

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

(DOKTORA TEZİ)

**YUMUŞAK ASTAR UYGULANMIŞ PROTEZ KAİDE
MADDELERİNİN CAM FİBERLE GÜÇLENDİRİLMESİ VE
KIRILMA DAYANIMININ ÖLÇÜLMESİ**

AHMET YILMAZ

**DANIŞMAN
PROF. DR. GÜLBAHAR IŞIK ÖZKOL**

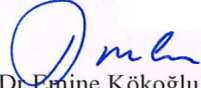
**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ A.B.D.
TOTAL PARSİYEL PROTEZLERİ PROGRAMI**

İSTANBUL-2008

TEZ ONAYI

Aşağıda tanıtımı yapılan tez, jüri tarafından başarılı bulunarak Yüksek lisans / Doktora. Tezi olarak kabul edilmiştir.

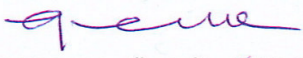
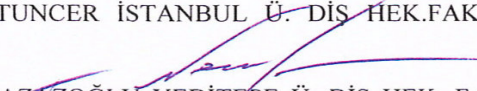
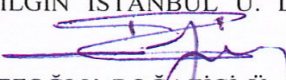
26 / 02 / 2008


 Prof. Dr. Emine Kökoğlu
 Enstitü Müdürü

Kurum : İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü
 Program Adı : PROTETİK TEDAVİ
 Programın seviyesi : Yüksek Lisans ☐ Doktora ☒
 Anabilim Dalı : PROTETİK TEDAVİ ANABİLİMDALI
 Tez Sahibi : AHMET YILMAZ
 Tez Başlığı : YUMUŞAK ASTAR UYGULANMIŞ PROTEZ KAİDE MADDELERİNİN CAM FİBERLE GÜÇLENDİRİLMESİ VE KIRILMA DAYANIMININ ÖLÇÜLMESİ
 Sınav Yeri : TOTAL PARSİYEL PROTEZLER BİLİMDALI SEMİNER SALONU
 Sınav Tarihi : 14 / 05 / 2008

Tez Sınav Jürisi

Ünvanı Adı Soyadı Üniversitesi, Fakültesi, Anabilim Dalı

1. PROF. DR. GÜLBAHAR IŞIK ÖZKOL. İSTANBUL Ü. DİŞ HEK. FAK , PROTETİK TEDAVİ ANABİLİMDALI. 
2. PROF. DR. NECAT TUNCER İSTANBUL Ü. DİŞ HEK. FAK , PROTETİK TEDAVİ ANABİLİMDALI. 
3. PROF. DR. ENDER KAZAZOĞLU YEDİTEPE Ü. DİŞ HEK. FAK. PROTETİK TEDAVİ ANABİLİMDALI. 
4. PROF. DR. TAYFUN BİLGİN İSTANBUL Ü. DİŞ HEK. FAK , PROTETİK TEDAVİ ANABİLİMDALI. 
5. PROF. DR. SELİM KÜSEFOĞLU BOĞAZİÇİ Ü. FEN EDEBİYAT FAKÜLTESİ KİMYA BÖLÜMÜ 

BEYAN

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

AHMET YILMAZ

İTHAF

“Çok sevdiğim kızım ve eşime ithaf ediyorum”

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca ve doktora tezimin tüm aşamaları süresince değerli bilimsel ve mesleki tecrübesinden yararlandığım, sevgili hocam, danışmanım **Sayın Prof. Dr. Gülbahar Işık Özkol'a** değerli yardımları, önerileri, katkıları ve bana her zaman göstermiş olduğu anlayış, hoşgörü ve desteğinden ötürü teşekkürlerimi sunuyorum.

Doktora tezimin tamamlanması aşamalarında değerli fikirlerine başvurduğum İstanbul Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Total-Parsiyel Protez Bilim Dalı Başkanı **Sayın Prof. Dr. Necat Tuncer'e** yardımları ve desteğinden ötürü,

Boğaziçi Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi Kimya Bölüm Başkanı **Sayın Prof. Dr. Selim Küsefoğlu'na**, çalışmalarım sırasında sağladığı imkanlar ve desteğinden ötürü,

Doktora eğitimim boyunca gerek mesleki gerekse bilimsel bilgi ve birikimlerimi arttırmamda yardımcı olan bilim dalımızın değerli öğretim üyeleri **Sayın Prof. Dr. Ömer Kutay, Sayın Prof. Dr. Tayfun Bilgin, Sayın Prof. Dr. Fatma Ünal, Sayın Prof. Dr. Gülsen Bayraktar, Sayın Prof. Dr. Muzaffer Ateş, Sayın Prof. Dr. Olcay Şakar, ve Sayın Doç. Dr. Tonguç Sülün'e**

Doktora eğitimimin her aşamasında çok değerli desteklerini ve yardımlarını hiçbir zaman benden esirgemeyen sevgili asistan arkadaşlarım **Dr. Şebnem Sarıoğlu Kurt., Arş. Gör. Dr. Haneî Kurt, Arş. Gör. Dr. Canan Bural, Arş. Gör. Dr. Onur Geçkili**, ve diğer tüm asistan arkadaşlarıma,

Eğitim hayatım boyunca beni her konuda destekleyerek yanımda olan, hiçbir fedakarlıktan kaçınmayan **annem, babam ve ablama** her zaman göstermiş oldukları hoşgörü ve desteklerinden ötürü,

Hayatımın her anında bana destek olan sevgili eşim **Dt. Ezel Yılmaz'a**

teşekkürlerimi sunmayı borç bilirim.

Bilimsel ve mesleki eğitimimde çok büyük payı olan sevgili hocam **Prof. Dr. Mehmet S. Beyli'yi**

rahmetle anıyorum.

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	İİ
BEYAN.....	İİİ
İTHAF.....	İV
TEŞEKKÜR.....	V
İÇİNDEKİLER	VI
TABLolar LİSTESİ	İX
ŞEKİLLER LİSTESİ	X
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ.....	Xİİ
ÖZET	Xİİİ
ABSTRACT.....	XİV
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
1.1. Araştırma Konusunun Tanımı	2
1.2. Amaç	3
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Polimerler.....	5
2.1.1. Polimerlerin Yapısı.....	5
2.1.2. Moleküler Ağırlık.....	6
2.1.3. Polimerlerin Uzaysal Yapısı	6
2.1.4. Polimerlerin Özellikleri	7
2.1.5. Polimerizasyon	8
2.2. Protez Kaide Polimerleri	12
2.2.1. İdeal Bir Protez Kaide Maddesinden Beklenen Özellikler.....	14
2.2.2. Poli metil metakrilat (PMMA).....	16
2.2.2.1. Toz (Polimer).....	17
2.2.2.2. Likit (Monomer)	19
2.2.3. Protez Kaide Polimerlerinin Polimerizasyonunda Kullanılan Yöntemler	20
2.2.3.1. Isı İle Polimerizasyon Yöntemi.....	20
2.2.3.2. Kimyasal Yolla Polimerizasyon Yöntemi.....	23
2.2.3.3. Mikrodalga Enerjisi ile Polimerizasyon Yöntemi	24
2.2.3.4. Görünür Işıkla Polimerizasyon Yöntemi.....	26

2.2.4. Polimerize Olmuş Poli Metil Metakrilat'ın Özellikleri	27
2.2.4.1. Fiziksel Özellikler.....	27
2.2.4.2. Mekanik özellikler	28
2.3. Yumuşak Astar Polimerleri	30
2.3.1. Yumuşak Astar Polimerlerinin Endikasyonları.....	31
2.3.2. İdeal Bir Yumuşak Astar Polimerinden Beklenen Özellikler.....	31
2.3.3. Yumuşak Astar Polimerlerinin Sınıflandırılması	32
2.3.3.1. Polimerizasyon Şekillerine Göre Sınıflandırma	32
2.3.3.2. Kullanım Amaçlarına Göre Sınıflandırılması	33
2.3.3.3. Kimyasal Yapılarına Göre Sınıflandırılması	33
2.3.4. Yumuşak Astar Polimerlerinin Özellikleri.....	36
2.4. Hareketli Protez Kırılmaları	39
2.4.1. Poli Metil Metakrilat'ın Güçlendirme Yolları.....	43
2.4.1.1. Poli Metil Metakrilat'a Alternatif Yeni Bir Madde Geliştirilmesi	44
2.4.1.2. Poli Metil Metakrilat'ın Kimyasal Modifikasyonu	44
2.4.1.3. Poli Metil Metakrilat'a Güçlendirici İlave Edilmesi	45
3. GEREÇ VE YÖNTEM	57
3.1. Çalışmamızda Kullanılan Materyaller	58
3.2. Kontrol ve Deney Gruplarının Hazırlanma Yöntemi	65
3.3. Örneklerin Kırılması ve Kırılma Dayanımının Hesaplanması	69
3.4. İstatistiksel değerlendirme yöntemi	72
4. BULGULAR.....	73
4.1 Deney Gruplarının Kırılma Kuvveti Bulguları	74
4.2 Deney Gruplarının Eğilme Miktarı Bulguları	82
4.3 Deney Gruplarının Elastik Modülü Bulguları.....	90
4.4 Deney Gruplarının Kırılma Dayanımı Bulguları	98
5. TARTIŞMA	106
5.1. Yöntemin Tartışılması	107
5.2. Kırılma Kuvveti Bulgularının Tartışılması	108
5.3. Eğilme Bulgularının Tartışılması.....	111
5.4. Elastikiyet Modülü Bulgularının Tartışılması.....	113
5.5. Kırılma Dayanımı Bulgularının Tartışılması	116
6. SONUÇLAR	120

KAYNAKLAR	122
ÖZGEÇMİŞ	138

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 2-1: Protez kaide materyallerinin tarihçesi (Mutlu G, Harrison A ve Huggett R. (1989 <i>Quintessence Dental Technology Yearbook</i> , 145-151'den alıntıdır.)	13
Tablo 2-2: PMMA bileşenleri	17
Tablo 2-3: Akrilik ve silikon yumuşak astar polimerlerinin özelliklerinin karşılaştırılması	38
Tablo 2-4: E cam fiberin bileşimi.....	53
Tablo 3-1: Çalışmamızda kullanılan materyaller.....	58
Tablo 3-2: Çalışmamızda kullanılan protez kaide polimeri, yumuşak astar polimeri ve fiber uygulanmış deney grupları.....	64
Tablo 4-1: Tüm deney gruplarına ait ortalama kırılma kuvveti değerleri	74
Tablo 4-2: Fiber ile güçlendirmenin kırılma kuvveti değerlerine etkisi.....	79
Tablo 4-3: Tüm deney gruplarının kırılma kuvveti açısından istatistiksel sonuçları.....	81
Tablo 4-4: Tüm deney gruplarına ait ortalama eğilme miktarı değerleri	82
Tablo 4-5: Fiber ile güçlendirmenin eğilme değerlerine etkisi	87
Tablo 4-6: Tüm deney gruplarının eğilme değerleri açısından istatistiksel olarak değerlendirilmesi.....	89
Tablo 4-7: Tüm deney gruplarına ait ortalama elastik modülü değerleri	90
Tablo 4-8: Fiber ile güçlendirmenin elastik modülü değerlerine etkisi.....	95
Tablo 4-9: Tüm deney gruplarının elastik modülü değerleri açısından istatistiksel olarak değerlendirilmesi.....	97
Tablo 4-10: Tüm deney gruplarına ait kırılma dayanımı değerleri	98
Tablo 4-11: Fiber ile güçlendirmenin kırılma dayanımı değerlerine etkisi	103
Tablo 4-12: Tüm deney gruplarının kırılma dayanımı değerleri açısından istatistiksel olarak değerlendirilmesi	105

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1: Benzol peroksitten serbest radikalın açığa çıkması	10
Şekil 2-2: PMMA'nın polimerizasyonun	10
Şekil 2-3: Polimerizasyonun sonlanması	11
Şekil 2-4: UDMA'nın kimyasal formülü	27
Şekil 2-5: Üst çene kaide plağının deformasyon tipleri	40
Şekil 2-6: Alt çene kaide plağının deformasyon tipleri	41
Şekil 2-7: Yumuşak astar polimeri uygulanmış alt tam protez kırığı	42
Şekil 3-1: Yer tutucu metal kalıplar	59
Şekil 3-2: Deney örneklerin hazırlanmasında kullanılan pirinç muflaların parçalarının görünümü	60
Şekil 3-3: Deney örneklerinin hazırlanmasında kullanılan pirinç muflaların görünümü	60
Şekil 3-4: Hidrolik pres	61
Şekil 3-5: Paslanmaz çelikten yapılan yer tutucuların mufladaki görünümü.	62
Şekil 3-6: Paslanmaz çelikten yapılan yer tutucuların çıkarıldıktan sonraki muflanın görünümü	62
Şekil 3-7: Polimerizasyon cihazı.	63
Şekil 3-8: Isı ile polimerize olan konvansiyonel akrilik reçine protez kaide polimeri ...	65
Şekil 3-9: Isı ile polimerize olan yüksek darbe dayanımlı akrilik reçine protez kaide polimeri	66
Şekil 3-10: Isı ile polimerize olan akrilik esaslı yumuşak astar polimeri	66
Şekil 3-11: Isı ile polimerize olan silikon esaslı yumuşak astar polimeri	67
Şekil 3-12: Pirinç muflaların kendi bünyesinde bulunan yaylı britlerin görünümü	68
Şekil 3-13: Deneyler için hazırlanan örnekler.	69
Şekil 3-14: Devotrans marka Universal Testing Machine	70
Şekil 3-15: Kırılma deneyinin şematik görünümü	70
Şekil 3-16: Düzenek üzerindeki örneklerin merkezden tek noktada yüklenmesi	71
Şekil 4-1: Fiberle güçlendirilmiş ve güçlendirilmemiş kaidelerin kırılma kuvveti grafiği	80
Şekil 4-2: Fiberle güçlendirilmiş ve güçlendirilmemiş kaidelerin eğilme değerleri grafiği	88

Şekil 4-3: Fiberle güçlendirilmiş ve güçlendirilmemiş kaidelerin elastik modülü grafiği	
.....	96
Şekil 4-4: Fiberle güçlendirilmiş ve güçlendirilmemiş kaidelerin kırılma dayanımı grafiği.....	104

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

PMMA	: Poli metil metakrilat
MMA	: Metil metakrilat
UDMA	: Üretan dimetakrilat
UHMWPE	: Çok yüksek molekül ağırlıklı Polietilen
PE	: Polietilen
SEM	: Taramalı Elektron Mikroskopu
N	: Newton
HC	: Isı ile polimerize
M	: Meliodent
L	: Lucitone 199
Mo	: Molloplast B
Ve	: Vertex Soft
F	: Fiber
MHz	: Megahertz
MPa	Megapascal

ÖZET

Yılmaz, A. (2008). Yumuşak astar uygulanmış protez kaide maddelerinin cam fiberle güçlendirilmesi ve kırılma dayanımının ölçülmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi AD. Doktora Tezi. İstanbul.

Poli metil metakrilat(PMMA) protetik tedavide en sık kullanılan protez kaide polimeri olmasına rağmen kırılma direnci açısından istenilen yeterli özelliklere sahip değildir. Proteze yumuşak astar polimerinin uygulandığı durumlarda kaide plağının kalınlığının azalmasından dolayı maddenin kırılma direnci daha da düşmektedir. Bu çalışmanın amacı yumuşak astar polimeri uygulanmış PMMA protez kaide polimerinin, cam fiberle güçlendirilmesinin kırılma özelliklerine etkisini araştırmaktır. Çalışmamızda ısı ile polimerize olan iki çeşit protez kaide polimeri (Lucitone 199, Meliodent HC), iki çeşit yumuşak astar polimeri (Molloplast B, Vertex Soft) ve cam fiber (Everstick) kullanılmıştır. İki farklı kaide kalınlığı (3 mm, 5 mm) kullanılarak 16 deney grubu ve her grupta 12 örnek olmak üzere toplam 192 deney örneği hazırlanmıştır. 65x10x5 mm boyutlarında hazırlanan örnekler 28 gün oda sıcaklığında su içinde bekletildikten sonra üç nokta eğme testi uygulanarak kırılma kuvveti, eğilme miktarı, kırılma dayanımı ve elastik modülü ölçülmüştür. Veriler istatistiksel olarak tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ve LSD testi ile değerlendirilmiştir ($p \leq 0.05$). Deney grupları arasında ileri derecede anlamlı farklılıklar saptanmıştır. Kırılma özellikleri açısından en iyi değere fiber ile güçlendirilmiş ve yumuşak astar polimeri uygulanmamış gruplarda ulaşılmıştır. Bu gruplarda kırılma kuvveti, elastikiyet modülü, ve kırılma dayanımı anlamlı şekilde artarken ($p \leq 0,001$) eğilme değerlerinde bir değişiklik olmamıştır. Yumuşak astar uygulanmış protez kaide polimerlerinin çubuk şeklinde silanlanmış cam fiber ile güçlendirilmesi protezin kırılma kuvvetini, elastik modülünü ve kırılma dayanımını anlamlı olmasa da artırırken, eğilme değerini değiştirmemektedir. Bu kısıtlı çalışmadan çıkan sonuç; cam fiber ile güçlendirme yumuşak astar uygulanmış protez kaide polimerlerinin kırılma özelliklerini etkileyebilir.

Anahtar Kelimeler: protez kaide polimeri, yumuşak astar polimeri, güçlendirme, cam fiber, kırılma özellikleri

ABSTRACT

Yılmaz, A. (2008). The effect of E glass reinforcement on the fractural properties of soft-lined denture base polymers. İstanbul University, Institute of Health Science, Department of Prosthodontics. İstanbul.

Despite fatigue failure and low transverse strength, denture base polymers are the most common used polymeric materials in prosthetic dentistry. When the denture bases are lined with soft liners because of the decrease in thickness of denture bases, fractures may occur in the dentures. The aim of this study is, to reinforce the soft-lined heat-cured acrylics with E glass fibers. In our study 2 heat-cured (Lucitone 199, Meliodent HC), 2 soft-liners (Molloplast B, Vertex Soft) and E glass fiber (Sticknet) were used. 12 groups with two different thickness(5 mm, 3 mm), each containing 12 specimens with the dimensions of 65x10x5 mm, totally 192 specimens are made and were stored in distilled water for 28 days prior to measurements of fractural force, deflection, moduolus of elasticity and the transverse strength with using three-point bending test. Data were statistically analyzed by one-way analysis of variance (ANOVA). Best values were found in group fiber reinforced 3mm only denture base polymers. In these groups fractural force, modulus elasticity and transverse strength increased significantly while there is no change in deflection. It was shown that fiber reinforcement influenced the fractural force, moduolus of elasticity and transverse strength insignificantly while not changing deflection of soft-lined denture base polymers,. Within the limitation of this study, the use of E glass fibers can affect the fractural properties of soft-lined denture base polymers.

Key Words: denture base polymers, soft liners, reinforcement, glass fiber, transverse strength

1. GİRİŞ VE AMAÇ

1.1. Araştırma Konusunun Tanımı

Polimerler, diş hekimliğinde protetik apareylerin yapımında sıklıkla kullanılan materyallerdir. Kimyasal olarak ana bir molekülün tekrarlanması sonucunda oluşan zincir yapıdaki polimerler, tek bir monomer molekülünün birbirini tekrar etmesi ve birbirine bağlanması sonucunda oluşan büyük molekül yapıdaki materyallerdir. Monomerin polimere dönüşümünün gerçekleştiği reaksiyona da *polimerizasyon* adı verilmektedir (39,42)

Protetik diş hekimliğinde tam ve kısmi dişsizlik vakalarının tedavisinde protez kaide maddesi olarak kullanılan polimer esaslı materyallerin % 95'ini akrilik reçinenin oluşturduğu bildirilmektedir. En yaygın olarak kullanılan akrilik reçine ise poli metil metakrilat (PMMA)'tır (2,5,13,45,80,92,124,142,147,142,143,151). Bu maddenin polimerizasyonunda çok farklı yöntemler kullanılsa da en yaygın ve geleneksel olan su banyosu içinde ısı ile polimerizasyon yöntemidir (3,5,17,54,57,104). Akrilik reçinelerin özellikleri 1930'larda günümüze kadar geliştirilmeye çalışılmasına rağmen hala ideal özelliklere sahip değildir (7). Zayıf özelliklerinden biri olan kırılma dayanımının artırılması için birçok yöntem denenmektedir (79).

Protetik diş hekimliğinde protez, kaybedilmiş dişleri ve dokuları yerine koyarak, kalan çevre dokulara ve dişlere zarar vermeden hastanın fonetik estetik ve fonksiyonel ihtiyaçlarını karşılamak, için yapılır (43). Özellikle tam dişsizlik vakalarında dişlerin yanında yumuşak ve sert doku kaybı oldukça fazladır (6,30,43). Burada karşımıza çıkan sorun azalmış olan doku desteğidir. İleri derece atrofiye uğramış ve rezorbe olmuş ince mukoza ile örtülü alveol kemiklerinde oluşabilecek muhtemel ağırları ortadan kaldırmak için yumuşak astar polimerleri kullanılmaktadır (8,17,30,45).

Yumuşak astar uygulanmış protezlerin kullanımı sırasında karşımıza çıkan en önemli sorunlardan bir tanesi, zayıf kırılma özelliklerine sahip protez kaide polimerinin kalınlığının incelmeye bağlı olarak protez kırıklarının daha da yaygın görülmesidir (37,97).

1.2. Amaç

Bu çalışmanın amacı;

- yumuşak astar uygulamasının protez kaide polimerlerinin kırılma kuvvetine, eğilme değerlerine, elastikiyet modülüne ve kırılma dayanımına olan etkisini,
- çubuk şeklinde silanlanmış cam fiber ile güçlendirmenin protez kaide polimerlerinin kırılma kuvvetine, eğilme değerlerine, elastikiyet modülüne ve kırılma dayanımına olan etkisini,
- çubuk şeklinde silanlanmış cam fiber ile güçlendirmenin yumuşak astar uygulanmış protez kaide polimerlerinin kırılma kuvvetine, eğilme değerlerine, elastikiyet modülüne ve kırılma dayanımına olan etkisini incelemek

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Polimerler

Polimerler diş hekimliğinin çok geniş alanında önemli role sahip materyallerdir. Diş hekimliğinde kullanılan aljinat, polieter ve silikon gibi ölçü maddelerinin çoğunluğu polimerlerden oluşur. Seramik doldurucular ile polimerik matriks oluşturan dolgular konservatif tedavide, değişik formları geçici kuron, endodontik kanal dolgu patı, doku düzenleyici ve fissür örtücü olarak birçok alanda kullanılmaktadır(4,20,29,30,31,109). Bütün bu kullanım alanlarının yanında protetik tedavide de, tam ve bölümlü protezlerin yapımında kullanılan bir materyaldir

2.1.1. Polimerlerin Yapısı

Birçok ünitenin (mer) oluşturduğu moleküle polimer denir. Oligomer iki, üç veya dört ünitenin oluşturduğu kısa polimerlerdir. Bir ünite polimerin içinde tekrarlayan en küçük kimyasal yapı olarak tanımlanır. Genellikle polimere ismini veren yapıdır(4).

Monomerler(mono=tek) polimerleri oluşturacak üniteler olarak adlandırılırlar ve monomerlerin birleşip polimerleri oluşturma sürecinde polimerizasyon denir. Polimerizasyon terimi küçük molekül ağırlıklı moleküllerin birbirleri ile birleşmek suretiyle büyük molekül ağırlıklı bir bileşik oluşturmastır (4,28,162). *Polimer*, kimyasal olarak ana bir molekülün tekrarlanması sonucunda oluşan zincir olarak tanımlanmaktadır. Tek bir molekülün yani monomerin birbirini tekrar ederek ve birbirine bağlanarak oluşturduğu büyük moleküle polimer ve bu kimyasal reaksiyona da *polimerizasyon* adı verilmektedir. Materyale polimer denilebilmesi için tekrarlayan monomerlerin sayısının en az yüz olması gerekmektedir. Bu sayı için üst sınır yoktur ve sonsuza kadar devam edebilmektedir(4,28).

2.1.2. Moleküler Ağırlık

Polimerizasyon derecesi polimer molekülündeki toplam ünite sayısı olarak tanımlanır. Moleküler ağırlık ise polimeri oluşturan toplam ünitelerin ağırlıklarının toplamıdır. Tipik polimer molekülleri binlerden milyonlara kadar sayıları değişen ünitelerden meydana gelebilir. Materyaller değişik büyüklükte moleküllerden meydana gelir dolayısıyla moleküler ağırlık ortalama moleküler ağırlık olarak tanımlanır. Polimerizasyon esnasındaki koşullar molekül büyüklüklerini etkileyebilir. Bunun sonucunda oluşan materyalin fiziksel özellikleri de etkilenebilir (4,20,30).

2.1.3. Polimerlerin Uzaysal Yapısı

Polimerler üç çeşit uzaysal yapıya sahiptir (4,20,28):

Çizgisel (linear)

Dallara ayrılmış (branched)

Çapraz bağlantılı (cross-linked)

Çizgisel ve dallara ayrılmış moleküller birbirinden ayrık fakat biri diğerine zayıf fiziksel bağlar ile bağlanmıştır. Dolayısıyla ısı verildiğinde bu zayıf fiziksel bağlar birbirinden kopar ve moleküller bir biri üzerinden kayarlar. Sonuçta materyal fiziksel olarakta değişime uğrar, akıcı ve yumuşak kıvama gelir. Materyal soğutulunca ise fiziksel bağlar tekrar oluşur ve sertleşme meydana gelir. Bu tür işleme tabi olabilen materyallere ‘termoplastik polimerler’ adı verilir. Bu tip polimerler polisitiren, PMMA ve polivinil akrilikler örnek verilebilir. Termoplastik polimerler genellikle yanıcıdır ve organik eriticilerde erirler (4,30,161).

Çapraz bağlantılı polimerler ağ şeklinde oluşan makromolekül zincirler arası oluşan bağlar ile meydana gelir. Çapraz bağlantılar genellikle polimeri meydana getiren monomere ilave edilen 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 derecelerde akışkanlık kazanırlar. Isıtılınca uzaysal yapıları zincirlerin kaymasını engeller dolayısıyla bir yumuşama söz konusu olmaz. Ancak yanma meydana gelir. Bu tür maddelere ‘termoset polimerler’ adı verilir. Termoset polimerler tipik örnek olarak silikonlar, bifenol A-Diakrilat ve çapraz bağlantılı PMMA örnek verilebilir (4,28,30,162).

Çapraz bağlanma çizgisel polimerleri birleştirmek ve yan zincirleri köprülemek amacı ile oluşturulur ve sonuçta örgü ve ağ yapıları oluşur. Çapraz bağlanma çizgisel polimerleri birbirine bağlayarak su emilimini, çözünürlüğü ve dayanıklılığı etkileyebilir. Akrilik dişlerde, yüzey gerilimleirne ve çözücülere karşı çapraz bağlanma kullanılır (4,28,30).

Polimerizasyonların sonunda elde edilen polimerlerin fiziksel özellikleri, moleküler ağırlığın, çapraz bağlantıların ve zincir dallanmasının önemi büyüktür (4,28,30,162).

2.1.4. Polimerlerin Özellikleri

Zincirlerin kimyasal yapısı, polimerizasyon derecesi, çapraz bağlantılar, plastikleştirici veya dolgu maddeleri, dallanmaların miktarı ve moleküler ağırlık polimerlerin özelliklerini etkilerler (4,28,30,162).

Elastomerik ölçü maddeleri gibi polimerlerde ise az sayıda çapraz bağlantılı sarılı zincirler bulunur. Bu tip molekül yapılarının oluşumu maddeye yüksek derecede esneklik vermektedir. Polimerlerin içinde bulunan kristalleşme miktarında polimerlerin özelliklerini etkilemektedir. Daha çok kristale sahip materyallerin atomları uzaysal yapıda daha düzenlidir. Bu durum materyalin daha az kristalize materyallere oranla daha kuvvetli, sert ve daha az su emilimi gibi avantajlar sağlamaktadır. Diş hekimliğinde kullanılan az sayıda materyal kristalin yapısındadır. Çoğu ise uzaysal yapıda düzensiz atom yapısına sahip anlamına gelen amorf yapıdadır. Amorf yapıda bulunan polimerlere camsı polimer denmektedir (4,20).

Polimerlerin iki önemli özelliği erime ısısı(T_m) ve cam geçiş ısısı (T_g)dır. Kristal polimerlerin hem T_m ısısı hem de T_g ısısı mevcut iken amorf polimerlerin yalnızca T_g ısıları mevcuttur. T_g ısısında moleküler düzeyde tüm zincirler hareket eder bunu sonucunda amorf polimerler, moleküler yapısı, çapraz bağlantılar yada dallanma derecesine göre kırılğan ve sert yapıdan lastiğimsi yapıya dönüşür (4,162).

Genelde uzun zincirler ve daha yüksek moleküler ağırlık polimerlerin daha kuvvetli, sert, katı olmasına sebep olur. Moleküler ağırlık T_g 'yi etkileyen bir faktördür. Moleküler ağırlık artıkça T_g 'de bir artış söz konusu olmaktadır. Bir polimerin ortalama molekül ağırlığının kısa zincirli polimerlerle yada reaksiyona girmemiş monomerler ile düşürülmesi sonucunda T_g değerinde bir düşüş söz konusu olur. Sonuç olarak materyalin fiziksel özelliklerinde de bir düşüş söz konusu olur. Molekül ağırlığı T_g değerinin yanı sıra elastikiyet modülü gibi temel özelliklerinde değişikliklere sebep olabilir. Konservatif tedavisinde kullanılan kompozit reçinelerin sahip olduğu yüksek çapraz bağlantılı matrikste zincirler arasında çok sayıda kuvvetli kovalent bağlar bulunur. Bu bağların oluşturduğu rijit makromoleküller çiğneme esnasında oluşan oklüzal kuvvetlere karşı daha dirençli ve sert olabilir (4,20).

Küçük plastikleştirici ve dolgu maddeleri çapraz bağlantılı olmayan polimerler ilave edildiğinde büyük moleküllerin çevresini sararlar. Çevresi küçük moleküllerle sarılmış olan büyük moleküller bu durumda daha rahat hareket edebilirler, plastikleştirici maddeler bu durumda T_g 'yi düşürür. Cam transisyon ısısındaki düşüş normalde oda sıcaklığında sert olan bir materyalin daha esnek olmasına sebep olur. Dolayısıyla polimerin bulunduğu sıcaklık polimerin kuvvetini etkiler(4,20,162).

2.1.5. Polimerizasyon

Polimerizasyonların çoğu iki şekilde meydana gelir. İlave veya kondansasyon tipi bir reaksiyon ile oluşur.(28,30)

1. İlave tipi polimerizasyon: İki molekülün birleşerek daha büyük bir üçüncü bir molekül oluşturmaya ilave tip reaksiyon denir Diş hekimliğinde kullanılan protez kaide polimerleri, serbest köklerin açığa çıktığı ilave polimerizasyon yöntemi ile elde edilir. Bu tür reaksiyonlarda yan ürün oluşmaz. İlave tip polimerizasyon üç şekilde gelişir(4,20,28,162).

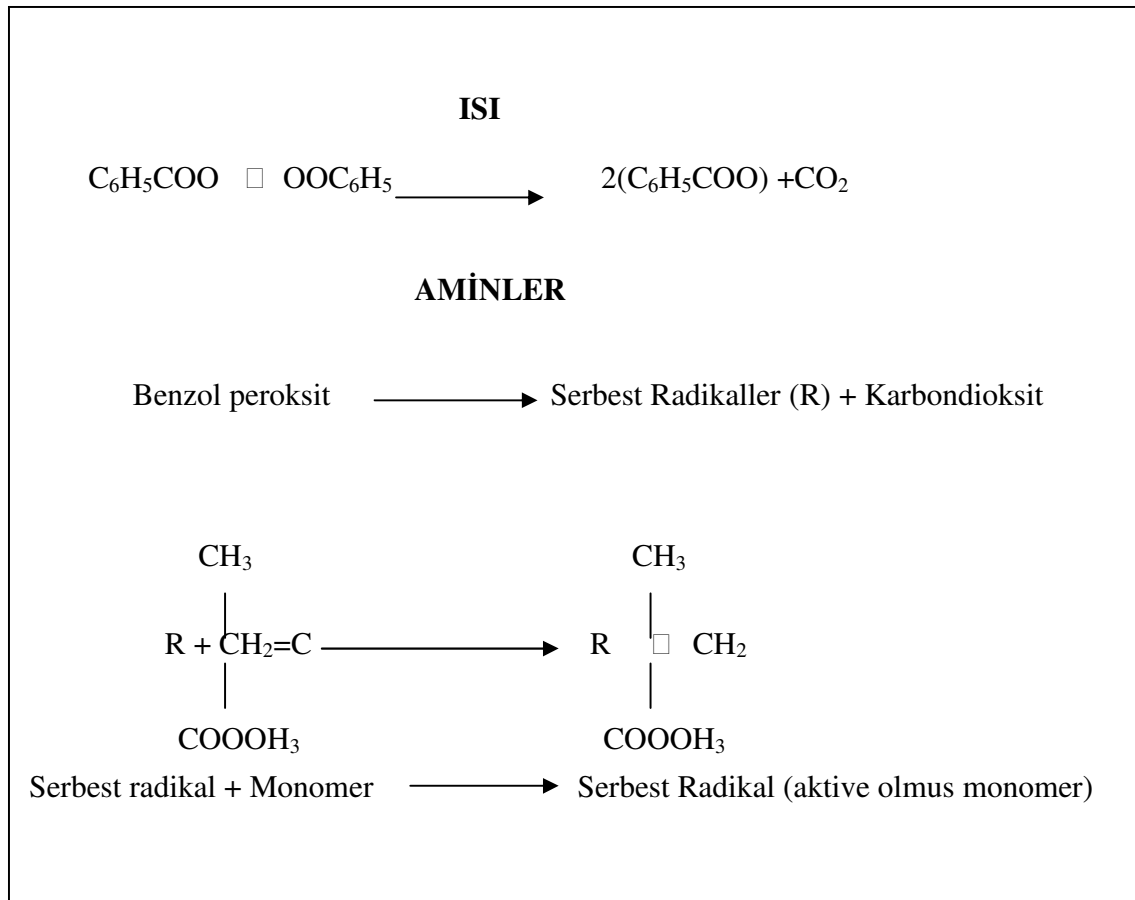
- Serbest köklerin oluşturduğu polimerizasyon
- Halka açılma polimerizasyon
- İyonik polimerizasyon

2. Kondansasyon polimerizasyonu; iki molekül reaksiyona girerek daha büyük üçüncü bir ürün oluştururken küçük molekülü bir yan ürün daha oluşturur. Diş hekimliğinde bazı ölçü maddelerinden kondansil silikonlar sertleşmesi bu yöntemle bir örnek teşkil eder.

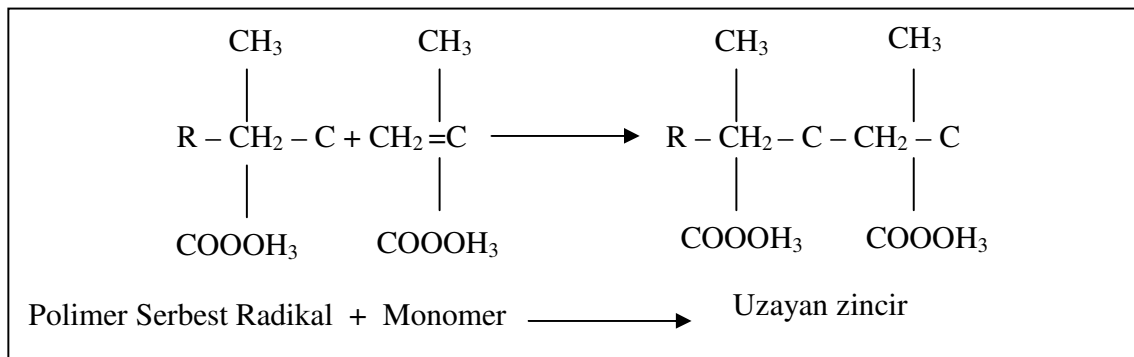
Diş hekimliğinde kullanılan polimerler serbest köklerin açığa çıkması ile ilave tip polimerizasyon yaparlar ve yan ürün oluşmaz. Polimerizasyonda ısı, ışık ve küçük miktarlarda peroksit reaksiyonu hızlandırıcı faktörler olarak kullanılır. Reaksiyon üç safhada oluşur (4,162).

- Başlangıç
- Yayılma
- Sonlanma
-

Başlangıç safhası, serbest radikallerin meydana gelmesini kapsar. Serbest radikaller polimer zincirlerinin büyümesini sağlayacaktır. Azo birleşikleri veya organik peroksitler başlatıcı olarak kullanılırlar. Benzol peroksit en sık kullanılan başlatıcıdır. Reaksiyon ısı ışık kimyasal yada herhangi bir etkenle peroksit bağlarının kırılması sonucunda serbest radikallerin oluşması ve bunların monomer ile reaksiyona girmesiyle monomerlerin sonunda elektronlarının serbest bırakır ve diğeriyle bağlanmasını sağlar (4,20) (Şekil 2-1).



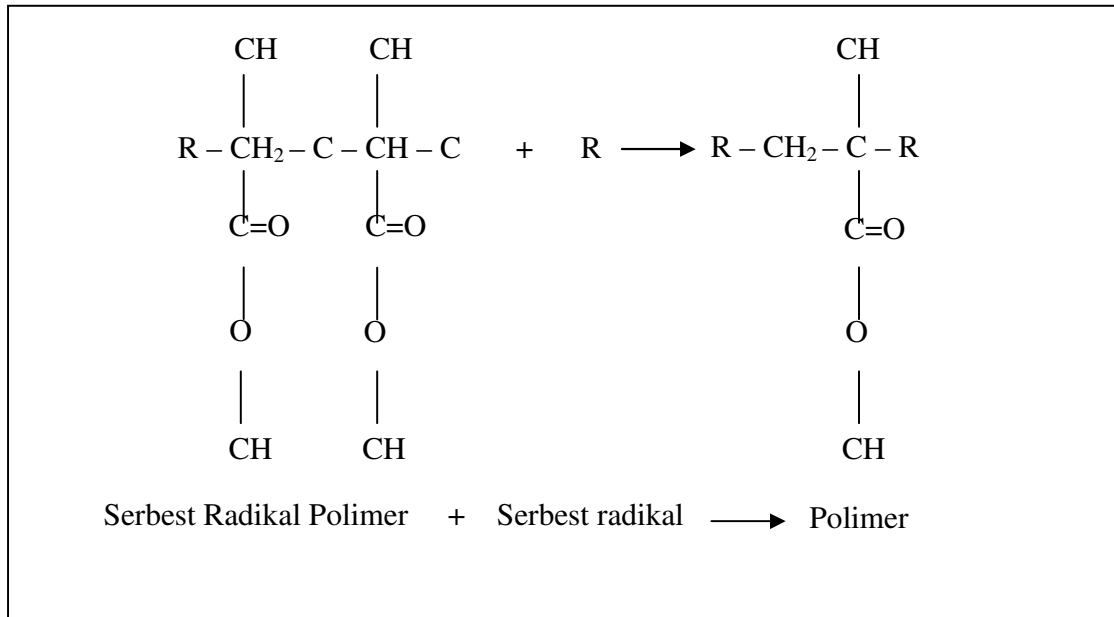
Şekil 2-1: Benzol peroksitten serbest radikalın açığa çıkması



Şekil 2-2: PMMA'nın polimerizasyonun

Yayılma safhasında, başlangıç safhasında meydana gelen serbest radikaller metil metakrilat ile reaksiyona girer ve yeni serbest kökler oluştururlar. Reaksiyon çok yaygınlaşır ve ani ekzotermik olarak devam eder. Zincirler boy olarak büyümektedir(4,28,162) (Şekil 2-2).

Sonlanma safhasında iki büyük zincirin radikalleri kovalent bağ oluşturur. Zincirleme reaksiyonda monomer molekülleri polimere dönüşüncüye kadar devam eder. Her zaman reaksiyon sonunda bir miktar monomer kalır, ölü polimer zincirleri oluşur ve bunlarda ilave tipi reaksiyon oluşturmaz. Hidrokinon gibi düşük miktarda inhibitörler raf ömrünün uzatılması için monomerin içerisine koyulur. Hidrokinonlarda serbest radikallerle reaksiyona girerek polimerizasyonun oluşmasını engellerler (Şekil 2-3) (4,27,28,30,162).



Şekil 2-3: Polimerizasyonun sonlanması

Bu iki tip polimerizasyon yönteminin dışında başka polimerizasyon şekilleri de vardır(4,28,30). Bunlar;

Kopolimerizasyon : Zincir polimerizasyonu ile oluşan makromoleküller tek bir monomerden meydana gelir. Polimer tek çeşit monomerden meydana geliyorsa butip polimere homopolimer denir. Polimerlerin özelliklerini geliştirmek bazen farklı monomerler yapının başlangıcında ilave edilir. Bu şekilde yapının içerisinde iki yada daha çok sayıda farklı monomer bulunur. Bu tür polimerlere kopolimer adı verilir. Ve bu yapının oluştuğu polimerizasyonda kopolimerizasyon denir.

Kopolimerizasyon sonucu açığa çıkan kopolimer genelde her iki monomer kendi aralarında oluşturdukları polimerden daha iyi özelliklere sahiptir. Buna örnek olarak metilmetakrilat ile az miktarda etil akrilat kopolimerleşerek daha esnek protezler elde edilebilir (4,162).

2.2. Protez Kaide Polimerleri

Protez kaidesi, protezin yumuşak dokulara temas eden kısmıdır. Protez kaideleri, dişlerin dizildiği sert kaide maddeleri olabilirken bazen de daha iyi tutuculuk ve konfor sağlamak için yumuşak astar polimerleri ile astarlanırlar(4,28,162).

Diş hekimliğinde protetik tedavinin gelişimi zamanla bulunan materyallerle paralel olarak ilerlemiştir. Maden ve ahşap malzemeden oyma sanatının yardımı ile protezler yapılmış ve bu protezler yaylar gibi mekanik aletler yardımıyla tutuculuk sağlanmaya çalışılmıştır (104).

Nelson Goodyear 1851 yılında termoplastik malzeme olan sert kauçuğun (vulkanit) protez kaide maddesi olarak kullanılmasını sağlamıştır. Vulkanit'in çiğneme kuvvetlerine karşı dirençli olmasının yanında kalıplanma özelliği de istenilen düzeydeydi. Ancak koyu rengi ve şeffaflığının az olması dezavantajı olmaktaydı (104).

Sentetik polimerlerin elde edilişinden sonra 1935 yılında polimerler diş hekimliğine girmiştir. Akrilik reçineler ilk zamanlarda fiziksel bakımdan vulkanitten çok farklı değillerdi. Ancak yapımı ve tamirinin kolay olmasının yanında görünüş ve renk bakımından daha iyi sonuçlar vermiştir. Çeşitli çapraz bağlantı ajanlarının bulunması ile yapımı ve tamiri kolay olan PMMA 1959 yılının başlarında en sık kullanılan protez kaide maddesi olmuştur(104).

Protetik diş hekimliği pratiğinde kullanılan polimer yapıdaki materyallerden en yaygın olarak kullanılan akrilik reçine, Poli metil metakrilat (PMMA)'dır. Poli metil

metakrilat uzun zamandan beri kullanılan doldurulmuş camsı polimerdir. (4,18,63). Kullanım alanının % 95'i oluşturduğu tahmin edilmektedir (4,20,109,162) . Öte yandan, vinil akrilikler, polistiren, epoksi reçineler, polikarbonatlar, polisülfidler, silikonlar, polieterler, poliakrilik asitler, Bisfenol A ve glisidil metakrilatlar (örneğin dimetakrilatlar) ve üretan dimetakrilat (UDMA) gibi polimer yapıdaki materyaller de diş hekimliğinde uygulama alanı bulmuştur (4,20,28,31,103,111). Tarihte günümüze kadar kullanılan protez kaide polimerleri Tablo 2-1'de gösterilmektedir (104).

Tablo 2-1: Protez kaide materyallerinin tarihçesi (Mutlu G, Harrison A ve Huggett R. (1989 *Quintessence Dental Technology Yearbook*, 145-151'den alıntıdır.)

M.Ö	8.yüzyıl	18.yüzyıl	19.yüzyıl	20.yüzyıl
Altın	Tahta	Altın kaide(1757)	Vulkanit (1851)	Bakalit (1909)
Kemik		Porselen (1788)	Keoplastic (1856)	Paslanmaz çelik(1921)
Fildişi			Alüminyum(1866)	Kobalt krom(1930)
			Selüloid(1870)	Vinil reçine(1932)
				Akrilik reçine(1935)
				Polivinil akrilik(1939)
				Otopolimrizan akrilik(1947)
				Epoksi reçine(1950)
				Polistiren(1951)
				Naylon(1955)
				Radyopak akrilik(1964)
				Polikarbonatlar(1967)
				Güçlendirilmiş akrilikler(1967)
				Polisulfon(1981)
				Işıkla sertleşen reçine(1985)
				Saf titanyum(1988)

Akrilik reçinelerin ağız ortamında fiziksel ve mekanik yönden dayanıklı olması gerekir. Çünkü bu maddeler ağızda çiğneme basınçlarını, kırılmadan ve deforme olmadan iyi bir şekilde karşılaya bilmelidirler (28,31,162).

PMMA'nın kullanıma sunulmasından günümüze kadar geçen süre içerisinde fiziksel ve kimyasal özellikleri büyük oranda geliştirilmiş ve ayrıca çapraz-bağlantılı reçineler, oda-sıcaklığında polimerize olan PMMA, fiberle karakterize edilmiş reçineler, radyoopak reçineler, darbe aynımı yüksek (high-impact) reçineler de kullanıma sunulmuştur (28,31,121,122).

Ancak, bütün gelişmelere karşın ideal protez kaide maddesinin keşfedilmiş olduğu gene de söylenemez (31). Günümüze kadar yumuşak ağız dokularının görünümüne akrilik reçinelerden daha uygun özelliğe sahip başka bir materyal de geliştirilememiştir (104).

2.2.1. İdeal Bir Protez Kaide Maddesinden Beklenen Özellikler

1. Çiğneme kuvvetleri karşısında yüksek gerilim, oransal limiti ve yüksek elastikiyet modülüne sahip olmalı, bu şekilde protezin ince hazırlanması gereken bölgelerde dirençli olmalıdır.
2. Güçlü ve sert olmasının yanında materyalin tesviye işlemlerinde şekillendirilmesi kolay ve rahat olmalıdır.
3. Yutkunma ve çiğneme ile tekrarlanan kuvvetlere karşı yeterli yorgunluk direncine sahip olmalıdır.
4. Temizleme ve fonksiyon esnasında aşınmaya karşı dirençli olmalıdır.
5. Yapay dişler ile benzer ısı genleşme katsayısına sahip olmalıdır.
6. Düşük su emme oranı, yüksek difüzyon katsayısına 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 ve protez kaidesi arasında iyi bir kimyasal bağlantı olmalı ve protez yapımında kullanılan diğer materyallerle de iyi bir bağlantı oluşturmamalıdır.
9. Şekil ve boyut değişikliğine uğramadan tamiri mümkün olmalı, astarlama ve rebazaj işlemi kolayca yapılabilenmelidir.
10. Parlak, yüzeyi düzgün elde edilebilmeli ve estetiği iyi 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 sıvılarında ve dışarıda boyutunu koruyabilmeli ve yüzey detaylarını iyi vermelidir.
14. Radyopak olmalıdır.
15. Bakteri emilimine karşı dirençli olmalıdır.
16. Isı iletkenliği iyi olmalı ve hastalar sıcak ve soğuk uyarıları iyi algılayabilmelidir.
17. Ekonomik olmalıdır.
18. Raf ömrü uzun olmalıdır.
19. Kolay temizlenebilmelidir (4,28,30,31,162).

2.2.2. Poli metil metakrilat (PMMA)

PMMA, Metil Metakrilattan türeyen kimyasal yapısal ünitelerden oluşmuş bir polimerdir (4,28,30).

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 (4,28,30,162).

Saf PMMA şeffaf renktedir ve dokuya benzeyen renkleri oluşturmak amacıyla birçok pigmentle beraber kullanılabilirler. Bu pigmentler merkürük sülfid, kadmiyum sülfid, kadmiyum selenit, demir oksit veya karbon siyahıdır. Ancak kadmiyumun toksin özellikleri olduğu gösterilmiştir (20). Bu pigmentler, materyalin üretimi sırasında gerçekleşen polimerizasyon sırasında polimer tanecikleri içerisine kilitlenmekte veya polimerizasyon sonrasında mekanik yolla polimerlere karıştırılmaktadırlar (27). Çoğunlukla mekanik yolla karıştırma işlemi uygulanmakta ve pigmentin protez içerisindeki eşit olmayan dağılımı doğal bir görünüm oluşması sağlanmaktadır. Boyalar da çoğu zaman pigmentler kadar kullanılmaktadır ancak genellikle çok başarılı değildirler çünkü ağız sıvılarının etkisi ile plastikten ağız ortamına salınırlar ve renginde bozulmalar meydana gelebilmektedir. Renk verici ajanlara ilave olarak, çinko veya titanyum oksitleri opaklaştırıcı olarak kullanılmaktadır (28,30,162). Titanyum oksit en yaygın olarak kullanılan maddedir. Boyanmış sentetik lifler çoğunlukla naylon veya akrilik yapıdadır ve ağız mukozasının altında bulunan kılcal damarları taklit etmek amacıyla kullanılmaktadırlar.

Diş hekimliğinde PMMA çoğunlukla toz ve likit şeklinde bulunmakta ve kullanılmaktadır (Tablo 2-2) (4,28,162).

Tablo 2-2: PMMA bileşenleri

Toz	Likit
➤ Polimer veya kopolimer kürecikleri ➤ Başlatıcı madde(<i>ısı ile polimerize olan akriliklerde</i>) ➤ Renk verici maddeler ➤ Opaklık verici maddeler ➤ Plastiklik verici maddeler ➤ İnorganik maddeler	➤ Monomer ➤ İnhibitörler ➤ Çapraz bağlantı ajanları ➤ <i>Başlatıcı madde (Otopolimerizan akriliklerde)</i>

2.2.2.1. Toz (Polimer)

Tozun en büyük kısmı çapları 35-200µm arası değişen düzensiz PMMA küreciklerinden oluşur ve oda sıcaklığında serbest olarak akabilen yapıdadır (4,30,162).

PMMA berrak camsı bir polimerdir. Dalga boyu 0.25 olan UV ışını bile geçirebilir. Bazen protez kaidesi yapımında bu formda kullanılabilir. Ancak üreticiler doğala daha yakın protez kaideleri üretebilmek için renklendiriciler (kadmiyum) ve opaklaştırıcılar (çinko oksit) eklemektedirler. Bazen kısa lifler (zirkonyum silikat) damar görünümü vermek için kullanılırlar (31,162).

Tozun içinde buluna maddeler;

1. Akrilik polimer ve kopolimer taneleri
2. Reaksiyon başlatıcı maddeler:

Toz içinde reaksiyon başlatıcı madde olarak %0.5 oranında benzol peroksit, plastikleştirici olarak dibutil fitalat bulunur. Bunların yanında sertliği ve ıslanmayı artırmak amacı ile inorganik maddeler bulunur. Akrilik reçine esaslı protez kaide polimerlerinde polimerizasyon benzol peroksitin 60°C'nin üzerindeki ısılarda serbest

kökler oluşturarak ayrılması (dekompoze olması) ile başlamaktadır (4). 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 tamamlanamaz, kütle içerisinde daima reaksiyona girmemiş bir miktar artık monomer kalmaktadır. Polimerize olmuş akrilik reçine yapısı içerisinde kalan artık monomer materyalin mekanik ve fiziksel özelliklerini değiştirdiği bildirilmektedir (4,28,30,31,162).

3. Pigment ve boyalar:

Civa sülfid, kadmiyum selenit, kadmiyum sülfid, demir oksit veya karbon siyahı kullanılır. Protez kaide maddelerinde genel olarak bulunan renklendirici kadmiyum tuzlarıdır. Bu maddelerin iyi renk stabilitesi bulunduğu ve salınan kadmiyumun çok düşük miktarda olması görülmüştür.(4) Ancak yinede alerjik reaksiyonlara neden oldukları ileri sürülmüş ve yerine demir oksit ve organik pigmentler kullanılmıştır (30,162).

4. Opaklık verici maddeler:

Çinko oksit ve titanyum oksit kullanılır (4,28,162).

5. Plastikleştirici maddeler:

İstenen yüksek molekül ağırlıklı PMMA kürecikleri genellikle monomerde çok yavaş çözündüğünden çözünürlüğü artırmak için dibütil fitalat gibi plastikleştiriciler eklenir. Plastikleştirici miktarı akriliğin ağız sıvılarında bozulmasını önlemek amacı ile %10 oranında olmalıdır (4,28,162).

6. Organik ve inorganik lifler:

Toz komponente cam fiberler, tanecikler veya zirkonyum silikat gibi inorganik partiküller ilave edilebilmektedir. Partiküller çoğunlukla doymamış trietoksisilan gibi bir ıslatma ajanı ile işleme tutularak inorganik partiküller ile reçinelerin ıslanabilirliğini ve bağlanmasını arttırmak amacıyla kullanılmaktadır (4,28,162).

2.2.2.2. Likit (Monomer)

Likidin en önemli parçası metil metakrilat (MMA) monomeridir. 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(4,109).

1. Ana madde; genellikle saf metil metakrilattır.

Saf metil metakrilat monomerinin polimerizasyonu esnasında %21'lik bir hacimsel büzülme meydana gelir (4,29,109).

2. İnhibitör maddeler:

Likidin raf ömrünü artırmak için inhibitör maddeler eklenmiştir. İnhibitör olmadığı takdirde oda sıcaklığında veya daha soğuk ortamda bile polimerizasyon meydana gelebilir. Genellikle hidrokinonlardan elde edilen inhibitör, likit içerisinde oluşmuş olan radikallerle hızlı reaksiyona girerek radikalleri stabilize ederler. Stabilize radikallerin polimerizasyonu başlatıcı etkisi yoktur (4,109,162). Bu madde eser miktarda hidrokinondur. Likit içerisinde istenmeyen radikallerin oluşmasını engellemenin diğer bir yolu ise materyali bir teneke kutu veya koyu kahverengi şişede saklamaktır. Görünür ışık veya UV radyasyonu, radikal oluşturan maddeleri aktive edebilir. Işık kaynağını ortadan kaldırmak bu yüzden olumlu bir işlemdir (4,11,20,27,30,109).

Polimerizasyon derecesi oksijen varlığında azalır. Oksijen radikalının reaksiyona girme oranı az olduğu halde metakrilat ile reaksiyona girerek oksijen içeren bir polimer oluşturabilir. Fakat bu reaksiyonun derecesi oldukça düşüktür (4,11,109).

3. Çapraz bağlantı ajanları:

Likit akriliğin fiziksel özelliklerini geliştirmek için bazı çapraz bağlantı ajanları içerir. En çok kullanılan madde etilen gliko dimetilakrilattır. Akriliğin çatlamalara ve çizilmelere karşı dayanıklılığını artırır (4,11,20,27,30,109).

2.2.3. Protez Kaide Polimerlerinin Polimerizasyonunda Kullanılan Yöntemler

PMMA protez kaide maddesi olarak kullanılmaya başlanması ile bir çok polimerizasyon yöntemi ve akrilik tipi meydana geldi. Bunlara bağlı olarak akrilik tipleri arasında fiziksel mekanik olarak değişiklikler meydana geldi. Araştırmalardaki amaçlarda zaman azaltılması ve fiziksel ve mekanik özelliklerin optimuma çıkartılması olmuştur. Bu durumda polimerizasyonu başlatma yöntemlerini aşağıdaki gibi sıralayabiliriz (1,3,4,14,28,162);

1. Isı ile polimerizasyon
 - A) Geleneksel kalıplama yöntemi
 - a) Doldurucusuz akrilikler
 - b) Güçlendirilmiş akrilikler
 - B) Enjeksiyon kalıplama yöntemi
2. Kendi kendine polimerizasyon (otopolimerizasyon)
 - Geleneksel otopolimerizan akrilikler
 - Akıcı akrilikler
3. Görünür ışıkla polimerizasyon
4. Mikrodalga enerjisi ile polimerizasyon

2.2.3.1. Isı İle Polimerizasyon Yöntemi

Protez kaide maddelerinin çoğu günümüzde ısı ile polimerize edilmektedir. Birçok araştırmacı kullanımının kolay ve ucuz olması nedeniyle araştırmalarını kliniğe dönük olarak ısı ile polimerizasyon yöntemi üzerine yoğunlaştırmıştır (110,126). Akrilik protez kaide materyalleri genel olarak toz ve likit komponentin üretici firma tarafından bildirilen uygun oranlarda karıştırılması sonucunda likidin fiziksel olarak tozla reaksiyona girmesi ve hamur karışımın elde edilmesiyle hazırlanmaktadır. Bu hamurun muflaya tepilmesinden sonra pres altında basınç uygulanılır. Basınç altında

tutulan mufla su içerisinde dışarıdan ısı verilmek suretiyle polimerizasyon reaksiyonunun tamamlanması sağlanır (4,20,27,30).

Isı ile polimerizasyon yönteminde polimerizasyon reaksiyonu ekzotermik olduğundan polimerizasyon ısı 74°C civarında tutulmalıdır (4). Plastik kıvamındaki hamurun sıcaklığı 70 °C' ye yaklaştıktan sonra muflanın değişik bölgelerindeki ısı, her yerde yaklaşık olarak aynı oranda artmaya devam eder (27). Polimerizasyon işlemi esnasında karbonların çift bağları parçalanarak tek bağ oluşumu meydana gelir ve bu aşamada dışarı enerji çıkışı olmaktadır. Enerji ısıya dönüşür ve sıcaklık artar. Sıcaklık artışı monomerin daha hızlı hareket etmesine neden olur. Bu noktada materyal oldukça akışkan bir hal alır ve benzoil peroksit başlatıcının dekompoze olması polimerizasyon reaksiyonunun başlaması için yeterli derecede hızlıdır (4,27).

Geleneksel olarak kabul edilen polimerizasyon siklusu, akrilik reçinenin ısıtılmalı bir su banyosu ünitesi içerisinde 74°C de 7 saat süre ile polimerize edildiği ve terminal kaynatma (100 °C de kaynatma) işleminin yapılmadığı uzun ve yavaş-ısıtlı siklustur (4,11,30,130). Hızlı polimerizasyon yönteminde oda ısısından 100 °C'ye çıkartılır ve yarım saat kaynatılır (4,11,130). Monomer molekülleri diğer moleküllerden kaynaklanan ısısal şoklar yardımıyla hareket ettirilir ve dışarıdan gelen ısı yardımıyla da pasif olarak hareket ederler (11). Reçine polimerize oldukça monomer miktarında azalma olur ve ısı arttıkça moleküllerdeki hareketlilik de artarak polimere dönüşüm başlar ve polimerizasyon işlemi devam eder (11,116).

Üretici firmalar akrilik reçine protez kaide materyallerinin ısı ile polimerizasyonunda genellikle iki yöntemi tavsiye etmektedirler. Bunlar:

- a) Sabit ve orta dereceli ısılarda uzun süreli polimerizasyon
- b) Terminal kaynama safhasını da içine alan yavaş ısıtılmalı polimerizasyon işlemleridir (57).

Kalıp içerisinde polimerizasyon işleminin kontrol edilmesi amacıyla polimerize edilecek materyale uygulanan ısıtma işleminin koşulların yapısı ve süresi polimerizasyon siklusu olarak tanımlanmaktadır (4,65). Polimerizasyon sikluslarının birçok varyasyonları bulunmaktadır. Akrilik reçinenin ısıtılmalı bir su banyosu içerisinde terminal kaynatma yapılmaksızın 74°C sıcaklıkta 9 saat süreyle polimerize edildiği uzun ve yavaş-ısıtlı geleneksel polimerizasyon işlemi olarak kabul edilmektedir (4,30).

Kontrol edilmeyen ısı artışının neden olduğu monomer kaynaması veya protez kaidesinde porozite oluşumu gibi istenmeyen etkilerin önlenmesi amacıyla bu işlemin kontrollü olarak gerçekleştirilmesi gerekmektedir (4,11). Alternatif bir polimerizasyon işlemi ise, reçinenin 74 de 2 saat süre ile polimerize edilmesinden itibaren suyun sıcaklığının 100°C ye çıkarılarak 1 saat daha terminal kaynatmanın uygulandığı işlemidir (11). Bütün bu yapılan çalışmaların ışığında 70 °C’de 7 saat ve 100 °C’de 3 saat polimerize olmuş kaide maddelerinin en iyi özelliklerin elde edildiği görülmüştür (130).

Isı ile polimerize olan protez kaide materyallerinin mekanik, fiziksel ve kimyasal özellikleri polimerizasyon işlemi sırasında ısının ve uygulama süresinin değiştirilmesi ile modifiye edilebilmektedir (4,56). Bununla birlikte, kısa süreli polimerizasyon işlemlerinin (2 saatten az) uzun polimerizasyon işlemlerine göre çok daha fazla oranda tercih edildiği bildirilmektedir (11).

Enjeksiyonlu kalıplama tekniğini ise akriliğin sürekli basınç altında alçı, hidrokolloid veya alçı-silikon kalıplar arasındaki protez boşluğuna enjekte edilmesidir. İlk olarak 1942 yılında Pryor tarafından uygulanan teknik daha sonraları araştırmacılar tarafından geliştirilmiştir. Günümüzde bu teknikte 6 atmosfer basınç altında PMMA hamuru enjeksiyon yolu ile özel hazırlanmış muflalar içerisine enjekte edilmekte ve ısı ile polimerize edilmektedir. Kullanılan PMMA bazen kauçuk ile güçlendirilmekte ve böylece daha yüksek sertlik ve çarpma direncine sahip olmaktadır. Bu yöntemin en önemli avantajı polimerizasyon büzülmesinin az olmasından dolayı protezlerde boyutsal değişiklik az oranda meydana gelmesidir. Ancak özel mufla ve yardımcı enjeksiyon ekipmanı gibi özel araçlar gereksiniminin yanında oldukça pahalı bir sistemdir.(28,109)

Basınçla kalıplama (muflalama) işleminden sonra, su banyosu içerisinde ısı ile polimerizasyon uygulamasının uzun yıllardır kabul görmesine karşılık, bu polimerizasyon işlemlerinin basitleştirilmesi ve harcanan zamanın azaltılabilmesi amacıyla alternatif polimerizasyon yöntemleri ileri sürülmektedir. Bu yöntemler arasında mikrodalga enerjisi ile polimerizasyon yöntemi, görünür ışıkla polimerizasyon yöntemleri bulunmaktadır.

2.2.3.2. Kimyasal Yolla Polimerizasyon Yöntemi

Isı enerjisinin başlatıcı madde olan benzol peroksidi dekompoze etmesi yerine kimyasal bir aktivatörün bu işlemi yapması sonucunda serbest radikallerin oluşumuna yol açmakta; sonuç olarak açığa çıkan serbest radikaller de polimerizasyon reaksiyonunu başlatmaktadırlar (4).

Kimyasal aktivatörler de polimerizasyon reaksiyonunun başlamasını sağlayabilirler. Kimyasal olarak aktivasyonda polimerizasyon oda sıcaklığında gerçekleşebilmektedir. Bu nedenle kimyasal olarak aktive olan akrilik reçinelere soğuk akrilik reçineler, kendiliğinden sertleşen reçineler veya otopolimerizan akrilik reçineler adları da verilmektedir. Akıcı tipteki protez reçineleri de bu kategoriye dâhildir (4,20).

Isı enerjisinin uygulandığı polimerizasyon yöntemleri ile kimyasal yolla polimerizasyon yöntemi arasındaki temel fark benzol peroksidin bir kimyasal aktivatör aracılığıyla dekompoze olmasıdır. Polimerizasyon reaksiyonun kalan kısmı ve diğer etkili faktörler benzerdir (4). Monomerin polimerizasyonunun oda ısısında gerçekleşmesi istenildiğinde; peroksit yapının ısıdan başka bir yöntemle dekompoze olabilmesi için likide tersiyer aminler, sülfürik asit gibi kimyasal bir akseleratör ilave edilmektedir. Bu akseleratörler arasında DMPT ve N,N-dihidroksietil-para-toluidin gibi tersiyer aminler sıklıkla kullanılmaktadır (4,30). Genel olarak kimyasal aktivasyonda ısı ile yapılan aktivasyon kadar yüksek bir polimerizasyon derecesi elde edilmez.

Kimyasal yolla polimerize edilmiş reçinelerin bazı belirgin avantajları ve dezavantajları da bulunmaktadır (4,6).

Genel olarak, kimyasal yolla polimerize edilerek hazırlanmış bir reçinenin polimerizasyon derecesi ısı ile polimerizasyon yöntemlerinin kullanıldığı reçineler kadar tam olmamaktadır. Bu durum, kimyasal yolla polimerize edilerek hazırlanmış bir akrilik reçine protez kaidesinde daha fazla miktarda reaksiyona girmemiş artık monomerin olduğunu ifade etmektedir. Açık ortamda kimyasal yolla polimerizasyon sırasında havadaki oksijenin serbest radikal polimerizasyonu üzerindeki inhibe edici etkisi nedeniyle kimyasal yolla polimerize olan akrilik reçinelerin polimerizasyonunun basınçlı tencerede gerçekleştirilmesi önerilmektedir (28). Reaksiyona girmemiş artık monomer esas olarak iki olumsuz etki yaratmaktadır. Bunlardan ilki, artık monomer potansiyel doku irritanı olarak rol oynayarak protez kaidesinin biyolojik uyumluluğunu

tehlikeye sokmaktadır. İkinci durum ise, artık monomer plastikleştirici rol oynayarak protez kaidesinin eğme mukavemetinin azalmasına yol açmaktadır (4).

Fiziksel özellikler açısından, kimyasal yolla polimerize edilerek hazırlanmış reçinelerde polimerizasyon derecesinin daha az olması, ısı ile polimerize edilerek hazırlanmış reçinelere göre daha az miktarda büzülme görülmesine neden olmaktadır. Bu nedenle, kimyasal yolla polimerize olan akrilik reçinelerde daha az boyutsal değişiklik meydana gelmektedir (4,20,30).

Kimyasal yolla polimerize olan akrilik reçine protez kaide maddeleri genellikle oda sıcaklığında (20°C) veya daha yaygın olarak ılık suda basınçlı tencerede polimerize edilmektedirler (4).

2.2.3.3. Mikrodalga Enerjisi ile Polimerizasyon Yöntemi

Akrilik reçinenin ısı ile polimerizasyonunda önerilen diğer bir yöntem ise ısı kaynağı olarak ısıtılmalı su banyosu yerine mikrodalgaların kullanımıdır. Bu yöntemde özel olarak formüle edilmiş bir reçine ve metal olmayan bir muflanın kullanımı gerekmektedir (1,4,34,93). Mikrodalga enerjisi ile polimerizasyon yöntemi ilk olarak Nishii (108) tarafından 1968 yılında bildirilmiştir.

Bu yöntemde magnetron adı verilen bir jeneratör yardımıyla oluşturulan elektromanyetik dalgalardan olan mikrodalgalar megahertz (MHz) frekans aralığında kullanılmaktadır ve tipik olarak ev tipi bir mikrodalga fırını ile 2450 MHz ile 12 cm dalga boyunda dalgalar elde edilmektedir (1,4,17,20,34,93,146). Magnetron ile oluşturulan mikrodalgalar aynı zamanda mikrodalga enerjisi ile ısıtmanın yapıldığı bölümde bulunan muflaya iletilmektedir. Mikrodalga ısımasına 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 (20). Mikrodalga enerjisi ile ısıtma ısısal iletkenliğe bağlı olmadığından, yüksek ekzotermik ısı oluşmadan ani ısı artışını da içeren çeşitli polimerizasyon sikluları uygulanabilmektedir (4,20,77,120,128,129). Elektromanyetik olarak oluşturulan ve

vibrasyon yapan bir alan içerisinde oluşan iç ısıya bağlı olarak monomer molekülleri yaklaşık olarak saniyede 5 milyon kez hareket ederek yön değiştirmektedir (11,20,77,93). Birçok molekül arası çarpışmaya bağlı olarak ısı oluşmakta ve ısı hızla artarken polimerizasyon reaksiyonu devam eden kütle içerisindeki monomer miktarı azalmakta, aynı miktardaki enerji giderek azalan miktardaki monomer tarafından absorbe edilmektedir. Bu durumun teorik olarak polimerizasyonun diğer yöntemlere göre daha fazla olmasını sağladığı bildirilmektedir (4,11,17,20,21,85).

Mikrodalgalar metalik nesneler tarafından yansıtıldıkları için, mikrodalga enerjisi ile polimerizasyon yöntemlerinde kullanımı fiberle güçlendirilmiş plastikten hazırlanan muflaların kullanımı gerekmektedir (4,20,57,99). Genel olarak, mikrodalga enerjisi ile polimerizasyon yönteminde yaklaşık olarak ortalama 3 dakika (dk) süren bir polimerizasyon siklusu uygulanmaktadır. Bu yöntemin kısa polimerizasyon süresinin yanı sıra plastik fazın daha kısa sürede oluşturulması, karışımın daha fazla homojen olması, iyi adapte olan protetik materyal sağlanabilmesi, materyalin içinin ve dışının hemen hemen eşit olarak ısıtılması, ısının hızlı artışı, laboratuvar işlemlerinin daha temiz bir ortamda sağlanması, daha kullanışlı ekipman gereksinimi gibi diğer avantajları da bulunmaktadır (4,11,57,138,162). Bununla birlikte, bu yöntemde kullanılan plastik muflaların göreceli olarak daha pahalı olması, birden çok tepme işleminden sonra kırılmaya yatkın olmasının yöntemin dezavantajları arasında olduğu bildirilmektedir. Ancak son yıllarda geliştirilen bu sistemde eski yıllarda kullanılan polikarbon vidalar yerine silikon bronzla kaplı metal vidalar kullanılmakta ve muflaların dayanıklılığının daha da artırılmasına çalışılmaktadır (4,57).

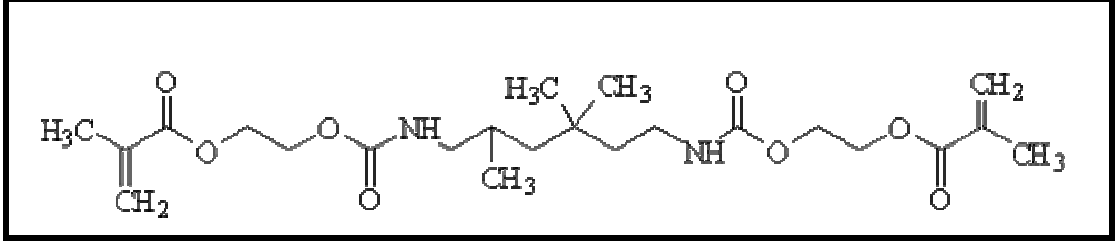
Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan reçinelerin mekanik özelliklerinin ısı ile polimerize edilerek hazırlanan akrilik reçine protez kaidelerine yakın, daha az veya daha fazla değerler gösterildiğini belirten çalışmalar bildirilmektedir (11,20,85,93,99). Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan reçinelerin boyutsal özelliklerinin geleneksel ısı ile polimerize olan akrilik reçinelerin boyutsal özelliklerine benzer veya daha üstün olduğu; adaptasyon özelliklerinin (4) ve su emilimin ise benzer olduğu bildirilmektedir. Ayrıca, bu yöntemle polimerize olan reçinelerin sertlik değerlerinin geleneksel ısı ile polimerize olan akrilik reçinelerle benzer sertlik değerleri gösterdiği; porozite oluşumu açısından ise benzer veya daha fazla poröz yapıya sahip oldukları belirtilmektedir. (4,11,20,136,162)

2.2.3.4. Görünür Işıklı Polimerizasyon Yöntemi

Görünür ışıklı polimerizasyon yönteminin protez kaide maddelerinin polimerizasyonunda kullanımı 1980'li yılların başlarında tanıtılmıştır (4,27,162). Görünür ışıklı polimerize olan reçinelerin sabit ve hareketli protez yapımında, maksillofasiyal protezlerin yapımında, implantolojide ve ortodontide kullanım alanları bulunmakta ve protez astar materyali olarak, bireysel ölçü kaşıklarının yapımında veya protez kaidelerinin tamirinde yaygın olarak kullanılmaktadır (4,27).

Bu yöntemle polimerize olan akrilik reçine protez kaide materyallerinin kimyasal yapısı PMMA esaslı akrilik reçinelerden farklı olarak daha çok kompozit esaslı restorasyon materyalleri ile benzerlik göstermektedir. Görünür ışıklı polimerize olan akrilik reçine materyalinin matriks yapısını esasen üretan dimetakrilat (UDMA) oluşturmaktadır ve reolojik özelliklerin kontrol edilmesi amacıyla matriks yapısına düşük miktarda koloidal silika ilave edilmektedir (Şekil 2-4). Aynı zamanda doldurucu partiküller ise materyal polimerize edildiği zaman birbiri içine kenetlenen polimer ağ yapısının parçası haline gelen akrilik taneciklerinden oluşmaktadır (4,27,80,109,110,162).

Görünür ışıklı polimerizasyon yönteminin en yaygın olarak kullanılan ısı ile polimerizasyon yöntemine göre klinik uygulamalar açısından sağladığı avantajlar arasında karmaşık polimerizasyon işlemlerin kullanımını gerektirmemesi ve polimerizasyon işlemi için gereken zamanın oldukça az olması gibi faktörler öne sürülmektedir (4,82,109). Bununla birlikte kimyasal ve ısısal irritasyonun giderilmesi, MMA monomeri ve artık MMA içermemesi, adaptasyonunun iyi olması, uzun çalışma süresi, kısa polimerizasyon süresi, üstün mekanik özellikler, diğer protez kaidesi reçinelerine iyi bağlanabilme özelliği, kısmi olarak ağız içerisinde veya model üzerinde polimerize edilebilmesi, çalışma özelliklerinin iyi olması, astarlama işlemlerinde kolay düzeltilebilme ve ilave yapılabilmesine olanak tanınması gibi avantajlar sağladığı da bildirilmektedir (4,80,109). Bu materyallerin aktivasyonunu sağlayan ışığın kuvvetini zayıflatabilecek bir protez kaidesine ışınlama yapıldığında polimerizasyon etkinliğinin düşük olabilmesi gibi sınırlamalara da sahip olduğu ayrıca belirtilmektedir (109,162).



Şekil 2-4: UDMA'nın kimyasal formülü

2.2.4. Polimerize Olmuş Poli Metil Metakrilat'ın Özellikleri

2.2.4.1. Fiziksel Özellikler

Su Emilimi

Protetik diş hekimliğinde kullanılan polimerler sıklıkla çok fazlı polimerlerdir. Akrilik reçineler moleküllerinin polar özellikleri ve moleküller arası mesafenin su molekülünden büyük olması sebebi ile su emerler. Su emme miktarı ağırlık olarak %2' dir. Bu difüzyonun bir miktarı ittirilen makro moleküller arasına doğru gerçekleşir. Bu yolla makro moleküllerin mobilize olması ile içteki gerilimlerin rahatlaması sağlanır. Emilen su ile ağırlıktaki artış lineer olarak da akrilikte boyutsal bir değişikliğe sebep olur (4,162). Reçinedeki hidroflik gruplar arttıkça, doldurucu miktarı azaldıkça su emilimi artar. Ayrıca su emilimi, reçine içerisinde ki çapraz bağlantı ajanına da bağlıdır. Fiberle güçlendirilmiş reçinelerde fiberin reçine ile bağlantısının zayıf olduğu bölgeler kompozit yapını içinde boşluklar oluşmasına neden olur ve su emilimi artar. Emilen su plastikleştirici etki yaparak reçineyi yumuşatır ve direnci düşürür. Ayrıca emilen su renklenmeye ve estetiğin bozulmasına neden olur (161).

Çözünürlük

Çözünürlük polimerden çözünen maddelerin salınması olarak tanımlanır (28,126). Reçinelerin ağız içinde temas ettikleri sıvılarda çözünmemesi istenir. Akrilik reçineler pek çok çözücüde (tiner, kloroform, alkol) çözünebilir. Fakat ağız içinde ihmal sınırları dahilindedir (30). Akrilik protez kaidesinden en çok monomer, az miktarda başlatıcılar ve plastikleştiriciler çözünür. En büyük artık monomer salınımı ilk 5 günde olmaktadır. Fiberle güçlendirilmiş akriliklerde fiber ve reçine arasındaki bağlantıyı kurmak için aşırı monomer gerekir. Bu salınan artık monomer miktarını artırır (161).

Boyutsal Stabilité

PMMA yapımı esnasında boyutsal değişim gösterir. Bunun başlıca sebepleri toz likit oranı, akriliğin tipi, polimerizasyon siklusu, muflalama ve tepim yöntemi, bitirme ve polisaj işlemleridir. Protezin içinde bulunan stresler açığa çıkınca boyutsal değişiklik meydana gelir. Bu streslerin miktarı akriliğin hacmine, polimerizasyon esnasında kullanılan sıcaklık aralığına reçinenin sertleşme sıcaklığına ve muflanın soğutulma şekli gibi bir çok parametreye bağlıdır (3,4,47,127). Fiberle desteklenen protez kaidelerinin yapımında aşırı MMA kullanılması gerekir. Bu da polimerizasyon büzülmesine dolayısıyla boyutsal değişime neden olur (3,14,78,127,162).

2.2.4.2. Mekanik özellikler

Kırılma Dayanımı

Materyalin esneme kuvvetleri nedeniyle kırılmaya karşı gösterdiği dirençtir. Bu yüzden esneme direnci diye de adlandırılır. 3 yada 4 nokta yükleme testleriyle belirlenir (172). PMMA'nın ortalama kırılma dayanımları 80-100 MPa dır (36,45,46,59,65,98,100, 118,125,130,141). Akrilik reçineden yapılan bir protezin dayanıklılığı birleşimine, hazırlama yöntemine ve protezin bulunduğu ortama bağlı olarak farklılıklar gösterebilir. Reçinelerin polimerizasyon şekli kırılma dayanımı açısından çok önemlidir (130). Otopolimerizan reçinelerde düşük polimerizasyon derecesi ve artık monomer miktarı nedeni ile ısı ile polimerize olan reçinelere göre daha düşüktür (92,94,128,).

Molekül büyüklüğü, moleküllerin şekli, moleküllerin uzaysal yapısı ve polimer zincirleri arasında oluşan çapraz bağlantılar ve plastikleştiriciler akrilik reçinelerin dayanıklılığını etkileyen moleküler düzeydeki faktörlerdir(4,28).

Kırılma dayanımı, transvers direnç, eğme dayanımı olarak da tanımlanır. Protez kaide maddelerinin dayanıklılığını belirlemede basma ve çekme dayanımdan çok eğme dayanımı ile ölçülür. Çünkü proteze gelen yükler bu tip deformasyona neden olur.

Elastik Modülü

Maddenin esneyebilirliğini ifade eder. Young modülü olarak bilinir (4). Elastisite maddenin kuvvet altında şekil değiştirip, kuvvet kalktığı zaman ilk şekline dönebilme özelliği olarak tanımlanır(109,162).

Çarpma Dayanıklılığı

Maddenin darbe karşısında gösterdiği anlık dirençtir. Genelde protezlerin düşmesi şeklindeki kırılmalarda göz önünde bulundurulur (4). Bir materyali, çarpma kuvveti altında kırmak için gerekli olan enerjidir. Charpy tipi darbe testi kullanılır. Sarkaç bırakılarak darbe uygulanır. Örneğin kırılması esnasında sarkaç tarafından enerji kaydedilir. Test edilecek örneklerin boyutları ve şekilleri doğru sonuç elde etmek için standart olmalıdır (4,28,37,108,157,162).

2.3. Yumuşak Astar Polimerleri

Yumuşak astar polimerleri protez üzerine gelen çiğneme kuvvetlerinin protez kaide altında kalan dokulara eşit dağılmasını sağlamak amacıyla kaide maddesinin doku yüzeyine uygulanan astar polimerleridir (2,4,7,8,10,13,19,22,27,40,43,54,75,77,87,117).

Tam protez kullanan hastalar arasında kronik protez irritasyonu sonucunda yeterli fonksiyon yapamayan çok sayıda vaka bulunmaktadır. Destek mukozanın ve submukoza tabakasının incelmış olduğu vakalarda dokular çiğneme sırasında sert akrilik kaide plağı ile alveol kemiği arasında travmaya uğramaktadırlar. Alt çene ön bölgede görülen keskin ve sivri kemik çıkıntıları ile azılar bölgesinde keskin mylohyoid kenarlar gibi alveol kemiğinde görülen düzensizlikler, çiğneme basınçları karşısında yumuşak dokuların fizyolojik tolerans sınırını düşürmekte ve ağrı meydana gelebilmektedir (5). Aşırı rezorpsiyona bağlı olarak mandibular kanalın açıldığı veya alveol kretine çok yakın olduğu, mental foramenin düzleştiği durumlarda fonksiyonel basınçlar yine ağrı meydana getirebilmektedir (97,102). Bu gibi durumlarda yumuşak astar polimerleri daha çok alt tam protezlerde ve sonu serbest bölümlü protezlerde çiğneme basınçlarının daha dengeli dağılmasını sağlamak, destek dokuda meydana gelen gerilme yığılmalarını önlemek amacı ile kullanılırlar (2,12,22,30,40,42,43,117).

Geçmişe doğru baktığımızda yumuşak astar polimerlerinin kronolojik gelişimleri içerisinde seçime uğradığını, birçoğunun terk edilmiş olduğunu, bazılarının günümüze kadar geldiğini ve halen ideal bir astar polimeri bulunması için araştırmaların devam ettiğini görmekteyiz. Bu amaçla hem mevcut yumuşak astar polimerleri geliştirilmekte, hem de yeni maddelerin üretimi için çalışılmaktadır (40,117).

Yumuşak astar polimeri olarak günümüze kadar farklı kimyasal yapıda maddeler kullanılmıştır. Bunlar doğal kauçuk, poli-vinil reçineler, akrilik kopolimerleri, silikon ve polifosfazın elastomerleri, flororopolimerler ve poliolefindir (4,10,162,164).

2.3.1. Yumuşak Astar Polimerlerinin Endikasyonları

- Alveol kretlerinin ince bir mukoza ile örtülü olduğu, ileri derecede yumuşak dokuda atrofi ve kemik dokusunda rezorpsiyon görülen durumlarda akrilik kaideli protezlerden kaynaklanabilecek ağrının önlenmesinde,
- Aşırı kemik andırkatları olan alveol kretinde tutuculuğun artırılmasında veya protezin rahat girişinin sağlanmasında,
- Alveol kemiğinin yüzeyinin özellikle kret tepesinde keskin kenarlar ve sivri çıkıntılar gösterdiği durumlarda,
- Toruslar veya bastırılabilirliği az olan medyan palatal sutur gibi rölyef gerektiren bölgelerde,
- Ağız kuruluğu olan hastalarda,
- Radyoterapi görmüş hastalarda zayıf destek dokuya gelen yüklerin azaltılmasında.
- Akrilik kaideli protezler kullanılırken önlenemeyen kronik vuruk ve ağrı şikâyetlerinin önlenmesinde,
- Destek dokularda sistemik rahatsızlıklara bağlı oluşan patolojik durumların etkilerinin azaltılmasında,
- Doğal dişli bir kavsin karşısına gelen tek tam protezlerde yüksek çiğneme kuvvetine bağlı oluşan aşırı basınçların azaltılmasında,
- Bruksizm vakalarında,
- Çene ve yüz protezlerinde,
- Seçilmiş vakalarda hassas tutuculu protezlerde tutucu unsur olarak kullanılmaktadırlar (2,22,81,82,87,98,117,119,144,164,168).

2.3.2. İdeal Bir Yumuşak Astar Polimerinden Beklenen Özellikler

- Boyutsal stabilitesi iyi olmalıdır,
- Ağız ortamından sıvı emmemelidir,

- Kaide plağı ile tutunması iyi olmalıdır,
- Bakteri ürememelidir,
- Laboratuar ve klinik işlemleri kolay olmalıdır,
- Aşındırma ve cilalama işlemlerine uygun olmalıdır,
- Yumuşaklığı kalıcı olmalıdır (22,27,47,144).

2.3.3. Yumuşak Astar Polimerlerinin Sınıflandırılması

Yumuşak astar polimerleri, polimerizasyon tekniklerine, kullanım sürelerine ve kimyasal yapılarına göre sınıflanmıştır. Polimerizasyon tekniğine göre, oda ısısında ve ısı ile polimerize olanlar olarak, kullanım süresine göre ise kısa ve uzun dönem olarak ayrılırlar. Genelde kabul görmüş sınıflama ise kimyasal yapılarına göre olan sınıflamadır (2,4,). Kimyasal yapılarına göre; doğal kauçuk, poli-vinil reçine, akrilik esaslı kopolimer ve silikon elastomer olarak ayrılırlar (2,7,10,13,22,131).

2.3.3.1. Polimerizasyon Şekillerine Göre Sınıflandırma

Protez yapımında kullanılan materyaller genelde polimer olarak adlandırılan plastik esaslı maddelerdir. Plastiklerin hamur haline getirilip kalıp içerisinde sertleştirilip şekilleri bozulmadan kaide maddesi olarak kullanılması sağlanmıştır. Sertleşme reaksiyonunu başlatan genelde ısı veya bir aktivatördür. Isı ile polimerize olanlar için 74°C sıcaklık gerekmektedir. İkinci tür polimer için oda sıcaklığı yeterli olmaktadır (7,8,117).

Yumuşak astar polimerleri de aynen sert kaide maddelerinde olduğu gibi oda sıcaklığında ya da ısı ile polimerize olmaktadır (22,40,117).

Oda sıcaklığında hazırlanan yumuşak astar polimerleri genellikle bir kaç hafta özelliklerini koruyabilmektedirler. Bu maddeler genelde doku düzenleyici olarak yeni protezin yapımı esnasında veya uzun süreli ölçü tekniğinde kullanılırlar

Isı ile polimerize olan yumuşak astar polimerleri genelde daimi amaçla kullanılırlar. Ömürleri ortalama olarak 6 ay ile 5 yıl olarak değişir. Ancak bu süre zarfında özelliklerinde değişim olamayan bir yumuşak astar polimeri günümüze kadar ne yazık ki üretilmemiştir (30,39,76,117,144,166).

2.3.3.2. Kullanım Amaçlarına Göre Sınıflandırılması

Geçici Amaçla Kullanılanlar

Yeni bir protez yapılması esnasında veya protezle uzun dönem ölçü alınması için uygulanırlar. Genelde doku düzenleyici olarak adlandırılırlar(8,22).

Daimi Amaçla Kullanılanlar:

Genelde ısı altında polimerize olurlar, ortalama ömürleri 6 ay ile 5 yıl arasındadır. Zaman ilerledikçe bu maddelerin yapısında bozulmalar görülmektedir. Ancak bu süre zarfında özelliklerinde değişim olamayan bir yumuşak astar polimeri günümüze kadar ne yazık ki üretilmemiştir (30,39,76,117,144,166).

2.3.3.3. Kimyasal Yapılarına Göre Sınıflandırılması

Doğal Kauçuk

Eskiden protez kaide maddesi yapımında kauçuk kullanıldığı yıllarda obtüratör yapımında ve alt tam protezlerde yumuşak astar polimeri olarak doğal kauçuk kullanılmıştır. Aşırı su emmesi ve zamanla dokular ile uyumunun bozulması sebebi sonucunda kullanımı terk edilmiştir. Doğal kauçuğun proteinleri saflaştırılarak daha az su emilimi sağlanmıştır ancak sert protez kaide maddesi ile bağlantısı adesivi geliştirilmesine rağmen yeterli dereceye ulaşamamıştır(4,27,28,117).

Polivinil Reçineler

Polivinil reçineler, polivinil klorür ve polivinil asetat olmak üzere iki şekilde kullanıma sunulmuştur. Polivinil reçineler kalsiyum streat ve çinko oksit içerir. Jel

formunun yanısıra hazır plaklar ve toz-sıvı formunda bulunur. Polivinil klorür kullanılan protezlerin dezavantajlarının başında yumuşaticıların dışarı sızması sonucu yumuşaklığının 6-12 ay sonra kaybedilmesi gelir. Polivinil klorürün 100°C'nin üzerinde sıcaklığa ihtiyaç göstermesi sert protez kaide maddesinde olumsuz değişikliklere sebep olması nedeni ile polivinil asetat maddesi geliştirilmiştir. Ancak bu maddenin de kısa sürede sertleştiği gözlemlenmiş ve kullanımı bırakılmıştır(10,28,117).

Akrilik Esaslı Yumuşak Astar Polimerleri

Yumuşak akrilikler elde ediliş şekillerine göre birbirlerinden farklılık gösterirler. Genellikle toz-sıvı halde bulunurlar. Yumuşak akrilikler oda ısısında polimerize ve ısı ile polimerize olanlar olmak üzere ikiye ayrılırlar(4,27,75,117).

- Oda ısısında polimerize olan akrilik esaslı yumuşak astar polimerleri

Oda ısısında polimerize olan akrilik esaslı yumuşak astar polimerlerinin tozunu poli(etil metakrilat), likidini ise n bütül metakrilat oluşturur. Başlatıcı olarak benzol peroksit görev yapar. Yumuşaklık vermek için etil glikonat kullanılır(4,19,27,28,30,117).

- Isı ile polimerize olan akrilik esaslı yumuşak astar polimerleri

Bu tür yumuşak akrilikler yada yüksek oranda plastize olmuş camsı polimerler, ağız sıcaklığının altında olan 25°C cam transisyon dercesine sahiptirler. Kullanılan plastikleştirici daha önce polimerize olmuş polimer matriksi ile reaksiyona girebileceği gibi madde içerisinde serbest olup kullanım esnasında maddeden dışarı çıkabilirler. Bu difüzyon esnasında madde yumuşaklığını kaybeder. Bu yüzden plastikleştiricilerin polimer içerisinde reaksiyona gireni tercih edilmekle birlikte elde edilmeleri oldukça zordur (7,10,19,13,30,33,43,117).

Reaktif plastikleştiriciler akrilik monomerine oranla daha düşük polimerizasyon derecesine sahiptirler. Bu sebeple yumuşak astar polimeri dışarıdan daha fazla su emer. Plastikleştiriciden zengin olunan fazda su emilimi fazladır. Su emiliminin fazla olması osmatik basıncın artmasına ve sonucunda maddenin distorsiyona uğramasına sebep olur. Bundan dolayı klinik kullanımda iyi formüle edilmelerine rağmen yeterli polimerizasyon uygulanmadığı takdirde çok distorsiyona uğramışlardır (27,44,).

Yumuşak akriliklerin kopolimer zincirleri genelde etil metakrilattan oluştuğu gibi n-, isobütil metakrilat ve 2-etoksietil metakrilattan oluşabilirler. Kopolimerize olan zincirler diğer metakrilatlara oranla daha düşük Tg değerine sahiptirler. Monomer içinde bulunan büyük fitalat esteri plastikleştirici görevi görür. Genelde Tg değeri düşük olan n- yada isobutil metakrilat monomer olarak tercih edilir (4,7,54,75).

Silikon Esaslı Yumuşak Astar Polimerleri

Silikonların başlangıç maddesi silisyum tetra klorür dür. Çeşitli kimyasal işlemler sonucunda silikon polimerine dönüşür. Silikon esaslı yumuşak astar polimerleri oda sıcaklığında polimerize olanlar (RTV-Room Temperature-Vulcanizing) ve ısı ile polimerize olanlar olarak ikiye ayrılır. Silikonların esnekliği yumuşak astar polimerleri arasında ideale en yakın olmasına nedendir. Ancak kopma dirençlerinin düşük olması ve protez kaide materyali ile yeterli yapışmayı sağlamamaları en büyük dezavantajlarıdır (2,27,117,131,144,164).

- Isı ile polimerize olanlar:

Siloksan maddesi ve doldurucu olarak silika içerir. Hem protez kaide maddesi içine hem de ısı ile polimerize olan adisyon silikonu içine polimeri olabilen siloksan metakrilat sayesinde protez kaide maddesine tutunabilirler. Bazı durumlarda yapışma için adesiv de kullanılabilir. Isı ile polimerize olan silikonlar daha fazla çapraz bağlara sahiptirler. Dolayısıyla klinik ömürleri daha uzundur (131).

- Oda ısısında polimerize olanlar :

Oda ısısında polimerize olan silikonlar RTV olarak da adlandırılırlar. Bu maddelerin birleşimleri ve sertleşme reaksiyonları silikon ölçü maddelerine benzer. Çapraz bağları ısı ile polimerize olanlara göre daha azdır. RTV'ler nem yada katalizör ilavesi ile polimerize olurlar. En önemli sorunlar diğer silikon esaslı yumuşak astar polimerlerinde olduğu gibi protez kaide maddesine iyi yapışamamasıdır. Özellikle protez bitim sınırlarında bu sorunla sıkça karşılaşılmaktadır (4,27,28,31).

2.3.4. Yumuşak Astar Polimerlerinin Özellikleri

Yumuşak astar polimerlerinin en önemli dezavantajları aşağıda sıralanmıştır.

- Protez kaidesi ile tutunmasının zayıf olması,
- Akriliğin hacminde meydana gelen azalma nedeni ile sıklıkla protez kırıkları görülmesi
- Yumuşak astar polimeri üzerinde mantar kolonilerinin oluşması (beyaz nokta fenomeni),
- Ağız ortamından sıvı emmeleri,
- Renk değiştirmeleri,
- Yumuşaklıklarını zamanla yitirmeleri,
- Yırtılmaları ve yüzey detaylarının kaybolmasıdır(2,27,43,49,117).

Yumuşak astar polimerlerinin klinik kullanımlarının uzun süreli olmaması önemli dezavantajları olarak kabul edilebilir. Kullanım ömrü 3 yılı geçen çok az sayıda yumuşak astar polimeri bulunmaktadır (2,17,27,43,54,135,166). Silikon esaslı yumuşak astar polimerlerinin ortalama ömrünün akrilik esaslı yumuşak astar polimerlerinden anlamlı şekilde daha uzun olduğu yapılan klinik çalışmalarla saptanmıştır (27). Akrilik esaslı astar polimerlerinin yüzey özelliklerinin kısa sürede bozulma göstermesi nedeni ile klinik ömürleri kısa olmaktadır. Silikon astar polimerleri ise protez kaidesinde görülen kırılmalar ve kaide plağı ile bağlantısının zor olması sebebiyle başarısız olabilmektedirler. Yumuşak astar polimerlerinin protez kaidesine daha iyi bağlanması için sert kaide akriliğinin astar polimeriyle muflada beraber polimerize edilmesinin, akriliğin yüzeyinin pürüzlendirilmesinin ve adesiv uygulamanın bağlanmayı arttırdığı belirtilmektedir (7,88,135). Yumuşak astarlı protezlerde astar polimerinin ve akrilik reçinenin kalınlığını kontrol etmek ve sıklıkla görülen protez kırıklarını engellemek için çeşitli yer tutucu hazırlama yöntemleri önerilmiştir (87,119).

Yumuşak astarlı protezlerle akrilik kaideli protezleri karşılaştıran farklı çalışmalarda hastaların değişen oranlarda yumuşak astar polimeri uygulanmış protezleri tercih ettikleri bildirilmiştir (84).

Yumuşak astar polimerleri ile astarlanmış protezlerin hastaların çiğneme etkinliğinde de anlamlı bir artışa neden olduğu belirtilmektedir. Bu artışın sebebi yumuşak astar polimerlerinin alveol kretlerine gelen çiğneme basınçlarını azaltmasıdır. Bu özellikleri yapılan çeşitli gerilme analizi çalışmaları ile de ortaya konulmuştur. Yumuşak astar polimerlerinin çiğneme basınçlarını % 20–60 kadar azalttığı belirtilmektedir (116). Yumuşak astar polimerleri viskoelastik özellikleri sayesinde destek dokudan kaynaklanan şikâyetleri giderebilmektedir. Viskoelastik materyaller bir miktar şekil değişikliğine uğradıktan sonra, daha yavaş bir hız ile deforme olmadan önceki şekillerine dönerler. Çeşitli araştırmalar göstermiştir ki viskoelastik özelliği daha fazla olan akrilik esaslı yumuşak astar polimerlerinin destek dokulara devamlı basınçlar altındaki uyumu daha iyidir. Ancak akrilik esaslı yumuşak astar polimerleri viskoelastik özelliklerini silikon esaslı olanlara göre daha çabuk yitirmektedirler (47). Yumuşak astar polimerlerinin şok emme özellikleri kimyasal yapılarının yanında uygulandıkları kalınlıkları ile de değişmektedir (27,117).

Bugün için yumuşak astar polimerleri ideal malzeme özelliklerine sahip oldukları söylenemez. Yumuşak astar polimerlerinin viskoelastik özelliklerinin yanında dezavantajları olan ağız ortamından sıvı emmeleri, fiziksel özelliklerinin zamanla değişmesi, temizliklerinin zor olması ve mantar kolonilerinin üremesi gibi problemleri de araştırılan konular olmuşturlardır (76).

Yumuşak astar polimerlerinin seçiminde kullanılacak temel kriterler uzun yıllar ortaya konulamamıştır. Son yıllarda yapılan çalışmalarda, mukozanın elastik davranışlarına uygun olan bir astar polimerinin amaca daha uygun olacağından yola çıkan bazı araştırmacılar yeni bir yumuşak astar polimeri geliştirmişlerdir. Bunu sağlamak için mukozanın deformasyon hızının, deformasyon öncesi şekline dönüş hızından daha yüksek olması prensibine göre hareket etmişlerdir (53). Ancak astar polimerlerinin ağız ortamında çiğneme basınçlarını karşılarken ideal davranış şekilleri üzerinde henüz kesin bir fikir birliği oluşmamıştır.

Yumuşak astar polimerlerinin yapısal özelliklerine ve klinik kullanımlarına bağlı sorunlar güncelliğini sürdürmektedir. Günümüzde bu materyallerin kullanım oranının % 5 civarında olduğu belirtilmektedir (27,168). Bu tür protezlerin başarılı olabilmesi için klinik tanının doğru olması, yumuşak astar polimerinin seçiminin vakanın ihtiyacına

göre yapılması ve laboratuarda yapımları sırasındaki detaylı uygulamaların eksiksiz yerine getirilmesi gerekmektedir.

Yaygın olarak kullanılan akrilik ve silikon yumuşak astar polimerlerinin özelliklerinin karşılaştırılması aşağıdaki tabloda gösterilmiştir (Tablo 2-3) (4,27,162).

Tablo 2-3: Akrilik ve silikon yumuşak astar polimerlerinin özelliklerinin karşılaştırılması.

Özellik	Silikon	Akrilik
<i>Protez kaide maddesine bağlanma</i>	Zayıf bağlanma	Kalıcı bağlanma
<i>Bağlanma için yapıştırıcı madde gereksinimi</i>	Yapıştırıcı madde gereksinimi vardır	Kendi başına yapışabilir
<i>Resiliens miktarı</i>	Çok resilient	Daha az resilient
<i>Yırtılma direnci miktarı</i>	Zayıf yırtılma direnci	Kabul edilebilir yırtılma direnci
<i>Deformasyon şekli</i>	Kalıcı olmayan deformasyon	Deformasyona müsait
<i>Yumuşaklığını koruyabilme</i>	Kalıcı yumuşaklık	Zamanla sertleşme
<i>Bakteri gelişimi</i>	Candida albicans gelişimi	Bakterilere daha dirençli

2.4. Hareketli Protez Kırılmaları

Protetik diş hekimliğinde protez kırıkları, nedenlerinin belirlenmesinde birçok çalışma yapılmasına rağmen çözümlenememiş bir problemdir. Akrilik kaide plaklarının estetik olarak yeterli olması ve kullanımın çok yaygın olmasına rağmen mekanik özellikleri bakımından kullanım esnasında sorunlar yaşanmaktadır. Düşük çarpma ve yorulma direncini kapsayan zayıf dayanıklılık özellikleri PMMA'nın dezavantajlarının başında gelir (4,28,147,149,162).

Kaide plağında meydana gelen kırıklar, temelde yorulma ve çarpma olmak üzere iki tip kuvvetten kaynaklanır. Yorulma kaide plağına zarar veremeyecek kadar düşük çiğneme kuvvetlerinin etkisi sonucunda kaide plağında gerilimlerin meydana gelmesi sonucunda oluşur. Kaide plağının çekme gerilimi oluşan bölgelerinde mikro çatlaklar meydana gelir. Gerilimin devamı sonucunda bu çatlaklar birleşir ve yorgunluk kırıkları meydana gelir. Kaide plağının yüzey bozuklukları ve su emme miktarı yorulma direncinin azalmasına neden olmaktadır (41,139,149,160,162).

Fonksiyon esnasında protezin hareketleri ve deformasyonu destek dokuları ve protezin kendisini etkiler. Çiğneme kuvvetlerinin oluşturduğu kuvvetler protez kaide maddesinin esnemesine sebep olur. Üst çene tam protezlerinde kesicilerin hemen palatinalinde bulunan bölgede fonksiyon esnasında en fazla stres birikimi meydana gelir. Bu bölgedeki stres birikmesi orta hat kırıklarının oluşmasına katkıda bulunan en önemli faktörlerin başında gelir. Labial frenlunun varlığında orta kırıklarının oluşumunda önemli role sahip olduğu bildirilmiştir. Anatomik faktör olarak alveol kretlerinin yüksek olması protezlerin kret çevresinde dönme isteğini artıracaktır. Bunun sonucunda protezlerde daha fazla deformasyon meydana gelebilir Akrilik protez kaide maddeleri çiğneme esnasında çok esnemeye maruz kalırlar Kaide deformasyonunu artıran veya gerilimde meydana gelen ani değişiklikler protezlerde kırılmalara neden olabilir (61).

Kaide plağının yetersiz kalınlığı, destek dokular ile protezlerin uyumsuzluğu, protez kaide maddelerinin zamana bağlı olarak yorgunluk sonucu oluşan kırılmaların sebeplerindendir (61,62,107) .

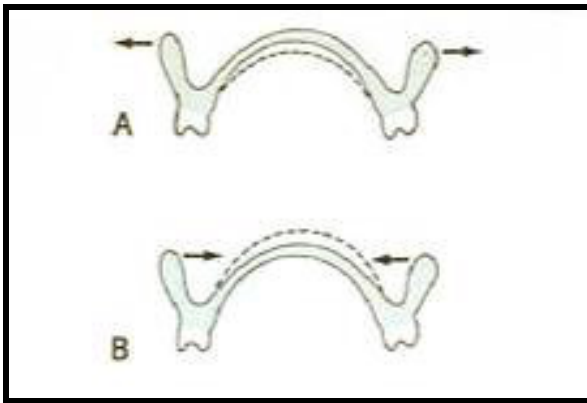
Çarpmadan kaynaklanan kırıklar, dış ortamda protezlerin düşürülmesine bağlı olarak meydana gelen ani darbelerden meydana gelir. Protezlerin temizlenmesi

sırasında veya şiddetli öksürme, aksırma ve hapşıрма sonrasında sert zemine düşürülmesi sonucunda çarpma kırıkları meydana gelir. Çarpma kırıkları gerilimlerden bağımsız olarak orta hat boyunca meydana gelebilir (61,107).

Kaide plağının kırılmalarına neden olan faktörleri; kaide plağı deformasyonu, yetersiz rölyef yapılması, kaide plağı ile destek dokuların uyumsuzluğu, yapay dişlerin konumu ve oklüzyonu sayılabilir.

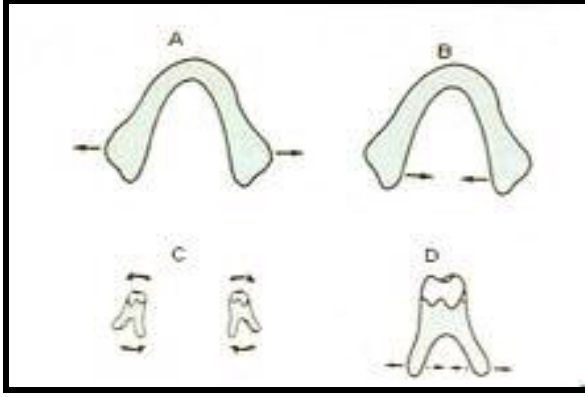
Tam protezlerde deformasyon genellikle çiğneme, ısırma ve yutkunma gibi dişlerin tamamının oklüzyonda olduğu durumlarda meydana gelir. Protezlerin tutuculuğunun en fazla olması ve deformasyonun en az olması istenilen bir durumdur. Kaide plağının deformasyonu alveol kemiğinde rezorpsiyonu arttırdığı düşünülmektedir. Akrilik kaide plağında meydana gelen deformasyon metal kaideli protezlerde meydana gelen deformasyona göre 8,5 kat kadar daha fazladır. Ancak metal kaideli protezlerde alveol kemiğinde fazla gerilim oluşmasına neden olduğu bilinmektedir (48).

Üst çene protezlerinde yutkunma ve çiğneme esnasında iki tip deformasyon meydana gelmektedir. Kaide plağının bukkal bölgede bulunan kısımlarının yanağa doğru hareketi sonucunda palatinal bölgenin dokudan uzaklaşması şeklinde ve bukkal alanların alveol kemiğine doğru hareketi sonucunda palatinal bölgenin dokuya doğru hareketi şeklinde meydana gelir (31).



Şekil 2-5: Üst çene kaide plağının deformasyon tipleri

Alt çene tam protez kaide plaklarında üç tip deformasyon meydana gelmektedir. İlk olarak büyük azı dişlerinin bulunduğu bölgelerin çiğneme ve yutkunma esnasında birlerine yaklaşma ve uzaklaşma şeklinde meydana gelir. İkincisi ise yine büyük azılar bölgesinde makaslama şeklinde meydana gelen deformasyondur. Son deformasyon şekli ise bukkal alanın ve lingual uzantıların alveol kretine doğru hareketi olarak açığa çıkar (112).



Şekil 2-6: Alt çene kaide plağının deformasyon tipleri

Tam protezlerin kaide plağının kırılmasında üst çenede labial alt çenede ise lingual frenluların varlığı kırılmaların oluşmasında önemli faktör olarak karşımıza çıkarlar. Protezlerde frenluların derin kısımlarının keskin olması yerine yuvarlatılmış olması kaide plağında gerilimlerin azalmasına neden olabilir (32).

Tükürüğün protez kaide maddeleri tarafından emilmesi akriliğin zayıflatır. Protez kaide maddelerinin kullanımı esnasında zayıflamasının nedenleri olarak, ısı, su ve temizlik maddelerinin oluşturduğu ortam koşulları ve bu koşullardaki ani değişimler sayılabilir. Bunların yanında kullanıma bağlı olarak oluşan iç gerilmeler ve bakterilere bağlı olarak akrilik yapısındaki bozulmalar sayılabilir (31).

Kaide plaklarını yeterli kalınlıkta hazırlanmalıdır. Estetik ve fizyolojik nedenlerle ince hazırlanan bölgeler kırık oluşmasına neden olmaktadır. Yumuşak astar polimerleri esnemeleri ve kaide plağını inceltmelerinden dolayı sert protez kaide maddesinde daha fazla esnemelere neden olurlar. Bütün bunlarda yorulma kırıklarına sebep olabilir (32,33).



Şekil 2-7: Yumuşak astar polimeri uygulanmış alt tam protez kırığı

Birçok çalışma protez kırıklarının tiplerini ve insidanslarını araştırmıştır. Hargreaves (53) yaptığı çalışmada, protezlerin % 63'ü takılmasından sonra ilk 3 yıl içerisinde kırıldığını belirtmiştir. Çalışmada üç laboratuvar ile çalışmışlar ve sonuçta meydana gelen kırıkların % 33'ü yapay dişlerin protez kaidesinden ayrılması, % 29'u orta hat kırıkları, kalan % 38'lik bölüm ise genelde parsiyel protezlerin eğer bölgesinde bulunan kırıklar ve akrilik reçinenin metale bağlantı problemleri olarak bildirilmiştir. Yaptığı klinik çalışmasında yüksek darbe dayanımlı akrilikten yaptığı yumuşak astarlı protezlerde meydana kırıkların 15 ay içerisinde gerçekleştiği ve bunun sebebi olarak kaide maddesinin yetersiz kalınlığı veya kalın yapılmış yumuşak astar polimerine bağlı olarak esneme miktarının artışı ve yorulma kırıklarının gerçekleşmesi olduğunu belirtmiştir. Yumuşak astar polimerlerinin uygulandığı protez kaide maddelerinin kırılmasının ana sebebi olarak sert kaide maddesinin kalınlığının azalması olduğunu

belirtmiştir. Bu azalmanın daha fazla esnemeye neden olacağını bununda yorgunluktan kaynaklanan kırılmaların artıracığını belirtmiştir (53).

Yumuşak astar polimerlerinin sadece protezin kalınlığında bir azalmaya sebep olması, dolayısıyla esnemede bir artıştan kaynaklanan yorulma kırıklarının artmasının yanında monomer ve silikonların çözücü etkisinden kaynaklanan direnç kayıplarına da neden olurlar (31,39,42).

Craig ve arkadaşları (27) 10 adet yumuşak astar polimeri üzerinde yaptıkları çalışmada fiziksel özellikleri incelemişler ve kırılma dayanımında oda sıcaklığında sertleşen akrilik yumuşak astar polimerlerinin kaide plağının dayanıklılığını azatlığını diğerlerinin ise anlamlı olmayacak şekilde azalmalara neden olduğunu; sonuçta kırılmanın kaide plağının kalınlığında azalmaya sebep olduğunu belirtmişlerdir.

Kaide plağının incelenmesi kırklara sebep olduğu bilinmektedir. Kırıkların önlenmesinde protez kaidelerinin güçlendirilmesine başvurulmuştur (61,71,74,83,101,106,114,149).

2.4.1. Poli Metil Metakrilat'ın Güçlendirme Yolları

PMMA protez kaide maddesi olarak kabul görmüş bir polimerdir. Estetik açıdan istenilen düzeyde olmasına rağmen darbe direnci ve yorgunluk dayanımı açısından yeterli düzeye ulaşamamıştır. PMMA'nın darbe direncini ve yorulma dayanımını artırmak için üç yöntem geliştirilmiştir.(61,149,158)

- PMMA'ya alternatif yeni bir madde geliştirmek
- PMMA'nın kimyasal yapısını modifiye etmek
- Karbon, cam, aramid, kevlar, metal ve polietilen gibi fiberlerle PMMA'nın desteklenmesi

2.4.1.1. Poli Metil Metakrilat’a Alternatif Yeni Bir Madde Geliştirilmesi

PMMA’ın daha yüksek darbe dayanımı , daha sert, daha iyi boyutsal stabilite, daha fazla aşınma direnci ve daha radyopak yapmak için devamlı çalışmalar yapılmaktadır. Poliamidler, epoksi reçineler, polistiren, vinil akrilik, plastik greft kopolimer, polikarbonat ve naylon gibi değişik polimerler protez kaide maddesi olarak geliştirilmiştir (61,62).

Y.Yunus (171) yaptıkları çalışmada naylon protezlerin geleneksel akrilik reçinelere göre daha düşük kırılma dayanımına sahip olduğunu belirtmişlerdir. Ancak tatmin edici bir sonuç henüz elde edilememiştir.

2.4.1.2. Poli Metil Metakrilat’ın Kimyasal Modifikasyonu

Camsı polimerlerin lastik ile güçlendirilmesi geniş ölçüde kabul görmüş bir yöntemdir. PMMA’a lastik ilavesi ile PMMA, lastiğin ve PMMA’ın birbiri içerisine nüfuz eden bir reçine oluşturur. Oluşan bir kırık PMMA boyunca ilerler. Ancak lastik ara yüzde yavaşlar. Reçineyi lastikle güçlendirmekteki amaç diğer reçinelerde kırık oluşturabilecek yüksek değerlerdeki gerilimleri absorbe edebilmelerini sağlamak ve darbe direnci yüksek protezler üretebilmektir. Ancak bu durumda lastik ile güçlendirilmiş reçinelerin aşırı esnek olmasına neden olmaktadır (63).

Rodford (127) düşük moleküllü butadin stiren lastik ilave ederek yüksek darbe direncine sahip protez kaide maddeleri geliştirilmiştir. Kullanılan lastiğin kaide maddesinin ağırlığında % 30 gibi bir orana sahip olsa da protez kaide maddesinin kullanımı zorlaştıran akıcılık konusunda zararlı bir etki göstermez. PMMA bütadin stiren ilavesini kolaylaştıran reaktif gruplara sahiptir.

Stafford ve Handly (140) yaptıkları çalışmada ısı ile polimerize olan üreticileri tarafından yüksek dirençli olarak tanıtılan beş farklı reçineyi, standart ısı ile polimerize olan kendi kendine polimerize olan, ısı ile hızlı polimerize olan ve akıcı bir reçine ile

karşılaştırmıştır. Darbe direnci ve boyutsal stabilite açısından konvansiyonel reçineden başarılı sonuçlar verirken yorulma ve kırılma dayanımı açısından daha az başarılı sonuçlar elde etmişlerdir.

Jagger'e (62,83) göre lastikle güçlendirilmiş reçine diğer reçinelerle karşılaştırıldığında darbe direnci ve boyutsal stabilitesinin daha iyi olduğu ancak yorulma ve eğilme testlerinde geleneksel ısı ile sertleşen akrilik reçinelere göre daha başarısız olduğu görülmüştür. Renk stabilitesi açısından da düşük değerlere sahip olduğu görülmüştür. PMMA'nın lastik ile güçlendirilmesi başarı ile sonuçlanmış ve kullanımı yaygınlaşmıştır.

Günümüze kadar PMMA'a lastik ilavesi PMMA'ın güçlendirme metotları arasında en başarılı ve geniş bir alanda kabul görmüş ve geleneksel protez kaide reçinelerine alternatif olmuştur. Ancak maliyetinin, geleneksel reçinelerden daha pahalı olması sebebi ile kullanımı sınırlanmıştır.

Protez kaide maddelerinin dayanıklılığının artırılması için diğer bir katkı maddesi ise çapraz bağlantı ajanı olan polietilen glukol dimetilakrilattır (EDGMA) (83).

2.4.1.3. Poli Metil Metakrilat'a Güçlendirici İlave Edilmesi

PMMA'ın güçlendirilmesi için metal doldurucular veya fiberler kullanılmıştır(62,67,72,75,83, 96,101,106,114, 134, 146,149).

Metal Doldurucuların İlavesi

Protez kaidesine metaller plak, teller ve küçük zerrecikler halinde ilave edilir (67,96,114,134,146,149).

Jennigs ve Wuebbenhorst (62) yaptıkları çalışmada PMMA'ı ağ şeklinde, örgü tel şeklinde, dil barı ve tel ile güçlendirmişler ve kırılma dayanımlarına bakmışlardır. Dil barı ve tel kırılma dayanımı üzerinde başarılı sonuçlar verirken ağ ve örgü şeklinde metaller belirgin bir güçlendirici etkisi olmamıştır.

Berry ve Funk (16) alt çene protezlerinde tekrarlan kırıklara sahip gruba vittalium güçlendirici ilavesini önermişlerdir. Carrol ve Von Fraunhofer (23) kendi kendine polimerize olan akrilik reçineyi örgü şeklinde hazırlanmış 1.3 mm'lik metal

teller ile güçlendirmişlerdir. Klinik olarak da kabul görmüş bu yöntem reçinenin kırılma dayanımını geliştirmiştir.

Kullanılan metalin kalınlığı ve reçine içerisindeki yeri kuvvetlendirme özelliklerini değiştirebilir. Ruffino (123) akrilik reçinenin metal güçlendiriciler ile kırılma dayanımına etkisi üzerine çalışmış ve metallerin oluşturduğu stres ve dayanım üzerine etkisini araştırmıştır. Maksimum direncin sağlanması için metaller olası stres ve kırık hattı çizgine dik yönde yerleştirilmiştir. Eğilmeye karşı dirençli kalın tel ince tel ile karşılaştırıldığında sonuçlarda değişiklik çok olmamıştır. Her iki tip metalin bir kaç milimetre ilerisinde beklenen kırık çizgisine dik olarak kırık meydana gelmiştir. Akrilik protez kaide maddelerinin olası kırıklarının ve esnekliğinin azaldığını belirtmiştir.

Sehajpal ve Sood (134), yaptıkları çalışmada metal doldurucuların PMMA'ların ısı iletkenliğini ve basma kuvvetlerine karşı dirençlerini incelemişlerdir. Çalışmalarının sonucunda metal doldurucuların darbe direncini hafif arttırdığını ve esneme yorgunluğu direncine etkisinin çok az olduğunu bulmuşlardır. Renkleri dolayısıyla estetik olmadığını belirtmişlerdir.

Bu tip güçlendirme üzerine yapılan bir çok deneme, metal doldurucular ve teller çevresinde stres meydana getirmesi ve yabancı madde olarak polimeri zayıflatmasından dolayı başarısız olmuştur. Buda genelde polimer ile metal tellerin yada doldurucuların arasında oluşan zayıf bağdan meydana gelir. Metal adesiv reçineler, silanlama ve kumlama gibi işlemler ile metal polimer arasında oluşan adezyon artırılmaya çalışılmıştır(60,146).

Vallittu ve Lasilla (150), kumlama tekniği ile metal yüzeyin modifikasyonu sağlamışlardır. Çeşitli metal tellerin yüzey pürüzlülüğü kırılma dayanımı üzerine etkinliğini araştırmışlardır. Akrilik reçinelerin güçlendirilmesinde kullanılan metallerin yüzeylerinin pürüzlendirilmesi kırılma dayanımının artmasına neden olmaktadır. En iyi sonuçlar kumlama tekniği ile pürüzlendirilerek akrilik reçine ile adezyon alanın genişlesi sağlanan örneklerde elde edilmiştir.

% 5'lik 4-metakriloksietil trimetilat anhidrit (4Meta) içeren, PMMA sistemi metal adesiv reçine olarak kullanımı metal ile reçine arasında oluşan bağlanma kuvvetini geliştirdiği gösterilmiştir. Meta Dent ismi ile piyasada bulunan metal adesivinin krom kobalt teller iler darbe direnci yüksek akrilik reçine bağlantını artırdığı bildirilmiştir (60).

Vallittu metal ile akrilik reçine arasında oluşan bağlantıyı silanlama tekniği ile artırdığını belirtmiştir. Ve bu artışın kırılma dayanımı üzerine olumlu etki ettiğini bildirmiştir (152).

Polyzois (115), çeşitli metal ilaveleri yaptığı akrilik reçinelerin kırılma kuvvetlerine ve eğilmelerini araştırmış. Meta Dent metal adesivi, geleneksel akrilik reçine ve yuvarlak burulmuş teller kullanmıştır. Metal adesiv kullanımının belirgin bir fark yaratmadığını bildirmiştir.

Vallittu (149), metal teller ve cam fiberlerle yaptığı çalışmada metal tel içeren grupta boyutsal değişimin daha az olduğunu görmüştür. Sebep olarak metal tellerin daha rijit olması ve test örneklerinin distorsiyonuna izin vermemesi olduğunu belirtmiştir.

Polyzois (115), iki farklı akrilik reçine içine 1,5 mm her biri 50 mikron alüminyum oksit ile kumlanmış yuvarlak sert tel (Remanium), 0,8X1 mm örülmüş tel levha (Wipla-Dhart) ve kaba paslanmaz çelikten örgü (Krupp Medizintechnik) uygulamış ve üç nokta eğme testi ile kırılma dayanımını incelemiştir. Yazar metal ile güçlendirmenin kırılma direncini belirgin şekilde artırdığını, reçine tipinin kırılma dayanımına anlamlı bir etkisi olmadığını bildirmiştir.

Vallittu (149), poli metil metakrilat reçinenin güçlendirilmesine ait yaptığı literatür taramasına göre akrilik reçinenin içine çeşitli kalınlıklarda metal teller yerleştirilmesinin kırılma dayanımını 5% ile %85 oranlarında artırdığına işaret etmiştir. Metal kuvvetlendiricide makroskopik ve mikroskopik retansiyon hazırlanmasının ve metal ile reçine arasına kimyasal bağlayıcı uygulanmasının da kırılma dayanımını olumlu etkilediğini vurgulamıştır.

Massad (97), aşırı rezorbe alveol kreti olan hastalar için döküm metal ve yumuşak astar polimeri ile hazırladığı bir protez şekli önermiştir. Ölçü yüzeyine ve oklüzal tarafa bakan yüzlerinde tutucu unsurlar olan bir döküm kaide plağının ölçü yüzeyine yumuşak astar polimeri ve oklüzal tarafına akrilik reçine ve dişleri yerleştirmiştir. Klinik pratiğinde 22 hastaya uyguladığı protezin başarılı bir tedavi alternatifi olduğunu bildirmiştir.

Çeşitli fiber ilavesi

Karbon, grafit, safir, aramid, cam, metal, çok yüksek molekül ağırlıklı polietilen güçlendirici materyal olarak kullanılmıştır (62,72,75,83,101,106,114,149).

Günümüzde fiberler sadece protez kaidesinin güçlendirilmesinde değil sabit protezlerde, geçici protez yapımında, akrilik protezlerin tamirinde, ortodontik tutucularda ve splintlerin yapımında kullanılmaktadır (62,149).

Akrilik reçine içine fiber ilavesi ile kompozit bir yapı elde edilir. Meydana gelen bu yapı birleşimi oluşturan her bir maddeden daha iyi özelliklere sahiptir. Bu yapıda matriks PMMA, doldurucuda fiberdir. Fiber ve polimer matriksin temas bölgesi kompozit madde için önem arz eder. Fiber ve polimer arasındaki bağlanma, polimerin kendi içindeki bağlanmadan daha zayıftır. Bu zayıf özelliğin su emilimini artırdığı ve sonuçta esneklik özelliğini azalttığı bulunmuştur (62-64).

Fiber ile güçlendirilen reçinelerin fiziksel özellikleri bir çok değişkene bağlıdır. Matriks seçimi, fiber çapı, uzunluğu, hacmi, matriks içindeki yoğunluğu, kullanılan bağlantı ajanı, fiberin ıslanabilirliği, yapım tekniği ve fiberin dağılımı bunlara örnek gösterilebilir (61,149).

Polimerlerin güçlendirilmesi için kullanılan fiberler iplik, örgü, şerit ve kırılmış şekilde kullanılır. En yaygın olarak kullanılanı ise iplik şeklinde olanıdır (149).

Diş hekimliğinde fiberlerin kullanımı 30 yıl öncesine dayanmaktadır. Tüm sonuçlar olumlu olmasına rağmen fiber ile güçlendirmenin zaman, uğraş ve ek maliyet getirmesi klinik olarak sık kullanılamamasına neden olmuştur (61).

Karbon Fiber İlavesi

Karbon fiberler, polyakrilnitrat'ın ilk önce 200-250 °C kadar ısıtılması ve daha sonra 1200 °C asal atmosferde oksijen ,nitrojen ve hidrojenin ayrılması ile karbon zincirleri şeklinde elde edilir (169) Karbon fiberler seyrek iplik yada örgü şeklinde PMMA'a ilave edilir. Kuru halde fibrillerin kullanımı zordur dolayısıyla fibriller monomer ile ıslatılarak manipülasyonu kolay hale gelir. Laboratuar çalışmalarında karbon çok kullanılan bir fiber türüdür(18,132,133). Karbonun implant materyali olarak farelerde kullanılmasında toksisite ve kanserojen bir etki bildirilmemiştir (62,124).

Ancak malzemenin el ile kullanımı esnasında tende irritasyonların oluştuğunu belirtmişlerdir (169).

Manley ve Bowman (95), klinik çalışmalarında PMMA içine karbon fiber yerleştirilen üst protezlerde kırık sayısının belirgin şekilde azaldığını göstermiştir. Karbon fiberle desteklenmiş protezlerin ortalama ömürlerinin fibersiz protezlere oranla iki kat olduğu belirtilmiştir. Uzun dönemli yapılan çalışmalar fiberle desteklenmiş protezlerin yorulma dirençlerini çok olumlu etkilediğini göstermiştir. Silanla kaplı geliş güzel yerleştirilmiş karbon fiberlerin akrilik reçinenin yorulma direncini % 42 den %100 e çıkardığını belirtmişlerdir. Birkaç farklı karbon fiber tipiyle yapılan çalışmada kaide plağının desteklenmesinde, en etkili karbon fiber tipinin silan ile işlem görmüş karbon fiber olduğu görülmüştür. Bu fiberin darbe direncini ve kırılma dayanımını artırdığı literatürde bir çok çalışma ile gösterilmiştir (62).

Yazdanie (169) tel ve örgü şeklinde karbon fiberleri PMMA'ı güçlendirmesini karşılaştırmış ve tel şeklinde güçlendirmenin daha iyi sonuçlar verdiğini bildirmiştir. PMMA ile karbon fiberin birleşiminin potansiyel başarısızlıkların sebebi olduğunu belirtmiştir. Karbon fiberlerin silan ile muamele edilmesi veya başka kimyasallar ile işlem görerek kaplanmasının akrilik reçineye bağlanmasını artırabileceğini ifade etmiştir.

Düzenli olarak yerleştirilen karbon fiberlerin reçineler için güçlendirme olarak kullanılması endüstride uzun zaman dan beri araştırma konusudur. Belirli şekillerde ve katmanlarda yerleştirilmiş karbon fiberlerle güçlendirilmiş reçineler streslere karşı dayanıklılığı artmıştır. Geliş güzel yerleştirilmiş karbon fiber güçlendirmesi ve uzunlamasına yerleştirilen tel şeklinde karbon fiber güçlendirmesi arasında bir artış bildirmiştir. Karbon fiberlerin istenilen bölgeye yerleştirmesi güç ve zahmetli işlemler gerektirirken kırılma dayanımı ve esneklik açısından uygulaması kolay olan geliş güzel yerleştirilmiş karbon fiber güçlendirmesinden daha iyi sonuçlar vermektedir (35,62).

Wylegala (167) işlem görmemiş (untreated), işlem görmemiş kırık (untreated chopped), ve yüzeyi işlem görmüş (surface treated) formunda üç çeşit karbon fiber tipini PMMA'ı güçlendirmek için kullanmıştır. Yüzeyi işlem görmüş fiber formunun kırılma dayanımını artırdığını belirtirken işlem görmemiş formların kırılma dayanımını azalttığını belirtmiştir.

Ruyter (124) karbon grafit ile güçlendirilmiş PMMA'ı güçlendirilmemiş PMMA ile kuru ve ıslak koşullarda karşılaştırmış ve kırılma dayanımı ve elastikiyet modülü açısından artış saptamıştır. Su emiliminin kırılma dayanımını etkilediğini belirtmiş ve muhtemel sebep olarak karbon fiber ile PMMA'nın yeterli bağlanma yapamaması olduğunu bildirmiştir.

Chow (62), karbon fiber ile güçlendirilmiş reçinelerin özelliklerinin en iyi olması için; Polimer matriks ile güçlendirici arasında iyi bir bağlanmanın dışardan gelen kuvvetlerin karşılanmasın önemli bir gereksimdir. Güçlendiricinin iyi ıslanabilmesi moleküler düzeyde en yüksek temasın sağlanmasına olanak verir. Fiber konsantrasyonun bütünün fiber ile kaplanması kadar yeterli olabilecek minimum düzeyde olması gerektiğini bildirmiştir.

Manley ve ark. (95) karbon fiber ilavesi ile güçlendirilen PMMA'nın yorulma direncinin 3 kat arttığını belirtmişlerdir. Ruyter ve ark. (124), karbon fiber ilavesinin PMMA'nın kırılma ve bükülme dayanımını arttırdığını belirtmişlerdir.

Marei (96), karbon fiberin PMMA'nın yorulma direnciyle, elastik modülünü arttırdığını bildirmiştir. Yalnız siyah rengi nedeniyle estetik olmadığı ve bu yüzden alt çenelerde kullanımının tercih edilebileceği belirtilmiştir.

Aramid Fiber İlavesi

Piyasa adı Kevlar olarak bilinen aramid fiberlerin çekme kuvvetine karşı direnci naylonun iki katı iken modülü naylonun yirmi katına çıkabilmektedir. Kevlar endüstride kurşungeçirmez yeleklerin, otomobil lastiklerinde ve uçak yapımı gibi birçok alanda sıklıkla kullanılmaktadır. Aramid fiber PMMA reçinelerin darbe dayanımı ve kırılma direncini önemli ölçüde artırdığı belirtilmiştir. Parlatma gücü ve sarı renginden dolayı estetik alanlarda kullanımı oldukça güçlük yaratmaktadır. Reçineden dışarı çıktığı bölümlerde cilalanma özelliği olmamasından dolayı hasta açısından rahatsız edici durumlar yaratmaktadır (15,46). Ancak toksik açıdan her hangi bir veri araştırmalarda bulunamamıştır (62).

Grave ve ark. (50) PMMA'nın direncini artırmak için çeşitli yüzdelerde kullandıkları aramid fiberli örneklerin kırılma dayanımını daha düşük olduğunu iddia etmişlerdir. Buna karşın Mullarky (103) doğrusal olmayan aramid fiberlerle güçlendirilen akrilik reçinelerin yorulma direncinde ve kırılma dayanımında artma olduğu savunmuştur. Berrog ve ark. (15) % 2 kevlar içeren akrilik örneklerin kırık direncinde önemli bir artış olduğu belirtilmiştir.

Polietilen Fiber İlavesi

Son yıllarda protez kaidesinin polietilen (PE) fiberle güçlendirilmesine olan ilgi giderek artmıştır. Karbon metal ve aramidden farklı olarak PE fiber pembe protez kaidelerinin içinde hemen hemen hiç fark edilemezler. Avantajları olan doğal rengi, düşük yoğunluğu, biyolojik uyumluluğu ile dikkat çeken bu materyalin kimyasal olarak inert, hidrofobik ve erimeye dirençli olması çok tercih edilmesine neden olmaktadır. Yüzey enerjisinin düşük olması nedeni ile PE'in reçine matriks ile bağlantısı zayıftır. Ancak plazma işleminden sonra yüzeyi dağlanır ve reçineye mekanik olarak daha iyi tutunması sağlanabilir (25,26,36,50,52,73,90,91,165).

Braden (21) PE fiberleri plazma işleminden geçirdikten sonra reçineye bağlanmasının iyi düzeyde olduğunu; ancak kırılma dayanımında beklenen güçlenme olmazken darbe dayanımında belirgin artış olduğunu bildirmiştir.

Gutteridge (51) yaptığı çalışmada reçinenin içerisine değişik oranlarda 6 mm'lik PE fiber ilavesi yapmış ve %3'den sonrasında reçine hamurunun kullanılmaz olduğunu

belirtirken %1-2 PE fiber ilavesinin çarpma dayanımı testlerinde belirgin farklar yaratıldığını bildirmiştir.

Dixon ve Larry (36) görünür ışıkla polimerize olan, darbe dayanımı yüksek ve geleneksel ısı ile polimerize olan üç farklı reçineyi PE fiber ile güçlendirmiş ve darbe dayanımı yüksek reçine ve geleneksel akrilik reçinede kırılma dayanımında bir değişim olmazken sadece ışık ile polimerize olan reçinenin kırılma dayanımında belirgin bir artış saptamışlardır.

PE fiberle güçlendirilmiş reçinelerin su emilimi ve boyutsal değişimini değerlendiren çalışmalarında Ladizesky ve Chow (90) su emilimin ve boyutsal değişimin azaldığını bildirmişlerdir. Sebep olarak hidrofilik özelliğe sahip reçine ile hidrofobik özelliğe sahip PE fiberin birleşim bölgesine suyun yerleşmemesi olduğunu belirtmişlerdir.

Ladizesky ve Chow (89), alt çene ve üst çene protez kaidelerini Devamlı Yüksek Performanslı Polietilen (UHMWPE) fiberle güçlendirmişlerdir. 3-10 kat PE fiber ilavesi ile akrilik reçinenin güçlendirilmesini incelemişler ve güçlendirilmiş protez kaidesinin, kontrol grubuna oranla belirgin şekilde üstün olduğu belirtilmiştir. Paralel şekilde yerleştirilen PE fiberlerin hem alt hem de üst protezlerde en yüksek gelişmeyi sağladığını belirtip, fazla sayıda fiber katmanının yerleştirilmesinin protez kalınlığında bir artışa sebep olmadığını bildirmişlerdir.

Karacaer ve ark. (72) PE ve karbon fiber destekli protez kaide örneklerinin mekanik dirençlerini üç nokta eğme testi ile ölçmüşlerdir. PE fiber ağırlığındaki artışın kırılmaya karşı direnci artırırken, karbon fiberli örneklerde ise en çok 0.05 g karbon fiber desteğinin oluşturduğu gözlenmiştir.

Günümüze kadar yapılan çalışmalarda örgü formundaki PE fiber ile güçlendirmenin akrilik reçinelerin mekanik özelliklerini arttırdığını bildirmekle beraber laboratuvar çalışmalarında kullanımı çok zaman alıcı olması sürekli kullanımını engellemektedir.

Cam Fiber İlavesi

Plastik endüstrisinde sıklıkla kullanılan cam fiberler diş hekimliğinde de polimerlerin güçlendirilmesinde yaygın olara kullanılmaya başlanmıştır. Kullanılan cam liflerin bazı türleri vardır. Bunlar E, C, S ve M'dir. C kimya sanayinde, basınçlı kalıp ve kayık yüzeylerinde kullanılır. M türünün üretimi çok pahalıdır. Diş hekimliğinde kullanılan türü ise E tipidir (Tablo 2-2) (38,68,70,71,74,79,83,101,118 ,142,143,156).

Tablo 2-4: E cam fiberin bileşimi

<i>Bileşen</i>	<i>%</i>
Silikon dioksit	52-56
Kalsiyum oksit	16-25
Alüminyum oksit	12-16
Bor oksit	8-13
Sodyum ve potasyum oksitler	1
Magnezyum oksit	0-6

E tipi cam lifi çok iyi yalıtım özelliklerine ve yüksek dayanıma sahiptir. Su ve alkalilerle aşınmaz. Cam fiber estetik olarak istenen özelliklere sahiptir. Diğer fiberlere oranla mükemmel şeffaflığa sahiptir. Bütün bunların yanında görünür ışıqla sertleşen protez kaide polimerlerine uyumludur (145).

Literatürde cam fiberin reçinenin kırılma dayanımını, elastik modülünü, yorulma ve darbe direncini arttırdığına dair çalışmalar yer almaktadır (44,58,61,66,68,69,106,156).

Hareketli protezlerin tamirinde cam fiber uygulaması başarılı sonuçlar vermiştir. Uzun iplik fiber uygulamasında protezin altında herhangi bir irritasyon bulgusuna rastlanmamıştır (149).

Fiber konsantrasyonu protezin güçlendirilmesinde önemlidir. Protez kaide polimerine rasgele karıştırılan kısa kesilmiş, düşük konsantrasyonlu (ağırlıkça %1) cam

fiber kırılma direncinde artışa sebep olurken, daha fazla miktarda fiber gerilme direncinde artışa sebep olmuştur. Vallittu ve ark. (159) optimum direnç için polimer matriks içerisinde fiber konsantrasyonun yüksek olması gerektiğini belirtmiştir. Ancak, yüksek konsantrasyondaki fiberin protez kaidesinin içerisine yerleştirilmesi oldukça zor olmakta ve reçinenin hamur kıvamında uygulanması mümkün olamamaktadır (24,118,149,155,158).

Cam fiberin PMMA'nın kırılma kuvvetini, elastik modülünü, kırılma dayanımını, yorulma ve darbe direncini geliştirmesi, estetik olması ve yoğunluğu nedeniyle tepim aşamasında akrilik içerisinde homojen dağılması klinik kullanımda başarılı olmasına neden olmuştur (148) .

Fiber ile desteklenmiş akriliğin mekanik ve fiziksel özelliklerin geliştirilmesinde bir çok değişkene bağlıdır. Bunlar fiber tipi, uzunluğu, çapı, içeriği, bağlantı ajanı ile işlem görüp görmemesi ve akriliğin içine katılma yöntemidir (37,55,71,74,,79,83,86,94,107,113,137,148,160,171).

Fiber ile güçlendirmede iki tip güçlendirme yönteminden biri olan total güçlendirmede kesilmiş kırılmış şekilde kullanılan fiberler tozun içine ilave edilir. Teknik olarak basit olmasına rağmen yapılan protezlerin cilalı ve ölçü yüzeylerinden fiberlerin uçlarının dışarı çıkma ihtimali vardır. Cam fiber ilavesi ile oluşturulan kompozit yapının direncini fiberlerin yerleştirilme yönü etkilemektedir (62,106). Parsiyel güçlendirmede ise fiberleri kuvvetin karşısına dik olarak yerleştirilme ihtimali oldukça yüksektir. Protezin güçlenmesinde optimal sonuçlar, protezin protez yüzeyine paralel ve kuvvet yönüne dik konulmasıyla elde edilir. Kırılmış fiber kullanıldığında bu fiberlerin kuvvettin yönüne dik yerleştirilmesi mümkün değildir. Akrilik reçine içerisinde fiber, presleme ile meydana gelen basınç altında yan hareketler yaparak düzensiz bir fiber dağılımı gösterir (62,).

Rantala ve Vallittu (118), polimer matriks içerisine yerleştirilen fiber konsantrasyonunun kırılma dayanımını etkilediğini belirtmektedir. Fiber konsantrasyonunu artırmak yada sabit tutabilmek çubuk şeklinde cam fiberlerde aşağıdaki nedenlerden dolayı oldukça güçtür;

- Akrilik hamuru preslenirken fiber yanlara kayarak homojen şekilde dağılmayabilir.

- Fiber akrilik likit/toz karışımı ile yeterince ıslanmayabilir.
- Polimerizasyon büzülmesi fiber yüzeyindeki akrilik reçine tabakasını yıkar ve bu şekilde fiber polimere yeterince bağlanamaz

Cam fiber ilavesi ile güçlendirilen kompozit yapının fiziksel dayanımını fiberin miktarından başka yönü de etkiler. Solnit, Galan ve Lynch'in optimum direnç için, fiberin kuvvet yönüne dik yerleştirilmesi önermişlerdir. devamlı tek yönlü fiber en yüksek dayanım ve sertliği sağlar. Örgü fiber, protez kaide maddesini iki yönde kuvvetlendirebilir (62,149).

Kanie ve ark. (72) yaptıkları çalışmada fiberin yerini değiştirerek kırılma dayanımlarına bakmışlardır. Fiberin çekme kuvvetlerine karşı daha dirençli olduğunu belirtmiş ve kuvvetin yönüne dik ve yüzeye mümkün olduğunca yakın yerleştirilmesi gerektiğini belirtmiştir. Vallittu ve Lassila (159), fiber ile güçlendirilmiş protez kaide reçinelerinde kırılma dayanımlarında artışın yanında yorgunluk direncinde güçlendirilmemiş olanlara oranla 100 kat artış bildirilmişlerdir. Bu sonuçlar çokta sürprizle karşılanacak sonuçlar değildir, çünkü mühendislik biliminde polimerlerin güçlendirilmesinde fiberler sıklıkla kullanılmakta ve çok iyi sonuçlar vermektedir.

Keyf ve Uzun (79), çalışmalarında uzun iplik şeklinde cam fiberler kullanarak darbe dayanımı yüksek akrilik (Lucitone 199) ve sıcak akrilikleri (Meliodent HC, QC 20) güçlendirmiştir. Kırılma kuvveti ve dayanımı yönünden darbe dayanımı yüksek akrilikte en az artışı bulurlarken sıcak akrilikte (Meliodent) en yüksek artışı bulmuşlardır.

Silanlanmamış fiber akrilik reçineye ilave edildiğinde akrilik reçine içinde yabancı cisim gibi davranarak reçineyi güçlendirmek yerine zayıflatmaktadır. Silanlanmamış fiber homojen matriksin yapısını bozar. Cam fiberi reçine matrikse bağlayan silan ajanları karışımı daha homojen hale getirir ve PMMA'yı güçlendirir. Yapılan çalışmalarda A 174 silanı ile kaplı cam fiberin akrilik reçinenin kuvvet dayanımında kayda değer artış olduğu görülmüştür. İdealde polimer matriks ve fiber arasında iyi bir adezyon sağlanması gerekir. Bu nedenle akrilik ile bağlantısını güçlendirmek için fiber silanla kaplanır. Böylece fiber reçine matrikse kimyasal olarak bağlanır ve kompozit bir yapı gibi işlenir. A 174 tip silanla kaplı cam fiberin kırılma direncini belirgin şekilde artırdığı belirtilmektedir (62,105,149).

Cam fiberlerin polimer matriks ile yapışmasında silanın etkisi üzerine çalışmalar yapılmıştır. SEM fotoğrafları ile incelenen bağlantı alanlarında silanlanmış fiberlerin daha iyi sonuçlar verdiği gözlenmiştir. Bu yüzden silanlı cam fiber içeren protez kaide maddesinin darbe direnci artmaktadır (96).

Narva ve Vallittu (107), tekrarlayan protez kırığı şikayeti olan 12 tam, 10 bölümlü protezi içeren klinik çalışmasında protezleri total ve parsiyel olarak cam fiberle güçlendirmiştir. Bu protezleri ağza taktıktan 13 ay sonra incelemiş ve sonuçta parsiyel fiber güçlendirmesinin total güçlendirmeden daha avantajlı olduğu bulunmuştur. Total fiber güçlendirilmesinde dışarı çıkan fiberin yaptığı doku hasarı parsiyel güçlendirilmeyle minimuma inmektedir.

Narva ve ark. (106), reçine matriks içerisine cam ve aramid fiberlerden oluşan kompozit bir yapı ilave ederek hibrit bir yapı elde etmişlerdir. Ek fiber ilavesinin darbe direncini etkilemediğini gözlemlemişlerdir.

Miettinen ve Vallittu (101), protez içinde kullanılan cam fiber/PMMA karışımından su içine artık monomer bırakıldığını göstermiştir. Bu güçlendirme yönteminin kullanımının artık monomer miktarını istatistiksel olarak artırdığını belirtmişlerdir. Fakat klinik olarak anlamlılığının olmadığı konusunda görüş bildirmişlerdir

Fiber demet ile yetersiz karışan polimer matriks cam fiberli protez kaide polimerinin kırılma dayanımında azalmaya ve test örneğinin içinde polimerizasyondan önce monomerden kaynaklı boşluklar olmasına sebep olur (62,149).

Biz de çalışmamızda yumuşak astar polimeri uygulanmış protez kaide maddelerin cam fiberin kullanılabileceği görüşüne vardık. Bununla ilgili olarakta bu çalışma planlanmıştır.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Çalışmamızda Kullanılan Materyaller

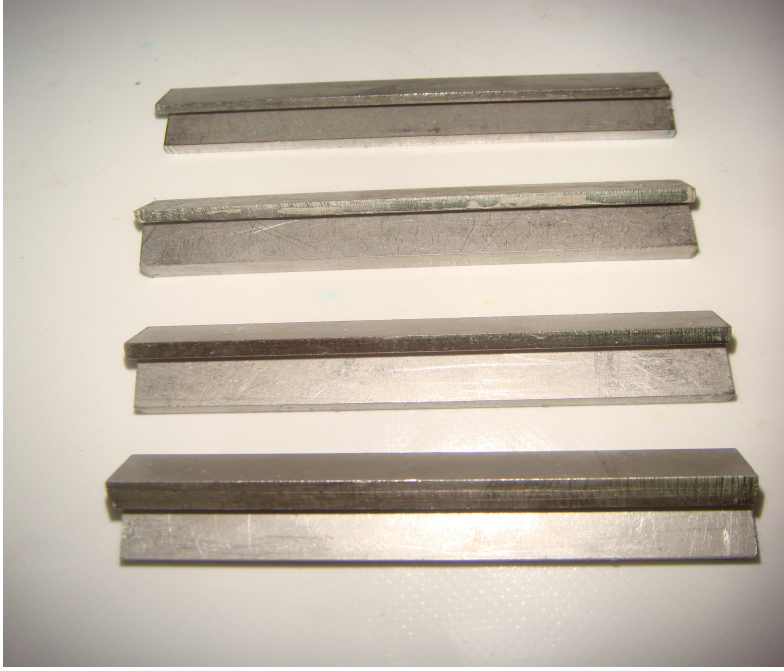
Çalışmamızda kullanılan protez kaide polimerleri, yumuşak astar polimerleri ve fiber aşağıdaki tabloda verilmiştir (Tablo3-1).

Tablo 3-1: Çalışmamızda kullanılan materyaller

İsim	Üretici firma	Kısaltma	Ürün no	Özelliği
Meliodent HC	Herhaus Kulzer,Hanau, GERMANY	M	REF:57694 LOT 051086	Isı ile polimerize olan akrilik reçine
Lucitone 199	Dentsply, York, USA	L	REF: 688106 LOT 011030	Yüksek darbe dayanımlı akrilik reçine
Molloplast B	Detax, Ettingen,GERMANY	Mo	REF 03003 LOT 021265	Isı ile polimerize olan silikon esaslı yumuşak astar polimeri
Vertex Soft	Vertex NETHERLANDS	Ve	REF:59598 LOT 015371	Isı ile polimerize olan akrilik esaslı yumuşak astar polimeri
Everstick	Sticktech, Turku FINLAND	F		Çubuk şeklinde fiber

Isı ile polimerize edilen akrilik reçine örnekler İstanbul Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Klinik Öncesi Simülasyon Laboratuvarında hazırlanmıştır.

Örneklerin hazırlanabilmesi için kalıp boşluklarının oluşturulmasında 5 mm kalınlığında, 10 mm genişliğinde ve 65 mm uzunluğunda dikdörtgenler prizması şeklindeki paslanmaz çelikten hazırlanan metal örnekler kullanılmıştır (Şekil 3.1).

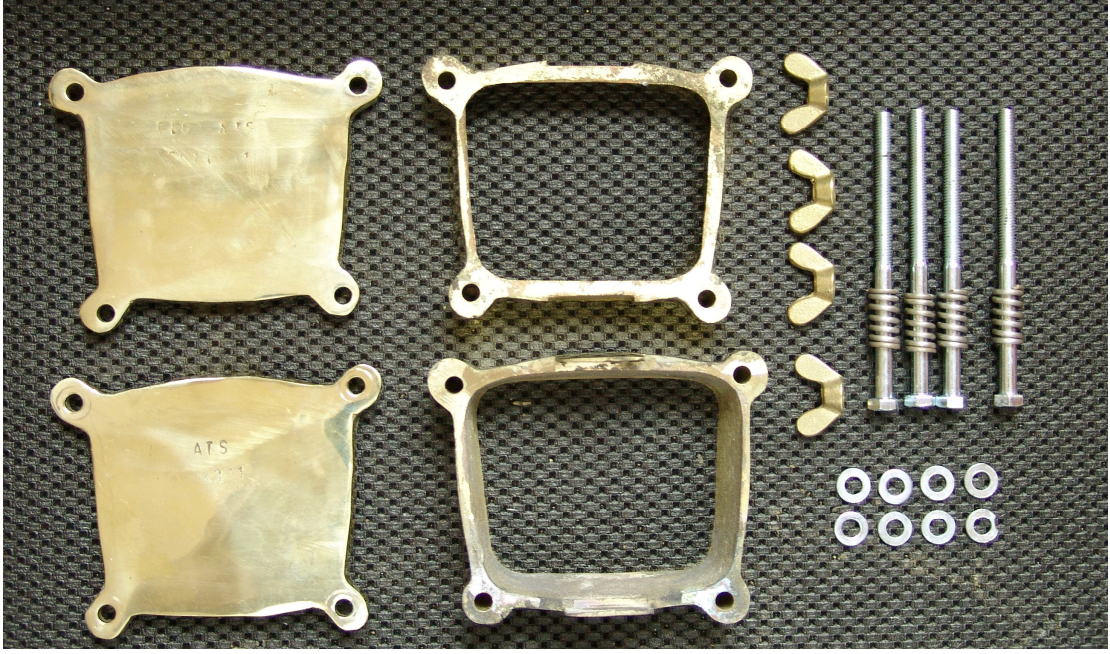


Şekil 3-1: Yer tutucu metal kalıplar

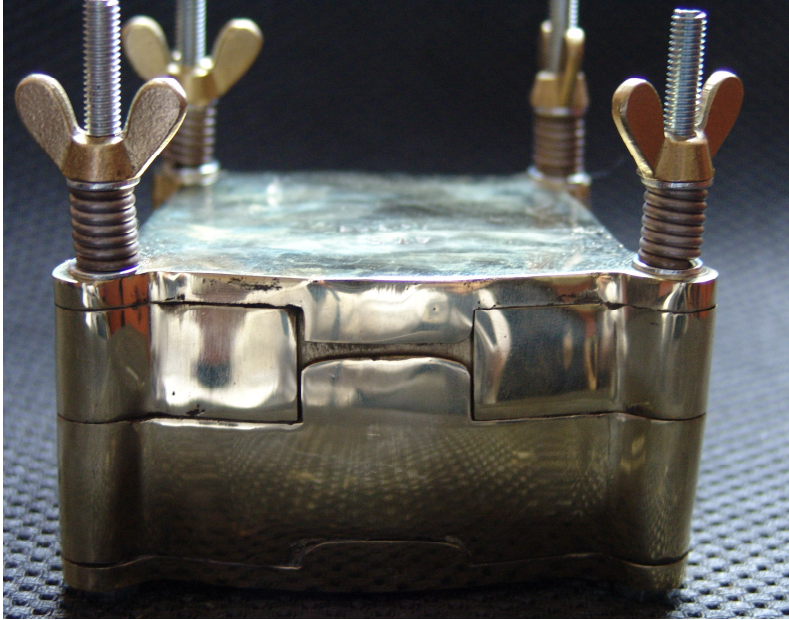
Örnek boyutlarının belirlenen boyutlarda seçilmesinin nedenleri:

- a) 5 mm kalınlığın tam veya hareketli bölümlü protezde yumuşak astar uygulanmış bir protez kaidesinin minimum kalınlığı olması,
- b) Bu boyutlarda etkin polimerizasyon sağlanabilmesidir.

Dikdörtgenler prizması şeklindeki polimer örneklerin hazırlanmasında geleneksel kalıplama yöntemi ve bu çalışma için oluşturulmuş, kendi bünyesinde yaylı britlere sahip pirinç muflalar kullanılmıştır (Şekil 3-2 ve 3-3).



Şekil 3-2: Deney örneklerin hazırlanmasında kullanılan pirinç muflaların parçalarının görünümü



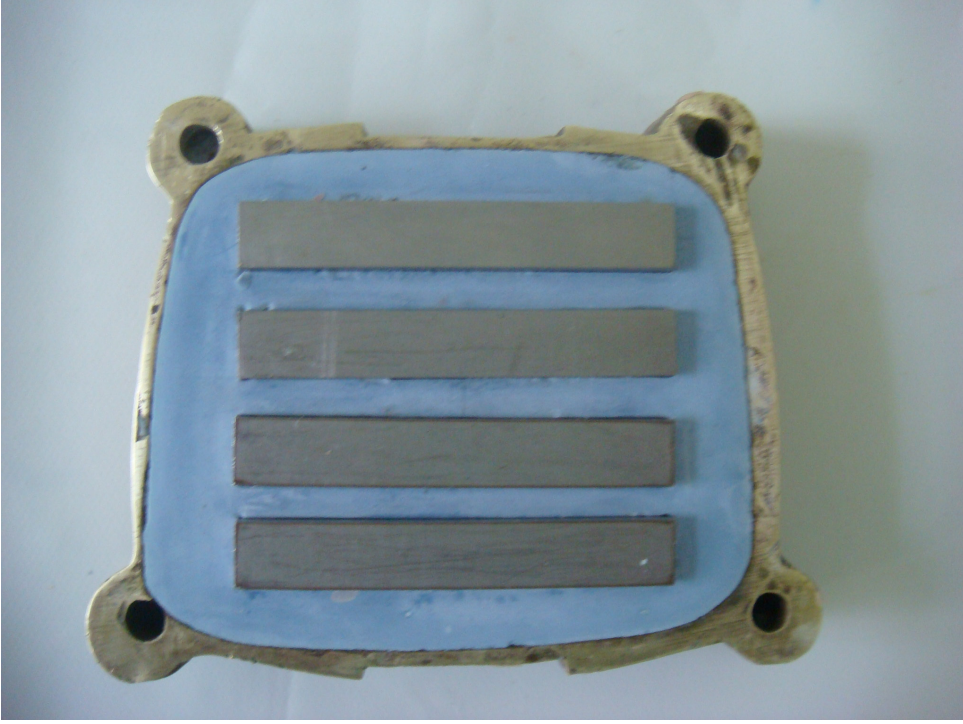
Şekil 3-3: Deney örneklerinin hazırlanmasında kullanılan pirinç muflaların görünümü

Tip II sert alçı (Moldano, Heraus Kulzer, Ltd, Germany) üretici firma talimatlarına uygun olarak 100 g toz / 30 mL su oranında 1 dk süreyle basınçlı alçı-revetman karıştırıcı (Easymix, Bego , 2991522, Wilhelm Bremen, Germany) içinde karıştırılmıştır. Muflaların alt parçasına doldurulmuş ve daha sonra dikdörtgenler prizması şeklindeki paslanmaz çelik örnekler alçı üzerine yerleştirilmiştir. 5 mm kalınlığındaki pleksiglas yardımı ile muflanın alt parçası 45 dk süreyle hidrolik preste (Kavo Elektrotechnisches Werk GmbH, Germany) 2 atm basınç altında bekletilmiştir (Şekil 3-4). Sertleşmeden sonra alçı yüzeyi aljinat esaslı izolasyon maddesi (Isolant Separating Solution, Dentsply Corp., Dentsply, DeTrey, UK) kullanılarak izole edilmiştir. Bütün bu işlemlerden sonra muflanın üst kapağı yerleştirilmiş ve sert alçı ile doldurulup 2 atm basınç altında sertleşmesi beklenmiştir.

Muflalama işlemleri tamamlandıktan sonra kalıp boşluklarının deforme olmaması için dikdörtgenler prizması şeklindeki metal örnekler alçı içinden dikkatli bir şekilde keskin bir spatül yardımıyla çıkarılmıştır (Şekil 3-5, Şekil 3-6).



Şekil 3-4: Hidrolik pres



Şekil 3-5: Paslanmaz çelikten yapılan yer tutucuların mufladaki görünümü.



Şekil 3-6: Paslanmaz çelikten yapılan yer tutucuların çıkarıldıktan sonraki muflanın görünümü

Araştırmamızda 12 adet örnekten oluşan 16 gruptan toplam 192 adet örnek hazırlanmıştır (Tablo 3-2). Isı ile polimerizasyon ynemi kullanılmıştır. Örnekler 74°C de 7 saat süreyle tutulduktan sonra 3 saat süreyle 99 °C’de polimerizasyon cihazında (Kavo EWL Typ 5506, Kavo Elektronisches Werk GmBH, Allgäu, Germany) kaynatılmıştır (şekil 3-7).



şekil 3-7:Polimerizasyon cihazı.

Tablo 3-2: Çalışmamızda kullanılan protez kaide polimeri, yumuşak astar polimeri ve fiber uygulanmış deney grupları

Deney grup no	Örnek sayısı (n)	Deney grubunun açıklaması
1	12	5 mm M
2	12	5 mm L
3	12	3 mm L + 2mm Mo
4	12	3mm L + 2mm Ve
5	12	3mm M + 2mm Mo
6	12	3mm M + 2mm Ve
7	12	5mm M+F
8	12	5mm L+ F
9	12	3 mm L + 2mm Mo + F
10	12	3mm L + 2mm Ve + F
11	12	3mm M + 2mm Mo + F
12	12	3mm M + 2mm Ve + F
13	12	3mm M
14	12	3mm M+ F
15	12	3mm L
16	12	3mm L+ F

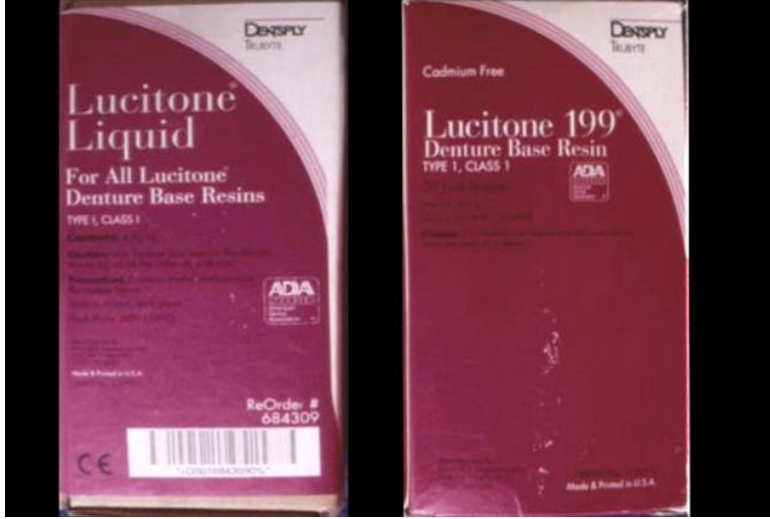
M=Meliodent, L=Lucitone 199, Mo= Molloplast B, Ve= Vertex Soft, F= fiber

3.2. Kontrol ve Deney Gruplarının Hazırlanma Yöntemi

Araştırmamızda kullanılan deney gruplarında geleneksel akrilik Meliodent HC, yüksek darbe dayanıklı Lucitone 199, yumuşak astar polimeri olarak akrilik esaslı Vertex Soft ve silikon esaslı Molloplast B kullanılmıştır (Şekil 3-8, Şekil 3-9, Şekil 3-10, Şekil 3-11). Örneklerin hazırlanma işleminde 2 mm kalınlığında silikon yer tutucular kullanılmıştır. Üretici firma talimatlarına göre hazırlanan protez kaide maddeleri silikon yer tutucularla birlikte muflaya tepilmiş ve 4 saat süre ile 2 atm basınç altında bekletilmiştir. Daha sonra muflalar açılmış ve yer tutucuların yerine yumuşak astar polimerleri yerleştirilmiştir. 2 atm basınç altında 2 saat süreyle bekletilen muflalara 2 kere prova işlemi yapılmıştır. Isı ile polimerizasyon yöntemi kullanılmış, kontrol grubunda kullanılan sürelerde polimerizasyon işlemine tabi tutulmuşlardır (3,4,5,6, nolu deney grupları).



Şekil 3-8: Isı ile polimerize olan konvansiyonel akrilik reçine protez kaide polimeri



Şekil 3-9: Isı ile polimerize olan yüksek darbe dayanımlı akrilik reçine protez kaide polimeri



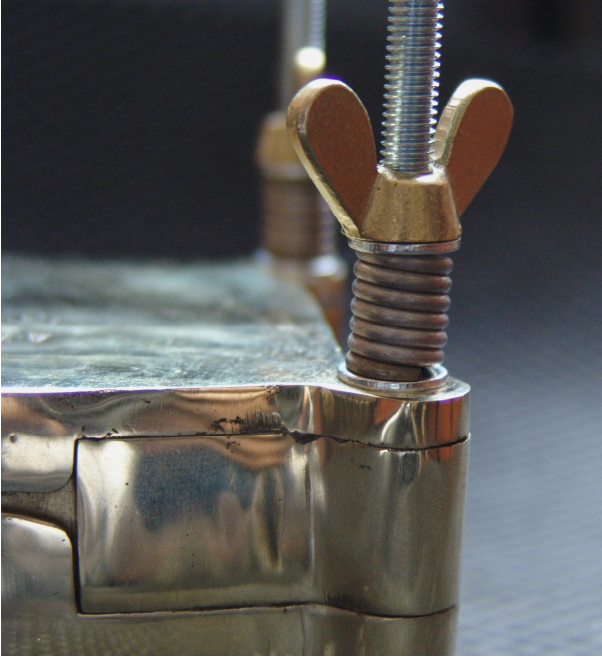
Şekil 3-10: Isı ile polimerize olan akrilik esaslı yumuşak astar polimeri



Şekil 3-11: Isı ile polimerize olan silikon esaslı yumuşak astar polimeri

4,5 mm uzunluğunda Everstick çubuk fiberle güçlendirilmiş 5 mm'lik deney gruplarında ise 2.5 mm'lik metal yer tutucular kullanılmıştır. Muflanın alt parçasına yerleştirilen yer tutucuların üstüne protez kaide maddeleri üretici firma direktiflerine göre karıştırılmış ve tepilmiştir. Muflalar hemen sonra açılarak 2/1 likit/toz oranına sahip reçinede ısıtılmış fiberler örnekleri ortalayacak şekilde yerleştirilmiştir. Daha sonra 2 atm basınç altında bekletilip diğer örnekler gibi polimerize edilmiştir (7, 8 nolu deney grupları) .

Yumuşak astar uygulanan örneklerin fiberle güçlendirilmesinde 2,5 mm. metal yer tutucular muflanın alt parçasına yerleştirilip karıştırılmış olan reçineler tepilerek 2 atm'lik basınca tabi tutulup hemen açılmıştır. Islatılmış fiberler yerleştirip üzerlerine bir miktar reçine koyulmuştur. Bu arada muflanın alt parçasına 2 mm. silikon yer tutucular yerleştirilmiştir. Ve mufla kapatılıp 4 saat süre ile 2 atm basınç altında bekletip yumuşak astar polimerleri üretici firma direktiflerince uygulanmıştır. Bütün diğer örneklerde kullanılan polimerizasyon yöntemi ile özel hazırlanan muflaların yaylı vidaları sıkılarak polimerize edilmişlerdir (9,10,11,12 deney grupları) (Şekil 3-12).

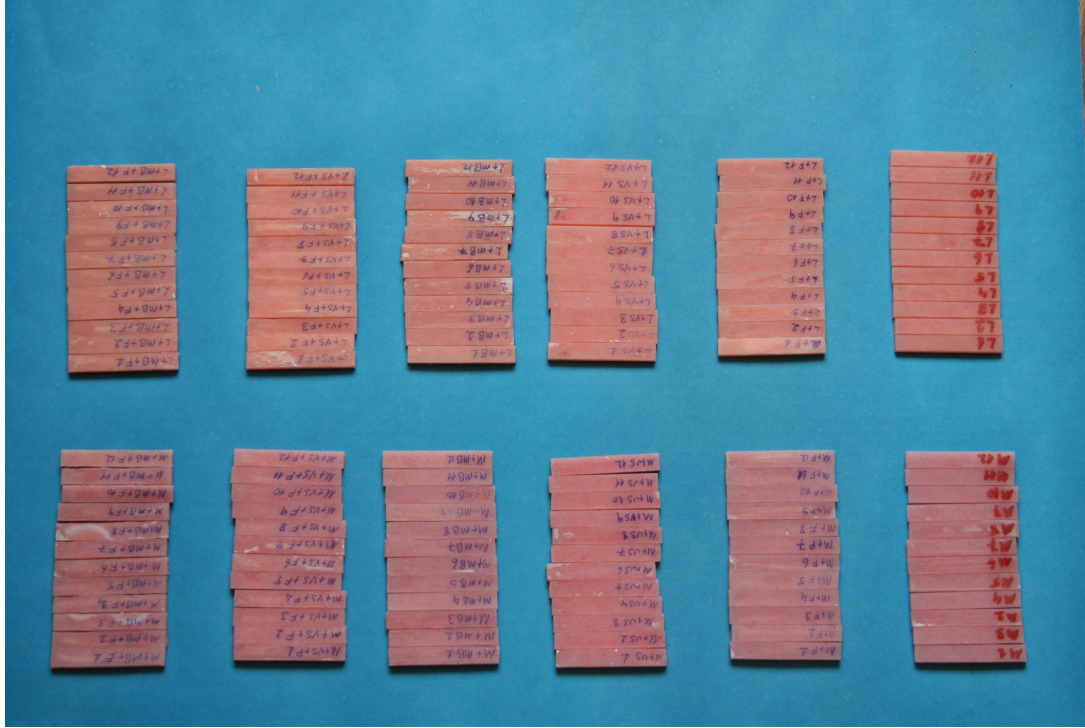


Şekil 3-12: Pirinç muflaların kendi bünyesinde bulunan yaylı britlerin görünümü

Sticknet çubuk fiberle güçlendirilmiş 3 mm'lik deney gruplarında 1,5 mm'lik metal yer tutucular kullanılmıştır. Muflanın alt parçasına yerleştirilen yer tutucuların üstüne protez kaide maddeleri firma direktiflerine uyularak karıştırılmış ve tepilmiştir. Daha sonra hemen muflalar açılarak 2/1 likit/toz oranına sahip reçinede ıslatılmış fiberler örnekleri ortalayacak şekilde yerleştirilmiştir. Daha sonra 2 atm basınç altında bekletilip diğer örnekler gibi polimerize edilmiştir (14,16 nolu deney grupları).

Deney ve kontrol grubu örneklerinin tümü, muflada çıkartıldıktan sonra çapakları temizlenerek ve su altında 600 Grid'lik zımpara kağıdı ile yüzey pürüzlükleri giderilmiştir. Daha sonra bütün örneklerin ölçümleri en az üç yerinden kumpas yardımı ile yapılmıştır.

Bütün gruplarında ki bitmiş örneklerler 65 x 10 x 5 mm boyutlarına getirilmiştir ve 28 gün süreyle oda sıcaklığında bulunan suda bekletilmiştir (Şekil 3-13).



Şekil 3-13: Deneyler için hazırlanan örnekler.

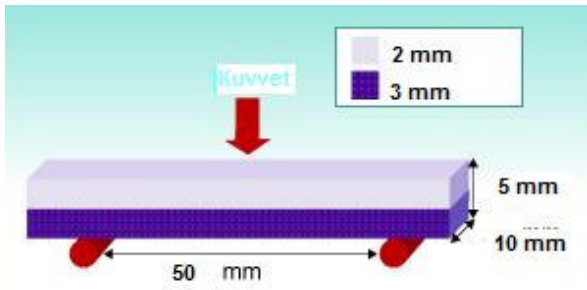
3.3. Örneklerin Kırılması ve Kırılma Dayanımının Hesaplanması

Araştırmamızın ikinci safhası olan örneklerin kırılması işlemi Boğaziçi Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi Kimya Bölümü TGA Laboratuvarında bulunan Universal Testing Machine (Devotrans, Model;DVT G21 seri no; G21 02335 YBS, Devotrans Elektrik Mak. San. ve Tic. Ltd. Şti.,İstanbul, Türkiye) kullanılmıştır (Şekil 3-14). Örneklerin tümü ISO 1567 'de (58) tarif edildiği gibi, üç nokta eğme testine tabi tutulmuşlardır. Düzenegimizde destekler arası mesafe 50 mm olarak ayarlanmıştır

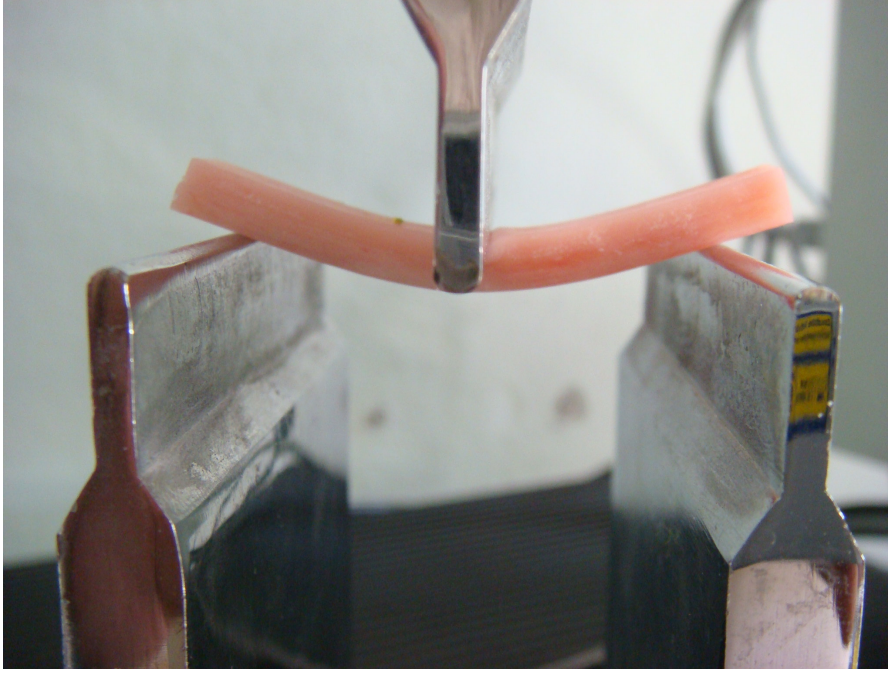
(Şekil 3-15). Örneklerin düzencek üzerinde merkezi tek noktada yüklenebilmesi için, örneğin eni boyunca orta noktasından bir çizgi çekilmiştir. Yumuşak astar uygulanmış deney gruplarında yumuşak astar polimeri üste olacak şekilde yükleme çubuğu örnekler temas ettirilmiştir.



Şekil 3-14: Devotrans marka Universal Testing Machine



Şekil 3-15: Kırılma deneyinin şematik görünümü



Şekil 3-16: Düzenek üzerindeki örneklerin merkezden tek noktada yüklenmesi

Üç nokta eğme deneyinde 500 kilogram'a kadar yükleme kapasitesine sahip olan yük hücresi (Load Cell) kullanılmıştır. Deney sırasında yükleme çubuğu 5 mm/dk. sabit hız ile hareket etmiştir (Şekil 3-16). Örnekler yükleme yükü altında iken cihaza bağlı bilgisayarda bütün değerler program vasıtasıyla kaydedilmiştir. Kırılma anında maksimum kuvvet ve eğilme mesafesi kayıt edilip, yük deformasyon eğrileri çizilip elastik modülleri bilgisayar programı (Devotrans) yardımıyla hesaplanmıştır.

Kırılma kuvvetleri (N) ve eğilme değerleri kaydedildikten sonra tüm örneklerin kırılma dayanımları ve elastikiyet modülleri aşağıdaki formüller kullanılarak hesaplanmıştır.

$$\sigma = \frac{3 \times F \times I}{2 \times b \times h^2} \quad E = \frac{I^3 \times F}{4 \times b \times h^3 \times d}$$

F: Örneğe uygulanan maksimum kuvvet (N)

I: Düzenegin destekler arası mesafesi (50 mm)

b: Örnek genişliği (10 mm)

h: Örnek kalınlığı (3 veya 5mm)

σ : Kırılma Dayanımı (N/mm²)

E: Elastik modülü (MPa)

d :Eğilme değeri (mm)

3.4. İSTATİSTİKSEL DEĞERLENDİRME YÖNTEMİ

Çalışmamızda sıklık tabloları, grafikler ve istatistiksel karşılaştırmalar “SPSS 11 for Windows” istatistik paket programı ile yapılmıştır.

Parametrik değerlerin dağılımlarında elde ettiğimiz sonuçlar tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ile karşılaştırıldı. Gruplar arası anlamlı sonuç elde edilen %95’ lik değişkenlere LSD alt grup analizi uygulandı. Anlamlılık sınırı olarak p=0.05 kabul edildi

4. BULGULAR

Araştırmamızda kullanılan 5mm kalınlığındaki örneklerin oluşturduğu 12 deney grubu ve 3mm kalınlığındaki örneklerin oluşturduğu 4 deney grubu olmak üzere toplam 16 deney grubunun kırılma kuvveti, eğilme, elastik modülü ve kırılma dayanımı ortalama değerleri elde edilmiştir.

4.1 Deney Gruplarının Kırılma Kuvveti Bulguları

12 adet örnekten oluşan 16 deney grubuna ait ortalama kırılma kuvveti bulguları Tablo 4-1’de gösterilmiştir.

Tablo 4-1: Tüm deney gruplarına ait ortalama kırılma kuvveti değerleri

Grup Adı	Kırılma kuvveti (N)
	AO $\pm$ SS
5mm M	307,8 $\pm$ 24,9
5mm L	312,9 $\pm$ 36,2
LMo	90,4 $\pm$ 13,9
LVe	98,1 $\pm$ 17,1
MMo	92,3 $\pm$ 16,9
MVe	89,8 $\pm$ 14,5
5 mm MF	320,3 $\pm$ 31,8
5 mm LF	343 $\pm$ 32,6
LMoF	100,3 $\pm$ 14,9
LVeF	103,9 $\pm$ 9,8
MMF	118,4 $\pm$ 20,6
MVeF	102,2 $\pm$ 8,5
3 mm L	99,1 $\pm$ 6,0
3 mm M	88,4 $\pm$ 9,9
3 mm LF	134,1 $\pm$ 22,3
3 mm MF	165,3 $\pm$ 33,0

Kırılma kuvveti açısından incelendiğinde; bütün gruplar içinde en yüksek aritmetik ortalama, 5 mm kalınlığında fiberle güçlendirilmiş lucitone 199 reçine örneklerine sahip grupta (5mm LF) ($343N \pm 32,6N$) kaydedilmiştir. Bütün gruplar içerisinde en düşük aritmetik ortalamaya ise 3 mm kalınlığında meliodent reçine örneklerine sahip grupta (3mm M) ($88,4 \pm 9,9N$) kaydedilmiştir. Tüm gruplar göz önüne alınarak yapılan tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ile gruplar arasında ileri derecede istatistiksel anlamlılık saptanmıştır ($p < 0,001$).

Gruplara alt analiz LSD testi uygulandığında çıkan sonuçlar aşağıdadır (Tablo 4-3).

5 mm Meliodent (5 mm M) örneklerin, kırılma kuvveti ortalamaları $307,8 \pm 24,9$ N olarak saptanmıştır. 5 mm M grubu ile 5 mm L ve 5 mm MF grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır ($p > 0,05$). 5 mm M ile diğer gruplar arasında ise istatistiksel olarak anlamlı farklılık ($p \leq 0,001$) olduğu; bu farkın, 5 mm M grubunun 5 mm LF grubundan düşük, diğer gruplardan ise yüksek ortalamaya sahip olmasından kaynaklandığı görülmüştür.

5 mm Lucitone (5 mm L) örneklerin, kırılma kuvveti ortalamaları $312,9 \pm 36,2$ N olarak saptanmıştır. 5 mm L grubu ile 5 mm M ve 5 mm MF grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır. 5 mm L ile diğer gruplar arasında ise istatistiksel olarak anlamlı farklılık ($p \leq 0,01$) olduğu; bu farkın, 5 mm L grubunun 5 mm LF grubundan düşük, diğer gruplardan ise yüksek ortalamaya sahip olmasından kaynaklandığı görülmüştür.

Lucitone 199+Molloplast B (LMO) örneklerin, kırılma kuvveti ortalaması, $98,1 \pm 17,1$ N olarak saptanmıştır. LMO grubu ile LVe, MMO, MVe, LMOF, LVeF, MVeF, 3 mm L ve 3 mm M grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır. Bu grupların ortalama kırılma kuvvetlerinin birbirine benzer olduğu görülmüştür. LMO grubu ile 5 mm M, 5 mm L, 5 mm MF, 5 mm LF, MMOF, 3 mm LF ve 3 mm MF grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark ($p \leq 0,01$) olduğu görülmüştür. Bu farkın; LMO grubunun ortalama kırılma kuvvetinin diğer gruplardan düşük olmasından kaynaklandığı saptanmıştır.

Lucitone 199+Vertex Soft (LVE) örneklerin, kırılma kuvveti ortalaması $90,4 \pm 24,9$ N olarak saptanmıştır. LVE grubu ile LMO, MMO, MVe, LMOF, LVeF, MVeF, 3mm L ve 3 mm M grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark

saptanmamıştır. Bu grupların ortalama kırılma kuvvetlerinin birbirine benzer olduğu görülmüştür. LVe grubu ile 5 mm M, 5 mm L, 5 mm MF, 5 mm LF, MMoF, 3 mm LF ve 3 mm MF grupları arasında ise, istatistiksel olarak anlamlı fark ($p \leq 0.05$) olduğu görülmüştür. Bu farkın; LVe grubunun ortalama kırılma kuvvetinin diğer gruplardan düşük olmasından kaynaklandığı saptanmıştır.

Meliodent+Molloplast B (MMo) örneklerin, kırılma kuvveti ortalaması $92,3 \pm 16,9$ N olarak saptanmıştır. MMo grubu ile LMo, LVe, MVe, LMoF, LVeF, MVeF, 3 mm M ve 3 mm L grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır. Bu grupların ortalama kırılma kuvvetlerinin birbirine benzer olduğu görülmüştür. MMo grubu ile 5 mm M, 5 mm L, 5 mm MF, 5 mm LF, MMoF, 3 mm LF ve 3 mm MF grupları arasında ise, istatistiksel olarak anlamlı fark ($p \leq 0.01$) olduğu görülmüştür. Bu farkın; MMo grubunun ortalama kırılma kuvvetinin, diğer gruplardan düşük olmasından kaynaklandığı saptanmıştır.

Meliodent+Vertex Soft (MVe) örneklerin, kırılma kuvveti ortalaması $89,8 \pm 14,5$ N olarak saptanmıştır. MVe grubu ile LMo, LVe, MMo, LMoF, LVeF, MVeF, 3 mm M ve 3 mm L grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır. Bu grupların ortalama kırılma kuvvetlerinin birbirine benzer olduğu görülmüştür. MVe grubu ile 5 mm M, 5 mm L, 5 mm MF, 5 mm LF, MMoF, 3 mm LF ve 3 mm MF grupları arasında ise, istatistiksel olarak anlamlı fark ($p \leq 0.01$) olduğu görülmüştür. Bu farkın; MMo grubunun ortalama kırılma kuvvetinin, diğer gruplardan düşük olmasından kaynaklandığı görülmüştür.

5 mm Meliodent+Fiber (5 mm MF) örneklerin, kırılma kuvveti ortalaması $320,3 \pm 31,8$ N olarak saptanmıştır. 5 mm MF grubu ile 5 mm M ve 5 mm L arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır. Bu grupların ortalama kırılma kuvvetlerinin birbirine benzer olduğu görülmüştür. 5 mm MF grubu ile diğer gruplar arasında ise, istatistiksel olarak anlamlı fark ($p \leq 0.001$) olduğu görülmüştür. Bu farkın; 5 mm MF grubunun ortalama kırılma kuvvetinin 5 mm LF grubundan düşük, diğer gruplardan ise yüksek olmasından kaynaklandığı görülmüştür.

5 mm Lucitone+ Fiber (5 mm LF) örneklerin, kırılma kuvveti ortalaması $343 \pm 32,6$ N olarak saptanmıştır. 5 mm LF grubu ile diğer tüm deney grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark ($p \leq 0.05$) olduğu ve bu farkın; 5 mm LF grubunun

ortalama kırılma kuvveti değerinin diğer tüm grupların ortalama değerlerinden yüksek olmasından kaynaklandığı görülmüştür.

Lucitone 199+Molloplast B+ Fiber (LMoF) örneklerin, kırılma kuvveti ortalaması $103,9 \pm 9,8$ N olarak saptanmıştır. LMoF grubu ile LMo, LVe, MMo, MVe, LVeF, MMoF, MVeF, 3 mm L ve 3 mm M grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark ($p \leq 0.001$) saptanmamıştır. Bu grupların ortalama kırılma kuvvetlerinin birbirine benzer olduğu görülmüştür. LMoF grubu ile 5 mm M, 5 mm L, 5 mm MF, 5 mm LF, 3 mm LF ve 3 mm MF grupları arasında ise, istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu görülmüştür. Bu farkın, LMoF grubunun ortalama kırılma kuvveti değerin diğer gruplardan düşük olmasından kaynaklandığı görülmüştür.

Lucitone 199+Vertex Soft+ Fiber (LVeF) örneklerin, kırılma kuvveti ortalaması $100,3 \pm 14,9$ N olarak saptanmıştır. LVeF grubu ile LMo, LVe, MMo, MVe, LMoF, MVeF, 3 mm L ve 3 mm M grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır. Bu grupların, ortalama kırılma kuvvetlerinin birbirine benzer olduğu görülmüştür. LVeF grubu ile 5 mm M, 5 mm L, 5 mm MF, 5 mm LF, MMoF, 3 mm LF ve 3 mm MF grupları arasında ise, istatistiksel olarak anlamlı fark ($p \leq 0.05$) olduğu görülmüştür. Bu farkın, LVeF grubunun ortalama kırılma kuvveti değerin diğer gruplardan düşük olmasından kaynaklandığı görülmüştür.

Meliodent+Molloplast B+Fiber (MMoF) örneklerin, kırılma kuvveti ortalaması $118,4 \pm 20,6$ N olarak saptanmıştır. MMoF grubu ile LMoF, MVeF ve 3 mm LF grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır. Bu grupların, ortalama kırılma kuvvetlerinin birbirine benzer olduğu görülmüştür. MMoF grubu ile diğer gruplar arasında ise, istatistiksel olarak anlamlı fark ($p \leq 0.05$) olduğu görülmüştür. Bu farkın; MMoF grubunun ortalama kırılma kuvvetinin 5 mm M, 5 mm L, 5 mm MF, 5 mm LF, 3 mm MF gruplarından düşük, LMo, LVe, MMo, MVe, LVeF, 3 mm L ve 3 mm M gruplarından ise yüksek olmasından kaynaklandığı görülmüştür.

Meliodent+Vertex Soft+Fiber (MVeF) örneklerin, kırılma kuvveti ortalaması $102,2 \pm 8,5$ N olarak saptanmıştır. MVeF grubu ile LMo, LVe, MMo, MVe, LMoF, LVeF, MMoF, 3 mm L ve 3 mm M grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır. Bu grupların, ortalama kırılma kuvvetlerinin birbirine benzer olduğu görülmüştür. MVeF grubu ile 5 mm M, 5 mm L, 5 mm LF, 5 mm MF, 3 mm LF ve 3 mm MF arasında ise, istatistiksel olarak anlamlı fark ($p \leq 0.01$) olduğu görülmüştür. Bu

farkın, MVeF grubunun ortalama kırılma kuvveti değerinin diğer gruplardan düşük olmasından kaynaklandığı görülmüştür.

3 mm Lucitone 199 (3 mm L) örneklerin, kırılma kuvveti ortalaması $99,1 \pm 6$ N olarak saptanmıştır. 3 mm L grubu ile LMo, LVe, MMo, MVe, LMoF, LVeF, MVeF ve 3 mm M grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır. Bu grupların, ortalama kırılma kuvvetlerinin birbirine benzer olduğu görülmüştür. 3 mm L grubu ile 5 mm M, 5 mm L, 5 mm MF, 5 mm LF, MMoF, 3 mm LF ve 3 mm MF arasında ise, istatistiksel olarak anlamlı fark ($p \leq 0.05$) olduğu görülmüştür. Bu farkın, 3 mm L grubunun ortalama kırılma kuvveti değerinin diğer gruplardan düşük olmasından kaynaklandığı görülmüştür.

3 mm Meliodent (3 mm M) örneklerin, kırılma kuvveti ortalaması $88,4 \pm 9,9$ N olarak saptanmıştır. 3 mm M grubu ile LMo, LVe, MMo, MVe, LMoF, LVeF, MVeF ve 3 mm L grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır. Bu grupların, ortalama kırılma kuvvetlerinin birbirine benzer olduğu görülmüştür. 3 mm L grubu ile 5 mm M, 5 mm L, 5 mm MF, 5 mm LF, MMoF, 3 mm LF ve 3 mm MF arasında ise, istatistiksel olarak anlamlı fark ($p \leq 0.01$) olduğu görülmüştür. Bu farkın, 3 mm M grubunun ortalama kırılma kuvveti değerinin diğer gruplardan düşük olmasından kaynaklandığı görülmüştür.

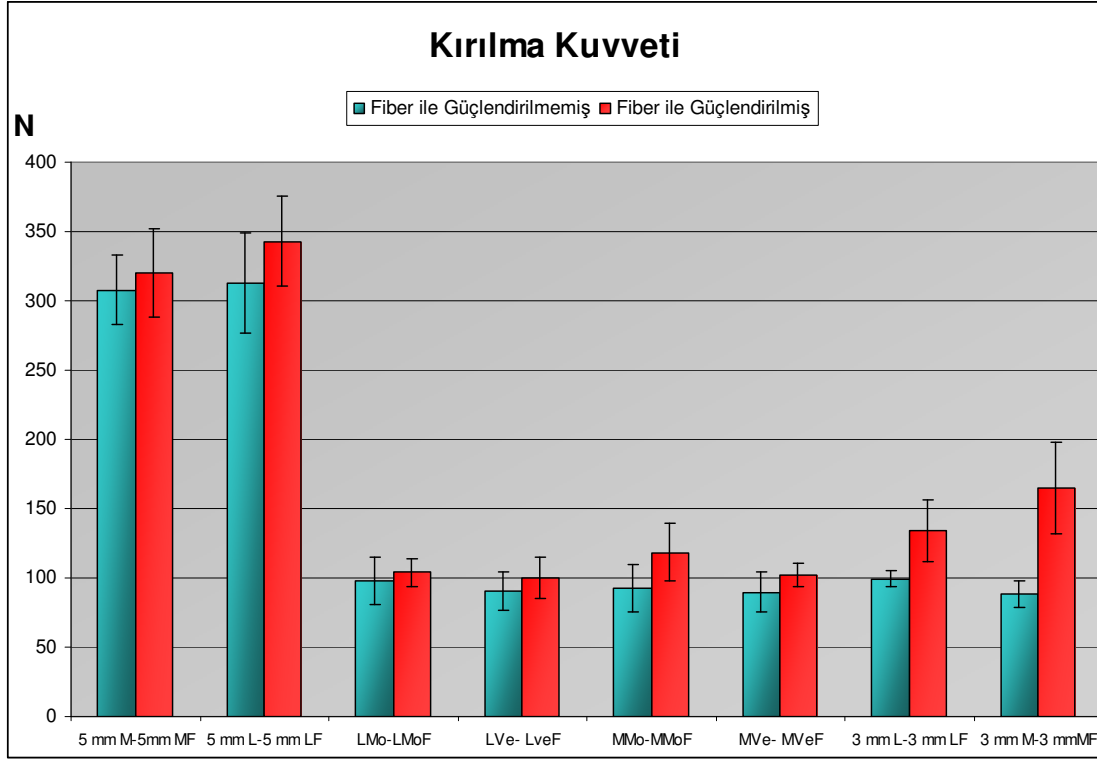
3 mm Lucitone 199+ Fiber (3 mm LF) örneklerin, kırılma kuvveti ortalaması $134,1 \pm 22,3$ N olarak saptanmıştır. 3 mm LF grubu ile MMoF, grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır. Bu grupların, ortalama kırılma kuvvetlerinin birbirine benzer olduğu görülmüştür. 3 mm LF grubu ile diğer gruplar arasında ise, istatistiksel olarak anlamlı fark ($p \leq 0.01$) olduğu görülmüştür. Bu farkın; 3 mm LF grubunun ortalama kırılma kuvvetinin 5 mm M, 5 mm L, 5 mm MF, 5 mm LF, 3 mm MF gruplarından düşük, LMo, LVe, MMo, MVe, LMoF, LVeF, MVeF, 3mm L ve 3 mm M gruplarından ise yüksek olmasından kaynaklandığı görülmüştür.

3 mm Meliodent+Fiber (3 mm MF) örneklerin, kırılma kuvveti ortalaması $165,3 \pm 33$ N olarak saptanmıştır. 3 mm MF grubu ile tüm deney grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark ($p \leq 0.001$) olduğu görülmüştür. Bu farkın; 3 mm MF grubunun ortalama kırılma kuvvetinin 5 mm M, 5 mm L, 5 mm MF, 5 mm LF, gruplarından düşük, diğer gruplardan ise yüksek olmasından kaynaklandığı görülmüştür.

Gruplara fiber uygulanmasının kırılma kuvveti değerleri üzerine etkisi Tablo 4-2’de ve Şekil 4-1’de gösterilmiştir.

Tablo 4-2: Fiber ile güçlendirmenin kırılma kuvveti değerlerine etkisi

GRUPLAR	KIRILMA KUVVETİ (N) AO ± SS	
	Fiber ile güçlendirilmemiş	Fiber ile güçlendirilmiş
5 mm M	307,8 ± 24,9	320,3 ± 31,8
5mm L	312,9 ± 36,2	343 ± 32,6
LMo	98,1 ± 7,1	103,9 ± 9,8
LVe	90,4 ± 13,9	100,3 ± 14,9
MMo-	92,3 ± 16,9	118,4 ± 20,6
MVe	89,8 ± 14,5	102,2 ± 8,5
3 mm L	99,1 ± 6,0	134,1±22,3
3mm M	88,4± 9,9	165,3 ± 33,0



Şekil 4-1: Fiberle güçlendirilmiş ve güçlendirilmemiş kaidelerin kırılma kuvveti grafiği

4.2 Deney Gruplarının Eğilme Miktarı Bulguları

12 adet örnekten oluşan 16 deney grubuna ait ortalama eğilme miktarı bulguları Tablo 4-4’de gösterilmiştir.

Tablo 4-4: Tüm deney gruplarına ait ortalama eğilme miktarı değerleri

Grup Adı	Eğilme (mm)
	AO $\pm$ SS
5mm M	3,25 $\pm$ 0,35
5mm L	5,22 $\pm$ 1,55
L Mo	7,70 $\pm$ 0,97
L Ve	9,25 $\pm$ 1,10
M Mo	6,54 $\pm$ 0,64
M Ve	5,73 $\pm$ 0,93
5 mm MF	3,20 $\pm$ 0,40
5 mm LF	5,17 $\pm$ 1,03
L MoF	9,07 $\pm$ 1,30
L VeF	9,25 $\pm$ 1,20
M MoF	5,05 $\pm$ 0,63
M VeF	5,11 $\pm$ 0,67
3 mm L	4,83 $\pm$ 0,17
3 mm M	3,68 $\pm$ 0,35
3 mm LF	4,82 $\pm$ 0,99
3 mm MF	3,70 $\pm$ 0,55

Eğilme değerleri açısından incelendiğinde; bütün gruplar içinde en yüksek aritmetik ortalama, fiberle güçlendirilmiş yumuşak astar uygulanmış Lucitone 199 reçine örneklerine sahip grupta (LVeF) ($9,25 \pm 1,20$ mm) kaydedilmiştir. Bütün gruplar içerisinde en düşük aritmetik ortalamaya ise 5 mm kalınlığında fiberle güçlendirilmiş Meliodent reçine örneklerine sahip grupta (5 mm MF) ($3,20 \pm 0,40$ mm) kaydedilmiştir. Tüm gruplar göz önüne alınarak yapılan tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ile gruplar arasında istatistiksel anlamlılık saptanmıştır ($p < 0,001$). Gruplara alt analiz LSD testi uygulandığında çıkan sonuçlar Tablo 4-6'de gösterilmiştir.

5 mm Meliodent (5 mm M) örneklerin, eğilme değeri ortalamaları $3,25 \pm 0,35$ mm olarak saptanmıştır. 5 mm M grubu ile 5 mm MF, 3 mm M ve 3 mm MF grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır. Bu grupların ortalama eğilme değerlerinin birbirine benzer olduğu görülmüştür. 5 mm M ile diğer gruplar arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark ($p \leq 0,01$) olduğu; bu farkın, 5 mm M grubunun diğer gruplardan düşük, ortalamaya sahip olmasından kaynaklandığı görülmüştür.

5 mm Lucitone (5 mm L) örneklerin, eğilme değeri ortalamaları $5,22 \pm 1,55$ mm olarak saptanmıştır. 5 mm L grubu ile MVe, 5 mm LF, MMoF, MVeF, 3 mm L ve 3 mm LF grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır. Bu grupların ortalama eğilme değerlerinin birbirine benzer olduğu görülmüştür. 5 mm L ile diğer gruplar arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark ($p \leq 0,05$) olduğu; bu farkın, 5 mm L grubunun LMo, LVe MMo, LMoF ve LVeF gruplarından düşük, diğer gruplardan ise yüksek ortalamaya sahip olmasından kaynaklandığı görülmüştür.

Lucitone 199+Molloplast B (LMo) örneklerin, eğilme değeri ortalaması, $7,70 \pm 0,97$ mm olarak saptanmıştır. LMo grubu ile tüm gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark ($p \leq 0,01$) saptanmıştır. Bu farkın LMo grubunun eğilme değerinin LVe, LMoF ve LVeF gruplarından düşük, diğerlerinden yüksek olmasından kaynaklandığı tespit edilmiştir.

Lucitone 199+Vertex Soft (LVe) örneklerin, eğilme değeri ortalaması $9,25 \pm 1,10$ mm olarak saptanmıştır. LVe grubu ile LMoF ve LVeF, grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmamıştır. Bu grupların ortalama eğilme değerlerinin birbirine benzer olduğu görülmüştür. LVe grubu ile 5 mm M, 5 mm L, LMo, MMo, MVe, 5 mm MF, 5 mm LF, MMoF, MVeF, 3 mm M, 3 mm L, 3 mm LF

ve 3 mm MF grupları arasında ise, istatistiksel olarak anlamlı fark ($p \leq 0.01$) olduğu görülmüştür. Bu farkın; LVe grubunun ortalama eğilme değeri diğer gruplardan yüksek olmasından kaynaklandığı saptanmıştır.

Meliodent+Molloplast B (MMo) örneklerin, eğilme değeri ortalaması $6,54 \pm 0,64$ mm olarak saptanmıştır. MMo grubu ile diğer tüm gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark ($p \leq 0.05$) saptanmıştır. Bu farkın MMo grubunun eğilme değerinin LMo, LVe, LMoF ve LVeF gruplarından düşük, diğerlerinden yüksek olmasından kaynaklandığı tespit edilmiştir.

Meliodent+Vertex Soft (MVe) örneklerin, eğilme değeri ortalaması $5,73 \pm 0,93$ mm olarak saptanmıştır. MVe grubu ile 5 mm L, 5 mm LF, MMoF ve MVeF grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır. Bu grupların eğilme değeri ortalamaları birbirine benzer olduğu görülmüştür. MVe grubu ile diğer gruplar arasında ise, istatistiksel olarak anlamlı fark ($p \leq 0.05$) olduğu görülmüştür. Bu farkın; MMo grubunun ortalama eğilme değerinin, LMo, LVe, MMo, LMoF ve LVeF gruplarından düşük, diğerlerinden yüksek olmasından kaynaklandığı tespit edilmiştir.

5 mm Meliodent+Fiber (5 mm MF) örneklerin, eğilme değeri ortalaması $3,20 \pm 0,40$ mm olarak saptanmıştır. 5 mm MF grubu ile 5 mm M ve 3 mm M, 3 mm MF arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır. Bu grupların ortalama eğilme değerlerinin birbirine benzer olduğu görülmüştür. 5 mm MF grubu ile diğer gruplar arasında ise, istatistiksel olarak anlamlı fark ($p \leq 0.01$) olduğu görülmüştür. Bu farkın; 5 mm MF grubunun ortalama eğilme değerinin diğer tüm gruplardan düşük olmasından kaynaklandığı görülmüştür.

5 mm Lucitone+ Fiber (5 mm LF) örneklerin, eğilme değeri ortalaması $5,17 \pm 1,03$ mm olarak saptanmıştır. 5 mm LF grubu ile 5 mm L, MVe, MMoF, MVeF, 3 mm L ve 3 mm LF arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır. Bu grupların ortalama eğilme değerlerinin birbirine benzer olduğu görülmüştür. 5 mm LF ile diğer tüm deney grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark ($p \leq 0.01$) olduğu ve bu farkın; 5 mm LF grubunun eğilme değeri ortalamasının LMo, LVe, MMo, LMoF ve LVeF gruplarından düşük, diğerlerinden yüksek olmasından kaynaklandığı tespit edilmiştir.

Lucitone 199+Molloplast B+ Fiber (LMoF) örneklerin, eğilme değeri ortalaması $9,07 \pm 1,30$ mm olarak saptanmıştır. LMoF grubu ile LVe ve LVeF, grupları arasında

istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmamıştır. Bu grupların ortalama eğilme değerlerinin birbirine benzer olduğu görülmüştür. LMoF grubu ile 5 mm M, 5 mm L, LMo, MMo, MVe, 5 mm MF, 5 mm LF, MMoF, MVeF, 3 mm M, 3 mm L, 3 mm LF ve 3 mm MF grupları arasında ise, istatistiksel olarak anlamlı fark ($p \leq 0.01$) olduğu görülmüştür. Bu farkın; LMoF grubunun ortalama eğilme değeri diğer gruplardan yüksek olmasından kaynaklandığı saptanmıştır.

Lucitone 199+Vertex Soft+ Fiber (LVeF) örneklerin, eğilme değeri ortalaması $9,25 \pm 1,20$ mm olarak saptanmıştır. LVeF grubu ile LVe ve LMoF grubu grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmamıştır. Bu grupların ortalama eğilme değerlerinin birbirine benzer olduğu görülmüştür. LVeF grubu ile 5 mm M, 5 mm L, LMo, MMo, MVe, 5 mm MF, 5 mm LF, MMoF, MVeF, 3 mm M, 3 mm L, 3 mm LF ve 3 mm MF grupları arasında ise, istatistiksel olarak anlamlı fark ($p \leq 0.01$) olduğu görülmüştür. Bu farkın; LMoF grubunun ortalama eğilme değeri diğer gruplardan yüksek olmasından kaynaklandığı saptanmıştır.

Meliodent+Molloplast B+Fiber (MMoF) örneklerin, eğilme değeri ortalaması $5,05 \pm 0,63$ mm olarak saptanmıştır. MMoF grubu ile 5 mm L, MVe, 5 mm LF, MVeF, 3 mm L ve 3 mm LF grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır. Bu grupların, ortalama eğilme değerlerinin birbirine benzer olduğu görülmüştür. MMoF grubu ile diğer gruplar arasında ise, istatistiksel olarak anlamlı fark ($p \leq 0.01$) olduğu görülmüştür. Bu farkın; MMoF grubunun ortalama eğilme değerinin LMo, LVe, MMo, LMoF ve LVeF gruplarından düşük, 5 mm M, 5 mm MF, 3 mm M ve 3 mm MF gruplarından ise yüksek olmasından kaynaklandığı görülmüştür.

Meliodent+Vertex Soft+Fiber (MVeF) örneklerin, eğilme değeri ortalaması $5,11 \pm 0,67$ mm olarak saptanmıştır. MVeF grubu ile 5 mm L, MVe, 5 mm LF, MMoF, 3 mm L ve 3 mm LF grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır. Bu grupların, ortalama eğilme değerlerinin birbirine benzer olduğu görülmüştür. MVeF grubu ile diğer gruplar arasında ise, istatistiksel olarak anlamlı fark ($p \leq 0.01$) olduğu görülmüştür. Bu farkın; MVeF grubunun ortalama eğilme değerinin LMo, LVe, MMo, LMoF ve LVeF gruplarından düşük, 5 mm M, 5 mm MF, 3 mm M ve 3 mm MF gruplarından ise yüksek olmasından kaynaklandığı görülmüştür.

3 mm Lucitone 199 (3 mm L) örneklerin, eğilme değeri ortalaması $4,83 \pm 0,17$ mm olarak saptanmıştır. 3 mm L grubu ile 5 mm L, 5 mm LF, MMoF, MVeF ve 3 mm

LF arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır. Bu grupların, eğilme değeri ortalaması birbirine benzer olduğu görülmüştür. 3 mm L grubu ile 5 mm M, LMo, LVe, MMo, MVe, 5 mm MF, LMoF, LVeF, 3 mm M ve 3 mm MF arasında ise, istatistiksel olarak anlamlı fark ($p \leq 0.01$) olduğu görülmüştür. Bu farkın, 3 mm L grubunun ortalama eğilme değerlerinin LMo, LVe, MMo ve LMoF gruplarından düşük, 5 mm M, 5 mm MF, 3 mm M ve 3 mm MF gruplarından yüksek olmasından kaynaklandığı görülmüştür.

3 mm Meliodent (3 mm M) örneklerin, eğilme değeri ortalaması $3,68 \pm 0,35$ mm olarak saptanmıştır. 3 mm M grubu ile 5 mm M 5 mm MF ve 3 mm MF grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır. Bu grupların ortalama eğilme değerlerinin birbirine benzer olduğu görülmüştür 3 mm M ile diğer gruplar arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark ($p \leq 0.01$) olduğu; bu farkın, 3 mm M grubunun diğer gruplardan düşük, eğilme değeri ortalamasına sahip olmasından kaynaklandığı görülmüştür.

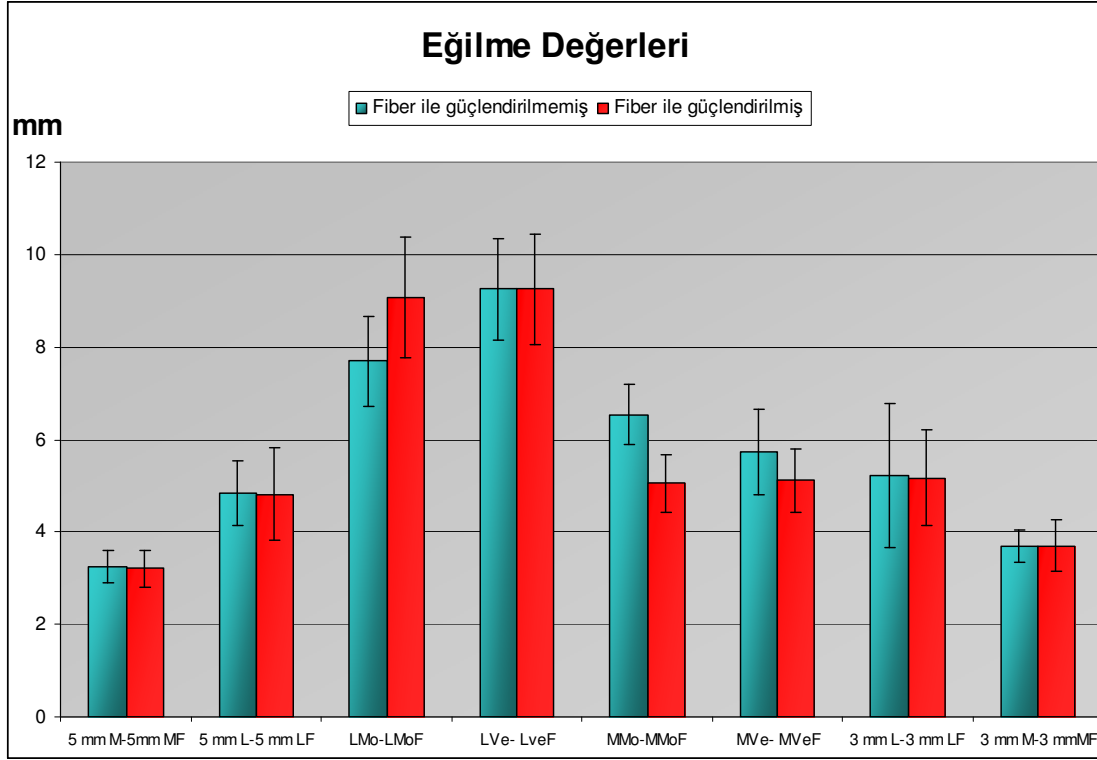
3 mm Lucitone 199+ Fiber (3 mm LF) örneklerin, eğilme değeri ortalaması $4,82 \pm 0,99$ mm olarak saptanmıştır. 3 mm LF grubu ile MVe, 5 mm L, 5 mm LF, MMoF MVeF ve 3 mm L grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır. Bu grupların ortalama eğilme değerlerinin birbirine benzer olduğu görülmüştür 3 mm LF ile diğer gruplar arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark ($p \leq 0.05$) olduğu; bu farkın, 3 mm LF grubunun LMo, LVe, MMo, MVe, LMoF ve LVeF gruplarından düşük, diğer gruplardan ise yüksek ortalamaya sahip olmasından kaynaklandığı görülmüştür

3 mm Meliodent+Fiber (3 mm MF) örneklerin, eğilme değeri ortalaması $3,70 \pm 0,55$ mm olarak saptanmıştır. 3 mm MF grubu ile 5 mm M, 5 mm MF ve 3 mm M, arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır. Bu grupların ortalama eğilme değerlerinin birbirine benzer olduğu görülmüştür. 3 mm MF grubu ile diğer gruplar arasında ise, istatistiksel olarak anlamlı fark ($p \leq 0.01$) olduğu görülmüştür. Bu farkın; 3 mm MF grubunun ortalama eğilme değerinin diğer tüm gruplardan düşük olmasından kaynaklandığı görülmüştür.

Gruplara fiber uygulanmasının eğilme değerleri üzerine etkisi Tablo 4-5’de ve Şekil 4-2’de gösterilmiştir.

Tablo 4-5: Fiber ile güçlendirmenin eğilme değerlerine etkisi

GRUPLAR	EĞİLME (mm) AO ± SS	
	Fiber ile güçlendirilmemiş	Fiber ile güçlendirilmiş
5 mm M	3,25 ± 0,35	3,20 ± 0,40
5mm L	4,83 ± 0,7	4,82 ± 0,99
LMo	7,70 ± 0,97	9,07 ± 1,30
LVe	9,25 ± 1,10	9,25 ± 1,20
MMo-	6,54 ± 0,64	5,05 ± 0,63
MVe	5,73 ± 0,93	5,11 ± 0,67
3 mm L	5,22 ± 1,55	5,17 ± 1,03
3mm M	3,68 ± 0,35	3,70 ± 0,55



Şekil 4-2: Fiberle güçlendirilmiş ve güçlendirilmemiş kaidelerin eğilme değerleri grafiği

Tablo 4-6: Tüm deney gruplarının eğilme değerleri açısından istatistiksel olarak değerlendirilmesi

	5mm M	5mm L	LMo	LVe	MMo	MVe	5mmMF	5mmLF	LMoF	LVeF	MMoF	MVeF	3mm L	3mm M	3mm LF	3mm MF
5mm M		p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p>0,05	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p>0,05	p<0,001	p>0,05
5mm L	p<0,001		p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,05	p<0,001	p>0,05	p<0,001	p<0,001	p>0,05	p>0,05	p>0,05	p<0,001	p>0,05	p<0,001
LMo	p<0,001	p<0,001		p<0,001	p<0,01	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001
LVe	p<0,001	p<0,001	p<0,001		p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p>0,05	p>0,05	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001
MMo	p<0,001	p<0,001	p<0,01	p<0,001		p<0,05	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001
MVe	p<0,001	p<0,05	p<0,001	p<0,001	p<0,05		p<0,001	p>0,05	p<0,001	p<0,001	p>0,05	p>0,05	p>0,05	p<0,001	p<0,05	p<0,001
5mm MF	p>0,05	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001		p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p>0,05	p<0,001	p>0,05
5mm LF	p<0,001	p>0,05	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p>0,05	p<0,001		p<0,001	p<0,001	p>0,05	p>0,05	p>0,05	p<0,001	p>0,05	p<0,001
LMoF	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p>0,05	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001		p>0,05	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001
LVeF	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p>0,05	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p>0,05		p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001
MMoF	p<0,001	p>0,05	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p>0,05	p<0,001	p>0,05	p<0,001	p<0,001		p>0,05	p>0,05	p<0,001	p>0,05	p<0,001
MVeF	p<0,001	p>0,05	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p>0,05	p<0,001	p>0,05	p<0,001	p<0,001	p>0,05		p>0,05	p<0,001	p>0,05	p<0,001
3mm L	p<0,001	p>0,05	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p>0,05	p<0,001	p>0,05	p<0,001	p<0,001	p>0,05	p>0,05		p<0,01	p>0,05	p<0,01
3mm M	p>0,05	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p>0,05	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,01		p<0,01	p>0,05
3mm LF	p<0,001	p>0,05	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,05	p<0,001	p>0,05	p<0,001	p<0,001	p>0,05	p>0,05	p>0,05	p<0,01		p<0,01
3mm MF	p>0,05	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p>0,05	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,01	p>0,05	p<0,01	

4.3 Deney Gruplarının Elastik Modülü Bulguları

12 adet örnekten oluşan 16 deney grubuna ait ortalama elastik modülü bulguları Tablo 4-7’de gösterilmiştir.

Tablo 4-7: Tüm deney gruplarına ait ortalama elastik modülü değerleri

Grup Adı	Elastik Modülü (MPa)
	AO±SS
5mm M	2377± 149
5mm L	1568,± 307
LMo	320±49
LVe	245±35
MMo	355±67
MVe	407±118
5 mm MF	2516± 158
5 mm LF	1703± 268
LMoF	292±54
LVeF	274±46
MMoF	600±158
MVeF	506±67
3 mm L	2427, ± 386
3 mm M	2790 ± 284
3 mm LF	3329±763
3 mm MF	5287±1465

Elastik modülü açısından incelendiğinde; bütün gruplar içinde en yüksek aritmetik ortalama, 3 mm kalınlığında fiber ile güçlendirilmiş Meliodent akrilik reçine örneklerine sahip grupta (3mm MF) (5287 ± 1465 MPa) kaydedilmiştir. Bütün gruplar içerisinde en düşük aritmetik ortalamaya ise Vertex Soft uygulanmış Lucitone 199 akrilik reçine örneklerine sahip grupta (LVe) (245 ± 35 MPa) kaydedilmiştir. Tüm gruplar göz önüne alınarak yapılan tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ile gruplar arasında ileri derecede istatistiksel anlamlılık saptanmıştır ($p < 0,001$).

Gruplara alt analiz LSD testi uygulandığında çıkan sonuçlar Tablo 4-8’de gösterilmiştir.

5 mm Meliodent (5 mm M) örneklerin, elastik modülü ortalamaları 2377 ± 149 MPa olarak saptanmıştır. 5 mm M grubu ile 5 mm MF ve 3 mm L grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır. Bu grupların ortalama elastik modülü değerlerinin birbirine benzer olduğu görülmüştür. 5 mm M ile diğer gruplar arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark ($p \leq 0,05$) saptanmıştır. Bu farkın, 5 mm M grubunun 3 mm M, 3mm LF ve 3 mm MF gruplarından düşük, LMo, LVe, MMo, MVe, LMoF, LVeF, MMoF, MVeF, 5 mm L ve 5 mm LF grupların yüksek ortalamaya sahip olmasından kaynaklandığı görülmüştür.

5 mm Lucitone (5 mm L) örneklerin, elastik modülü ortalamaları $1568, \pm 307$ MPa olarak saptanmıştır. 5 mm L grubu ile 5 mm LF grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır. Bu grupların ortalama elastik modülü değerlerinin birbirine benzer olduğu görülmüştür. 5 mm L ile diğer gruplar arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark ($p \leq 0,01$) saptanmıştır. Bu farkın, 5 mm L grubunun elastik modülü ortalamalarının 5 mm M, 5 mm MF, 3mm L, 3 mm M, 3mm LF ve 3 mm MF grubundan düşük, LMo, LVe, MMo, MVe, LMoF, LVeF, MMoF ve MVeF gruplarından ise yüksek olmasından kaynaklandığı görülmüştür.

Lucitone 199+Molloplast B (LMo) örneklerin, elastik modülü ortalaması, 320 ± 49 MPa olarak saptanmıştır. LMo grubu ile LVe, MMo, MVe, LMoF, LVeF, MMoF ve MVeF grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır. Bu grupların ortalama elastik modülü değerlerinin birbirine benzer olduğu görülmüştür.

LMO grubu ile 5 mm M, 5 mm L, 5 mm MF, 5 mm LF, 3 mm M, 3 mm L 3 mm LF ve 3 mm MF grupları arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark ($p \leq 0.01$) saptanmıştır. Bu farkın; LMO grubunun elastik modülü değerlerinin bu grupların değerlerinden düşük olmasından kaynaklandığı tespit edilmiştir.

Lucitone 199+Vertex Soft (LVE) örneklerin, elastik modülü ortalaması 245 ± 35 MPa olarak saptanmıştır. LVE grubu ile LMO, MMO, MVE, LMOF, LVEF, MMOF ve MVEF grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır. Bu grupların ortalama elastik modülü değerlerinin birbirine benzer olduğu görülmüştür. LMO grubu ile 5 mm M, 5 mm L, 5 mm MF, 5 mm LF, 3 mm M, 3 mm L 3 mm LF ve 3 mm MF grupları arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark ($p \leq 0.01$) saptanmıştır. Bu farkın; LMO grubunun elastik modülü değerlerinin bu grupların değerlerinden düşük olmasından kaynaklandığı tespit edilmiştir.

Meliodent+Molloplast B (MMO) örneklerin, elastik modülü ortalaması 355 ± 67 MPa olarak saptanmıştır. MMO grubu ile LMO, LVE, MVE, LMOF, LVEF, MMOF ve MVEF grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır. Bu grupların ortalama elastik modülü değerlerinin birbirine benzer olduğu görülmüştür. LMO grubu ile 5 mm M, 5 mm L, 5 mm MF, 5 mm LF, 3 mm M, 3 mm L 3 mm LF ve 3 mm MF grupları arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark ($p \leq 0.01$) saptanmıştır. Bu farkın; LMO grubunun elastik modülü değerlerinin bu grupların değerlerinden düşük olmasından kaynaklandığı tespit edilmiştir.

Meliodent+Vertex Soft (MVE) örneklerin, elastik modülü ortalaması 407 ± 118 MPa olarak saptanmıştır. MVE grubu ile LMO, LVE, MMO, LMOF, LVEF MMOF ve MVEF grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır. Bu grupların ortalama elastik modülü değerlerinin birbirine benzer olduğu görülmüştür. LMO grubu ile 5 mm M, 5 mm L, 5 mm MF, 5 mm LF, 3 mm M, 3 mm L 3 mm LF ve 3 mm MF grupları arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark ($p \leq 0.01$) saptanmıştır. Bu farkın; LMO grubunun elastik modülü değerlerinin bu grupların değerlerinden düşük olmasından kaynaklandığı tespit edilmiştir.

5 mm Meliodent+Fiber (5 mm MF) örneklerin, elastik modülü ortalaması 2516 ± 158 MPa olarak saptanmıştır. 5 mm MF grubu ile 5 mm M, 3 mm L ve 3 mm M grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır. Bu grupların

ortalama elastik modülü değerlerinin birbirine benzer olduğu görülmüştür 5 mm MF grubu ile diğer gruplar arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark ($p \leq 0.01$) saptanmıştır. Bu farkın, 5 mm MF grubunun, 3mm LF ve 3 mm MF gruplarından düşük, LMo, LVe, MMo, MVe, LMoF, LVeF, MMoF, MVeF, 5 mm L ve 5 mm LF grupların yüksek ortalama sahip olmasından kaynaklandığı görülmüştür

5 mm Lucitone+ Fiber (5 mm LF) örneklerin, elastik modülü ortalaması 1703 ± 268 MPa olarak saptanmıştır. 5 mm LF grubu ile 5 mm L grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır. Bu grupların ortalama elastik modülü değerlerinin birbirine benzer olduğu görülmüştür. 5 mm L ile diğer gruplar arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark ($p \leq 0.01$) saptanmıştır. Bu farkın, 5 mm L grubunun elastik modülü ortalamalarının 5 mm M, 5 mm MF, 3mm L, 3 mm M, 3mm LF ve 3 mm MF grubundan düşük, LMo, LVe, MMo, MVe, LMoF, LVeF, MMoF ve MVeF gruplarından ise yüksek olmasından kaynaklandığı görülmüştür.

Lucitone 199+Molloplast B+ Fiber (LMoF) örneklerin elastik modülü ortalaması 292 ± 54 MPa olarak saptanmıştır. LMoF grubu ile LMo, LVe, MMo, MVe, LVeF, MMoF ve MVeF grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır. Bu grupların ortalama elastik modülü değerlerinin birbirine benzer olduğu görülmüştür. LMo grubu ile 5 mm M, 5 mm L, 5 mm MF, 5 mm LF, 3 mm M, 3 mm L 3 mm LF ve 3 mm MF grupları arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark ($p \leq 0.05$) saptanmıştır. Bu farkın; LMo grubunun elastik modülü değerlerinin bu grupların değerlerinden düşük olmasından kaynaklandığı tespit edilmiştir.

Lucitone 199+Vertex Soft+ Fiber (LVeF) örneklerin, elastik modülü ortalaması 274 ± 46 MPa olarak saptanmıştır. LVeF grubu ile LMo, LVe, MMo, MVe, LMoF, MMoF ve MVeF grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır. Bu grupların ortalama elastik modülü değerlerinin birbirine benzer olduğu görülmüştür. LMo grubu ile 5 mm M, 5 mm L, 5 mm MF, 5 mm LF, 3 mm M, 3 mm L 3 mm LF ve 3 mm MF grupları arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark ($p \leq 0.01$) saptanmıştır. Bu farkın; LMo grubunun elastik modülü değerlerinin bu grupların değerlerinden düşük olmasından kaynaklandığı tespit edilmiştir.

Meliodent+Molloplast B+Fiber (MMoF) örneklerin, eğilme değeri ortalaması 600 ± 158 MPa olarak saptanmıştır. MMoF grubu ile LMo, LVe, MMo, MVe, LMoF,

LVeF ve MVeF grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır. Bu grupların ortalama elastik modülü değerlerinin birbirine benzer olduğu görülmüştür. LMo grubu ile 5 mm M, 5 mm L, 5 mm MF, 5 mm LF, 3 mm M, 3 mm L 3 mm LF ve 3 mm MF grupları arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark ($p \leq 0.01$) saptanmıştır. Bu farkın; LMo grubunun elastik modülü değerlerinin bu grupların değerlerinden düşük olmasından kaynaklandığı tespit edilmiştir.

Meliodent+Vertex Soft+Fiber (MVeF) örneklerin, elastik modülü ortalaması 506 ± 67 MPa olarak saptanmıştır. MVeF grubu ile LMo, LVe, MMo, MVe, LMoF, LVeF ve MMoF grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır. Bu grupların ortalama elastik modülü değerlerinin birbirine benzer olduğu görülmüştür. LMo grubu ile 5 mm M, 5 mm L, 5 mm MF, 5 mm LF, 3 mm M, 3 mm L 3 mm LF ve 3 mm MF grupları arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark ($p \leq 0.01$) saptanmıştır. Bu farkın; LMo grubunun elastik modülü değerlerinin bu grupların değerlerinden düşük olmasından kaynaklandığı tespit edilmiştir.

3 mm Lucitone 199 (3 mm L) örneklerin, elastik modülü ortalaması 2427 ± 386 MPa olarak saptanmıştır. 3 mm L grubu ile 5 mm M ve 5 mm MF grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır. Bu grupların, elastik modülü ortalamalarının birbirine benzer olduğu görülmüştür. 3 mm L grubu ile diğer gruplar arasında ise istatistiksel olarak anlamlı fark ($p \leq 0.05$) olduğu görülmüştür. Bu farkın, 3 mm L grubunun ortalama elastik modülü değerlerinin; 3 mm M, 3 mm LF ve 3 mm MF gruplarından düşük, 5 mm L, 5 mm LF, LMo, LVe, MMo, MVe, LMoF, LVeF, MMoF ve MVeF gruplarından yüksek olmasından kaynaklandığı görülmüştür.

3 mm Meliodent (3 mm M) örneklerin, elastik modülü ortalaması 2790 ± 284 MPa olarak saptanmıştır. 3 mm M grubu ile 5 mm MF grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır. Bu grupların ortalama elastik modülü değerlerinin birbirine benzer olduğu görülmüştür. 3 mm M grubu ile diğer gruplar arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark ($p \leq 0.05$) olduğu görülmüştür. Bu farkın, 3 mm M grubunun ortalama elastik modülü değerlerinin 3 mm MF ve 3 mm LF gruplarından düşük, 5 mm L, 5 mm LF, LMo, LVe, MMo, MVe, LMoF, LVeF, MMoF, MVeF, 3 mm L gruplarından yüksek olmasından kaynaklandığı görülmüştür.

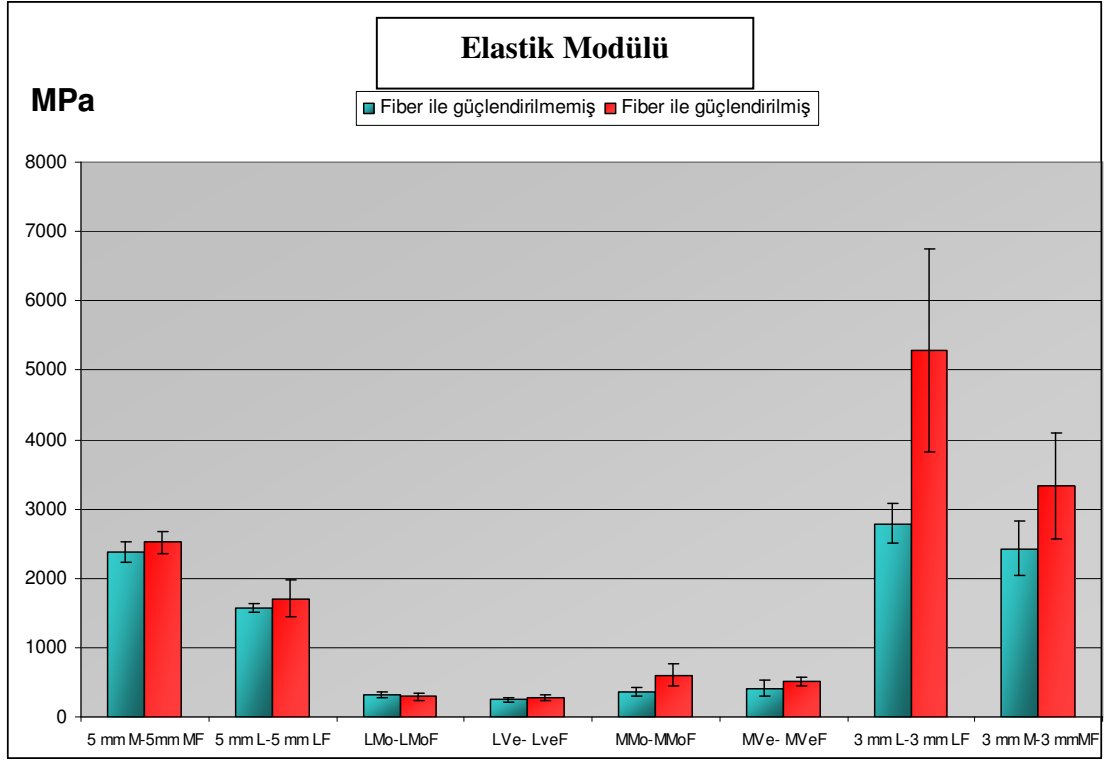
3 mm Lucitone 199+ Fiber (3 mm LF) örneklerin, elastik modülü ortalaması 3329 ± 763 MPa olarak saptanmıştır. 3 mm LF grubu ile bütün gruplar arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark ($p \leq 0.05$) olduğu görülmüştür. Bu farkın, 3 mm LF grubunun ortalama elastik modülü değerlerinin; 3mm MF gruplarından düşük, diğer gruplardan yüksek olmasından kaynaklandığı görülmüştür.

3 mm Meliodent+Fiber (3 mm MF) örneklerin, elastik modülü ortalaması 5287 ± 1465 MPa olarak saptanmıştır. 3 mm MF grubu ile bütün gruplar arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark ($p \leq 0.01$) olduğu görülmüştür. Bu farkın, 3 mm MF grubunun ortalama elastik modülü değerlerinin; bütün gruplardan yüksek olmasından kaynaklandığı görülmüştür.

Gruplara fiber uygulanmasının elastik modülü üzerine etkisi Tablo 4-7’de ve Şekil 4-3’de gösterilmiştir.

Tablo 4-8: Fiber ile güçlendirmenin elastik modülü değerlerine etkisi

GRUPLAR	ELASTİK MODÜLÜ (MPa) AO $\pm$ SS	
	Fiber ile güçlendirilmemiş	Fiber ile güçlendirilmiş
5 mm M	2377 ± 149	2516 ± 158
5mm L	1568 ± 307	1703 ± 268
LMo	320 ± 49	292 ± 54
LVe	245 ± 35	274 ± 46
MMo-	355 ± 67	600 ± 158
MVe	407 ± 118	506 ± 67
3 mm M	2790 ± 284	5287 ± 1465
3mm L	$2427, \pm 386$	3329 ± 763



Şekil 4-3: Fiberle güçlendirilmiş ve güçlendirilmemiş kaidelerin elastik modülü grafiği

4.4 Deney Gruplarının Kırılma Dayanımı Bulguları

12 adet örnekten oluşan 16 deney grubuna ait ortalama kırılma dayanımı bulguları Tablo 4-10'da gösterilmiştir.

Tablo 4-10: Tüm deney gruplarına ait kırılma dayanımı değerleri

Grup Adı	Kırılma Dayanımı (N/mm ²)
	AO±SS
5mm M	92,34±7,47
5mm L	93,86±10,85
L Mo	29,44 ± 5,14
L Ve	27,11 ± 4,17
M Mo	27,68 ± 5,08
M Ve	26,95 ± 4,34
5 mm MF	96,09 ± 9,54
5 mm LF	102,89 ± 9,77
L MoF	31,16 ± 2,93
L VeF	30,08 ± 4,46
M MoF	35,51 ± 6,19
M VeF	30,65 ± 2,55
3 mm L	82,61 ± 4,97
3 mm M	73,68± 8,20
3 mm LF	111,80± 18,6
3 mm MF	137,74 ± 27,46

Kırılma dayanımı değerleri açısından incelendiğinde; bütün gruplar içinde en yüksek aritmetik ortalama, fiberle güçlendirilmiş 3 mm kalınlığında Meliodent reçine örneklerine sahip grupta (3 mm MF) ($137,74 \pm 27,46$) kaydedilmiştir. Bütün gruplar içerisinde en düşük aritmetik ortalama ise akrilik esaslı yumuşak astar polimeri Vertex Soft uygulanmış Meliodent reçine örneklerine sahip grupta (MVe) ($26,95 \pm 4,34$ N/mm²) kaydedilmiştir. Tüm gruplar göz önüne alınarak yapılan tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ile gruplar arasında ileri derecede istatistiksel anlamlılık saptanmıştır ($p < 0,001$).

Gruplara alt analiz LSD testi uygulandığında çıkan sonuçlar Tablo 4-12’de gösterilmiştir.

5 mm Meliodent (5 mm M) örneklerin, kırılma dayanımı ortalamaları $92,34 \pm 7,47$ N/mm² olarak saptanmıştır. 5 mm M grubu ile 5 mm L ve 5 mm MF grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır. Bu grupların ortalama kırılma dayanımı değerlerinin birbirine benzer olduğu görülmüştür. 5 mm M ile diğer gruplar arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark ($p \leq 0,05$) saptanmıştır; Bu farkın, 5 mm M grubunun kırılma dayanımı ortalamalarının 5 mm LF, 3 mm LF ve 3 mm MF grubundan düşük, LMo, LVe, MMo, MVe, LMoF, LVeF, MMoF, MVeF, 3mm M ve 3mm L gruplardan ise yüksek olmasından kaynaklandığı görülmüştür.

5 mm Lucitone (5 mm L) örneklerin, kırılma dayanımı ortalamaları $93,86 \pm 10,85$ N/mm² olarak saptanmıştır. 5 mm L grubu ile 5 mm M ve 5 mm MF grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır. Bu grupların ortalama kırılma dayanımı değerlerinin birbirine benzer olduğu görülmüştür. 5 mm M ile diğer gruplar arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark ($p \leq 0,05$) saptanmıştır; Bu farkın, 5 mm M grubunun kırılma dayanımı ortalamalarının 5 mm LF, 3 mm LF ve 3 mm MF grubundan düşük, LMo, LVe, MMo, MVe, LMoF, LVeF, MMoF, MVeF, 3mm M ve 3mm L gruplardan ise yüksek olmasından kaynaklandığı görülmüştür.

Lucitone 199+Molloplast B (LMo) örneklerin, kırılma dayanımı ortalaması, $29,44 \pm 5,14$ N/mm² olarak saptanmıştır. LMo grubu ile LVe, MMo, MVe, LMoF, LVeF, MMoF ve MVeF grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır. Bu grupların ortalama kırılma dayanımı değerlerinin birbirine benzer olduğu görülmüştür. LMo grubu ile 5 mm M, 5 mm L, 5 mm MF, 5 mm LF, 3 mm M, 3 mm L, 3mm LF ve 3 mm MF grupları arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark ($p \leq 0,01$)

saptanmıştır. Bu farkın; LMo grubunun kırılma dayanımı değerlerinin bu grupların değerlerinden düşük olmasından kaynaklandığı tespit edilmiştir.

Lucitone 199+Vertex Soft (LVe) örneklerin, kırılma dayanımı ortalaması, $27,11 \pm 4,17 \text{ N/mm}^2$ olarak saptanmıştır. LVe grubu ile LMo, MMo, MVe, LMoF, LVeF, MMoF ve MVeF grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır. Bu grupların ortalama kırılma dayanımı değerlerinin birbirine benzer olduğu görülmüştür. LVe grubu ile 5 mm M, 5 mm L, 5 mm MF, 5 mm LF, 3 mm M, 3 mm L, 3mm LF ve 3 mm MF grupları arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark ($p \leq 0.01$) saptanmıştır. Bu farkın; LMo grubunun kırılma dayanımı değerlerinin bu grupların değerlerinden düşük olmasından kaynaklandığı tespit edilmiştir.

Meliodent+Molloplast B (MMo) örneklerin, kırılma dayanımı ortalaması, $27,68 \pm 5,08 \text{ N/mm}^2$ olarak saptanmıştır. MMo grubu ile LMo, LVe, MVe, LMoF, LVeF, MMoF ve MVeF grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır. Bu grupların ortalama kırılma dayanımı değerlerinin birbirine benzer olduğu görülmüştür. LVe grubu ile 5 mm M, 5 mm L, 5 mm MF, 5 mm LF, 3 mm M, 3 mm L, 3mm LF ve 3 mm MF grupları arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark ($p \leq 0.01$) saptanmıştır. Bu farkın; LMo grubunun kırılma dayanımı değerlerinin bu grupların değerlerinden düşük olmasından kaynaklandığı tespit edilmiştir.

Meliodent+Vertex Soft (MVe) örneklerin, kırılma dayanımı ortalaması, $26,95 \pm 4,34 \text{ N/mm}^2$ olarak saptanmıştır. MVe grubu ile LMo, LVe, MMo, LMoF, LVeF ve MVeF grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır. Bu grupların ortalama kırılma dayanımı değerlerinin birbirine benzer olduğu görülmüştür. LVe grubu ile 5 mm M, 5 mm L, MMoF, 5 mm MF, 5 mm LF, 3 mm M, 3 mm L, 3mm LF ve 3 mm MF grupları arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark ($p \leq 0.05$) saptanmıştır. Bu farkın; LMo grubunun kırılma dayanımı değerlerinin bu grupların değerlerinden düşük olmasından kaynaklandığı tespit edilmiştir.

5 mm Meliodent+Fiber (5 mm MF) örneklerin, kırılma dayanımı ortalamaları $92,34 \pm 7,47 \text{ N/mm}^2$ olarak saptanmıştır. 5 mm MF grubu ile 5 mm M, 5 mm L ve 5mm LF grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır. Bu grupların ortalama kırılma dayanımı değerlerinin birbirine benzer olduğu görülmüştür. 5 mm MF ile diğer gruplar arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark ($p \leq 0.01$) saptanmıştır.

Bu farkın, 5 mm MF grubunun kırılma dayanımı ortalamalarının 3mm LF ve 3 mm MF grubundan düşük, LMo, LVe, MMo, MVe, LMoF, LVeF, MMoF, MVeF, 3 mm M ve 3mm L gruplardan ise yüksek olmasından kaynaklandığı görülmüştür.

5 mm Lucitone+ Fiber (5 mm LF) örneklerin, kırılma dayanımı ortalamaları $102,89 \pm 9,77 \text{ N/mm}^2$ olarak saptanmıştır. 5 mm LF grubu ile 5 mm MF grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır. Bu grupların ortalama kırılma dayanımı değerlerinin birbirine benzer olduğu görülmüştür. 5 mm M ile diğer gruplar arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark ($p \leq 0.05$) saptanmıştır. Bu farkın, 5 mm LF grubunun kırılma dayanımı ortalamalarının 3 mm LF ve 3 mm MF grubundan düşük, 5 mm M, 5 mm L, LMo, LVe, MMo, MVe, LMoF, LVeF, MMoF, MVeF 3 mm M ve 3mm L gruplardan ise yüksek olmasından kaynaklandığı görülmüştür. 2

Lucitone 199+Molloplast B+ Fiber (LMoF) örneklerin kırılma dayanımı ortalaması $31,16 \pm 2,93 \text{ N/mm}^2$ olarak saptanmıştır. LMoF grubu ile LMo, LVe, MMo, MVe, LVeF, MMoF ve MVeF grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır. Bu grupların ortalama kırılma dayanımı değerlerinin birbirine benzer olduğu görülmüştür. LMoF grubu ile 5 mm M, 5 mm L, 5 mm MF, 5 mm LF, 3 mm M, 3 mm L, 3mm LF ve 3 mm MF grupları arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark ($p \leq 0.01$) saptanmıştır. Bu farkın; LMoF grubunun kırılma dayanımı değerlerinin bu grupların değerlerinden düşük olmasından kaynaklandığı tespit edilmiştir.

Lucitone 199+Vertex Soft+ Fiber (LVeF) örneklerin, kırılma dayanımı ortalaması, $30,08 \pm 4,46 \text{ N/mm}^2$ olarak saptanmıştır. LVeF grubu ile LMo, LVe, MMo, MVe, LMoF, MMoF ve MVeF grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır. Bu grupların ortalama kırılma dayanımı değerlerinin birbirine benzer olduğu görülmüştür. LVeF grubu ile 5 mm M, 5 mm L, 5 mm MF, 5 mm LF, ,3 mm M, 3 mm L, 3mm LF ve 3 mm MF grupları arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark ($p \leq 0.01$) saptanmıştır. Bu farkın; LVeF grubunun kırılma dayanımı değerlerinin bu grupların değerlerinden düşük olmasından kaynaklandığı tespit edilmiştir.

Meliodent+Molloplast B+Fiber (MMoF) örneklerin, kırılma dayanımı ortalaması $35,51 \pm 6,19 \text{ N/mm}^2$ olarak saptanmıştır. MMoF grubu ile LMo, LVe, MMo,

LMoF LVeF ve MVeF grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır. Bu grupların ortalama kırılma dayanımı değerlerinin birbirine benzer olduğu görülmüştür. LMoF grubu ile 5 mm M, 5 mm L, 5 mm MF, 5 mm LF, 3 mm M, 3 mm L, 3 mm LF ve 3 mm MF grupları arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark ($p \leq 0.05$) saptanmıştır. Bu farkın; LMoF grubunun kırılma dayanımı değerlerinin, 5 mm M, 5 mm L, 5 mm MF, 5 mm LF, 3 mm L, 3 mm M, 3 mm LF, 3 mm MF gruplarının değerlerinden düşük, MVe grubunun değerinden ise yüksek olduğu tespit edilmiştir.

Meliodent+Vertex Soft+Fiber (MVeF) örneklerin, kırılma dayanımı ortalaması, $30,65 \pm 2,55 \text{ N/mm}^2$ olarak saptanmıştır. MVeF grubu ile LMo, LVe, MMo, MVe, LVeF, LMoF ve MMoF grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır. Bu grupların ortalama kırılma dayanımı değerlerinin birbirine benzer olduğu görülmüştür. MVeF grubu ile 5 mm M, 5 mm L, 5 mm MF, 5 mm LF, 3 mm M, 3 mm L, 3 mm LF ve 3 mm MF grupları arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark ($p \leq 0.01$) saptanmıştır. Bu farkın; LMoF grubunun kırılma dayanımı değerlerinin bu grupların değerlerinden düşük olmasından kaynaklandığı tespit edilmiştir.

3 mm Lucitone 199 (3 mm L) örneklerin, kırılma dayanımı ortalaması, $82,61 \pm 4,97 \text{ N/mm}^2$ olarak saptanmıştır. 3 mm L grubu ile bütün gruplar arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark ($p \leq 0.05$) saptanmıştır. Bu farkın; 3 mm L grubunun kırılma dayanımı değerlerinin, 5 mm L, 5 mm M, 5 mm MF, 5 mm LF, 3 mm LF, 3 mm MF gruplarının kırılma dayanımı değerlerinden düşük, LMo, LVe, MMo, MVe, LVeF, LMoF, MMoF, MVeF ve 3 mm M gruplarının kırılma dayanımı değerlerinden ise yüksek olduğu tespit edilmiştir.

3 mm Meliodent (3 mm M) örneklerin, kırılma dayanımı ortalaması, $73,68 \pm 8,20 \text{ N/mm}^2$ olarak saptanmıştır. 3 mm M grubu ile bütün gruplar arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark ($p \leq 0.05$) saptanmıştır. Bu farkın; 3 mm M grubunun kırılma dayanımı değerlerinin, 5 mm L, 5 mm M, 5 mm MF, 5 mm LF, 3 mm L, 3 mm LF, 3 mm MF gruplarının kırılma dayanımı değerlerinden düşük, LMo, LVe, MMo, MVe, LVeF, LMoF, MMoF ve MVeF gruplarının kırılma dayanımı değerlerinden ise yüksek olduğu tespit edilmiştir.

3 mm Lucitone 199+ Fiber (3 mm LF) örneklerin, kırılma dayanımı ortalaması, $94,03 \pm 12,67 \text{ N/mm}^2$ olarak saptanmıştır. 3 mm LF grubu ile diğer gruplar arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark ($p \leq 0.05$) saptanmıştır; Bu farkın, 3 mm LF grubunun

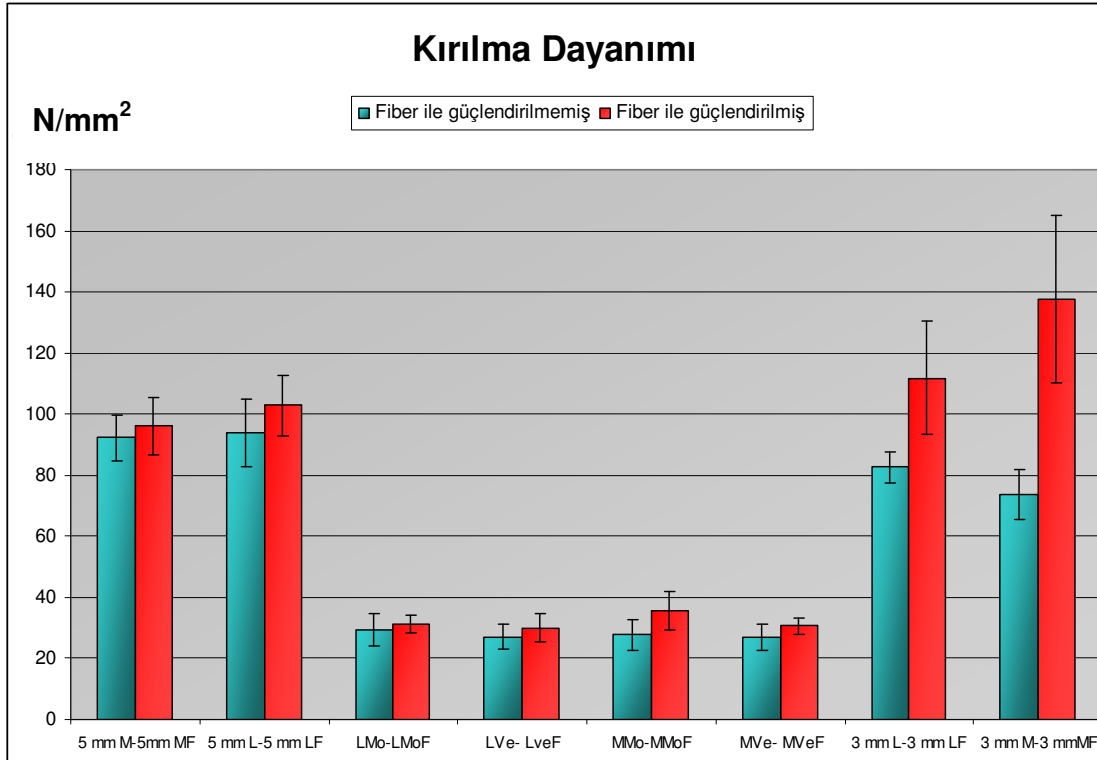
kırılma dayanımı ortalamalarının 3 mm MF grubundan düşük, diğer gruplardan ise yüksek olmasından kaynaklandığı görülmüştür.

3 mm Meliodent+Fiber (3 mm MF) örneklerin, 3 mm MF grubu ile bütün gruplar arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark ($p \leq 0.01$) saptanmıştır. Bu farkın; 3 mm MF grubunun kırılma dayanımı değerlerinin, bütün grupların kırılma dayanımı değerlerinden yüksek olduğu tespit edilmiştir.

Gruplara fiber uygulanmasının kırılma dayanımı üzerine etkisi Tablo 4-11’de ve Şekil 4-4’de gösterilmiştir.

Tablo 4-11: Fiber ile güçlendirmenin kırılma dayanımı değerlerine etkisi

GRUPLAR	KIRILMA DAYANIMI (N/mm ²) AO $\pm$ SS	
	Fiber ile güçlendirilmemiş	Fiber ile güçlendirilmiş
5 mm M	92,34 $\pm$ 7,47	96,09 $\pm$ 9,54
5mm L	93,86 $\pm$ 10,85	102,89 $\pm$ 9,77
LMo	29,44 $\pm$ 5,14	31,16 $\pm$ 2,93
LVe	27,11 $\pm$ 4,17	30,08 $\pm$ 4,46
MMo-	27,68 $\pm$ 5,08	35,51 $\pm$ 6,19
MV	26,95 $\pm$ 4,34	30,65 $\pm$ 2,55
3 mm L	82,61 $\pm$ 4,97	111,80 $\pm$ 18,60
3mm M	73,68 $\pm$ 8,20	137,74 $\pm$ 27,46



Şekil 4-4: Fiberle güçlendirilmiş ve güçlendirilmemiş kaidelerin kırılma dayanımı grafiği

5. TARTIŞMA

5.1. Yöntemin Tartışılması

Cam Fiber ile güçlendirilmiş ve güçlendirilmemiş silikon (Molloplast B) ve akrilik (Vertex Soft) esaslı yumuşak astar polimerlerin uygulandığı iki farklı protez kaide polimerinin (Meliodent ve Lucitone 199) kırılma kuvveti, eğilme, elastik modülü ve kırılma dayanımı değerleri tartışılmıştır.

Literatür taramamızda protez kaide maddelerinin kırılma dayanımlarını inceleyen çok sayıda çalışma bulunmaktadır. (37,60,70,72,73,94,100,106,137,158,160). Kırılma dayanımı testi genelde 3 nokta eğilme testi kullanılarak yapılır. Bu test tam protezlerin klinik kullanım esnasında karşı karşıya kaldığı yükleme şeklini yansıtmaktadır. Protez kaide polimerlerinin kırılma dayanımlarının incelendiği çalışmalarda genellikle belirli boyutlarda dikdörtgenler prizması şeklinde deney örnekleri kullanılırken(.37,60,70) bazı araştırmacılar kaide plağı şeklinde(160) örnekler kullanmışlardır. Çalışmamızda yumuşak astar polimeri ve protez kaide maddesi için optimum kalınlığı elde etmek için 2 mm kalınlığında yumuşak astar polimeri ve 3 mm kalınlığında protez kaide polimeri olmak üzere toplamı olan 5 mm kalınlığında örnekler kullanıldı. Bu örneklerin yanında yumuşak astar polimerinin etkisi ortadan kalktığı zaman meydana gelen değişikliklerin incelenmesi için protez kaide polimerlerinden yapılan 3 mm kalınlığında örneklerde kullanılmıştır.

Bu testin protez kaide polimerlerinin dayanıklılığının değerlendirilmesinde kullanılan mekanik test olmasının yanında eğilme ve elastik modülü ölçümlerinin yapılmasını sağlamaktadır. Bizde çalışmamızda ISO 1567’de (58) tanımlanan üç noktadan yükleme ile uygulana testi kullandık Bu testte iki destek arası mesafe 50 mm.’dir. Bu boyut, total protezde üst çenede her iki tarafta ki molar dişler arasındaki mesafeyi temsil eder. Üç nokta kırılma testinde kullanılacak olan örnek uzunluğu bu durumda 65 mm olmalıdır. Bizde bunların ışığında çalışmamızda 65x10x5 mm’lik örnekler kullandık.

Kırılma deneyi esnasında yumuşak astar polimerlerinin uygulandığı kısmın üstte bulunmasına dikkat ettik. Bunun nedeni olarak üst protezlerin ağızda çalışma prensibini göz önün bulundurmamız ve astar polimerinin altta veya üstte bulunmasının değerlerde değişiklik meydana getirebileceğini düşünmemizdir.

Çalışmamızda kullanılan materyallerin mekanik özellikleri oda sıcaklığında değerlendirilmiştir. Craig ve Gibbons'a (27) göre yumuşak astar polimerlerinin mekanik özellikleri oda sıcaklığı ile ağız sıcaklığı arasında birbirine benzer sonuçlar vermektedir.

5.2. Kırılma Kuvveti Bulgularının Tartışılması

Araştırmamızda kırılma kuvvetine etki eden faktörlere baktığımızda kullandığımız örneklerin kalınlığı en önemli faktör olarak karşımıza çıkmaktadır. Akrilik reçinelerin kalınlığı 5 mm'den 3 mm'ye incelendiğinde kırılma kuvvetinde yaklaşık olarak 1/3 oranında azalma görülmektedir. Bu durum klinikte istenmeyen protez kırılmalarına zemin oluşturmaktadır. Çalışmamızda sadece iki farklı protez kaide polimerinden hazırlanan 5 mm ve 3mm kalınlıklardaki 4 grup örneğin fiberle güçlendirilmesi sonucunda bir grup hariç (5 mm M) kırılma kuvvetlerinde anlamlı artışlar görülmüştür. Stipho 1998 (142) yılında yaptığı çalışmada otopolimerizan akrilik reçineyi 2mm uzunluğunda kırılmış cam fiber ile güçlendirmiştir. %1 konsantrasyonda cam fiber ilavesi kırılma kuvvetini anlamlı şekilde artırmıştır. Vallittu 1994 (160) yılında yaptığı çalışmada üst çene tam protez şeklideki deney örneklerinin içine 3×4,5×50 mm boyutlarında kompozit cam fiber yerleştirmiş. Kırılma kuvvetini 83,5 N'dan 204,3 N'a anlamlı bir şekilde yükseltmiştir. Çalışmamızda kırılma kuvveti açısından artış bu kadar yüksek olmamıştır. Buna sebep olarak kullanılan örneklerin şekli ve fiberin büyüklüğü neden olmuş olabilir. Bizimde çalışmamızda fiber kullanımının kırılma kuvvetini artırmış olması bu çalışmaları destekler niteliktedir

Kostoulas ve ark. 2007 (86) yılında yaptıkları çalışmada Meliodent marka ısı ile polimerize olan akrilik reçineyi otopolimerizan akriliği cam fiber(Stick) ile güçlendirerek tamir etmiş ve kırılma kuvvetinde anlamlı bir artış saptamıştır. Kontrol grubu ile bizim 3 mm M kontrol grubumuz arasında çok yakın benzerlikler bulunmaktadır. Güçlendirilmiş örneklerde ise kırılma kuvvetleri bizim değerlerimizden düşük olmasının sebebi olarak tamir maddesi olarak otopolimerizan akriliğin kullanılması sebep gösterilebilir. Fiber ile güçlendirme sonucunda kırılma kuvvetinde meydana gelen artış, çalışmalarımızın paralel olduğunu göstermektedir

Çalışmamızda 5mm ve 3 mm akrilik reçinelerin güçlendirilmesinde tek tip ve boyutlarda fiber (45×5 mm Sticknet) kullanılmıştır. 3 mm'lik akrilik reçinelerde kırılma kuvvetindeki artış 5 mm'lik reçinelere oranla daha belirgindir. Bu durumu 3 mm kalınlığında hazırlanan örneklerde fiber konsantrasyonun daha fazla olmasına bağlamaktayız. Vallittu P.K 1994 (159) yılında yaptığı bir başka çalışmada akrilik reçinenin içerisine uzunlamasına yerleştirilen fiberlerin konsantrasyonları değiştirilerek akrilik reçinenin kırılma kuvveti artırılmıştır. Konsantrasyon miktarı artıkça kırılma kuvvetinde artış saptanmıştır. Çalışmamız bu yönüyle bu çalışma ile örtüşmektedir.

Yumuşak astar uygulanmış protez kaide reçinelerini fiber ile güçlendirdiğimizde kırılma kuvvetlerinde tek bir grupta (MMoF) anlamlı bir artış olurken diğer gruplarda anlamlı olmasa da artışlar görülmüştür. Buna sebep olarak özellikle fiberin yerinin neden olduğunu düşünmekteyiz. 3 mm L ve 3 mm M gruplarını fiber ile güçlendirirken fiberleri tam ortaya yerleştirirken yumuşak astar polimeri ile astarlanan örneklerde ise ortaya yerleştirilen fiberler protez kaide polimeri içerisinde yüzeye yakınlaşmıştır. Bu durumda baskı gerilimlerinin olduğu bölgede fiberleri yerleştirilmesi, daha düşük kuvvetlerde örneklerin kırılmasına neden olmuş olabilir. Çalışmamız bu yönü ile Narva 2005 (106) yılında yaptığı çalışmayı destekler niteliktedir.

Çalışmamızda likit ve toz karışımı ile cam fiberleri ıslatıp kırılma kuvvetinde anlamlı bir artış bulduk. Vallittu 1994 (154) yılında yaptığı bir başka çalışmada cam fiberleri likit ve toz karışımı ile ıslatarak fiberle akrilik reçine arasında oluşan bağda polimerizasyon büzülmesini engellemeye çalışmış ve kırılma kuvvetinde anlamlı bir artış bulmuştur. Çalışmalarımız bu yönleri ile örtüşmektedir.

Hargreaves(53) protez kırılmaları ile ilgili yaptığı çalışmasında yumuşak astar polimeri uygulanmış darbe dayanımı yüksek akrilik reçinelerin 15 ay içerisinde kırıldığını bildirmiştir. Araştırmacı protez yapımında kırılma dayanımı yüksek akrilik kullanılmasına rağmen kaide plağının incelmeye bağlı olarak kullanılan kaide plağı akriliklerinin risk altında olduğunu belirtmiştir. Wright(166) ise yapmış olduğu klinik çalışmada 22 yumuşak astar uygulanmış alt tam protezin 5 tanesinde yorulmaya bağlı kırıklar gözlemlemiştir. Her iki araştırmacı da yumuşak astar uygulanmış akrilik protez kaide maddesinin desteklenmesi gerektiğini bildirmiştir. Çalışmamız bu iki araştırmacının klinik gözlemlerini desteklemektedir.

Çalışmamızda fiber ile güçlendirilmemiş akrilik reçinelere ısı ile polimerize olan yumuşak astar polimerlerinin uygulanması kırılma kuvvetlerinde bir anlamlı düşüş yaratmamıştır. Ancak fiber ile güçlendirilmiş örnekler yumuşak astar polimeri uygulanması ise kırılma kuvvetinde anlamlı bir düşüşe neden olmuştur. Duran 1999 (41) yılında yaptığı çalışmada 65×10×3 mm boyutlarında Meliodent akrilik reçineyi ısı ile polimerize olan akrilik ve silikon esaslı iki farklı yumuşak astar polimeri ile astarlamış ve 37°C sıcaklıkta kırma deneyini gerçekleştirmiştir ve kırılma kuvvetleri çalışmamızın kırılma kuvvetlerinden düşük çıkmıştır. Bunun sebebi olarak kırma deneyinin 37°C sıcaklıkta yapılması ve akrilik reçinelerin ikinci defa kaynatma işlemine maruz kalması olabileceğini düşünmekteyiz. İki farklı yumuşak astar polimerinin uygulanması kaide plağının kırılma kuvveti açısından anlamlı bir fark yaratmamıştır. Bu yönden çalışmalarımız birbirini desteklemektedir Fiber ile güçlendirilmiş örneklerde ise kırılma kuvvetinde meydana gelen anlamlı düşüşü sebebi olarak yumuşak astar polimeri uygulandığı zaman fiberin üzerinde akrilik kalınlığının daha ince olması ve fiberin daha çok baskı kuvvetlerine maruz kalması olabileceğini düşünmekteyiz.

Polyzois ve ark. 2001 (114) yılında yaptığı çalışmada, Meliodent marka akrilik reçineyi otopolimerizan akrilik ile tamir ederken metal ve cam fiber ile güçlendirmiş ve kontrol grubunda çalışmamızdaki 3 mm M grubuna çok yakın kırılma kuvveti değerleri elde etmiştir. Bu yönden çalışmalarımız örtüşürken tamir sırasında fiber ile güçlendirmenin kırılma kuvvetinde otopolimerizan akriliğe oranla yüksek kontrol grubuna oranla düşük olduğunu bildirmiştir. Buna sebep olarak tamir de kullanılan akrilik reçinenin otopolimerizan akrilik reçine kullanılması olabilir.

Hedzelek 2007 (55) yılında yaptığı çalışmada üst tam protez şeklinde yaptığı deney örneklerini fiberstick kullanarak güçlendirmeye çalışmıştır. Ancak kırılma kuvvetinde anlamlı olmayan bir düşüş meydana gelmiştir. Bu yüzden bizim çalışmamızı destekler nitelikte değildir. Buna sebep olarak deney örneklerimizin şekillerinin farklı olmasından kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz.

Doğan ve ark. 2007 (37) yılında yaptıkları çalışmada 2,4,6 mm uzunlukta kırılmış silansız fiber ilavesinin kırılma kuvvetinde anlamlı olmayan bir düşüşe neden olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmamızla paralellik göstermemesinin sebebi olarak, silansız fiberlerin akrilik reçine ile uyum göstermeyip yabancı cisim reaksiyonu vermesi

olabilir. Çubuk şeklinde fiber kullanımının kırılmış fiber formuna göre iyi sonuçlar vermesi iki çalışma arasındaki farklardan sayılabilir.

5.3. Eğilme Bulgularının Tartışılması

Eğilme değerleri açısından incelendiğinde akrilik reçine blokların kalınlığı azaldıkça eğilmede anlamlı bir artış söz konusu olmakta ve beraberinde uygulanan kuvvet azalmaktadır. Kanie ve ark. 2000 (72) yılında yaptıkları çalışmada fiber ile güçlendirilmiş örneklerin kalınlığının artması ile eğilme miktarında azalma saptamışlardır. Bu sonuçlar bizim bulgularımız ile paralellik göstermektedir

Yumuşak astar polimeri ile astarlanan deney örneklerinde eğilme değerlerinde anlamlı bir artış söz konusudur. Bu artışın sebepleri, yumuşak astar polimerlerinin elastik özelliğe sahip olması ve protez kaide polimerinin incelenmesi olabileceğini düşünmekteyiz. Duran'ın 1999 (41) yılında yaptığı çalışmanın sonuçları çalışmamıza paralellik göstermektedir.

Çalışmamızda darbe dayanımı yüksek olan akrilik reçine (Lucitone 199) ile hazırlanan örnekler, konvansiyonel akrilik reçine(Meliodent) ile hazırlanan örneklere oranla daha fazla eğilme göstermişlerdir. Ruyter ve ark 1980 (125) yılında yaptıkları çalışmada EDGMA içeren darbe dayanımı yüksek akriliklerin eğilme miktarlarının diğer akriliklere oranla yüksek olduğunu bildirmişlerdir Al doori ve ark 1988 (1) yılında yaptıkları çalışmada en yüksek eğilme miktarlarına sahip olan Lucitone 199 darbe dayanımı yüksek akrilik reçinenin sağlamlığını polimer içerisinde bulunan kauçuğun azaltabileceğini belirtmişlerdir. Meng ve ark 2005 (100) yılında yaptıkları çalışmada dört farklı protez kaide polimerini incelemişler ve eğilme değerleri açısından baktıklarında darbe dayanımı yüksek akrilik reçinenin(Lucitone 199) en yüksek değerlere sahip olduğunu belirtmişlerdir Keyf ve Uzun. 2001 (147) yılında yaptıkları tamir çalışmasında. en fazla eğilme değerlerine fiber ile güçlendirilmiş otopolimerizan akrilik reçine ile tamir edilmiş darbe dayanımı yüksek akrilik reçinenin(Lucitone 199) sahip olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamız bulguları bu çalışmaları destekler niteliktedir.

Fiberle güçlendirilen ve güçlendirilmeyen deney örnekleri karşılaştırıldığında 4 grupta anlamlı bir azalma olmazken iki gruptan birinde anlamlı artış diğesinde ise anlamlı bir azalma söz konusudur. Biz bu konuda fiberin eğilme değerlerini direkt olarak etkilemediğini kuvvette meydana gelen artışın kırılma dayanımını daha fazla etkilediğini düşünmekteyiz. Doğan ve ark. 2007 (37) yılında yaptığı çalışmada fiber ilavesinin eğilme miktarında anlamlı bir değişim olmasa da bir azalma belirtmişlerdir. Uzun ve ark. 1999 (148) yılında yaptıkları çalışmada cam fiber içeren beş farklı fiber tipini incelemişler ve cam fiber kullanımının eğilme değerleri açısından anlamlı bir fark yaratmadığını belirtmişlerdir. Polyzois ve ark. 2001 (114) yılında yaptıkları çalışmada Meliodent marka konvansiyonel akriliğin eğilme değerleri çalışmamıza yakın değerlerdir. Fiber ile güçlendirilmiş tamir akriliği kullanılarak yapılan deney örneklerinin eğilme değerleri kontrol grubuna oranla düşük bulunmuştur. Kostoulas ve ark. 2007 (86) yılında yaptıkları çalışmada Meliodent marka ısı ile polimerize olan akrilik reçineyi cam fiber(Stick) ile güçlendirerek tamir etmiş ve eğilme değerlerin bir fark olmadığını belirtmiştir. Kontrol grubunda kullandığı Meliodent marka akrilik reçinenin eğilme değerleri bizim çalışmamıza yakın değerlerde çıkmıştır. Çalışmamız bütün bu çalışmalar ile paralellik göstermektedir.

Stipho 1998 (142) yılında yaptığı çalışmada ısı ile polimerize olan akrilik reçineyi çeşitli fiber konsantrasyonlarına sahip olan otopolimerizan akrilik reçine ile tamir etmiş ve eğilme değerlerinin kontrol grupları arasında azalma tespit etmiştir. Çalışmamız ile farklı bulgulara sahiptir. Buna neden olarak tamir edilen akrilik reçinenin özelliklerinin, tamir akriliğinin özelliklerine benzemesiyle daha az eğilen bir yapıya sahip olması olabilir.

Keyf ve Uzun. 2000 (79) yılında yaptıkları çalışmada ısı ile polimerize olan akrilik reçinelerden hazırlanmış deney örneklerini 2 mm uzunluğunda kırılmış fiber ile güçlendirilmiş otopolimerizan akrilik ve güçlendirilmemiş otopolimerizan akrilikle tamir etmişler ve her iki tamir tipi açısından eğilme değerlerini incelediklerinde fiber ilavesinin eğilmede anlamlı bir artışa neden olduğunu bildirmişlerdir. Bulgularımız çelişmektedir. Ancak bu yazarların çalışmasında tespit edilen eğilme değerlerindeki artış çok düşük değerlerdedir.

Kanie ve ark. 2000 (72) yılında yaptıkları çalışmada ağ şeklinde uygulanan fiberlerin eğilme değerlerin anlamlı olmayan bir artışa neden olduğunu bildirirken bizim

bulgularımız ile örtüşmemektedir. Bunun sebebi olarak kullanılan fiber tipinin farklı olması ve bir kaç katman fiber uygulanmış olması olabilir.

5.4. Elastikiyet Modülü Bulgularının Tartışılması

Çalışmamızda elastikiyet modülü açısından iki farklı tip ısı ile polimerize olan akrilik reçineler incelendiğinde, Lucitone 199 marka darbe dayanımı yüksek akrilik reçine, konvansiyonel ısı ile sertleşen reçineye oranla daha düşük değerlere sahip olduğu bulunmuştur. Smith ve ark. 1992 (137) yılında yaptıkları çalışmada darbe dayanımı yüksek akrilik reçine olan Lucitone 199'u uzun süreli kaynatma tekniği ile polimerize etmiş ve kullandığı akrilik reçineler arasında en düşük elastikiyet modülüne sahip akrilik reçine olduğunu bildirmiştir. Ruyter ve Svendsen 1980 (125) yılında yaptıkları çalışmada farklı yöntemlerle polimerize olan 12 akrilik reçineyi karşılaştırmışlar, ısı ile polimerize olan 4 farklı akrilik reçine içinde darbe dayanımı yüksek akrilik reçine olan Lucitone 199 en düşük elastik modülüne sahip olduğunu tespit etmişlerdir. Stafford ve Handley 1975 (140) yılında yaptıkları çalışmada ısı ile polimerize olan akrilik reçineler arasında en düşük elastikiyet modülüne sahip reçineleri Hircoe ve Lucitone 199 olarak bildirmişlerdir. Meng 2005 (100) yılında yaptığı çalışmada 4 farklı tip akrilik reçineyi elastikiyet modülü açısından incelediğinde en düşük değere sahip olan akrilik reçineyi Lucitone 199 olarak bildirmiştir. Çalışmamız bu çalışmalar ile paralellik göstermektedir.

Yunus ve ark. 2005 (171) yılında yaptıkları çalışmada yeni bir protez kaide maddesini incelerken çalışmasında Meliodent ve Lucitone 199 akrilik reçineleri kontrol grubu olarak kullanmıştır. Çalışmanın sonucunda iki akrilik reçine için elastikiyet modülü açısından bir fark bulamamıştır. Bu sonuçlar çalışmamız ile örtüşmemektedir. Bunun nedeni olarak yaptıkları çalışmada darbe dayanımı yüksek akrilik reçine olan Lucitone 199'u mikrodalga enerjisi ile polimerize etmiş olmaları sonucunda yapısında bulunan porozitelerin artmış olması olabilir.

Elastikiyet modülü açısından incelediğimizde, 5 mm kalınlığında örnekler cam fiber ilavesi elastikiyet modülünü artırması anlamlı olmazken 3mm kalınlıktaki örneklerde ise elastikiyet modülündeki artış anlamlı şekildedir. Buna sebep olarak

kullanılan fiber miktarının 5mm kalınlık için az olduğunu düşünmekteyiz. Uzun ve Keyf 2001 (147) yılında yaptıkları çalışmada otopolimerizan akrilik reçineyi çeşitli formlarda cam fiberler ile güçlendirmişler ve fiber çubuk ile güçlendirmenin elastikiyet modülünde anlamlı bir artışa sebep olduğunu bulmuşlardır. Vallittu'nun 1998 (153) yaptığı çalışmada otopolimerizan akrilik reçineyi cam fiber ile güçlendirmiş ve elastikiyet modülünde anlamlı artışlar elde etmiştir. Vallittu 1999 (158) yılında yaptığı çalışmada ise üç farklı tip akrilik reçineyi örgü ve çubuk şeklinde fiber ile güçlendirmiş ve elastik modülünde anlamlı artışlar tespit etmiştir. Kanie ve ark. 2004 (70) yılında yaptıkları çalışmada farklı şekillerde polimerize olan 3 farklı akrilik reçineyi cam fiber ile güçlendirmişler. Isı ile polimerize olan akrilik reçine fiber ile güçlendirme sonucunda elastikiyet modülünde anlamlı artış tespit ettiklerini bildirmişlerdir. Narva ve ark. 2005 (106) yılında yaptıkları çalışmada ısı ile polimerize olan akrilik reçineyi baskı ve çekme streslerinin olduğu iki bölgeye yerleştirmişler ve her iki tip güçlendirmede elastikiyet modülünde anlamlı artışlar elde etmişlerdir. Karacaer ve ark. 2003 (74) yılında yaptıkları çalışmada, kırılmış formda 3 farklı uzunlukta cam fiberleri, iki farklı yöntemle polimerize olan akrilik reçineleri güçlendirmek için kullanmışlardır. Uzunluğu 6 mm olan kırılmış fiberlerin ısı ile polimerize olan Meliodent marka akrilik reçinenin elastikiyet modülünü anlamlı şekilde artırdığını bildirmişlerdir. Nagai ve ark. 2001 (105) yılında yaptıkları çalışmada ısı ile polimerize olan akrilik reçineyi metal ve cam fiber ile güçlendirilmiş otopolimerizan akrilik reçine ile tamir etmiş ve fiberle güçlendirilerek yapılan tamirlerin elastikiyet modülünde anlamlı artışlara neden olduğunu bildirmişlerdir. Keyf ve Uzun 2000 (79) yılında yaptıkları çalışmada ısı ile polimerize olan 4 çeşit akrilik reçineyi cam fiber ilave edilmiş otopolimerizan akrilik reçine ile tamir etmişler. Otopolimerizan akrilik reçinede fiber kullanımının elastik modülü değerlerini anlamlı şekilde olmasa da artırdığını bildirmişlerdir. Çalışmamızın sonuçları bu çalışmalar ile paralellik göstermektedir.

Uzun ve ark. 1999 (148) yılında yaptıkları çalışmada 5 farklı örgü şeklinde fiberi ısı ile polimerize olan akrilik reçineyi güçlendirmek için kullanmışlar ve cam fiber ile güçlendirmenin elastik modülü üzerine etkisi olmadığını bildirmişlerdir. Çalışmamız bu yönden örtüşmemektedir. Cam fiberlerin epoksi reçine içerisinde örgü şekline getirmiş olmaları ve fiber şeklinin çalışmamızdan farklı olması sonuçlarımızın farklı olmasına neden olmuş olabilir.

Stipho 1998 (142) yılında yaptığı çalışmada 2×6×50 mm boyutlarında otopolimerizan akrilik reçineyi 2 mm uzunlukta kırılmış formda fiberleri farklı konsantrasyonlarda kullanarak güçlendirmiş ve elastikiyet modülünde değişiklik olmadığını belirtmiştir. Çalışmamız ile paralellik göstermemektedir. Çalışmasında kullandığı fiberin kırılmış formda ve 2 mm uzunlukta olması ve silan kullandıklarını belirtmemesi farklı sonuçlar elde etmemizin nedenleri sayılabilir.

Çalışmamızda yumuşak astar uygulanmış protez kaide polimerlerinin cam fiber ile güçlendirilmesi sonucunda elastikiyet modülünde anlamlı değişiklikler saptanamamıştır. Ancak bir grup hariç yumuşak astar uygulanmış akrilik reçinelere fiber güçlendirici uygulanması elastik modülü değerlerinde anlamlı olmasa da artışa neden olmuştur Doğan ve ark. 2007 (37) yılında yaptıkları çalışmada 6 mm uzunluğunda kırılmış formdaki cam fiberlerin anlamlı olmasa da elastikiyet modülünü artırdığını belirtmişlerdir. Çalışmalarımız paralellik göstermektedir. Elastikiyet modülünde ki artışın anlamsız olmasını cam fiberlerin yüzeye yakın olan bölgede yerleşmiş olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz. Çalışmamız bu yönüyle Narva ve ark. 2005 (106) yılında yaptıkları çalışma ile örtüşmemektedir. Bunun nedenin yumuşak astar maddesinin elastik özelliğinin çok fazla olması olabileceğini düşünmekteyiz. Kırılma kuvvetlerinin düşük olması ve örnek kalınlıklarının 5 mm olması elastikiyet modülünün çok düşük değerlerde kaydedilmesine neden olduğunu biliyoruz. Silikon esaslı yumuşak astar polimeri uygulanmış konvansiyonel akrilik reçinenin fiber ile güçlendirilmesinde kırılma kuvvetlerinde anlamlı artışlar dahi elastikiyet modülünde anlamlı artışa neden olamamıştır.

5.5. Kırılma Dayanımı Bulgularının Tartışılması

Çalışmamız kırılma dayanımı açısından incelendiğinde 5 mm kalınlığında sadece akrilik reçineden yapılan örnekler arasında kırılma dayanımı açısından bir fark yokken 3 mm kalınlığında örneklerde Lucitone 199 marka darbe dayanımı yüksek akrilik reçine Meliodent marka akrilik reçineye oranla daha yüksek kırılma dayanımı değerlerine sahiptir. Machado ve ark. 2007 yılında (94) yaptıkları çalışmada üç farklı akrilik reçinenin kırılma dayanımı değerlerini incelemişler ve Lucitone 199 kırılma dayanımı değerini 87 MPa olarak saptamıştır. Smith ve ark. 1992 (137) yılında yaptıkları çalışmada yedi farklı akrilik reçinenin kırılma dayanımlarını karşılaştırmış ve Lucitone 199 'un kırılma dayanımını 78 MPa olarak saptamıştır. Saraç ve ark. 2001 (130) yılında yaptıkları çalışmada meliodent marka ısı ile polimerize olan akrilik reçineyi farklı sürelerde polimerize etmiş ve uzun süreli kaynatma tekniği ile polimerizasyonunda bulunduğu değerler çalışmamıza yakın değerler çıkmıştır. Meng 2005 (100) yılında yaptığı çalışmada dört farklı akrilik reçinenin kırılma dayanımını incelemiş ve aralarında en yüksek kırılma dayanımına sahip akrilik reçineyi Lucitone 199 olarak bildirmiştir. Bu çalışmaların bulguları çalışmamızla paralellik göstermektedir.

Yunus ve ark. 2005 (171) yılında yaptıkları çalışmada dört farklı akrilik reçinenin kırılma dayanımını incelemişler ve ısı ile polimerize olan Meliodent marka akrilik reçinenin kırılma dayanımı değerlerini Lucitone 199 marka akrilik reçineden yüksek tespit etmişlerdir. Çalışmalarımız bulguları ile paralellik göstermemektedir. Lucitone 199 marka akrilik reçinenin mikrodalga enerjisi ile polimerize edilmesi akrilik reçinenin yapısında daha fazla poroziteye neden olmuş ve kırılma dayanımı değerlerini düşürmüş olabilir.

Çalışmamızda ısı ile polimerize olan akrilik reçinelerden yapılmış 4 grubun fiber ile güçlendirilmesi sonucunda kırılma dayanımı değerleri 3 grupta anlamlı olarak artarken bir grupta (5 mm MF) artış vardır ancak istatistiksel olarak anlamlı değildir. Vallittu ve ark. 1994 (160) yılında yaptığı çalışmada protez şeklinde hazırladığı deney örneklerini cam fiber ile güçlendirmiş ve kırılma dayanımında anlamlı bir artış saptamıştır. Vallittu 1999 (158) yılında yaptığı çalışmada ise ısı ile polimerize olan

akrilik reçineyi örgü ve çubuk şeklinde cam fiber güçlendirmiş ve kırılma dayanımında anlamlı bir artış tespit etmiştir. Marei 1999 (96) yılında yaptığı çalışmada silanlanmış kırılmış formda kısa cam fiberler ile ısı ile polimerize olan akrilik reçineyi güçlendirmiştir. Bulgularının sonucunda kırılma dayanımında anlamlı artış tespit etmiştir. Kanie ve ark. 2000 (72) yılında yaptıkları çalışmada örgü formunda cam fiberleri değişik kalınlıkta ısı ile polimerize olan akrilik reçineyi güçlendirmek için kullanmış 1 mm kalınlığında örneklerde tek kat kullanarak, 4 mm örneklerde birden fazla kat cam fiber kullanımının kırılma dayanımında anlamlı artışlara neden olduğunu bildirmiştir. Jacob ve ark. 2001 (59) yılında yaptıkları çalışmada kırılmış formda 5 mm uzunluğunda üç farklı fiber tipi kullanarak, ısı ile polimerize olan akrilik reçineyi güçlendirmiştir. Cam fiber uygulamasının kırılma dayanımını anlamlı şekilde artırdığını bildirmişlerdir. Kanie ve ark. 2004 (70) yılında yaptıkları çalışmada cam fiber kullanarak üç farklı şekilde polimerize olan akrilik reçineleri güçlendirmişlerdir. Kırılma dayanımında anlamlı artış tespit etmişlerdir. Vojdani ve Khaledi 2006 (163) yılında yaptıkları çalışmada ısı ile polimerize olan Meliodent akrilik reçineyi çubuk şeklinde cam fiber ile güçlendirmiş ve kırılma dayanımında anlamlı bir artış tespit etmiştir. Narva ve ark. 2005 (106) yılında yaptıkları çalışmada otopolimerizan akrilik reçineyi çubuk şeklinde fiberlerle güçlendirmiş baskı ve çekme gerilimlerinin olduğu iki farklı bölge arasındaki farkı incelemiştir. Her iki bölgede kırılma dayanımı değerleri kontrol grubuna oranla anlamlı derecede artarken çekme gerilim bölgesine yerleştirilen fiberlerin kırılma dayanım değeri daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. Stipho 1998 (142) yılında yaptığı çalışmada otopolimerizan akrilik reçineyi farklı konsantrasyonlarda kırılmış cam fiber ile güçlendirmiştir. Otopolimerizan akrilik reçineye katılan %1 oranında cam fiberin kırılma dayanımını anlamlı şekilde artırdığını bildirmiştir. Vallittu 1998 (153) yılında otopolimerizan akrilik reçineyi tek yönlü çubuk şeklinde cam fiber ile güçlendirmiş ve kırılma dayanımında anlamlı artış tespit etmiştir. Keyf ve Uzun 2000 (79) yılında yaptıkları çalışmada ısı ile polimerize olan farklı tip akrilik reçineleri, fiber ile güçlendirilmiş otopolimerizan reçinelerle tamir etmişlerdir. Çalışmanın bulgularında fiber ile güçlendirmenin Lucitone 199 ve Meliodent marka akriliklerden yapılan örneklerinin tamirinde kırılma dayanımını anlamlı şekilde artırdığı bildirilmiştir. Nagai ve ark. 2001 (105) yılında yaptıkları çalışmada ısı ile polimerize olan akrilik reçineyi fiber ile güçlendirilmiş otopolimerizan akrilik reçine ile tamir etmişler ve cam fiber ile güçlendirilmiş otopolimerizan akrilik reçine ile tamir edilmiş

akrilik reçinenin kontrol grubuna oranla kırılma dayanımında anlamlı artış tespit etmişlerdir. Çalışmamız bulguları bu çalışmaların bulguları ile paralellik göstermektedir.

Isı ile polimerize olan yumuşak astar polimeri uygulanması, iki farklı protez kaide polimerinin kırılma dayanımı değerlerini anlamlı şekilde azalmıştır bu azalmanın ana sebebi kaide plağının kalınlığının incelmesidir. Kuvvetler azalırken kırılma dayanımının hesaplanmasında kalınlığın aynı kalması nedeni ile kırılma dayanımı değerleri önemli derecede azalmıştır. Duran 1999 (41) yılında yaptığı çalışmada yumuşak astar uygulanmış protez kaide polimerlerinin kırılma dayanımlarını incelemiş araştırmamızın bulgularına paralel bulgular tespit etmiştir. Çalışmasında 65×10×3 mm boyutlarında Meliodent akrilik reçineyi ısı ile polimerize olan akrilik ve silikon esaslı iki farklı yumuşak astar polimeri ile astarlamış ve 37°C sıcaklıkta kırma deneyini gerçekleştirmiştir ve kırılma kuvvetleri çalışmamızın kırılma kuvvetlerinden düşük çıkmıştır. Bunun sebebi olarak kırma deneyinin 37°C sıcaklıkta yapılması ve akrilik reçinelerin ikinci defa kaynatma işlemine maruz kalması olabileceğini düşünmekteyiz. İki farklı yumuşak astar polimerinin uygulanması kaide plağının kırılma dayanımı açısından anlamlı bir fark yaratmamıştır. Bu yönden çalışmalarımız birbirini desteklemektedir. Fiber ile güçlendirilmiş örneklerde ise kırılma dayanımında meydana gelen düşük artışın sebebi olarak yumuşak astar polimeri uygulandığı zaman fiberin üzerinde akrilik kalınlığının daha ince olması ve fiberin daha çok baskı gerilimlerine maruz kalması olabileceğini düşünmekteyiz. Çalışmamız bu yönü ile Narva ve ark. 'ın 2005 (106) yılında yaptığı çalışma ile paralellik göstermektedir.

Yumuşak astar polimeri uygulanmış protez kaide polimerlerinin fiberle güçlendirilmesi kırılma dayanımında bir grupta (MMoF) anlamlı diğer gruplarda anlamlı olmasa da artışa neden olmuştur. Uzun ve Keyf 2001 (148) yılında yaptıkları çalışmada Meliodent marka otopolimerizan akrilik reçineyi üç farklı fiber tipi ile güçlendirmişler ve uzunlamasına yerleştirilen fiberlerle kırılma dayanımında anlamlı olmasa da bir artış tespit etmişlerdir. Karacaer ve ark. 2003 (74) yılında yaptıkları çalışmada ısı ile polimerize olan akrilik reçineyi kırılmış formda fiber ile güçlendirmişler 6 mm uzunluğunda %5 oranında fiber ilavesinin anlamlı almasa da kırılma dayanımında artışa neden olduğunu bildirmişlerdir çalışmalarımızın bulguları bu çalışmalar ile paralellik göstermektedir.

Uzun ve ark. 1999 (147) yılında yaptıkları çalışmada ısı ile polimerize olan akrilik reçineyi beş farklı örgü şeklinde fiber tipiyle güçlendirmiştir. Fiber ile güçlendirmenin kırılma dayanımına bir etkisi olmadığını bildirmişlerdir. Bu bulgular çalışmamız ile paralellik göstermemektedir. Fiberlerin epoksi reçine içerisine akrilik reçine ile iyi bağlanması için yerleştirilmesi ve fiberin dokumasının farklı olması çalışmalarımızın bulgularının farklı çıkmasına neden olabilir.

Chen ve ark. 2001 (24) yılında yaptıkları çalışmada çeşitli fiber tipleri ile ısı ile polimerize olan akrilik reçineyi güçlendirmeye çalışmışlardır. Fiber ile güçlendirmenin kırılma dayanımına etkisi olmadığını bildirmişlerdir. Fiberlerin akrilik reçine içerisine el yardımı ile katılmasının tekrarlanabilirliği zorlaştırdığını bildirmişlerdir. Bu durum, fiber konsantrasyonun her bölgede aynı olamayacağını gösterirken, çalışmalarımızın farklı bulgulara sahip olmasını açıklamaktadır.

Doğan ve ark. 2007 (38) yılında yaptıkları çalışmada 2,4,6 mm uzunlukta kırılmış silansız fiber ilavesinin kırılma dayanımında anlamlı olmayan bir düşüşe neden olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmamızla paralellik göstermemesinin sebebi olarak, silansız fiberlerin akrilik reçine ile uyum göstermeyip yabancı cisim reaksiyonu vermesi olabilir. Çubuk şeklinde fiber kullanımının kırılmış fiber formuna göre iyi sonuçlar vermesi iki çalışma arasındaki farklardan sayılabilir.

Vallittu 1997 (156) yılında yayınlamış olduğu klinik çalışmasında kırılmış hareketli protezleri çubuk şeklinde fiberler ile parsiyel güçlendirme yapmıştır. Kırık protezler tekrarlayan orta hat kırıklara sahip 12 tam protezden ve eğer bölgesinde kırıklara sahip 10 hareketli bölümlü protezden seçilmiş olduğunu belirtmiştir. 13 aylık kontrol süresi içerisinde sadece bir tam ve bir bölümlü protezde kırık meydana geldiğini ve bunun sebepleri olarak fiberin yerleştirilmesinde hata yapıldığını bildirmişlerdir. Narva ve ark. 2001 (107) yılında yayınladıkları klinik çalışmasında 51 protezi çubuk şeklinde cam fiberle güçlendirerek tamir etmişler 4 ay ile 4 yıl arasında değişen sürede kontrolleri yapılmıştır. Çalışmanın sonucunda fiberin doğru yere ve şekilde yerleştirilmesinin önemine dikkat çekmişler ve hareketli protezlerin kırıklarının engellenmesinde cam fiber ile güçlendirmenin başarılı olduğunu bildirmişlerdir. Yaptıkları çalışmalar bizim çalışmamızı klinik olarak desteklemektedir.

6. SONUÇLAR

Bu kısıtlı araştırmamızdan çıkan sonuçlar;

- Protez kaide polimerine yumuşak astar uygulanması protez kaide kalınlığının incelmesine neden olduğundan protezin kırılma kuvvetini, elastik modülünü ve kırılma dayanımını anlamlı derecede azaltırken, eğilme değerini anlamlı olarak arttırmaktadır.
- Çubuk şeklinde silanlanmış cam fiber ile güçlendirme protez kaide polimerlerinin kırılma kuvvetini, elastik modülünü, kırılma dayanımını artırırken, eğilme değerini anlamlı olmasa da azaltmaktadır.
- Yumuşak astar uygulanmış protez kaide polimerlerinin çubuk şeklinde silanlanmış cam fiber ile güçlendirilmesi protezin kırılma kuvvetini, elastik modülünü ve kırılma dayanımını anlamlı olmasa da arttırırken. eğilme değerini azaltmaktadır.

KAYNAKLAR

.

- 1) Al Doori D, Hugget R, Bates JF ve 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
- 2) Amin WM, Fletcher AM ve Ritchie GM. The nature of interface between polymethyl methacrylate denture base materials and soft lining materials. *J Dent* 1981; **9**: 336-46.
- 3) Anderson GC, Schulte JK ve Arnold TG. Dimensional stability of injection and conventional processing of denture base acrylic resin. *J Prosthet Dent* 1988; **60**: 394-398.
- 4) Anusavice KJ. *Phillips' Science of Dental Materials*.. Philadelphia: W. B. Saunders Company, 2006
- 5) Atwood DA. (). Some clinical factors related to rate of resorption of residual ridges. *J Prosthet Dent* 1962; **1**: 441-50.
- 6) Austin AT. ve Basker RM. The level of residual monomer in acrylic denture base materials. *Brit Dent J* 1980; **149**: 281-286.
- 7) Aydın AK, Terzioğlu H, Akınay AE, Ulubayram K ve Hasırcı N. Bond strength and failure analysis of lining materials to denture base resin. *Dent Mater* 1999; **15**: 211-8
- 8) Aydın K ve Karaağaçoğlu L. Doku iyileştirici maddeler A. *Ü. Dişhek. Fak. Derg* 1983; **1**: 305-318
- 9) Aydın C, Yılmaz Hve Caglar A. Effect of glass fiber reinforcement on the flexural strength of different denture base resins. *Quintessence Int* 2002; **33**: 457-463.
- 10) Balathoğlu A. Akrilik kaideli ve yumuşak astarlı tam protezlerde ve estek dokularında gerilme dağılımlarının üç boyutlu sonlu elemanlar gerilme analizi ile incelenmesi. İstanbul. 2000 İ.Ü. Dişhekimliği Fakültesi Doktora tezi

- 11) Bartoloni JA, Murchison DF, Wofford DT ve Sarkar N. Degree of conversion in denture base materials for varied polymerization techniques. *J Oral Rehabil* 2000; **27**: 488-493
- 12) Bates JF ve Smith DC. Evaluation of indirect resilient liners for dentures. *J Am Dent Asso* 1965; **70**: 344-353
- 13) Bates JF, Huggett R. A review of the properties of some denture base polymers. *J Dent* 1980; **8**: 292.
- 14) Bates JF, Stafford GD, Hugget R ve Handly RW. Current status of pour type denture base resins. *J Dent* 1977; **5**: 177-189.
- 15) Berrog LM, Weed RM ve Young RM. Fracture resistance of kevlar-reinforced polymethyl methacrylate resin a primary study. *Int J Prosthodont* 1990; **3**: 391-395
- 16) Berry HH ve Funk OJ. Vitallium strengthener to prevent lower denture breakage. *J Prosthet Dent*, 1971; **137**: 532-536.
- 17) Blagojevic V ve Murphy VM.) Microwave polymerization of denture base materials. A comparative study. *J Oral Rehabil* 1999; **26**: 804-808.
- 18) Bowman AJ ve Manley TR. The elimination of breakages in upper dentures by reinforcement with carbon fibre *Brit Dent J* 1984; **156**: 87-89.
- 19) Braden M ve Wright P S. Water absorption and water solubility of soft lining materials for acrylic dentures. *J Dent Res* 1983; **62**: 764-8.
- 20) Braden M, Clarke RL, Nicholson J ve Parker S. *Polymeric Dental Materials*, Heidelberg, Germany, Springer-Verlag 1997.
- 21) Braden M, Davy KWM, Parker S, Ladizesky NH ve Ward IM. Denture base poly(methylmethacrylate) reinforced with ultra- high modulus polyethylene fibres. *Brit Dent J* 1988; **164**: 109-113.
- 22) Brown, D. (). Resilient soft liners and tissue conditioners. *Brit Dent J*, 1988; **164**: 357.
- 23) Carrol CE ve Von Fraunhofer JA. Wire reinforcement of acrylic resin prostheses. *J Prosthet Dent*, 1984; **52**: 639-641.

- 24) Chen S, Liang W ve Yen P. Reinforcement of acrylic denture base resin by incorporation of various fibers. *J Appl Biomater* 2001; **58**: 203-208.
- 25) Cheng YY, Chow TW ve Ladizesky NH. Denture base resin reinforced with high-performance polyethylene fiber: water sorption and dimensional changes during immersion. *J Macromol Sci Phys* 1993; **B32**: 433–481.
- 26) Cheng YY Chow,T. Fabrication of complete denture bases reinforced with polyethylene woven fabric. *J Prosthet Dent* 1999; **8**: 268-272
- 27) Craig RG ve Gibbons P. Properties of resilient denture liners *J Am Dent Asso* 1961;**63**: 382-90.
- 28) Craig RG. *Prosthetic Applications of Polymers. Restorative Dental Materials*. St Louis: Mosby-Yearbook, Inc., 1997
- 29) Craig R.G. *Resrtorative dental materials*. St. Louis: CV Mosby Co, 1989
- 30) Craig RG, Powers JM ve Wataha JC. *Dental Materials. Properties and Manipulation*. St. Louis: Mosby,. 2000
- 31) Çalikkocaoğlu S. *Tam Protezler. Cilt II*. İstanbul: Teknografik. 1998.
- 32) Darbar UR, Hugget R ve Harrison A. Denture fracture. A survey. *Brit Dent J* 1994; **176**: 342-345.
- 33) Davis JM ve Carmicheal RP. The plasticizing effect of temporary soft lining materials on polymerized acrylic resins. *J Prosthet Dent* 1988; **60**: 463-466.
- 34) De Clerk JP. Microwave polymerization of acrylic resins used in dental prostheses. *J Prosthet Dent* 1987;**57**: 650-658.
- 35) Deboer J, Vermilyea SG ve Brady RE. Effect of carbon fiber orientation on the fatigue and bending properties of two denture resins. *J Prosthet Dent* 1984; **51**: 119-121.
- 36) Dixon DL ve Breeding LC. The transvers strength of three denture base resins with polyethylene fibers. *J Prosthet Dent* 1992; **67**: 417-419.
- 37) Dogan OM, Bolayir G, Keskin S, Dogan A, Bek B ve 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.

- 38) Doğan OM, Bolayır G, Keskin S, Doğan A ve Bek B. The evaluation of some flexural properties of a denture base resin reinforced with various aesthetic fibers. *J Mater Sci* 2007; **19**: 2343-2349.
- 39) Donovan TE, Hurst RG ve Campagni WV. Physical properties of acrylic resin polymerized by four different techniques. *J Prosthet Dent* 1985; **54**: 522-524.
- 40) Dootz ER, Koran A ve Craig RG. Physical property comparison of 11 soft denture lining materials as a function of accelerated aging. *J Prosthet Dent* 1993; **64**: 114-9
- 41) Duran Ö. Rebazaj ve astarlama işlemlerinn protez kaide plağının kırılma dayanımına etkisi. İstanbul, İstanbul Üniversitesi. Doktora tezi 1999.
- 42) Economou PN, Fisher TE, Lemons J ve Castleberry DJ. Bond strength of biomaterial acrylic resin combinations., *J Prosthet Dent* 1980; **44**: 604-607.
- 43) Eick JD, Craig RD ve Peyton FA. Properties of resilient denture liners in simulated mouth conditions. *J Prosthet Dent* 1962; **12**: 1043 -1052
- 44) El-Hadary A ve Drummond J. L. Comparative study of water sorption, solubility, and tensile bond strength of two soft lining materials. *J Prosthet Dent* 2000; **83**: 356-61.
- 45) Ellakwa AE, Shortall AC ve 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
- 46) Foo, SH, Lindquist TJ, Aquilino SA, Schneider RL, Williamson DL ve Boyer DB. Effect of polyaramid fiber reinforcement on the strength of 3 denture base polymethyl methacrylate resins. *Int J Prosthodont* 2001; **10**: 148-153.
- 47) 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.
- 48) Gençel Bİ. Yumuşak astar maddesi ve metal döküm uygulanan alt tam protezlerin destek kemik dokusundaki gerilme dağılımlarının strain-gauge metodu ile incelenmesi. İstanbul, İstanbul Üniversitesi. Doktora tezi. 2005

- 49) Graham BS, Jones DW ve Sutow EJ. Clinical implications of resilient denture lining material research. Part 1: Flexibility and elasticity. *J Prosthet Dent* 1989; **62**: 421-8.
- 50) Grave AMH, Chandler HD ve Wolfaardt JF. Denture base acrylic reinforced with high modulus fibre. *Dent Mater* 1985; **1**: 185-187
- 51) Gutteridge DL. The effect of including ultra-high-modulus polyethylene fibre on the impact strength of acrylic resin. *Brit Dent J* 1988; **164**: 177–180.
- 52) Gutteridge DL. Reinforcement of poly (methyl methacrylate) with ultra-high-modulus polyethylene fibre. *J Dent* 1992; **20**: 50–54.
- 53) Hargreaves AS. The prevalence of fractured dentures. *Brit Dent J* 1969; **20**: 451- 455.
- 54) Hayakawa I, Kawae M, Tsuji Y ve Masuhara E. Soft denture liner of fluoroethylene copolymer and its clinical evaluation. *J Prosthet Dent* 1984; **51**: 310-3.
- 55) Hedzelek W ve Gajdus P. Mechanical strength of an acrylic resin palatal denture base reinforced with a mesh or bundle of glass fibers. *Int J Prosthodont* 2007; **20**: 311-312.
- 56) Honorez P, Catalan A, Angnes U ve 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.
- 57) Ilbay SG, Guvener S ve Alkumru HN. Processing dentures using a microwave technique. *J Oral Rehabil* 1994; **21**: 103-109.
- 58) International Organization for Standardization 1999. *Dentistry-Denture Base Polymers*, Geneva: ISO 1567:1999 (E).
- 59) Jacob J, Gangadhar SA ve 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.
- 60) Jacobsen JE, Chai Chang J, Keri PP ve Watanabe LG. Bond strength of 4 Meta acrylic resin denture base to cobalt chromium ally. *J Prosthet Dent* 1988; **60**: 570–576.

- 61) Jagger DC ve Harrison A. The fractured denture solving the problem *J Primary Dent* 1998; **5**:159-162
- 62) Jagger DC, Harrison A ve Jandt KD. The reinforcement of dentures. *J Oral Rehabil* 1999; **26**: 185-194
- 63) Jagger DC, Alshumailin YR, Harrison A ve Rees JS. The effect of the addition of poly(methyl methacrylate) fibres on the transvers strength of repaired heat-cured acrylic resin. *J Oral Rehabil* 2003; **30**: 903-908
- 64) Jagger DC, Harrison A, Jagger R ve Milward P. The effect of the addition of poly(methyl methacrylate) fibres on some properties of high strength heat-cured acrylic resin denture base material. *J Oral Rehabil* 2003; **30**: 231-235
- 65) Jagger DC, Jagger RG, Allen SM ve Harrison A. An investigation into the transverse and impact strength of "high strength" denture base acrylic resins. *J Oral Rehabil* 2002; **29**: 263-267.
- 66) Jagger RG. Effect of the curing cycle on some properties of a polymethylmethacrylate denture base material. *J Oral Rehabil* 1978; **5**:151-157
- 67) Jameson WS. Fabrication and use of a metal reinforcing frame in a fracture – prone mandibular complete denture. *J PROSTHET DENT*. 2001; **83**: 476-479.
- 68) John J, Gangadhar SA ve Shah I. Flexural strength of heat-polymerized polymethyl methacrylate denture resin reinforced with glass, aramid, or nylon fibers. *J Prosthet Dent* 2001; **86**: 424-7.
- 69) Kanie T, Arikawa H, Fujii K ve Ban S. Impact strength of acrylic denture base resin reinforced with woven glass fiber. *Dent Mater J* 2003; **22**: 30-38.
- 70) Kanie T, Arikawa H, Fujii K ve Ban S. Flexural properties of denture base polymers reinforced with a glass cloth-urethane polymer *Dent Mater J* 2004; **20**: 709-716.
- 71) Kanie T, Arikawa H, Fujii K ve Ban S. Deformation and flexural properties of denture base polymer reinforced with glass fiber sheet. *Dent Mater J* 2005; **24**: 297-303.

- 72) Kanie T, Fujii K, Arikawa H ve Inoue K. Flexural properties and impact strenght of denture base polymer reinforced with woven glass fibers. *Dent Mater* 2000; **16**: 150-158
- 73) Karacaer Ö, Doğan OM, Tinçer T ve Doğan A. Reinforcement of maxillary dentures with silane-treated ultra high modulus polyethylene fibers. *J Oral Sci* 2001;**43**: 103-107
- 74) Karacaer Ö, Polat TN, Tezvergil A, Lassila VP ve Vallittu PK. Effect of length and concentration of glass fibers on the mechanical properties of an injection- and compression-molded denture base Polymer *J PROSTHET DENT* 2003; **90**: 385-393
- 75) Kawano F, Dootz ER, Koran A ve Craig RG. Sorption and solubility of 12 soft denture liners. *J Prosthet Dent* 1994; **72**: 393-398.
- 76) Kawano, F., Ohguri, T., Koran, A., Matsumoto, N. ve Ichikawa, T. (). Influence of lining design of three processed soft denture liners on cushioning effect. *J Oral Rehabil* 1999; **26**: 962–968.
- 77) Kazanji MNM ve Watkinson AC. Influence of thickness, boxing, and storage on the softness of resilient denture lining materials. *J Prosthet Dent* 1988; **59**: 677-680.
- 78) Keenan PL, Radford DR ve Clark RK. Dimensional change in complete dentures fabricated by injection molding and microwave Processing *J PROSTHET DENT* 2003; **89**: 37-44.
- 79) Keyf F ve Uzun G. The effect of glass fibre reinforcement on the transverse strength , deflection and modulus of elasticity of repaired acrylic resin. *Int Denl J* 2000; **50**: 93-97.
- 80) Khan Z, Von Fraunhofer JA ve Razavi R. The staining characteristics, transverse strength, and microhardness of a visible light-cured denture base material. *J Prosthet Dent* 1987; **57**: 384-386
- 81) Kiat-Amnuay S, Khan Z ve Gettleman L. Overdenture retention of four resilient liners over an implant bar. *J Prosthet Dent*, 1999; **81**: 568-573.

- 82) Kiat-Amnuay S, Mekayarajjanannonth T, Cron CC, Khan Z ve Gettleman L. Simplified methods for fabricating tissue-supported implant-retained, overdentures with retention from a resilient liner. *J Prosthet Dent* 1999; **8**: 242-245.
- 83) Kim SH ve Watts DC. The effect of reinforcement with woven E-glass fibers on the impact strength of complete dentures fabricated with high-impact acrylic resin. *J Prosthet Dent* 2004; **91**: 274 – 280.
- 84) Kimoto S, Kitamura B, Kodaira M, Yamamoto S, Ohno Y, Kawai Y, Kawara M ve Kobayashi K. Randomized clinical trial on satisfaction with resilient denture liners among edentulous patients. *int j prosthodont* 2004; **17**: 236-240.
- 85) Kimura H ve Teraoka F. On the microwave polymerization method by the developed flask. *Quintessence Dent Techno.* 1984; **9**: 729-737.
- 86) Kostoulas I, Kavura VT ve Polyzois GL. Fracture force, deflection, and toughness of acrylic denture repairs involving glass fiber reinforcement. *J Prosthodont* 2007; **15**: 215-221.
- 87) Kutay Ö. A silicon rubber spacer used to determine the optimum thickness for hard and resilient materials in complete dentures. *J Prosthet Dent* 1993; **69**: 329-332.
- 88) Kutay Ö, Bilgin T, Sakar O ve Beyli M. Tensile bond strength of a soft lining with acrylic denture base resins. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 1994; **2**: 123-126.
- 89) Ladizesky NH, Ho CF ve Chow TW. Reinforcement of complete denture bases with continuous high performance polyethylene fibers. *J Prosthet Dent* 1992, **68**: 934-939.
- 90) Ladizesky NH, Ceng YY, Chow TW ve Ward IM. Acrylic resin reinforced with chopped high performance polyethylene fiber--properties and denture construction *Dent Mater* 1993; **9**: 128-135.
- 91) Ladizesky NH, Chow TW ve Cheng YY. Denture base reinforcement using woven polyethylene fiber. *Int J Prosthodont* 1994; **7**: 307–314.

- 92) Lamb DJ, Ellis B ve Priestley D. The effects of process variables on levels of residual monomer in autopolymerizing dental acrylic resin. *J Dent* 1983; **11**: 80-88.
- 93) Levin B, Sanders JL ve Reitz PV. The use of microwave energy for processing acrylic resins. *J Prosthet Dent* 1989; **61**: 381-383.
- 94) Machado C, Sanchez E, Azer S ve Uribe JM. Comparative study of the transverse strength of three denture base materials. *J Dent* 2007; **35**: 930-933
- 95) Manley TR, Bowman AJ ve Cook M. Denture bases reinforced with carbon Fibres *BRIT DENT J* 1979; **146**: 25-28.
- 96) Marei MK. Reinforcement of denture base resin with glass fillers. *J Prosthodont* 1999; **8**: 18-26.
- 97) Massad JJ. A metal based denture with soft liner to accomodate the severely resorbed mandibular alveolar ridge. *J Prosthet Dent* 1987; **57**: 707-711.
- 98) Mekayarajjanannonth T, Cron CC, Khan Z ve Gettleman L Simplified methods for fabricating tissue-supported implant-retained, overdentures with retention from a resilient liner. *J Prosthet Dent* 1999; **82**: 242-245.
- 99) Memon MS, Yunus N ve Razak AA. Some mechanical properties of a highly cross-linked, microwave-polymerized, injection-molded denture base polymer. *Int J Prosthodont* 2001; **14**: 214-218.
- 100) Meng RT ve Latta MA. Physical properties of four acrylic denture base resins. *J Contemp Dent. Pract* 2005; **6**: 93-100.
- 101) Miettinen VM ve Vallittu PK. Release of residual methyl methacrylate into water from glass fibre-poly(methyl methacrylate) composite used in dentures. *Biomaterials* 1997; **18**: 181-185.
- 102) Morrow RM, Reiner PR, Feldmann EE ve Rudd KD. Metal reinforced silicone-lined dentures. *J Prosthet Dent* 1968; **19**: 219-229
- 103) Mullarky RH. Aramid fiber reinforcement of acrylic appliances. *J Clin Orthod* 1985; **19**: 655-658.

- 104) Mutlu G, Harrison A ve Huggett R. A history of denture base materials. *Quintessence Dent Tech* 1989; **13**: 145-151.
- 105) Nagai E, Otani K, Satoh Y ve Suzuki S. Repair of denture base resin using woven metal and glass fiber: effect of methylene chloride pretreatment. *J Prosthet Dent* 2001; **85**: 496-500.
- 106) Narva KK, Lassila LV ve Vallittu PK. The static strength and moduolus of fiber reinforced denture base polymer . *Dent Mater* 2005; **21**: 421-428.
- 107) Narva KK, Vallittu PK, Helenius H ve Yli-Urpo A. Clinical survey of acrylic resin removable denture repairs with glass-fiber reinforcement. *Int J Prosthodont* 2001; **14**: 219-224.
- 108) 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.
- 109) O'Brien WJ. Dental Materials and their selection. Kanada: *Quintessence Publishing Co, Inc* 2002.
- 110) Penn E ve Renner RP. A comprehensive review of VLC resin in removable prosthodontics. *Quintessence Dent Tech* 1993; **16**: 107-118.
- 111) Phoenix RD, Mansueto MA, Ackerman NA ve Jones RE. Evaluation of mechanical and thermal properties of commonly used denture base resins. *J Prosthodont* 2004; **13**: 17-27.
- 112) Plotnick IJ. Stress regulator for complete and partial dentures. *J Prosthet Dent* 1967; **17**: 166-171.
- 113) Polyzois GL, Andreopoulos AG ve Lagouvardos PE. Acrylic resin denture repair with adhesive resin and metal wires: Effects on strength parameters. *J Prosthet Dent* 1996; **75**: 381-387.
- 114) Polyzois GL, Tarantili PA, Frangou MJ ve Andreopoulos AG. Fracture force, deflection at fracture, and toughness of repaired denture resin subjected to microwave polymerization or reinforced with wire or glass fiber. *J Prosthet Dent* 2001; **86**: 613-619.

- 115) Polyzois GL. Reinforcement of denture acrylic resin. The effect of metal inserts and denture resin type on fracture resistance. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 1995; **3**: 275-278.
- 116) Pryor WJ. Injection moulding of plastics for dentures. *J Am Dent Asso* 1942; **29**:140-148.
- 117) Qudah S, Harrison A ve Huggett R. Soft lining materials in prosthetic dentistry: A review. *Int J Prosthodont* 1990; **3**: 477-483.
- 118) Rantala LI, Lastumaki TM, Peltomaki T ve Vallittu PK. Fatigue resistance of removable orthodontic appliance reinforced with glass fibre weave. *J Oral Rehabil* 2003; **30**: 501-506.
- 119) Reeson MG, Jepson NJA. A simple method for obtaining a uniform thickness for long-term soft denture linings. *J Prosthet Dent* 1998; **79**: 355-357.
- 120) Reitz PV, Sanders JL ve Levin B. The curing of denture acrylic resins by microwave energy. Physical properties. *Quintessence Int* 1985;**16**: 547-51.
- 121) Rodford RA. The development and evaluation of high impact strength denture base materials. *J Dent Res* 1986; **14**: 214-217.
- 122) Rodford RA. (). Further development and evaluation of high impact strength denture base materials. *J Dent Res* 1990;**18**:, 151-157
- 123) Ruffino AR. Effect of stainless steel strengtheners on fracture resistance of the acrylic resin complete denture base. *J Prosthet Dent*, 1985; **54**: 75–78.
- 124) Ruyter IE, Ekstrand K ve Bjork N. Development of carbon/graphite fibre reinforced poly(methyl methacrylate) suitable for implant-fixed dental bridges *Dent Mater* 1986; **2**: 6-9.
- 125) Ruyter IE. Flexural properties of denture base polymers, *J Prosthet Dent* 1980; **43**: 95-103.
- 126) Ruyter IE. Release of formaldehyde from denture base polymers. *Acta Odontol Scand*, 1980; **38**: 17-27.

- 127) Salim S, Sadamori S ve Hamada T. The dimensional accuracy of rectangular acrylic resin specimens cured by three denture base processing methods. *J Prosthet Dent* 1992; **67**: 879-881.
- 128) Sanders JL, Levin B. ve Reitz PV. Porosity in denture acrylic resins cured by microwave energy. *Quintessence Int* 1987; **18**: 453-456.
- 129) Sanders JL, Levin B ve Reitz PV. Comparison of the adaptation of acrylic resin cured by microwave energy and conventional water bath. *Quintessence Int*, 1991; **22**: 181-186.
- 130) Saraç YŞ, Saraç D ve Güler AU. Farklı polimerizasyon yöntemlerinin kaide akrillerinin transvers dayanıklılığı üzerindeki etkilerinin incelenmesi. *A Ü Diş Hek Fak Derg* 2001; **11**: 13-16.
- 131) Schmidt WF ve Smith DE. A six-year retrospective study of Molloplast B lined dentures. Part II: Liner serviceability. *J Prosthet Dent* 1983; **50**: 459-465.
- 132) Schreiber CK. Polymethylmethacrylate reinforced with carbon fibers. *Brit Dent J* 1971; **130**: 29-30.
- 133) Schreiber CK. The clinical application of carbon fibre/polymer denture bases *Brit Dent J* 1974; **137**: 21-22.
- 134) Sehajpal SP ve Sood VK. Effect of metal fillers on some physical properties of acrylic resin. *J Prosthet Dent* 1989; **66**: 310-314.
- 135) Shim JS ve Watts DC. Residual monomer concentrations in denture-base acrylic resin after an additional, soft-liner, heat-cure cycle. *Dent Mater* 1999; **15**: 296-300.
- 136) Shlosberg SR, Goodacre CJ, Munoz CA, Moore BK ve Schnell RJ. Microwave energy polymerization of poly(methyl methacrylate) denture base resin. *Int J Prosthodont*, 1989; **2**: 453-458.
- 137) Smith LT, Powers JM ve Ladd D. Mechanical properties of new denture resins polymerized by visible light, heat, and microwave energy. *Int J Prosthodont* 1992; **5**: 315-320.
- 138) Solnit GS. The effect of methyl methacrylate reinforcement with silane-treated and untreated glass fibers. *J Prosthet Dent* 1991; **66**: 310-314

- 139) Stafford GD ve Hugget R. Sorption of water by some denture base polymers, *Sci Mater* 1973; **9**: 44.
- 140) Stafford GD ve Handley RW. Transverse bend testing of denture base polymers. *J Dent* 1975; **3**: 251-255
- 141) Stafford GD, Bates JF, Hugget R ve Handley RW. A review of the properties of some denture base polymers . *J Dent*, 1980; **8**: 292-301
- 142) Stipho HD. Effect of glass fiber reinforcement on some mechanical properties of autopolymerizing polymethyl methacrylate. *J Prosthet Dent*, 1998;**79**: 580-584.
- 143) Stipho HD. Repair of acrylic resin denture base reinforced with glass fiber. *J Prosthet Dent*, 1998; **80**: 546-550.
- 144) Suchatlampong C, Davies EH, ve Von Fraunhofer JA. Some physical properties of four resilient lining materials. *J Prosthet Dent* 1975; **4**: 19-27.
- 145) Taner, B (1997). Akrilik rezinlerin fiber ile dirençlendirilmesi üzerine yapılan çalışmalar. *H Ü Diş Hek Fak Derg* 1997; **21**: 81-83.
- 146) Teraoka F, Nakagawa M ve Takahashi J. Adaptation of acrylic dentures reinforced with metal wire. *J Oral Rehabil* 2001; **28**: 937-942.
- 147) Uzun G ve Keyf F. Effect of woven, chopped and longitudinal glass fibers reinforcement on the transvers strength of a repaired resin J *Biomaterial Appl* 2001; **15**: 351-358.
- 148) Uzun G, Hersek N ve Tinçer T. Effect of five woven fiber reinforcements on the impact and transverse strenght of a denture base resin. *J Prosthet Dent* 1999; **81**: 616-620.
- 149) Valittu PK. A review of methods used to reinforce polymethyl metacrylate resin. *J Prosthodont* 1995; **4**: 183-187.
- 150) Vallittu PK ve Lassila VJ. Effect of metal strengthener's surface roughness on fracture resistance of acrylic denture base material.. *J Oral Rehabil* 1992; **19**: 385-391.

- 151) 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
- 152) Vallittu PK. Effect of some properties of metal strengtheners on the fracture resistance of acrylic denture base material. *J Oral Rehabil* 1993; **20**: 241–248.
- 153) Vallittu PK. Some aspects of tensile strength of unidirectional glass fibre-polymethyl methacrylate composite used in dentures. *J Oral Rehabil* 1998; **25**: 100–105
- 154) Vallittu PK. Acrylic resin fibre composite. Part 11: The effect of polymerisation shrinkage of poly methylmethacrylate applied to fibre roving on transverse strength. *J Prosthet Dent* 1994; **71**: 613–617.
- 155) Vallittu PK. Comparison of the in vitro fatigue resistance of an acrylic resin removable partial denture reinforced with continuous glass fibers or metal wires. *J Prosthet Dent*, 1996; **5**: 115-121.
- 156) Vallittu PK. Glass fiber reinforcement in repaired acrylic resin removable dentures: Preliminary results of a clinical study. *Quintessence Int*, 1997; **28**: 39–44.
- 157) Vallittu PK ve Narva K. Impact strength of a modified continuous glass fiber poly methylmethacrylate. *Int J Prosthodont* 1997; **10**: 142–148.
- 158) Vallittu PK. Flexural properties of acrylic resin polymers reinforced with unidirectional and woven glass fibers. *J Prosthet Dent* 1999; **81**: 318-326.
- 159) Vallittu PK, Lassila VP ve Lappalainen R. Acrylic resin fibre composite. Part 1: The effect of fibre concentration on fracture resistance. *J Prosthet Dent* 1994; **71**: 607– 612.
- 160) Vallittu PK, Lassila VP ve Lappalainen R. Transverse strength and fatigue of denture acrylic glass fiber composite. *Dent Mater* 1994; **10**: 116–121
- 161) Vallittu PK, Ruyter IE ve 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.
- 162) Van Noort R. *Introduction. to Dental Materials*. Philadelphia: Mosby. 2002

- 163) Vojdani M ve Khaledi AAR. Transverse strength of reinforced denture base rein with metal wire and E-glass fibers. *J Dent* 2006; **3**: 167-172.
- 164) Wagner WC, Kawano F, Dootz ER ve Koran A. Dynamic viscoelastic properties of processed soft denture liners:Part 1-Initial properties. *J Prosthet Dent* 1995; **73**: 471-477.
- 165) Williamson DL, Boyer DB, Aquilino SA, ve Leary JM. Effect of polyethylene fiber reinforcement on the strength of denture base resins polymerized by microwave energy. *J Prosthet Dent* 1994; **72**: 635-638.
- 166) Wright PS. Observations of a long term use of a soft-lining material for mandibular complete dentures. *J Prosthet Dent* 1994; **72**: 385-392.
- 167) Wylegala RT. Reinforcing denture base resins by carbon fibers. *Dent Tech* 1973; **26**: 97-100.
- 168) Yacoub N, Ismail YH ve Mao JJ Transmission of bone strain in the craniofacial bones of edentulous human skulls upon dental implant loading. *J Prosthet Dent.*, 2002; **88**: 192-199.
- 169) Yazdanie N ve Mahood M. Carbon fiber acrylic resin composite: an investigation of transverse strength. *J Prosthet Dent* 1985; **53**: 543-547.
- 170) Yunus N, Harrison A ve Huggett R. Effect of microwave irradiation on the flexural strength and residual monomer levels on an acrylic repair material. *J Oral Rehabil* 1994; **21**: 641-648.
- 171) Yunus N, Rashid AA ve Abu-hassan MI. Some flexural properties of a nylon denture base polymer. *J Oral Rehabil* 2005; **32**: 65-71.
- 172) Zappini G, Kammann A ve Watcher W. Comparison of fracture tests of denture base materials. *J Prosthet Dent* 2003; **90**: 578-585.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	AHMET	Soyadı	YILMAZ
Doğ.Yeri	İSTANBUL	Doğ.Tar.	13.04.1977
Uyruğu	T.C.	TC Kim No	15974365314
Email	ahmet9027@yahoo.com	Tel	05322236506

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mez. Yılı
Doktora		
Yük.Lis.	İ.Ü.Dişhekimliği Fakültesi	2000
Lisans		
Lise	Kadıköy Anadolu Lisesi	1995

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

	Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1.	Araştırma Görevlisi	İ.Ü.Sağlık Bilimleri Enstitüsü	2001-2008
2.			-

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*	KPDS/ÜDS Puanı	(Diğer) Puanı
İngilizce	Çok iyi	Çok iyi	Çok iyi	77.5	

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
LES Puanı			
(Diğer) Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
MS Office	Çok iyi