere üç nokta bükülme testi piston hızı 5 mm/dk olacak şekilde uygulanarak bükücü kuvvetlere karşı gösterilen dayanım tespit edilmiştir. Ani darbelere karşı gösterilen dayanım ise Izod-Charpy tipi kuvvet uygulayan bir cihaz yardımıyla tespit edilmiştir. Ani darbelere karşı gösterilen dayanımın, darbe dayanımı yüksek akriliklerin tamamında anlamlı derecede fazla olduğu tespit edilmiştir. Bükücü kuvvetler karşısındaki kırılma dayanımı, sadece belirli bir marka darbe dayanımı yüksek akrilik reçine için (DPI Tuff®) yüksek bulunurken,

diğer darbe dayanımı yüksek akrilik reçinelerin bükücü kuvvetlere karşı dayanımı geleneksel akrilik reçinelere göre anlamlı derecede düşük bulunmuştur (193).

Akrilik reçine çeşidinin akrilik kaidenin kalınlığı ve güçlendirme metoduna göre etkisi incelendiğinde; 2 m kalınlığa sahip darbe dayanımı yüksek akrilik reçinelerin kırılma dayanımı, geleneksel akrilik reçinelerin kırılma dayanımına göre anlamlı seviyede yüksek bulunmuştur. Bu sonucun, darbe dayanımı yüksek akrilik reçinelerin yüksek bükülme kapasiteleri ile ilgili olduğu düşünülmektedir (252). Elastik modülüs kurallarına göre bir maddenin kalınlığı arttıkça elastik modülüsü azalır ve madde daha kırılgan bir hale gelir (302). Bu çalışmada, darbe dayanımı yüksek akrilik reçine ile üretilen ve en ince örnek olan 2 mm kaide kalınlığına sahip protezlerin kimyasal yapılarından ötürü aynı kalınlıkta geleneksel akrilik reçine ile üretilen protezlere kıyasla daha fazla bükülebildiği ve kırılma dayanımları arasındaki anlamlı farklılığın bu yüzden kaynaklandığı düşünülmektedir. Bununla birlikte 3 mm ve 4 mm kaide kalınlığına sahip herhangi bir güçlendirmenin yapılmadığı kontrol gruplarında ya da Cr-Co metal ile güçlendirilen gruplarda, darbe dayanımı yüksek akrilik reçine ile geleneksel akrilik reçinenin kırılma dayanımı arasında farklılık bulunmadı. Darbe dayanımı yüksek akrilik reçine ile geleneksel akrilik reçineler arasında kırılma dayanımı konusunda fark bulunamamasının nedeni, örneklerin kalınlığı arttıkça elastik modülüslerinin artması, dolayısıyla enekliklerinin azalıp kırılganlıklarının artması şeklinde yorumlanabilir. 3 mm ve 4 mm akrilik kaide kalınlığına sahip ve fiberle güçlendirilen gruplarda; darbe dayanımı yüksek akrilik reçine ile üretilen protezlerin bükücü kuvvetlere karşı dayanımı geleneksel akrilik reçine ile üretilen protezlerin bükücü kuvvetlere karşı dayanımından anlamlı seviyede yüksek bulundu. Darbe dayanımı yüksek akrilik reçinelerin fiber ile güçlendirilmesi, geleneksel akrilik reçinelerin fiber ile güçlendirilmesinden çok daha etkili bir şekilde protez kaidesinin kırılma dayanımını arttırmış olabilir.

5.3. Gelecek çalışmalara öneriler

Ağız içindeki dinamiklerin implantüstü bar tutuculu protez üzerine etkisini daha gerçekçi gözlemlemek amacıyla örnekler implantüstü bar tutuculu protez şeklinde hazırlanmıştır ve implantlar alt çene kemiği ile benzer esneme modülüsüne sahip epoksi reçine içine gömülmüştür. Dinamik ve statik yükleme, çiğneme fonksiyonun temel yükünü taşıyan 1. Büyükazı dişi üzerinden yapılmıştır. Statik yükleme testi implantüstü bar tutuculu proteze uygulanırken, alt çene kemiğinin çiğneme fonksiyonu sırasındaki

horizontal ve vertikal hareketleri taklit edilmeye çalışılmıştır. Bu sayede; klinik kullanım sırasında karşılaşılan sorunlara daha gerçekçi çözüm önerilerinde bulunmak amaçlanmıştır. Bu çalışma, mekanik testlerde kullanılan teknikler ve sonuçları açısından gelecekteki çalışmalara rehber olacak niteliktedir.

Bu çalışmanın kısıtlaması olarak ağız içinde gerçekleşen Ph değişimlerinin implantüstü bar tutuculu protezin kırılma dayanımı üzerine etkisinin taklit edilememiş olmasıdır. Gelecekteki çalışmalarda, Ph değişiminin implantüstü bar tutuculu protezlerin kırılma dayanımı üzerine etkisi incelenebilir.

6. SONUÇLAR

Bu çalışmanın kısıtlamaları dahilinde implantüstü bar tutuculu protezler için aşağıdaki sonuçlara ulaşılabilir;

- ✓ Akrilik kaide kalınlığının, güçlendirme metodunun ve akrilik reçine çeşidinin tek başına olduğu kadar birlikte olan ikili kombinasyonlarının da kırılma dayanımını etkilediği belirlenmiştir.
- ✓ Akrilik kaide kalınlığı arttıkça kırılma dayanımının istatistiksel olarak anlamlı derecede arttığı belirlenmiştir.
- ✓ 2 mm kaide kalınlığı kullanılan güçlendirme metotları için yeterli bulunmamıştır. Kaide kalınlığının arttırılamadığı durumlarda akrilik kaidenin güçlendirilmesi yerine, her hangi bir işlem yapılmadan mevcut kalınlığının 2 mm olarak korunması ve darbe dayanımı yüksek akrilik reçine kullanılması tavsiye edilebilir.
- ✓ Cr-Co döküm metal bar ile güçlendirme akrilik kaidenin kırılma dayanımını istatistiksel olarak anlamlı derecede düşürdüğü belirlenmiştir.
- ✓ Doğrusal cam fiber ile güçlendirme akrilik kaidenin kırılma dayanımını istatistiksel olarak anlamlı derecede arttırdığı belirlenmiştir.
- ✓ Darbe dayanımı yüksek akrilik reçine ile üretilen ve doğrusal cam fiber ile güçlendirilen örneklerin kırılma dayanımı, geleneksel akrilik reçine ile üretilen ve doğrusal cam fiber ile güçlendirilen örneklerin kırılma dayanımından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu belirlenmiştir.

KAYNAKLAR

1. TÜİK (2015, 18 Mart). İstatistiklerle Yaşlılar. Ankara: Türkiye İstatistik Kurumu. Erişim 29.11.2018, http://www.tuik.gov.tr/PreHaberBultenleri.do?id=24644.

2. Nalcaci R**,** Erdemir EO, Baran I. Evaluation of the oral health status of the people aged 65 years and over living in near rural district of Middle Anatolia, Turkey. *Arch Gerontol Geriatr* 2007; **45**: 55-64.

3. Bourgeois D, Nihtila A, Mersel A. Prevalence of caries and edentulousness among 65-74 year olds in Europa. *Bull World Health Organ* 1998; 76: 413-417.

4. Mojon P, Thomason JM, Walls AW. The impact of falling rates of edentulism. *Int J Prosthodont* 2004; **17**: 434-440.

5. Peterson PE, Ogawa H. Promoting oral health and quality of life of older people- the need for public health action. *Oral Health Prev Dent 2018*; **16**: 113-124.

6. Yücel T. 2013, 18 Kasım. Toplum Ağız ve Diş Sağlığı Haftası. Erişim Tarihi (29.11.2018), Erişim site adı: http://www.tdb.org.tr/basin_yazdir.php?Id=188.

7. Awad MA, Lund JP, Dufresne E, Feine JS. Comparing the efficacy of mandibular implant-retained overdentures and conventional dentures among middle-aged edentulous patients: satisfaction and functional assessment. *Int J Prosthodont* 2003; **16**: 117-122.

8. Van Waas MA. The influence of clinical variables on patients' satisfaction with complete dentures. *J Prosthet dent* 1990; **63**: 307-310.

9. Hyland R, Ellis J, Thomason M, El-Feky A, Moynihan P. A qualitative study on patient perspectives of how conventional and implant-supported dentures affect eating. *J Dent* 2009; **37**: 718-723.

10. Bakke M, Holm B, Gotfredsen K. Masticatory function and patient satisfaction with implant supported mandibular overdentures: a prospective 5-year study. *Int J Prosthodont* 2002; **15**: 575-581.

11. Naert I, Gizani S, Vuylsteke M, Van Steenberghe D. A 5-year randomized clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants in the mandibular overdenture therapy. Part I: peri-implant outcome. *Clin Oral Imp Res* 1998; **9**: 170-177.

12. Tunalı B. (2000). *Multidisipliner bir yaklaşımla oral implantoloji*. 2. Baskı. İstanbul: Nobel Tıp Kitapevi; pp. 1-2.

13. The glossary of Prosthodontic terms. *J Prosthet Dent* 2017; **117**: 1-105.

14. Ring ME. A thousand years of dental implants: A definitive history- Part 2. *Compend Contin Educ Dent* 1995; **16** :1060-1069.

15. Schroder A. (1996). İçinde Schroeder A, Sutter F, Buser D, Krekeler G (Ed), *A Brief History of Implantology. (*2nd ed.) New York: Georg Thieme Verlag Stuttgart; pp. 60-3.

16. CM Abraham. A brief historical perspective o dental implants, their surface coatings and treatments. *Open Dent J* 2014; **8:** 50-55.

17. Greenfield E.J. An artificial root. *Dent Brief* 1990; **15**: 837.

18. Hobo S, Ichida E, Garcia LT. (1991) *Osseointegration and occlusal rehabilitation*. (3rd ed.) Berlin: Quintessence Publ. Co., Ltd.; pp.45-6.

19. Bragger U. Use of radiographs in evoluating success, stability and failure in implant dentistry. *Periodontol* 2000; **17**: 77-88.

20. Watzek G, Blahout R. (1993). İçinde Watzek G. (Ed). *Historical Endosseous implants in oral surgery*. Chicago: Quintessence; pp. 17-28.

21. Brandt Hans H. (1996). *Einführung in die Implantologie München*. Wien: Baltimore; pp. 1-4.

22. Brandt Hans H. (1996). *Einführung in die Implantologie München*. Wien: Baltimore; pp. 5-13.

23. Hahn JA. The Blade Implant. *J Am Dent Assoc* 1990; **121**: 394-402.

24. Branemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindstrom J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1969; **3**: 81-100.

25. Branemark PI, Zarb GA. (1985). İçinde Albrektsson T. (Ed). *Tissue- Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry*. Chicago: Quintessence; pp. 20-22.

26. Misch CE. (2014). İçinde Rudolf P. (Ed). *Dental Implant Prosthetics*. (2nd ed.) St. Luis: Mosby Inc; pp. 33-36.

27. English C. An overview of implant hardware. *J Am Dent Assoc* 1990; **121**: 360-366.

28. Harris BW. A new technique fort he subperiostal implant. *J Am Dent Assoc* 1990; **121**: 422-424.

29. Palmer RM, Smith BJ, Howe LC, Palmer PJ. (2012). *Implants in clinical dentistry*. (2nd ed.) London: Informa Healthcare; pp. 7-8.

30. Kerley TR, Phillips RM, Mulherin DR, English J, Schow CE. The ramus frame implant. *J Oral Surg* 1981; **39**: 415-420.

31. Stellingsma C, Vissink A, Meijer HJ, Kuiper C, Raghoebar GM. Implantology and the severely resorbed edentulous mandible. Crit Rev Oral Biol Med 2004; **15**: 240-248.

32. Misch CE, (Ed). (1999). *Prosthetic options in implant dentistry*. (2nd ed.) St. Louis: Mosby Inc; pp.67-87.

33. Engelman MJ, (Ed). (2008). *Clinical indication and treatment planning in osteointegration*. (2nd ed). Chicago: Quintessence; pp. 81-151.

34. Becker W, Becker BE. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous imlant restorations: A retrospective study. *J Prosthet Dent* 1995; **74**: 51-55.

35. Chang M, Wennstrom JL, Odman P, Andersson B. Implant supported single-tooth replacements compared to contralateral natural teeth. *Clin Oral Implant Res* 1999; **10**: 185-194.

36. Davarpanah M, Martinez H, Kebir M, Etienne D, Tecucianu JF. Wide- diameter implants: new concepts. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2001; **21**: 149-159.

37. Ekfeldt A, Carlsson GE, Borjesson G. Clinical evaluation of single-tooth restorations supported by osseointegrated implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; **9**: 179-183.

38. Mericske-Stern R, Grütter L, Rösch R, Mericske E. Clinical evaluation and prosthetic complications of single tooth replacement by non-submerged implants. *Clin Oral Implants Res* 2001; **12**: 309-318.

39. Lekholm U**,** Gunne J, Henry P, Higuchi K. Survival of the Branemark implant in partially edentuolus jaws: A 10-year prospective multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999; **14**: 639-645.

40**.** Astrand P, Borg K, Gunne J, Olsson M. Combination of natural teeth and osseointegrated implants as prosthesis abutments:a 2-years longitudinal study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992; **6**: 305-312.

41. Gunne J, Astrand P, Ahle´n K, Borg K, Olsson M. Implants in partially edentulous patients. A longitudinal study of bridges supported by both implants and natural teeth. *Clin Oral Implants Res* 1992; **3**: 49-56.

42. Gunne J, Astrand P, Lindh T, Borg K, Olsson M. Tooth–implant and implant supported fixed partial dentures: a 10-year report. *Int J Prosthodont* 1999; **12**: 216-221.

43. Olsson M, Gunne J, Astrand P, Borg K. Bridges supported by free-standing implants versus bridges supported by tooth and implant a fiveyear prospective study. *Clin Oral Implants Res* 1995; **6**: 114-121.

44. Naert IE, Duyck JA, Hosny MMF, Van Steenberghe D. Freestanding and tooth–implant connected prostheses in the treatment of partially edentulous patients part I: an up to 15 years clinical evaluation. *Clin Oral Implants Res* 2001; **12**: 237-244.

45. Bragger U, Aeschlimann S, Burgin W, Hammerle CHF, Lang NP. Biological and technical complications and failures with fixed partial dentures (FPD) on implants and teeth afterfourtofiveyearsoffunction. *Clin Oral Implants Res* 2001; **12**: 26-34.

46. Pjetursson BE, Tan K, Lang NP, Bragger U, Egger M, Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of implant supported fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res* 2004; **15**: 625-642.

47. Zhiyong L, Arataki T, Shimamura I, Kishi M. The influence of prosthesis designs and loading conditions on the stress distribution of tooth-implant supported prostheses. *Bull Tokyo Dent Coll* 2004; **45**: 213-21.

48. Agerberg G, Carlsson GE. Chewing ability in reletion to dental and general health: analysis of data obtained from questionnaire. *Odontol Scand* 1981; **39**: 147.

49. Ettinger RL. Diet, nutrition, masticatory ability in gruops of elderly edentulous patients. *Aust Dent J* 1973; **18**: 12-19.

50. Misch CE, (Ed). (1999). *Prosthetic options in implant dentistry*. (2nd ed.). St. Louis: Mosby Inc; pp. 97-98.

51. Misch CE, (Ed). (1999). *Prosthetic options in implant dentistry.* (2nd ed.). St. Louis: Mosby Inc; pp. 113-114.

52. Mericske-Stern R, Taylor TD, Belser U. Managment of the edentulous patient. *Clin Oral Implants Res* 2000; **11**: 108-125.

53. Mericske-Stern R. Clinical evaluation of overdenture restorations supported by osseointegrated titanium implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990; **5**: 375-383.

54. Feine JS, Carlsson GE, Awad MA, Chehade A, Duncan WJ, Gizani S, et al. Mandibular two implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. The McGill consensus statement on over dentures. Montreal, Quebec. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002; **17**: 60-62.

55. Thomason JM, Feine J, Exley C, Moynihan P, Muller F, Naert I, et al. Mandibular two implant- supported overdentures as the first choice standard of care for edentulous patients. The York Consensus statement. York, England. *Br Dent J* 2009; **207**: 185-186.

56. Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003; **18**: 357-368.

57. Mericske-Stern R, Steinlin- Schaffner T, Marti P, Geering AH. Peri-implant mucosal aspects of ITI implants supporting overdentures. A five-year longitudinal study. *Clin Oral Implants Res* 1994; **5**: 9-18.

58. Wismeijer D, Van Waas MA, Kalk W. Factors to consider in selecting an occlusal concept for patients with implants in the edentulous mandible. *J Prosthet Dent* 1995; **74**: 380-384.

59. DeBoer J. Edentulous implants: overdenture versus fixed. *J Prosthet Dent* 1993; **69**: 386-390.

60. Laney WR, Broggini N, Cochran DL. (2007). *Glossary of Oral and Maxillofacial Implants.* Berlin:Quintessence; pp. 121.

61. Zarb GA, Symington JM. Osseointegrated dental implants: preliminary report on a replication study. *J Prosthet Dent* 1983; **50**: 271-276.

62. MacEntee MI, Walton JN, Glick N. A clinical trial of patient satisfaction and prothodontic needs with ball and bar attachments for implant-retained complete overdentures: three year results. *J Prosthet Dent* 2005; **93**: 28-37.

63. Naert I, Gizani S, Vuylsteke M, Van Streenberghe D. A 5-year prospective randomized clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants retaining a mandibular overdenture: prosthetic aspects and patient satisfaction. *J Oral Rehabil* 1999; **26**: 195-202.

64. Preiskel HW. (2004). İçinde Yuh-Yuan, (Ed). *Magnetic Applications in Clinical Dentistry.* Chicago: Quintessence Pub; pp. 10-40.

65. Sagawa M, Furimura S, Togowa N, Yamatoto H, Matsuura Y. New material for permanent magnets on a base of Nd and Fe. *J Appl Phys* 1984; **55**: 2083-2087.

66. Croat JJ, Herbst JF, Lee RW, Pinkerton FE. Pr-Fe and Nd-Fe-based materials: a new class of high-performance permanent magnets. *J Appl Phys* 1984; **55**: 2078-2082.

67. Strnat KJ. The hard magnetic properties of rare earth-transition metal alloys. *IEEE Trans Magn* 1972; **8**: 511-516.

68. Tawara Y, Strnat KJ. Rare earth-cobalt permanent magnets near the composition. *IEEE Trans Magn* 1976; **12**: 954-958.

69. Jiles D. (1988). *An introduction to magnetism and magnetic materials.* (2nd ed). London: Chapman and Hall; 1988. pp. 3-16.

70. Chu F, Deng FL, Siu A, Chow T. Implant-tissue supported, magnet retained mandibular overdenture for an edentulous patient with Parkinson's disease: A clinical report. *J Prosthet Dent* 2004; **91**: 219-222.

71. Walmsley AD. Magnetic retention in prosthetic dentistry. *Dent Update* 2002; **29**: 428-433.

72. Wismeijer D, Van Waas MA, Vermeeren JI, Mulder J, Kalk W. Patient satisfaction with implant-supported mandibular overdentures. A comparison of three treatment strategies with ITI-dental implants. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1997; **26**: 263-267.

73. Geertmen ME, Van Waas MA, Van Hof MA, Kalk W. Denture satisfaction in a comparative study of implant-retained mandibular overdentures: a randomized clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; **11**: 194-200.

74. Besimo CE, Guindy JS, Lewetag D, Meyer J. Prevention of bacterial leakage into and from prefabricated screw-retained crowns on implants in vitro. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999; **14**: 654-660.

75. Federick DR, Caputo AA. Effects of overdenture retention designs and implant orientations on load transfer characteristics. *J Prosthet Dent* 1996; **76**: 624-632.

76. Petropoulos VC, Mante FK. Comparison of retention and strain energies of stud attachments for implant overdentures. *J Prosthodont* 2011; **20**: 286-293.

77. Heckmann SM, Schrott A, Graef F, Wichmann MG, Weber HP. Mandibular two-implant telescopic overdentures. *Clin Oral Implants Res* 2004; **15**: 560-569.

78. Preiskel HW, Tsolka P. Telescopic prostheses for implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998; **13**: 352-357.

79. Romanos GE, May S, May D. Treatment concept of the edentulous mandible with prefabricated telescopic abutments and immediate functional loading. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011; **26**: 593-597.

80. Misch CE, (Ed). (2005). *Dental Implant Prosthetics.* St. Louis: Mosby; pp. 228-251.

81. Mericske-Stern RD, Zarb GA. (1997). İçinde Carlsson GE, (Ed). *Boucher's Prosthodontic Treatmentfor Edentulous Patients.* (11th ed). St. Louis: Mosby; pp. 527.

82. Shafie HR, Ellison J. (2007). İçinde Shafie HR, (Ed). *Clinical and Laboratory manual of implant overdentures.* Blackwell: Oxford; pp. 31-36.

83. Geckili O, Bilhan H, Bilgin T. Locator attachments as an alternative to ball attachments in 2-implant retained mandibular overdentures. *J Can Dent Assoc* 2007; **73**: 679-682.

84. Cune M, Van Kampen F, Van der Bilt A, Bosman F. Patient satisfaction and preference with magnet, bar-clip, and ball-socket retained mandibular implant overdentures: a cross-over clinical trial. *Int J Prosthodont* 2005; 18: 99-105.

85. Shafie HR, Ellison J. (2007). İçinde Shafie HR, (Ed). *Clinical and Laboratory manual of implant overdentures.* Blackwell: Oxford; pp. 37-63.

86. Doundoulakis JH, Eckert SE, Lindquist CC, Jeffcoat MK. The implant-supported overdenture as an alternative to the complete mandibular denture. *J Am Dent Assoc* 2003; **134**: 1455-1458.

87. Trakas T, Michalakis K, Kang K, Hirayama H. Attachment systems for implant retained overdentures: a literature review. *Implant Dent* 2006; **15**: 24-34.

88. Jabbari Y, Nagy WW. Implant Dentistry for geriatric patients: A review of the literature. *Quintessence Int 2003*; **34**: 281-285.

89. Misch CE, (Ed). (2005). *Dental Implant Prosthetics.* St. Louis: Mosby; pp. 281-308.

90. Bidez MW, Chen Y, McLoughlin SW, English CE. Finite element analysis of four-abutment Hader bar designs. *Implant Dent* 1993; **2**: 171-176.

91. Sadowsky SJ. Mandibular implant-retained overdentures: a literature review. *J Prosthet Dent* 2001; **86**: 468-473.

92. Walton JN. A randomized clinical trial comparing two mandibular implant overdenture designs: 3-year prosthetic outcomes using a six-field protocol. *Int J Prosthodont* 2003; **16**: 255-260.

93. Mericske-Stern R. (1996). İçinde Schroeder A, Sutter F, Buser D, Krekeler G (Eds). *Overdentures supported by ITI implants.* (2nd ed). New York: Thieme Medical Publishers; pp. 349-358.

94. Dudic A, Mericske-Stern R. Retention mechanisms and prosthetic complications of implant supported mandibular overdentures: long-term results. *Clin Implant Dent Relat Res* 2002; **4**: 212-219.

95. Michelinakis G, Barclay C, Smith P. The influence of interimplant distance and attachment type on the retention characteristics of mandibular overdentures on 2 implants: initial retention values. *Int J Prosthodont* 2006; **19**: 507-512.

96. Sinclair PM, Little RM. Maturation of untreated normal occlusions. *Am J Orthodont* 1983; **83**: 114-123.

97. Shafie HR. (2011). *İmplant Destekli Overdenture Klinik ve Laboratuvar Uygulama El Kitabı* Ankara: Palme Yayınevi; pp. 45-56.

98. Walton JN, Ruse ND. In vitro changes in clips and bars used to retain implant overdentures. *J Prosthet Dent* 1995; **74**: 482-486.

99. Walmsley AD, Frame JW. Implant supported overdentures-the Birmingham experience. *J Dent* 1997; **25**: 43-47.

100. Pigozzo MN, Mesquita MF, Henriques GEP, Vaz GL. The service life ofmplant retained overdenture attachment systems. *J Prosthet Dent* 2009; **102**: 74-80.

101. Setz I, Lee SH, Engel E. Retention of prefabricated attachments for implant stabilized overdentures in the edentulous mandible: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 1998; **80**: 323-329.

102. Petropoulos VC, Smith W. Maximum dislodging forces of implant overdenture stud attachments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002; **17**: 526-535.

103. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. (2013). *Phillips' Science of Dental Materials* (12th ed.) Philadelphia: Elsevier Inc; pp. 457-458.

104. Braden M, Clarke RL, Nicholson J, Parker S. (1997). *Polymeric Dental Materials,*

Heidelberg: Springer; pp. 58-67.

105. Craig RG, Powers JM. (2002). İçinde Sakaguchi RL, Powers JM (Eds). *Restorative Dental Materials.* (13th ed.*).* St. Louis: CV Mosby Co; pp. 162-199.

106. Craig RG, Powers JM, Wataha JC. (2013). İçinde Powers JM (Ed). *Dental Materials Properties and Manipulation.* (10th ed.). St. Louis: Mosby; pp. 163-182.

107**.** Çalıkkocaoğlu S. (2012). *Dişsiz Hastaların Protetik Tedavisi Klasik Tam Protezler.* İstanbul: Quintessence Publishing Co, Inc; pp. 105-117.

108. O'Brien WJ. (2002). *Dental Materials and their selection*. (4th ed.). Kanada: Quintessence Publishing Co, Inc; 114-134.

109. Craig RG. Marcus LW. (1997). *Restorative Dental Materials.* (10th ed.). St Louis: Mosby, Inc.; pp. 241-150.

110. Van Noort R, (Ed). (2007). *Introduction to Dental Materials.* (3rd ed). Philadelphia: Mosby; pp. 152-165.

111. Vallittu PK, Ruyter IE, Büyükyılmaz S. Effect of polymerization temperature and time on the residual monomer content of denture base polymers. *Eur J Oral Sci* 1998; **106**: 588-593.

112. Douglass CW. Review of the literature. *J Prosthet Dent* 1990; **24**: 106-109.

113. Craig RG, Gibbons P. Properties of resilient denture liners. *J Am Dent Asso* 1961; **63**: 382-390.

114. Mutlu G, Harrison A, Huggett R. A history of denture base materials. *Quintessence Dent Tech* 1989; **13**: 145-151.

115. Mullarky RH. Aramid fiber reinforcement of acrylic appliances. *J Clin Orthod* 1985; **19**: 655-658.

116. Phoenix RD, Mansueto MA, Ackerman NA, Jones RE. Evaluation of mechanical and thermal properties of commonly used denture base resins. *J Prosthodont* 2004; **13**: 17-27.

117. Rodford RA. The development and evaluation of high impact strength denture base materials. *J Dent Res* 1986; **14**: 214-217.

118. Rodford RA. Further development and evaluation of high impact strength denture base materials. *J Dent Res* 1990; **18**: 151-157.

119. Bartoloni JA, Murchison DF, Wofford DT, Sarkar N. Degree of conversion in denture base materials for varied polymerization techniques. *J Oral Rehabil* 2000; **27**: 488-493.

120. Honorez P, Catalan A, Angnes U, Grimonster J. The effect of three processing cycles on some physical and chemical properties of a heat cured acrylic resin. *J Prosthet Dent* 1989; **61**: 510-517.

121. Al Doori D, Hugget R, Bates JF, Brooks SC. A comparison of denture base acrylic resins polymerised by microwave irradiation and by conventional water bath curing systems. *Dent Mater* 1988; **4**: 25-32.

122. Anderson GC, Schulte JK, Arnold TG. Dimensional stability of injection and conventional processing of denture base acrylic resin. *J Prosthet Dent* 1988; **60**: 394-398.

123. Bates JF, Stafford GD, Hugget R, Handly RW. Current status of pour type denture base resins. *J Dent* 1977; **5**: 177-189.

124. Penn E, Renner RP. A comprehensive review of VLC resin in removable prosthodontics. *Quintessence Dent Tech* 1993; **16**: 107-118.

125. Ruyter IE. Release of formaldehyde from denture base polymers. *Acta Odontol Scand* 1980; **38**: 17-27.

126. Saraç YŞ, Saraç D, Güler AU. Farklı polimerizasyon yöntemlerinin kaide akrillerinin transvers dayanıklılığı üzerindeki etkilerinin incelenmesi. *AÜ Diş Hek Fak Derg* 2001; **11** :13-16.

127. Pryor WJ. Injection moulding of plastics for dentures. *J Am Dent Asso* 1942; **29**: 140-148.

128. Austin AT, Basker RM. The level of residual monomer in acrylic denture base materials. *Brit Dent J* 1980; **149**: 281-286.

129. De Clerk JP. Microwave polymerization of acrylic resins used in dental prostheses. *J Prosthet Dent* 1987; **57**: 650-658.

130. Levin B, Sanders JL, Reitz PV. The use of microwave energy for processing acrylic resins. *J Prosthet Dent* 1989; **61**: 381-383.

131. Nishii M. Curing of denture base resins with microwave irradiation: with particular reference to heat-curing resins. *J Osaka Dent Univ* 1968; **2**: 23-40.

132. Blagojevic V, Murphy VM. Microwave polymerization of denture base materials. A comparative study. *J Oral Rehabil* 1999; **26**: 804-808.

133. Kazanji MNM, Watkinson AC. Influence of thickness, boxing, and storage on the softness of resilient denture lining materials. *J Prosthet Dent* 1988; **59**: 677-680.

134. Kimura H, Teraoka F. On the microwave polymerization method by the developed flask. *Quintessence Dent Techno* 1984; **9**: 729-737.

135. Shlosberg SR, Goodacre CJ, Munoz CA, Moore BK, Schnell RJ. Microwave energy polymerization of polymethyl methacrylate denture base resin. *Int J Prosthodont* 1989; **2**: 453-458.

136. Khan Z, Von Fraunhofer JA, Razavi R. The staining characteristics, transverse strength, and microhardness of a visible light cured denture base material. *J Prosthet Dent* 1987; **57**: 384-386.

137. Garfunkel E. Evaluation of dimensional changes in complete dentures processed by injection-pressing and the pack and press technique. *J Prosthet Dent* 1983; **50**: 757-761.

138. Salim S, Sadamori S, Hamada T. The dimensional accuracy of rectangular acrylic resin specimens cured by three denture base processing methods. *J Prosthet Dent* 1992; **67**: 879-881.

139. Dixon DL, Breeding LC. The transvers strength of three denture base resins with polyethylene fibers. *J Prosthet Dent* 1992; **67**: 417-419.

140. Ellakwa AE, Shortall AC, Marquis PM. Influence of fiber type and wetting agent on the flexural properties of an indirect fiber reinforced composite. *J Prosthet Dent* 2002; **88**: 485-490.

141. Foo SH, Lindquist TJ, Aquilino SA, Schneider RL, Williamson DL, Boyer DB. Effect of polyaramid fiber reinforcement on the strength of 3 denture base polymethyl methacrylate resins. *Int J Prosthodont* 2001; **10**: 148-153.

142. Jacob J, Gangadhar SA, Shah I. Flexural strength of heat polymerized polymethyl metacrylate denture resin reinforced with glass, aramid or nylon fibers. *J Prosthet Dent* 2001; **86**: 424-427.

143. Jagger DC, Jagger RG, Allen SM, Harrison A. An investigation into the transverse and impact strength of high strength denture base acrylic resins. *J Oral Rehabil* 2002; **29**: 263-267.

144. Meng RT, Latta MA. Physical properties of four acrylic denture base resins. *J Contemp Dent Pract* 2005; **6**: 93-100.

145. Ruyter IE. Flexural properties of denture base polymers. *J Prosthet Dent* 1980; **43**: 95-103.

146. Stafford GD, Bates JF, Hugget R, Handley RW. A review of the properties of some denture base polymers. *J Dent* 1980; **8**: 292-301.

147**.** International Standard ISO 20795 – Dentistry – Denture base polymers. International Organization for Standardization: Cenevre; 2013.

148. Jagger DC, Harrison A, Jandt KD. The reinforcement of dentures. *J Oral Rehabil* 1999; **26**: 185-194.

149. Khuder T, Yunus N, Sulaimen E, Dabbagh A. Finite element analysis and clinical complications in mandibular implant overdentures opposing maxillary dentures. *J Mech Behav Biomed Mater* 2017; 75: 97-104.

150. Hargreaves AS. The prevalence of fractured dentures. *Br Dent J* 1969; **126**: 451-455.

151. Dogan OM, Bolayir G, Keskin S, Dogan A, Bek B, Boztug A. The effect of esthetic fibers on impact resistance of a conventional heat cured denture base resin. *Dent Mater J* 2007; **6**: 232-239.

152. Vallittu PK, Narva K. Impact strength of a modified continuous glass fiber poly methylmethacrylate. *Int J Prosthodont* 1997; **10**: 142-148.

153. Darbar UR, Huggett R, Harrison A. Denture fracture-a survey. *Br Dent J* 1994; **176**: 342-345.

154. Dong J, Ikebe K, Gonda T, Nokubi T. Influence of abutment height on strain in a mandibular overdenture. *J Oral Rehabil* 2006; **33**: 594-599.

155. Gonda T**,** Ikebe K, Dong J, Nokubi T. Effect of reinforcement on overdenture strain. *J Dent Res* 2007; **86**: 667-671.

156. Rached R, De Souza E, Dyer S, Ferracane J. Dynamic and static strength of an implant-supported overdenture model reinforced with metal and nonmetal strengtheners. *J Prosthet Dent* 2011; **106**: 297-304.

157. Agha H, Flinton R, Vaidyanathan T. Optimization of fracture resistance and stiffness of heat polymerized high impact acrylic resin with localized E glass fiber force reinforcement at different stress points. *J Prosthodont* 2016; **25**: 647-655.

158. Takahashi T, Gonda T, Maeda Y. Influence of reinforcement on strains within maxillary implant overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2015; **30**: 1327-1332.

159. Yli-Urpo A, Lappalainen R, Huuskonen O. Frequency of damage to and need for repaires of removable dentures. *Proc Finn Dent Soc* 1985; **81**: 151-155.

160. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent* 2003; **90**: 121-132.

161. Cakarer S, Can T, Yaltirik M, Keskin C. Complications associated with ball, bar and locater attachments for implant-supported overdentures. *Med Oral Patol Oral Cir Buccal* 2011; **16**: 953-959.

162. Claderon PS, Dantas PM, Montenegro S, Carreiro A, Oliveira A, Dantas E ve ark. Technical complications with implant-supported dental prostheses. *J Oral Science* 2014; **56**: 179-184.

163. Zanolla J, Amado FM, Silva WS, Ayub B, Almeida ALPF, Soares S. Success rate in implant supported overdenture and implant supported fix denture cleft lip and palate patients. *Ann Maxillofac Surg* 2016; **6**: 223-227.

164. Rodrigues AH. Metal reinforcement for implant-supported mandibular overdentures. *J Prosthet Dent* 2000; **83**: 511-513.

165. Narva KK, Vallittu PK, Helenius H, Yli-Urpo A. Clinical survey of acrylic resin removable denture repairs withglass-fiber reinforcement. *Int J Prosthodont* 2001; **14**: 219-224.

166. Fatalla A, Song K, Du T, Cao Y. An in vitro investigation into retention strength and fatigue resistance of various designs of tooth/implant supported overdentures. *J Huazhong Univ Sci Technol* 2012; **32**: 124-129.

167. Vogel RC. Implant overdentures: a new standard of care for edentulous patients' current concepts and techniques. *Compend Contin Educ Dent* 2008; **29**: 270-276.

168. Craig RG, Powers JM, Wataha JC. (2004). *Dental Materials: Properties and Manipulation.* (8th ed.) Mosby: St Louis; pp. 284-287.

169. Hatamleh M**,** Maryan C, Silikas N, Watts D. Effect of net fiber reinforcement surface treatment on soft denture liner retention and longevity. *J Prosthodont* 2010; **19**: 258-262.

170. Beyli MS**,** Von Fraunhofer JA. An analysis of causes of fracture of acrylic resin dentures. *J Prosthet Dent* 1981; **46**: 238-241.

171. Polyzois GL, Andreopoulos AG, Lagouvardos PE. Acrylic resin denture repair with adhesive resin and metal wires: effects on strength parameters. *J Prosthet Dent* 1996; **75**: 381-387.

172. Duncan JP, Freilich MA, Latvis CJ. Fiber reinforced composite framework for implant-supported overdentures. *J Prosthet Dent* 2000; **84**: 200-204.

173. Darbar UR**,** Huggett R, Harrison A. Stress analysis techniques in complete dentures (review). *J Dent* 1994; **22**: 259-264.

174. Fajardo R, Pruitt L, Finzen F, Marshall G, Singh S, Curtis D. The effect of E-glass fibers and acrylic resin thickness on fracture load in a overdenture prosthesis. *J Prosthet Dent* 2011; **106**: 373-377.

175. Choi M, Acharya V, Berg R, Marotta J, Green C, Barbizem J, White S. Resinous denture base fracture rsistance: Effects of thickness and teeth. *Int J Prosthodont* 2012; **25**: 53-59.

176. Peyton FA. History of resins in dentistry. *Dent Clin North Am* 1975; **19**: 211-222.

177. Stafford GD, Smith DC. Polycarbonates. A preliminary report on these of polycarbonates as a denture base material. *Dent Pract Dent Rec* 1967; **17** :217-223.

178. Smith DC. Recent developments and prospects in dental polymers. *J Prosthet Dent* 1962; **12**: 1066-1078.

179. Stafford GD, Hugget R, Macgregor AR, Graham J. The use of nylon as a denture base material. *J Dent* 1986; **14** :18-22.

180. Gutteridge DL**.** The effect of including ultra-high-modulus polyethylene fibre on the impact strenght of acrylic resin. *Br Dent J* 1988; **164** :177-180.

181. Peyton FA**,** Anthony DH. Evaluation of denture processed by different techniques. *J Prosthet Dent* 1963; **13**: 269-282.

182. Vallittu PK**,** Lassila VP. Reinforcement of acrylic resin denture base material with metal or fiber strengtheners. *J Oral Rehabil* 1992; **19**: 225-230.

183. Berry HH, Funk OJ. Vitallium strengthener to prevent lower denture breakage. *J Prosthet Dent* 1971; **137**: 532-536.

184. Carrol CE, Vonfraunhofer JA. Wire reinforcement of acrylic resin prostheses. *J Prosthet Dent* 1984; **52**: 639-641.

185. Yoshida K, Takahashi Y, Hamanaka I, Kawaguchi T, Sasaki H, Shimizu H. Reinforcing effect of glass fiber reinforced composite reinforcement on flexural strength at proportional limit of a repaired denture base. *Acta Odontol Scand* 2015; **1** :81-85.

186. Woelfel JB, Paffenbarger GC, Sweeney WT. Clinical evaluation of complete dentures made of 11 different types of denture base materials. *J Am Dent Assoc* 1962; **70**: 1770-1788.

187. Chevitarese O**,** Craig RG, Peyton FA. Properties of various types of denture base plastics. *J Prosthet Dent* 1962; **12**: 711-719.

188. Woelenfel JB, Paffenbarger GC, Sweeney WT. Some physical properties of organic denture base materials. *J Am Dent Assoc* 1963; **67**: 499-504.

189. Yunus N, Rashid AA, Azmi LL, Abu Hassan MI. Some flexural properties of a nylon denture base polymer. *J Oral Rehabil* 2005; **32**: 65-71.

190. Zappini G, Kammann A, Wachter W. Comparison of fracture tests of denture base materials. *J Prosthet Dent* 2003; **90**: 578-585.

191. Johnston EP, Nicholls JI, Smith DE. Flexure fatigue of 10 commonly used denture base resins. *J Prosthet Dent* 1981; **46**: 478-483.

192. Ajoj Alkordy NM, Alsaadi MH. Elastic modulus and flexural strength comparisons of high impact and traditional denture base acrylic resins. *Saudi Dent J* 2014; 26: 15-18.

193. Gupta A, Tewari RK. Evaluation and comparison of transverse and impact strength of different high strength denture base resin. *Indian J Dent Res* 2016; **27**: 61-65.

194. Çalıkkocaoğlu S, (Ed). (2000). *Diş hekimliğinde Maddeler Bilgisi (Metal Olmayan Maddeler)* İstanbul: Mor Ajans; pp.70-87.

195. McCabe JF. (1999). İçinde Nayır E, (Ed). *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi.* İstanbul; İstanbul Üniversitesi Basım Evi; pp. 207-210.

196. Lamb DJ, Ellis B, Priestley D. The effects of process variables on levels of residual monomer in autopolymerizing dental acrylic resin. *J Dent* 1983; **11**: 80-88.

197. Machado C**,** Sanchez E, Azer S, Uribe JM. Comparative study of the transverse strength of three denture base materials. *J Dent* 2007; **35**: 930-933.

198. Vallittu PK**,** Lassila VP. Effect of metal strengtheners surface roughness on farcture resistance of acrylic denture base material. *J Oral Rehabil* 1992; **19**: 385-391.

199. Naegali DG, Duke ES, Schwartz R, Norling BK. Adhsive bonding of composites to a casting alloy. *J Prosthet Dent* 1988; **60**: 279-283.

200. Ruffino AR. Effect of steel strengtheners on fracture resistance of the acrylic resin complete denture base. *J Prosthet Dent* 1985; **54**: 75-78.

201. Sehajpal SB. Sood VK: Effect of fillers on some physical properties of arcylic resin. *J Prosthet Dent* 1989; **61**: 746-751.

202. Vallittu PK. Effect of some properties of metal strengtheners on the fracture resistance of arcylic denture base material. *J Oral Rehabil* 1993; **20**: 241-248.

203. Teraoka F**,** Nakagawa M ve Takahashi J. Adaptation of acrylic dentures reinforced with metal wire. *J Oral Rehabıl* 2001*;* **28:** 937-942.

204. Jacobsen JE, Chai Chang J, Keri PP, Watanabe LG. Bond strength of 4 Meta acrylic resin denture base to cobalt chromium alloy. *J Prosthet Dent* 1988; **60:** 570-576.

205. Ateş M, Şakar O, Sülün T, Çilingir A, Bozdağ E, Sümbüloğlu E. Tamir edilmiş akrilikleri metal tel ile güçlendirmenin kırılma dayanımına etkisi. *Academic Dental* 2006; **8**: 40-44.

206. Polyozis GL. Reinforcement of denture acrylic resin. The effect of metal inserts and denture resin type on fracture resistance. *Eur J Prosthodont Rest Dent* 1995; **3**: 275-327.

207. Yoshida K**,** Takahashi Y, Shimizu H. Effect of embedded metal reinforcements and their location on the fracture resistance of acrylic resin complete dentures. *J Prosthodont* 2011; **20**: 366-371.

208. Takahashi T, Gonda T, Maeda Y. Influence of reinforcing materials on strain of maxillary complete denture. *Acta Odontol Scan* 2013; **71**: 307-311.

209. Isaac D, (Ed). (1998). *Engineering aspects of the structure and properties of polymer-fibre composites.*pp. 1-21.

210. Vallittu PK. Flexural properties of acrylic polymers reinforced with unidirectional and woven glass fibers. *J Prosthet Dent* 1998; **81**: 318-326.

211. Lassila LVJ, Tanner J, LeBell A-M, Narva K, Vallittu PK. Flexural properties of fiber reinforced root canal posts. *Dent Mater* 2004; **20**: 29-36.

212. Vallittu PK. The effect of glass fiber reinforcement on the fracture resistance of a provisional fixed partial denture. *J Prosthet Dent* 1998; **79**: 125-130.

213. Vallittu PK. Glass fiber reinforcement in repaired acrylic resin removable dentures: preliminary results of a clinical study. *Quintessence Int* 1997; **28**: 39-44.

214. Friskopp J**,** Blomlof L. Intermediate fiberglass splints. *J Prosthet Dent* 1984; **51**: 334-337.

215. Tanimoto Y, Nagakura M, Nishiyama N. Glass fiber reinforced thermoplastics for use in metal-free removable partial dentures: combined effects of fiber loading and pigmentation on color differences and flexural properties. *J Prosthodont Res* 2018; **62**: 281-286.

216. Framework design and pontics of fiber-reinforced composite fixed dental prostheses- an overview. Perea-Lowery L, Vallittu PK. *J Prosthodont Res* 2018; **62**: 281-286.

217. Tuusa SM, Peltola MJ,Tirri T, Lassila LV, Vallittu PK. Frontal bone defect repair with experimental glass-fiber-reinforced composite with bioactive glass granule coating. *J Biomed Matter Res B Appl Biomatter* 2007; **82**: 149-155.

218. Schreiber CK. Polymethylmethacrylate reinforced with carbon fibres. *Br Dent J* 1971; **130**: 29-30.

219. John J**,** Gargadhar SA, Shah I. Flexural strength of heat-polymerized polymethyl metacrylate denture resin reinforced with glass, aramid, or nylon fibers. *J Prosthet Dent* 2001; **86**: 424-427.

220. Braden M**,** Davy KWM, Parker S, Ladizesky NH, Ward IM. Denture base polymethylmethacrylate reinforced with ultra- high modulus polyethylene fibres. *Brıt Dent J* 1988; **164**: 109-113.

221. Karacaer O, Dogan OM, Tinçer T, Dogan A. Reinforcement of maxillary dentures with silane-treated ultra high modulus polyethylene fibers. *J Oral Sci* 2001; **43**: 103-107.

222. Paula E, Silva E, Rosa EL, Barbosa SV. Tissue reactions of polypropylene mesh used in maxillofacial trauma. *Braz Dent J* 2001; **12**: 121-125.

223. Narva KK, Lassila LV, Vallittu PK. Fatigue resistance and stiffness of glass fiber reinforced urethane dimetacrylate composites. *J Prosthet Dent* 2004; **91**: 158-163.

224. Kanie T, Arikawa H, Fujii K. Flexural properties of denture base polymers reinforced with a glass cloth- urethane polymer composite. *Dent Mater* 2004; **20**: 709-716.

225. Vallittu PK. Flexural properties of acrylic resin polymers reinforced with unidirectional and woven glass fibers. *J Prosthet Dent* 1999; **81**: 318-326.

226. Hanza TA, Rosenstiel SF, El-Hosary MM, Ibraheem RM. Fracture resistance of fiber reinforced PMMA interim fixed partial dentures. *J Prosthodont* 2006; **15**: 223-228.

227. Uzun G, Keyf F. The effect of woven, chopped and longitudinal glass fibers reinforcement on the transverse strength of a repair resin. *J Biomater Appl* 2001; **15**: 351-358.

228**.** Kanie T, Fujii K, Arikawa H, Inoue K. Flexural properties and impact strength of denture base polymer reinforced with woven glass fibers. *Dent Mater* 2000; **16**: 150-158.

229. Kim SH, Watts DC. The effect of reinforcement with woven E-glass fibers on the impact strength of complete dentures fabricated with hifh-impact acrylic resin. *J Prosthet Dent* 2004; **91**: 274-280.

230. Franklin P, Wood DJ, Bubb NL. Reinforcement of polymethyl metacrylate denture base with glass flake. *Dent Mater* 2005; **21**: 365-370.

231. Gad MM, Fouda AM, Harbi FA, Napankangas R, Raustia A. PMMA denture base material enhancement: a review of fiber, filler, and nanofiller addition. *Int J Nanomedicine* 2017; **12**: 3801-3812.

232. Mowade TK, Dange SP, Thakre MB, Kamble VDK. Effect of fiber reinforcement on impact strength of heat polymerized polymethl methacrylate denture base resin: in vitro study and SEM analysis. *J Adv Prosthodont* 2012; **4**: 30-36.

233. Hamouda IM, Beyari MM. Addition of glass fibers and titanium dioxide nanoparticles to the acrylic resin denture base material: comparative study with the conventional and high impact types. *Oral Health Dent Manag* 2014; **13**: 107-112.

234. Alla R, Sajjan S, Alluri V, Ginjupalli K, Padhya NU. Influence of fiber reinforcement on the properties of denture base resins. *J Biomat Nano-Biotechnol* 2013; **4**: 91-97.

235. Singh K, Sharma SK, Negi P, Kumar M, Rajpurohit D, Khobre P. Comparative evaluation of flexural strength of heat polymerized denture base resins after reinforcement with glass fibers and nylon fibers: An in vitro Study. *Adv Hum Biol* 2016; **6**: 91-94.

236. Fonseca RB, Favarao IN, Kasuya VB, Abrao M, Da Luz NFM, Naves LZ. Influence of glass fiber wt% and silanization on mechanical flexural strength of reinforced acrylics. *J Mat Sci Chem Eng* 2014; **2**: 11-15.

237. Yu SH, Cho HW, Oh S, Bae JM. Effects of glass fiber mesh with different fiber content and structures on the compressive properties of complete dentures. *J Prosthet Dent* 2015; **113**: 636-644.

238. Al-Darwish M, Hurley RK, Drummond JL. Flexure strength evaluation of a laboratory processed fiber reinforced composite resin. *J Prosthet Dent* 2007; **97**: 266-270.

239. Yazdanie N, Mahood M. Carbon fiber acrylic resin composite: an investigation of transverse strength. *J Prosthet Dent* 1985; **54**: 543-547.

240. DeBoer J, Vermilyea SG, Brady RE. The effect of carbon fiber orientation on the fatigue resistance and bending properties of two denture resins. *J Prosthet Dent* 1984; **51**: 119-121.

241**.** Manley TR, Bowman AJ, Cook M. Denture bases reinforced with carbon fibres. *Br Dent J* 1979; **146**: 25.

242. Vallittu PK. A review of fiber-reinforced denture base resins. *J Prosthodont* 1996; 5: 270-276.

243. Berrong JM, Weed RM, Young JM. Fracture resistance of Kevlar reinforced polymethyl methacrylate resin: a preliminary study. *Int J Prosthodont* 1990; **3**: 391-395.

244. Fried RJ, editor. *Polymer Science and Technology*. 3th ed. Massachusetts: Prentice Hall; 2014. pp. 399-408.

245**.** Seymour BR, Carraher C. (2003). İçinde Lagowski JJ, (Ed.). *Polymer Chemistry*.(6th ed). New York: Marcel Decker Inc.; pp. 233-223.

246. Chen SY**,** Liang WM, Yen PS. Reinforcement of acrylic denture base resin by incorporation of various resins. *J Biomed Mater Res* 2001; **58**: 203-208.

247. Kumar GV, Nigam A, Naeem A, Gaur A, Pandey KK, Deora A. Reinforcing heat-cured polymethyl methacrylate resins using fibers of glass, polyaramid, and nylon: an in vitro study. *J Contemp Dent Pract* 2016; **17**: 948-952.

248**.** Katsikas NG, Huggett R, Harrison A, Vowles RW. The effect of esthetic fibers on the flow properties of an acrylic resin denture base material. *Dent Mater* 1994; **10**: 2-5.

249. Ladizesky NH, Ho CF, Chow TW. Reinforcement of complete denture bases

with continuous high performance polyethylene fibers. *J Prosthet Dent* 1992; **68**: 934-939.

250. Ramos V, Runyan DA, Christensen LC. The effect of plasma treated polyethylene fiber on the fracturestrength of polymethyl methacrylate. *J Prosthet Dent* 1996; **76**: 94-96.

251. Ladizesky NH, Cheng YY, Chow TW, Ward IM. Acrylic resin reinforced with chopped high performance polyethylene fiber-properties and denture construction. *Dent Mater* 1993; **9**: 128-135.

252. Uzun G, Hersek N, Tinçer T. Effect of five woven fiber reinforcements on the impact and transverse strength of a denture base resin. *J Orosthet Dent* 1999; **81**: 616-620.

253. Aydin C, Yilmaz H, Caglar A. Effect of glass fiber reinforcement on the flexural strength of different denture base resins. *Quintessence Int* 2002; **33**: 457-563.

254. Vallittu PK, Lassila VP, Lappalainen R. Transverse strength and fatigue of denture acrylic glass fiber composite. *Dent Mater* 1994; **10**: 116-121.

255. Cal NE**,** Hersek N, Sahin E. Water sorption and dimensional changes of denture base polymer reinforced with glass fibers in continuous unidirectional and woven form. *Int J Prosthodont* 2000; **13**: 487-493.

256. Vallittu PK. Compositional and weave pattern analyses of glass fibers in dental polymer fiber composites. *J Prosthodont* 1998; **7**: 170-176.

257. Freilich MA, Meiers CJ, Duncan PJ, Goldberg AJ. *Fiber reinforced composites in clinical dentistry.* Hong Kong: Quintessence; 2000. pp. 1-21.

258. Larson WR, Dixon DL, Aquilino SA, Clancy JM. The effect of carbon graphite fiber reinforcement on the strength of provisional crown and fixed partial denture resins. *J Prosthet Dent* 1991; **66**: 816-820.

259. Vallittu PK, Lassila VP, Lappalainen R. Acrylic resin-fiber composite Part I: The effect of fiber concentration on fracture resistance. *J Prosthet Dent* 1994; **71**: 607-612.

260. Butterworth C, Ellakwa AE, Shortall A. Fibre reinforced composites in restorative dentistry. *Dent Update* 2003; **30**: 300-306.

261. Bae JM, Kim KN, Hattori M, Hasegawa K, Yoshinari M, Kawada E, Oda Y. The flexural properties of fiber reinforced composite with light polymerized polymer matrix. *Int J Prosthodont* 2001; **14**: 33-39.

262. Ferilich MA, Karmaker AC, Burston CJ, Goldberg AJ. Development and clinical applications of a light-polymerized fiber reinforced composite. *J Prosthet Dent* 1998; **80**: 311-318.

263. Ellakwa AE, Shortall AC, Shehata MK, Marquis PM. Influence of bonding agent composition on flexural properties of an ultra high molecular weight polyethylene fiber reinforced composite. *Oper Dent* 2002; **27**: 184-191.

264. Plueddemann EP. *Silanes and other coupling agents.* 2nd ed. New York: Plenum Press; 1991.

265. Zhao FM, Takeda N. Effec of interfacial adhesion and statistical fibre strength on tensile strength of unidirectional glass fiber/epoxy composites. Part I: experiment results. *Appl Sci Manuf* 2003; **31**: 1203-1214.

266. Ziadeh M, Weiss S, Fischer B, Förster S, Altstädt V, Müller AH, Breu J. Towards completely miscible PMMA nanocomposites reinforced by shear stif nano- mica. *J Colloid Interface Sci* 2014; **1**: 143-151.

267. Shepherd PD, Golemba FJ, Maine F. *Mica as Reinforcement for Plastics*. Guelph: Fiberglas Canada, Ltd.; 1973. pp. 41-51.

268. Unalan F, Gurbuz O, Nihan N. Effect of mica as filler on wear of denture teeth polymethyl methacrylate (PMMA) resin. *Balk J Stom* 2007; **11**: 133-137.

269. Unalan F, Dikbas I. Effects of mica and glass on surface hardness of acrylic tooth material. *Dent Mater J* 2007; **26**: 545-548.

270. Mansour MM, Wagner WC, Chu TM. Effect of mica reinforcement on the flexural strength and microhardness of polymethyl metacrylate denture resin. *J Prosthodont* 2013; **22**: 179-183.

271. Salih SI, Oleiwi JK, Hamad QA. Investigation of fatigue and compression strength for the PMMA reinforced by different system for denture applications. *Int J Biomed Mat Res* 2015; **3**: 5-13.

272. Safarabadia M, Khansarib NM, Rezaeic A. An experimental investigation of HA/Al_2O_3 nanoparticles on mechanical properties of restoration materials. *Eng Solid Mech* 2014; **2**: 173-182.

273. Han Z, Zhu B, Chen R, Huang Z, Zhu C, Zhang X. Effect of silver supported materials on the mechanical and the antibacterial properties of reinforced acrylic resin composite. *Mat Design* 2015; **65**: 1245-1252.

274. Aljafery MA, Basima MA. Effect of addition ZrO_2- Al_2O_3 nanoparticles mixture on some properties and denture base adaptation of heat cured acrylic resin denture base material. *J Bagh Coll Dent* 2015; **27**: 15-21.

275. Alhareb AQ, Akil HM, Ahmad ZA. Mechanical properties of PMMA denture base reinforced by nitrile rubber particles with AL_2O_3/YSZ fillers. *Procedia Manufact* 2015; **2**: 301-306.

276. Alhareb AQ, Akil HM, Ahmad ZA. Influence of AL_2O_3/Y-TSZ mixture as filler loading onthe radiopacity of PMMA denture base composites. *Procedia Chem* 2016; **19**: 646-650.

277. Chen S, Liang W. Effects of fillers on fiber reinforced acrylic denture base resins. *Mid Taiwan J Med* 2004; **9**: 203-210.

278. Muklif OR, Ismail IJ. Studying the effect of addition a composite of silanized nano- AL_2O_3 and plasma treated polypropylene fibers on some physical and mechanical properties of heat cured PMMA denture base material. *J Bagh Coll Dent* 2015; **27**: 22-27.

279. Alhareb AO, Ahmad ZA. Effect of AL_2O_3/ ZrO_2 reinforcmenet on the mechanical properties of PMMA denture base. *J Reinf Plast Compos* 2011; **30**: 1-8.

280. Zhang XY, Zhang XJ, Huang ZL, Zhu BS, Chen RR. Hybrit effects of zirconia nanoparticles with aluminum borate whiskers on mechanical properties of denture base resin PMMA. *Dent Mater J* 2014; **33**: 141-146.

281. Salman TA, Khalaf HA. The influence of adding of modified ZrO_2,TiO_2 nanoparticles on certain physical and mechanical properties of heat polymerized acrylic resin. *J Bagh Coll Dent* 2015; **27**: 33-39.

282. Hari Prasad A, Kalavathy, Mohammed HS. Effect of glass fiber and silane treated glass fiber reinforcement on impact strength of maxillary complete denture. *Ann Essen Dent* 2011; **4**: 7-12.

283. Oei JD, Zhao WW, Chu L. Antimicrobial acrylic materials with in situ generated silver nanoparticles. *J Biomed Mater Res* 2012; **100**: 409-415.

284. Skovron L, Kogeo F, Gordillo LA, Meier MM, Gommes OM, Reis A, Logercio AD. Effects of immersion time and frequency of water exchange on durability of etch-and-rinse adhesive. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2010; **95**: 339-346.

285. Ferracane JL. Resin based composite performance: are there some things we can’t predict? *Dent Mater* 2013; **29**: 51-58.

286. The glossary of Prosthodontic terms. *J Prosthet Dent* 2017; **117**: 56.

287. Johnson W, Matthews E. Fatigue studies on some dental resins. *Br Dent J* 1949; **86**: 252.

288. Peyton FA, Shiere HB, Delgado VP. Some comparisons of self curing and heat curing denture resins. *J Prosthet Dent* 1953; **3**: 332.

289**.** Kelly E. Flexural fatigue resistance of heat curing and cold curing polymethylmetacrylate. *J Am Dent Assoc* 1967; **74**: 1273.

290. Stafford GD, Smith DC. Flexural fatigue tests of some denture base polymers. *Br Dent J* 1970; **128**: 442.

291. Young CW, Budynas GR, Roark JR. (2002). *Roark's formulas for stres and strain.* (7th ed). New York, NY: McGraw- Hill;pp 109-125.

292. Lappe V. (2011). *Einführung in die Festigkeitslehre.* (4th ed.). Wiesbaden: Springer Vieweg; pp. 115-127.

293. Erneklint C, Odman P, Ortengren U, Karlsson S. An in vitro load evaluation of a conical implant system with 2 abutment designs and 3 different retaining-screw alloys. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006; **21**: 733-777.

294. International Standard ISO 14801 -Dentistry -Implants- Dynamic fatigue test for endosseous dental implants. International Organization for Standardization: Cenevre; 2016.

295. Pedroza JE, Torrealba Y, Elias A, Psoter W. Comparison of the compressive strength of 3 different implant design systems. *J Oral Implantol* 2007; **33**: 1-7.

296. Khraisat A, Baqain ZH, Smadi L, Nomura S, Miyakawa O, Elnasser Z. Abutment rotational displacement of external hexagon implant system under lateral cyclic loading. *Clin Implant Dent Relat Res* 2006; **8**: 96-99.

297. McGlumphy EA, Robinson DM, Mendel DA. Implant superstructures: a comparison of ultimate failure force. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992; **7**: 35-39.

298. Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of a 1 piece and 2 piece conical abutment joint in implant design. *Clin Oral Implants Res* 2000; **11**: 458-464.

299. Norton MR. In vitro evaluation of the strength of the conical implant-to-abutment joint in two commercially available implant systems. *J Prosthet Dent* 2000; **83**: 567-571.

300. Heintze SD, Albrecht T, Cavalleri A, Steiner M. A new method to test the fracture probability of all ceramic crowns with a dual-axis chewing simulator. *Dent Mater* 2011; **27**: 10-19.

301. Doğan O, Bolayır G, Keskin S, Doğan A, Bek B. The evaluation of some flexural properties of a denture base resin reinforced with various aesthetic fibers. *J Mater Sci* 2008; **19**: 2343-2349.

302. Kawaguchi T, Lassila VP, Vallittu PK, Takahashi Y. Mechanical properties of denture base resin cross-linked with metacrylated dendrimer. *Dent Mater* 2011; **27**: 755-761.

303. Abdulmajeed A, Narhi TO, Vallittu PK, Lassila LV. The effect of high fiber fraction on some mechanical properties of unidirectional glass fiber reinforced composite. *Dent Mater* 2011; **27**: 313-321.

304. Yoshida K, Takahashi Y, Shimizu H. Effect of embedded metal reinforcements and their location on the fracture resistance of acrylic resin complete dentures. *J Prosthodont* 2011; **20**: 366-371.

305. Garoushi S, Lassila LV, Vallitu PK. The effect of span length of flexural testing on properties of short fiber reinforced composite. *J Mater Sci* 2012; **23**: 325-328.

306. Fontijn-Tekamp FA, Slagter AP, Van Der Bilt A, Van Hof MA, Witter DJ, Kalk W. ve ark. Biting and chewing in overdentures, full dentures, and natural dentitions. *J Dent Res* 2000; **79**: 1519-1524.

307. Steiner M, Mitsias M, Ludwig K, Kern M. In vitro evaluation of a mechanical testing chewing simulator. *Dent Mater* 2009; **25**: 494-499.

308. Boggan RS, Strong JT, Misch CE, Bidez MW. Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. *J Prosthet Dent* 1999; **82**: 436-440.

309. Dittmer MP, Dittmer S, Borchers L, Kohorst P, Stiesch M. Influence of the design on the yield force of the implant-abutment complex before and after cyclic mechanical loading. *J Prosthodont Res* 2012; **56**: 19-24.

310. Dittmer S**,** Dittmer MP, Kohorst P, Jendras M, Borchers L, Stiesch M. Effect of implant-abutment connection design on load bearing capacity and failure mode of implants. *J Prosthodont* 2011; **20**: 510-516.

311. Khraisat A, Abu-Hammad O, Dar-Odeh N, Al-Kayed AM. Abutment screw loosening and bending resistance of external hexagon implant system after lateral cyclic loading. *Clin Implant Dent Relat Res* 2004; **6**: 157-164.

312. Kohal RJ, Klaus G, Strub JR. Zirconia-implant-supported all ceramic crowns withstand long term load: a pilot investigation. *Clin Oral Implants Res* 2006; **17**: 565-571.

313. Lohbauer U**,** Frankenberger R, Kramer N, Petschelt A. Strength anf fatigue performance versus filler fraction of different types of direct dental restoratives. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2006; **76**: 114-120.

314. Ruben JL**,** Roeters FJM, Montagner AF, Huysmans M. A multifunctional device to simulate oral ageining: the Rub&Roll 2014; **30**: 75-82.

315. Kohyama K, Hatakeyama E, Sasaki T, Dan H, Azuma T, Karita K. Effects of sample hardness on human chewing force: a model study using silicone rubber. *Arch Oral Bio* 2004; **49**: 805-816.

316. Baltzer A, Kaufmann Jinoian V. Die Beurteilung von Kaukräften. *Quintessenz Zahntechnik* 2002; **28**: 928-998.

317. Körber KH, Ludwig K. Maximale Kaukraft als Berechungsfaktor zahntechnischer Konstruktionen. *Dent Labor* 1983; **31**: 55-60.

318. Bates JF, Stafford GD, Harrison A. Masticatory function-a review of the literature: Speed of movement of the mandible, rate chewing and forces developed in chewing. *J Oral Rehabil* 1975; **2**: 349-361.

319. Wiskott HW, Nicholls JI, Belser UC. Stress fatigue: basic principles and prosthodonic implications. *Int J Prosthodont* 1995; **8** :105-116.

320. DeLong R, Sakaguchi RL, Douglas WH, Pintado MR. The wear of dental amalgam in an artificial mouth. A clinical correlation. *Dent Mater* 1985; **1**: 238-242.

321. Sakaguchi RL, Douglas WH, DeLong R, Pintado MR. The wear of a posterior dental composite in an artificial mouth. A clinical correlation. *Dent Mater* 1986; **2**: 235-240.

322. Fujii K. Fatigue properties of acrylic denture base resin. *Dent Mater J* 1989; 8: 243-259.

323. Vallittue PK, LassillaVP, Lappalainen R. The effect of notch shape and self cured acrylic resin repair on the fatigue resistance of an acrylic resin denture base. *J Oral Rehabil* 1996; **23**: 108-113.

324. Attia A, Kern M. Influence of cylic loading and luting agents on the fracture load of two all ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 2004; **92**: 551-556.

325. Kujis R, Fennis W, Kreulen C, Roeters F, Verdonschot N, Creugers N. A comparison of fatigue resistance of three materials for cusp-replacing adhesive restorations. *J Dent* 2006; **34**: 19-25.

326. Att W, Grigoriadou M, Strub J. ZrO_2 three-unit fixed partial dentures: comparion of failure load before and after exposure to a mastication simulator. *J Oral Rehabil* 2007; **34**: 282-290.

327. Diaz- Arnold A, Vargas M, Shaull K, Laffoon J, Qian F. Flexural and fatigue strengths of denture base resin. *J Prosthet Dent* 2008; **100**: 47-51.

328. Minami H, Suzuki S, Minesaki Y, Kurashige H, Tanaka T. In vitro evaluation of the effect of thermal and mechanical fatigues on the bonding of an autopolymerizig soft denture liner to denture base materials using different primers. *J Prosthet* 2008; **17**: 392-400.

329. Ghazal M, Kern M. Wear of human enamel and nano-filled composite resin denture teeth under different loading forces. *J Oral Rehabil* 2009; **36**: 58-64.

330. Meng G, Chung K, Stark M, Zhang H. Effect of surface treatments and cyclic loading on the bond strength of acrylic resin denture teeth with autopolymerized repair acrylic resin. *J Prosthet Dent* 2010; **103**: 245-252.

331. Clausen C, Tara M, Kern M. Dynamic fatigue and fracture resistance of non-retentive all-ceramic full-coverage molar restorations. Influence of ceramic material and preparation design. *Dent Mater* 2010; **26**: 533-538.

332. Nortdruft F, Doppler K, Erdelt K, Knauber A. Pospiech P. Fracture behavior of straight or angulated zirconia implant abutments supporting anterior single crowns. *Clin Oral Invest* 2011; **15**: 157-163.

333. Kappert P, Kelly R. Cyclic fatigue testing of denture teeth for bulk fracture. *Dent Matter* 2011; **29**: 1012-1019.

334. Skouridou N, Pollington S, Rosentritt M, Tsitrou E. Fracture strength of minimally prepared all-ceramic CEREC crowns after simulating 5 years of service. *Dent Mater* 2013; **29**: 70-77.

335. Zankuli M, Silikas N, Devlin H. The effect of cyclic loading on the compressive strength of core build-up materials. *J Prosthodont* 2015; **24**: 549-552.

336. Ugurel C, Steiner M, Ozkol G, Kutay O, Kern M. Mechanical resistance of screwless morse taper and screw retained implant-abutment connections. *Clin Oral Impl Rest* 2015; **26**: 137-142.

337. Im SM, Huh YH, Cho LR, Park CJ. Comparison of the fracture resistances of glass fiber mesh- and metal mesh reinforced maxillary complete denture under dynamic fatigue loading. *J Adv Prosthodont* 2017; **9**: 22-30.

338. Favot LM, Kromer VB, Haboussi M, Thiebaud F, Zineb TB. Numerical study of the influence of material parameters on the mechanical behaviour of a rehabilitated edentulous mandible. *J Dent* 2014; **42**: 287-297.

339. Sun XU, Zhai JJ, Liao J, Teng MH, Tian AI, Liang X. Masticatory efficiency and oral health related quality of life with implant retained mandibular overdentures. *Saudi Med J* 2014; **35**: 1195-1202.

340. Narva KK, Lassila LV, Vallittu PK. The static strength and modulus of fiber reinforced denture base polymer. *Dent Mater* 2005; **21**: 421-428.

341. Osada T. Reinforcement of overdentures on abutment teeth. *Nihon Hotetsu Shika Gakkai Zasshi* 2006; **50**: 191-199.

342. Gonda T, Dong J, Maeda Y. Stress analysis of an overdenture using finite element method. *Int J Prosthodont* 2013; **26**: 340-342.

343. Shimizu H, Mori N, Takahashi Y. Use of metal conditioner on reinforcement wires to improve denture repair strengths. *N Y State Dent J* 2008; **74**: 26-28.

344. Takahashi T, Gonda T, Maeda Y. The influence of reinforcement on strain in maxillary complete dentures: a preliminary report. *Int J Prosthodont* 2011; **24**: 273-276.

345. Li BB, Lin Y, Cui HY, Hao Q, Xu JB, Di P. Clinical evaluation of all on four provisional prostheses reinforced with carbon fibers. *Beijing Da Xue Xue Bao Yi Xue Ban* 2016; **48**: 133-137.

346. Dunnigan J, Nadeau D, Paradis D. Cytotoxic effects of aramid fibers on rat pulmonary macrophages: comparison with chrysotile asbestos. *Toxicol Lett* 1984; **20**: 277-282.

347. Lee K, Kelly D, Kennedy G. Pulmonary response to inhaled Kevlar aramid synthetic fibers in rats. *Toxicol Appl Pharmacol* 1983; **71**: 242.

348. Sang-Hui YU, Yoon LE, Seunghan OH, Hye-Won CH, Yutaka OD, Ji-Myung BA. Reinforcing effects of different fibers on denture base resin based on the fiber type, concentration and combination. *Dent Matter J* 2012; **3**: 1039-1046.

349. Venkat R, Gopichander N, Vasantakumar M. Comprehensive analysis of repair/reinforcement materials for polymethyl methacrylate denture bases: mechanical and dimensional stability characteristics. *J Indian Prosthodont Soc* 2013; **13**: 439-449.

350. Moreno MV, Acosta-Torres LS, Barcel O-Santana FH, Vanegas-Lanc RD, Plata-Rodriguez ME, Casta VM. Fiber-reinforced nano pigmented poly methyl methacrylate as improved denture base. *J Appl Polym Sci* 2012; **126**: 289-296.

351. Vallittu PK. Acrylic resin fibre composite. Part 11: The effect of polymerization shrinkage of polymethylmetacrylate applied to fibre roving on transverse strength *J Prosthet Dent* 1994; **71**: 613-617.

352. Vallittu PK. Comparison of two different silane compounds used for improving adhesion between fibres and acrylic denture base material. *J Oral Rehabil* 1993; **20**: 533-539.

353. Heidari B, Firouz F, Izadi A, Ahmadvand S, Radan P. Flexural strength of cold and heat cure acrylic resins reinforced with different materials. *J Dent (Tehran)* 2015; **12**: 316-323.

354. Sekinishi T, Inukai S, Murakami N, Wakabayashi N. Influence of denture tooth thickness on fracture mode of thin acrylic resin bases: An experimental and finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2015; **114**: 122-129.

355. Vallittue PK. Fracture surface characteristics of damaged acrylic resin based dentures as analysed by SEM-replica technique. *J Oral Rehabil* 1996; **23**: 524-529.

356. Hamanaka I, Takahashi Y, Shimizu H. Mechanical properties of injection molded thermoplastic denture base resins. *Acta Odontol Scand* 2011; **69**: 75-79.

İMPLANT ÜSTÜ BAR TUTUCULU PROTEZLERDE FARKLI MALZEMELERLE GÜÇLENDİRİLEN ÇEŞİTLİ AKRİLİK KAİDE KALINLIKLARININ KIRILMA DAYANIMINA ETKİSİ

ORIJINALLIK RAPORU

BIRINCIL KAYNAKLAR

	Submitted to Istanbul University Öğrenci Ödevi	
2	www.zirkonyum-dis.com İnternet Kaynağı	%1
3	dent.ege.edu.tr İnternet Kaynağı	<%1
4	acikarsiv.ankara.edu.tr İnternet Kaynağı	<%1
5	dergipark.ulakbim.gov.tr İnternet Kaynağı	<%1
6	www.xn--zirkonyumdi-1gc.com İnternet Kaynağı	<%1
7	docplayer.biz.tr İnternet Kaynağı	<%1
8	www.dishekdergi.hacettepe.edu.tr İnternet Kaynağı	<%1

ÖZGEÇMIŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Selen	**Soyadı**	Tokgöz
Doğ.Yeri	Kocaeli	**Doğ.Tar.**	09.05.1987
Uyruğu	T.C	**TC Kim No**	52771214896
Email	selenergin@gmail.com	**Tel**	00905306403837

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	**Mez. Yılı**
Doktora	İstanbul Ünivesitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı	2018
Yük.Lis.		
Lisans	İstanbul Ünivesitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2005
Lise	Kocaeli Anadolu Lisesi	2005

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

	Görevi	**Kurum**	**Süre (Yıl - Yıl)**
1.	Diş Hekimi	Dentopol Ağız ve Diş Sağlığı Merkezi	2015-2018
2.			-
3.			-

Yabancı Dilleri	**Okuduğunu Anlama***	**Konuşma***	**Yazma***	**KPDS/ÜDS Puanı**	**(Diğer) Puanı**
İngilizce	Çok iyi	iyi	iyi	75,25	

***Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	**Eşit Ağırlık**	**Sözel**
LES Puanı	90	94	91
(Diğer) Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

Program	**Kullanma becerisi**
Microsoft Ofice Word	İyi
Microsoft Power Point	İyi
Microsoft Excel	Orta

Yayınları/Tebligleri Sertifikaları/Ödülleri

1. Bilhan H, Geçkili O, Ergin S, Erdogan O, Ates G. Evaluation of satisfaction and complications in patients with existing complete dentures. J Oral Sci 2013;55:29-37.

2. Bilhan H, Erdogan O, Ergin S, Celik M, Ates G, Geckili O. Complication rates and patient satisfaction with removable dentures. J Adv Prosthodont 2012;4:109-115.

3. Tokgoz S, Ozdiler A, Gencel B, Bozdag E. Isık-Ozkol G. Effects of denture base thicknesses and reinforcement on fracture strength in mandibular implant overdenture with bar attachment: under various acrylic resin types. Eur J Dent. DOI: 10.4103/ejd.ejd_297_18.

4. Sırık S, Ergin S, Işık G. Diş hekimliğinde doku mühendisliğinin yeri. İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi 2012;46:47-57.

Özel İlgi Alanları (Hobileri):