

T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANA BİLİM DALI

**FARKLI YAPILARDAKİ REZİN KAİDE MATERYALLERİNİN ÇEŞİTLİ
AÇILARDAN KARŞILAŞTIRILMALI OLARAK İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Funda ÖZGÖÇ

Tez Danışmanı
Prof. Dr. Caner YILMAZ

ANKARA
Ekim 2009

T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANA BİLİM DALI

**FARKLI YAPILARDAKİ REZİN KAİDE MATERYALLERİNİN ÇEŞİTLİ
AÇILARDAN KARŞILAŞTIRILMALI OLARAK İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Funda ÖZGÖÇ

Tez Yöneticisi:
Prof. Dr. Caner YILMAZ

Bu tez Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından SBE-03/2007-07 proje numarası ile desteklenmiştir.

ANKARA
Ekim 2009

İÇİNDEKİLER

Kabul ve Onay	I
İçindekiler	II
Şekiller, Resimler, Grafikler	IV
Tablolar	VI
1.GİRİŞ	1
2.GENEL BİLGİLER	2
2.1. Protez Kaide Rezinlerinin Sınıflandırılması	3
2.2. Akrilik Rezinler	6
2.2.1.Toz (polimer)	7
2.2.2. Likit (Monomer)	9
2.2.3. Polimerizasyon	10
2.3. Asetal Rezinler	18
2.4. Protrez Kaide Materyallerinin Sahip Olması Gereken Özellikler	20
2. 5. Protez Kaide Materyallerinin Fiziksel Özellikleri	21
2.5.1.Su Emilimi	21
2.5.2. Çözünürlük	22
2. 6. Protez Kaide Materyallerinin Mekanik Özellikleri	22
2.6.1. Bükülme Direnci (Flexural strenght)	24
2.6.2. Kırılma Tokluğu (Fracture Toughness)	24
2.7. Artık Monomer	25
2.7.1. Gaz kromatografisi (GC)	26
3. GEREÇ VE YÖNTEM	29
3.1. Örneklerin Hazırlanması	31
3. 1. 1. Konvansiyonel kalıplama tekniği kullanılarak ısı ile Polimerize olan akrilik rezin test örneklerin hazırlanması	32
3.1.2. Enjeksiyonla kalıplama tekniği kullanılarak ısı ile polimerize olan akrilik rezin test örneklerinin hazırlanması	33

3.1.3. Asetal rezin test örneklerinin hazırlanması	37
3. 2. Test Yöntemleri	41
3.2.1. Su Emilimi	41
3. 2. 2. Çözünürlük	43
3.2. 3. Bükülme Direnci Testi	44
3. 2. 4. Kırılma Tokluğu	47
3.2.5. Artık monomer analizi	50
4. BULGULAR	53
4.1.Su emilimi testi bulguları	53
4.2. Çözünürlük testi bulguları	55
4.3. Bükülme direnci testi bulguları	58
4.4. Kırılma tokluğu testi bulguları	60
4.5. Artık monomer analizi bulguları	62
5. TARTIŞMA	66
6. SONUÇLAR	82
7. ÖZET	83
8.SUMMARY	85
9.KAYNAKLAR	87
10. EKLER	101
11. ÖZGEÇMİŞ	102

ŞEKİLLER, RESİMLER, GRAFİKLER

- Şekil 1: GC cihazının şematik görünümü
- Resim 1: Test örneklerinin hazırlanmasında kullanılan paslanmaz çelik kalıplar
- Resim 2: SR Ivocap enjeksiyon sistemi
- Resim 3: Enjeksiyon sistemiyle polimerize edilen akrilik rezin materyali
- Resim 4: Muflaya alınan örnekler
- Resim 5: CAP- Vibratör karıştırma sistemi
- Resim 6: Dental-D enjeksiyonlu sistemi
- Resim 7 : Mum modellerin muflaya alınmış hali
- Resim 8: Mum atım işlemi
- Resim 9: Asetal rezin bloklarının tüplere yerleştirilmesi
- Resim 10: Asetal rezin bloğu
- Resim 11: Asetal rezinin mufla içine enjeksiyonu
- Resim 12: Hassas terazi
- Resim 13 : Su banyosu
- Resim 14: Su emilimi ve çözünürlük testlerinde kullanılan örnekler
- a. Enjeksiyon kalıplama tekniğiyle polimerize olan örnekler
 - b. Konvansiyonel yöntemle polimerize olan akrilik rezin
 - c. Asetal rezin
- Resim 15: Bükülme direnci testi için kullanılan cihaz
- Resim 16: Bükülme direnci testi
- Resim 17: Bükülme direnci testinde kullanılan örnekler
- a. Enjeksiyon kalıplama tekniğiyle polimerize olan örnekler
 - b. Konvansiyonel yöntemle polimerize olan akrilik rezin
 - c. Asetal rezin
- Resim 18: Kırılma tokluğu testi için hazırlanan örneklerin boyutları (ASTM E 399-06)
- Resim 19: Ön çatlak oluşturulması
- Resim 20: Kırılma tokluğu testinde kullanılan cihaz

- Resim 21: Kırılma tokluğu testi
- Resim 22: Kırılma tokluğu testinde kullanılan örnekler
- a. Enjeksiyon kalıplama tekniğiyle polimerize olan örnekler
 - b. Konvansiyonel yöntemle polimerize olan akrilik rezin
 - c. Asetal rezin
- Resim 23: Manyetik karıştırıcı
- Resim 24: Gaz kromatografi cihazı (Agilent 6890, USA)
- Resim 25: Artık monomer analizinde kullanılan test örnekleri
- a. Enjeksiyon kalıplama tekniğiyle polimerize olan örnekler
 - b. Konvansiyonel yöntemle polimerize olan akrilik rezin
 - c. Asetal rezin
- Grafik 1: Test örneklerinin ortalama su emilimi değerleri
- Grafik 2: Test örneklerinin ortalama çözünürlük değerleri
- Grafik 3: Örneklerin ortalama bükülme direnci değerleri
- Grafik 4: Kırılma Tokluğu Testi Ortalamaları
- Grafik 5: Artık monomer analizi ortalamaları

TABLolar

Tablo 1:	Çalışmada oluşturulan gruplar
Tablo 2:	Kullanılan test yöntemleri ve gruplara göre dağılımı
Tablo 3:	Su Emilimi Testi Ölçüm Sonuçları
Tablo 4:	Su Emilimi Testi Sonuçları İçin tek yönlü ANOVA sonuçları
Tablo 5:	Su Emilimi Testi Sonuçları İçin Tukey B Testi Tablosu
Tablo 6:	Çözünürlük Testi Ölçüm Sonuçları
Tablo 7:	Çözünürlük Testi Sonuçları İçin tek yönlü ANOVA Tablosu
Tablo 8:	Çözünürlük Testi Sonuçları İçin Tukey B Testi Tablosu
Tablo 9:	Bükülme direnci testi ölçüm sonuçları
Tablo 10:	Bükülme direnci testi sonuçları için tek yönlü ANOVA tablosu
Tablo 11:	Bükülme direnci testi sonuçları için Tukey B Testi tablosu
Tablo 12:	Kırılma Tokluğu Testi Ölçüm Sonuçları
Tablo 13:	Kırılma tokluğu testi için tek yönlü ANOVA tablosu
Tablo 14:	Kırılma Tokluğu Testi Sonuçları İçin Tukey B Testi Tablosu
Tablo 15:	Artık Monomer Testi Ölçüm Sonuçları
Tablo 16:	Artık monomer testi sonuçları için tek yönlü ANOVA tablosu
Tablo 17:	Artık Monomer Testi Sonuçları İçin Tukey B Testi Tablosu

1. GİRİŞ

Günümüz diş hekimliğinde protez kaidelerinin yapımında kullanılan materyallerin başında bir akrilik rezin türevi olan polimetil metakrilat gelir.

Geniş kullanım alanı bulunan akrilik rezinlerin, kullanımının ve tamirinin kolay olmasının yanı sıra dayanıklılığı ve sertliği tatmin edici düzeyde değildir. Darbe ve yorulma direnci düşük olduğundan dayanıklılığı yetersizdir ve eşit olmayan çiğneme kuvvetleri, kaza ve travma sonucu kırılabilmektedir.

Protez kaidesinden salınan artık monomerin, komşu oral dokularda lokal irritasyon, inflamasyon, hipersensivite ve alerjik reaksiyonlara neden olduğu bildirilmiştir. Ayrıca artık monomer daha fazla pöröziteye neden olması ve polimer matriks üzerindeki plastizer etkisi rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerine de zarar vermektedir.

Yapılan literatür taramalarının sonucunda, asetal rezinlerle ilgili çalışmaların yeteri kadar olmadığı gözlemlenmiştir. Ayrıca asetal rezinlerin diğer rezinlerle karşılaştırmalı olarak yapılan çalışmaları da çok azdır. Bu noktadan hareketle, çalışmamızda, enjeksiyonla polimerize edilen akrilik rezin, enjeksiyonla polimerize edilen asetal rezin ve konvansiyonel yöntemle polimerize edilen akrilik rezin kaidelerin bazı özelliklerinin araştırılması amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

Protez kaide materyali olarak geçmişten günümüze kadar pek çok değişik materyal kullanılmıştır. 1930'lu yıllardan önce, vulkanit, nitroselüloz, fenol formaldehit, vinil plastik ve porselen bu amaç için kullanılan materyallerdendir. Bu materyallerin çoğu, bir protez kaidesinde olması gereken özellikleri sağlayamadığından kullanımı bırakılmıştır.¹

İlk akrilik rezin olan Kolladent'in 1935 yılında üretilmesini takiben, 1937 yılında Walter H. Write tarafından geliştirilen ısı ile polimerize olan akrilik rezin, protez kaidesi yapımında yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır¹. 1940'dan sonra plastik endüstrisindeki gelişmeler akrilik üretimini kolaylaştırmıştır. 1946'ya kadar protez kaidelerinin hemen hepsi bu materyalden oluşturulmuştur. Günümüzde teknolojik gelişmelere paralel olarak, çok değişik yeni plastikler ve polimerler üretilmektedir.^{1,2}

Rezinler, yüksek molekül ağırlıklı polimerlerden oluşmuş kompleks yapılardır. Reçineler normal sıcaklıkta katı halde bulunan, basınç ve sıcaklıkta mekanik veya kimyasal yolla şekillendirilebilen ve kalıplanabilen organik polimerler olarak tanımlanabilirler.³

Polimerlerden oluşan rezineler, polimerlerin farklı kimyasal yapılarından dolayı farklı fiziksel özellikler gösterirler ve bu özelliklerine göre sınıflandırılabilirler. Isı ve basınç altında şekillendirme ve şekillendirildikten sonra rezinenin gösterdiği özellik maddeyi tanımlama kolaylık sağlar. Bu tanımlamadan hareketle rezineler iki ana sınıfta toplanırlar.

1. Termoplastikler

2. Termosetler

Termoplastikler ısı ve basınç altında plastik özelliklerini daima korurlar. Bu tip reçinede kimyasal bir değişim olmaz. Atom veya atom grupları iplik yumağı gibi birbirine karışmış biçimdedir. Bu atomlar kuvvet uygulandığında birbirine yaklaşırlar, kuvvetin kaldırılması halinde tekrar eski hallerine dönerler. Moleküller birbirlerine koheziv kuvvetlerle bağlanırlar. Isı etkisiyle van der waals kuvvetleri azaldığı için madde akışkan hale gelir.^{3,4}

Termosetler, ısı işlemiyle bir defa istenilen şekli aldıktan sonra tekrar ısıtılmakla şekillendirilemezler. Ayrıca bu malzemeler hiçbir çözücünde çözünmezler. Termosetler, polikondansasyon reaksiyonu ile elde edilirler ve genellikle çapraz bağlı bir yapıya sahiptirler.^{5,6}

2.1. Protez Kaide Rezinlerinin Sınıflandırılması

Protez kaide materyalleri polimer yapıları ve polimerizasyon tipleri gibi kriterler göz önüne alınarak farklı şekilde sınıflandırılabilir.⁷

ISO Spesifikasyon No: 1567'ye göre

Tip 1: Isı ile polimerize olan polimerler

Sınıf 1: Toz ve likit

Sınıf 2: Plastik pat

Tip 2: Otopolimerizan polimerler

Sınıf 1: Toz ve likit

Sınıf 2: Toz ve likit akışkan rezinler

Tip 3: Termoplastik toz içeren polimerler

Tip 4: Işık ile polimerize olan polimerler

Tip 5: Mikrodalga ile polimerize olan polimerler

Polimerizasyon tipine göre

1. Isı ile polimerize olan rezinler
2. Kimyasal olarak polimerize olan rezinler
3. Işık ile polimerize olan rezinler
4. Mikrodalga ile polimerize olan rezinler.^{5,8}

Polimerizasyon yolu ve tekniğine göre.

1. Konvansiyonel basınçla kalıplama tekniği kullanılarak ısı ile polimerize olan akrilik rezinler

a. Doldurucusuz polimetil metakrilat akrilik rezinler

b. Çeşitli materyallerin ilavesiyle güçlendirilmiş akrilik rezinler

i. Polisülfon

ii. Fiber sistemleri

iii. Metal tel ve partikülleri

2. Enjeksiyonla kalıplama tekniği kullanılarak ısı ile polimerize olan rezinler

a. Polimetil metakrilat

b Polikarbonat

c. Poliamid

d. Polisülfon

3. Kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezinler (otopolimerizan rezinler)

a. Konvansiyonel akrilik rezinler

b. Akışkan akrilik rezinler

c. Enjeksiyon kalıplama tekniği kullanılan akrilik rezinler

4. Işık ile polimerize olan akrilik rezinler

5. Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezinler^{5,8}

Polimer yapısına göre:

1. Poli(akrilik asit ester)
2. Poli(vinil eser)
3. Polistiren
4. Polikarbonat
5. Polisülfon
6. Lastik modifiye poli(metakrilik asit ester)
7. Poli(dimetakrilik asit ester)
8. Poliasetal/Polioksimetilen
9. Kopolimer veya polimer karışımı⁷

2. 2. Akrilik Rezinler

Akrilik rezinler, genel olarak etilen türevi maddeler olup yapısal formülünde vinil grupları içerirler. Diş hekimliğinde en çok kullanılan akrilik rezinler, metakrilik asitin metil ester olan metil metakrilatın polimerizasyonu ile elde edilen polimetil metakrilat polimer yapılarıdır. Protetik restorasyonlarda zincir polimerizasyonu ile elde edilen akrilik asit ($\text{CH}_2=\text{CHOOH}$) ve metakrilik asit yapıları ($\text{CH}_2=\text{C}(\text{CH}_3)\text{COOH}$) kullanılmaktadır.^{3,9}

2.2.1. Toz (polimer)

Polimetil metakrilat tozu, oda sıcaklığında serbest olarak akabilen, küçük küresel tanecikler şeklindedir ve polimerleşmeyen bir sıvı içinde ısıtılmak suretiyle metil metakrilat monomerin polimere dönüşmesi ile elde edilir.^{10,11,5}

Akrilik tozu, orijinal halinde şeffafır ve içerisine çeşitli maddeler ilave edilmiştir. Toz içerisine ilave edilen maddeler;

1.Akrilik polimer veya kopolimer tanecikleri

2. Reaksiyon başlatıcı maddeler: Genellikle polimerizasyon reaksiyonu başlatmak için benzoil peroksit veya daha az kullanılmakla beraber diizobütil azonitril gibi başlatıcı ajanlar %0,5-1.5 oranında toza ilave edilmektedir.^{1,5,11}

3. Pigment ve boyalar: Dokulara, benzer rengi elde edebilmek amacı ile merkürük sülfid (kırmızı), kadmiyum sülfid (sarı), kadmiyum senit, ferik oksit(kahverengi), civa sülfid veya karbon siyahı gibi bileşikler ilave edilmektedir. Daha önceden ilave edilen kadmiyum tuzları toksik özelliklerinden dolayı kullanılmamaktadır. Bu pigmenter polimer küreciklerine ya başlangıç polimerizasyonu sırasında ya da polimerizasyondan sonra polimer taneciklerinin içerisine mekanik olarak karıştırılırlar.^{1,5,10}

4. Opaklık verici maddeler: Renkleştirici ajanlara ek olarak çinko veya titanyum oksitler opaklaştırıcı olarak kullanılmaktadır.^{1,5,11,}

5. Plastikleştirici maddeler: Yüksek moleküler ağırlıklı

polimetil metakrilat monomer içerisinde yavaş çözünmektedir. Çözünürlüğü arttırmanın çeşitli yolları vardır. Bunlardan biri etil akrilat miktarını %5 veya daha az tutarak metil metakrilat ve etil akrilat kopolimeri kullanmaktır. Çözünürlüğü arttırmanın ikinci yolu da dibütilfitalat gibi bir plastizeri, ya polimer küreleri öğütme makinesinde öğütülürken ya da direkt olarak monomere eklemektir. Plastikleştiricinin miktarı rezinin ağız sıvılarında bozunmasını önlemek amacı ile %8-10 arasında tutulmalıdır. Çözünürlüğü arttırmanın üçüncü yolu ise yüksek molekül ağırlıklı polimetil metakrilat kürelerini monomerde daha çok çözünen düşük molekül ağırlıklı küreler ile karıştırmaktır. Fakat bu metod rezinin ortalama molekül ağırlığını düşürmektedir.^{5,10}

6. Organik ve inorganik lifler: Boyanmış sentetik lifler, oral mukozada bulunan kan damarlarını taklit etmek amacı ile eklenmektedir. Cam lifleri ve tanecikleri veya zirkonyum silikat gibi inorganik maddeler akriliğin görünümünü doğallaştırmak için ilave edilmektedir.^{5,11}

Polimer molekülleri üç temel tip yapıdan oluşmaktadır:

A. Çizgisel polimer (Lineer)

1. Çizgisel Homopolimer: Doğrusal yönde uzayan aynı tip monomerlerdir.

2. Çizgisel Kopolimer: Doğrusal yöndeki aynı tip monomerlerin arasında gelişigüzel serpilmiş değişik yapıda monomer ünitesi içermektedir.

3. Çizgisel Blok Kopolimer: Değişik yapıdaki monomerler blok şeklindedir.

B. Dallara ayrılmış polimer (Branched)

1. Dallara Ayrılmış Homopolimer: Aynı cins monomer molekülleri dallara ayrılmış şekildedir.

2. Dallara Ayrılmış Kopolimer: Aynı tip monomerlerden oluşan zincirden ayrılan dallar değişik yapıdadır.

C. Çapraz Bağlantılı Polimer (Cross-linked)

Ağ şeklinde yapısı vardır. Her biri 3 veya 4 kimyasal bağ içeren moleküllerin önce çizgisel bir zincir daha sonrada çapraz olarak bağlanması ile oluşur.

2.2.2. Likit (Monomer)

Metil metakrilat oda ısısında şeffaf bir sıvı olup, moleküler ağırlığı 100 g/mol, erime noktası -48°C , kaynama noktası $100,8^{\circ}\text{C}$, yoğunluğu 20°C 'de 0.945 g/cm^3 , polimerleşme ısısı ise $12,9 \times 4,184\text{ kJ/mol}$ dür. Metil metakrilat yüksek buhar basıncı sergiler ve mükemmel bir organik çözücüdür.⁹

Saf metil metakrilat monomerinin polimerizasyonu sırasında %21'lik bir hacimsel büzülme meydana gelir. Likit akriliğin fiziksel özelliklerini geliştirmek için bazı çapraz bağlı ajanlar içerir. En çok kullanılan madde etilenglikoldimetakrilattır. Çapraz bağlantı sağlamak için tetra-etilen glikol dimetakrilat (TEG-DMA) ve polietilen glikol dimetakrilat (PEG-DMA), 1,3-propandiol dimetakrilat ve 1,4-bütandiol dimetakrilat ajanları da kullanılmaktadır.^{1,10}

Likitin, bekleme süresince, rafta polimerizasyonunu engellemek için inhibitör maddeler ilave edilir. Bu madde genellikle hidrokinondur.^{1,2} İnhibitör olmadığı takdirde, oda sıcaklığında veya daha soğuk ortamda bile, likit içindeki serbest radikallerin rastgele oluşmasına bağlı olarak, monomer ve çapraz bağlantı ajanı yavaşça polimerize olur. Serbest radikallerin kaynağı bilinmemektedir. Ancak bir kez oluştuğunda likitin viskozitesinde yavaş bir artışa sebep olur ve likit madde tamamen sertleşinceye kadar devam edebilir. Genellikle hidrokinonlardan elde edilen inhibitör, likit içinde oluşmuş olan radikallerle hızlı bir reaksiyona girerek, radikalleri stabilize ederler. Stabilize radikallerin, polimerizasyonu başlatıcı etkileri yoktur.^{12,13}

2.2.3. Polimerizasyon

Polimerizasyon, monomer adı verilen çok sayıda molekülün birleşerek makromolekül veya polimer oluşturduğu zincirleme bir reaksiyondur. Çok sayıdaki bir veya birden fazla tipte düşük ağırlıklı molekülün daha yüksek ağırlıklı başka bir makromolekölü oluşturmasına polimerizasyon denir.^{14,15} Akrilik rezinler, metil metakrilat monomerlerinin ‘serbest katılma polimerizasyonu’ ile polimerize olurlar. Katılma polimerizasyonunda monomer molekülleri çok kısa bir süre içerisinde birbirlerine eklenerek zincir oluştururlar. Bu polimerizasyon metodu serbest radikallerin oluşumuna bağlıdır. Paylaşılmış elektron içeren bir serbest radikal monomerle reaksiyona girerek zincir büyümesini başlatır.⁹

Monomer-Polimer Reaksiyonu

Toz ve likitin fiziksel reaksiyonu sırasında en az dört safha mevcuttur:

1. Safha: Polimer yavaş yavaş monomer içerisinde çökmeye başlar. Bu safhada karışım, kumlu görünümde sıvı ve yapışkan olmayan bir kitle şeklindedir.

2. Safha: Monomer polimer ile etkileşime girmektedir. Monomerin etkilediği polimer çözeltiye katılarak monomer içinde dağılır ve bu safha da karışım yapışkan bir hal alır.

3. Safha: Monomer polimere etki ettikçe, kütle çözelti içindeki polimer ile doyararak düzgün, hamurumsu bir şekil alır. Bu safhaya hamur ya da jel safhası denir. Karışım bu aşamadayken muflaya alınır.

4. Safha: Monomer buharlaşma veya polimer içine daha fazla difüze olma sonucu adeta yok olur. Kitle daha koheziv ve lastiğimsi bir hal alır. Artık plastik özelliğini büyük oranda yitirmiştir. Bu aşamada muflalanamaz.¹⁰

Polimerizasyon Çeşitleri

Polimerizasyon işlemi kondansasyon ve ilave polimerizasyon olmak üzere 2 ana tiptir. Daha az meydana gelen kopolimerizasyon ve çapraz bağlantı polimerizasyonu da mevcuttur.^{1,5,10,}

1. Kondansasyon polimerizasyonu

Bu polimerizasyon, iki veya daha fazla basit molekül arasındaki kimyasal reaksiyonların aynı mekanizmayla tekrarlanması şeklinde gelişmektedir. Bu reaksiyonlar sonucunda, amonyak, halojen asitleri ve su gibi yan ürünler oluşur. Kondansasyon polimerizasyonu ile polimer oluşması son derece yavaştır. Diş hekimliğinde kullanımı kısıtlıdır.^{5,9}

2. İlave polimerizasyon

Benzer yapıdaki moleküllerin kimyasal yapı değişikliğine uğramadan, çok sayıda tekrarlanarak aynı kimyasal yapıya sahip yüksek molekül ağırlıklı bir makromolekül haline dönüşmesidir. Polimer aynı monomerin defalarca tekrarlanmasından meydana gelir. Bu işlem kolaydır fakat kontrol edilmesi zordur. Aktif bir merkezden başlayarak monomerler baş başa eklenerek sonsuza kadar büyüyebilirler.^{11,10,3}

Diş hekimliğinde kullanılan rezinlerin büyük bir kısmı ilave polimerizasyon yöntemiyle üretilmektedir.⁵

3. Kopolimerizasyon

İlave polimerizasyon reaksiyonu ile oluşan makromoleküller, tek bir yapısal birimden meydana gelmektedir. Bazen fiziksel özellikleri geliştirmek için iki veya daha fazla kimyasal yapısı farklı monomer kullanılır ve oluşan polimer her iki monomeri de içermektedir. Bu tip polimere kopolimer ve bu tip polimerizasyona kopolimerizasyon adı verilir.^{3,5}

Kopolimerizasyon sonucu meydana gelen rezinin fiziksel özellikleri, ilgili monomerlerin tek başına oluşturdukları rezinden çok farklıdır. Pek çok önemli rezin, kopolimerizasyon ile oluşmaktadır. Metil metakrilat monomerin polimerizasyonu örnek olarak verilebilir.⁵

4. Çapraz bağlanma polimerizasyonu

Çizgisel polimerleri birleştirmek veya belli reaktif yan zincirler

ile köprülemek suretiyle moleküler örgü ve ağ yapıları oluşturulabilir. Polimerizasyon sonucunda rezinin dayanıklılık, çözünürlük ve su emilimini değiştiren üç boyutlu örgü yapılar meydana gelir.⁵

Polimerizasyon Safhaları

Akrilik rezinler, metil metakrilat monomerlerinin 'serbest katılma polimerizasyonu' ile polimerize olurlar. Katılma polimerizasyonunda monomer molekülleri çok kısa bir süre içerisinde birbirlerine eklenerek zincir oluştururlar. Bu polimerizasyon metodu serbest radikallerin oluşumuna bağlıdır. Paylaşılmış elektron içeren bir serbest radikal monomerle reaksiyona girerek zincir büyümesini başlatır.⁹

Serbest radikal polimerizasyonu, başlama, büyüme(çoğalma) ve sonlanma olmak üzere üç aşamaya sahip bir zincir polimerleşmesidir.

Başlama aşaması: Bu aşama, başlatıcıların bozunmasını ve serbest radikallerin oluşmasını içerir ve genellikle iki basamakta gerçekleşir. İlk basamak başlatıcıdan serbest radikalın oluşmasıdır.^{13,14}

Serbest radikaller, organik peroksit/hidroperoksit veya azo/diazo bileşiklerinin ısıyla bozunması, ışık (ultraviyole) veya yüksek enerjili radyasyon yöntemlerinden birinin kullanımıyla elde edilirler. Protez kaidelerinin yapımında kullanılan akrilik rezinlerin polimerizasyon yöntemlerindeki farklılıklar, serbest radikallerin oluşması için kullanılan enerjinin de farklı olmasına neden olur.^{13,14}

Isı ile polimerize olan rezinlerde polimerizasyon reaksiyonu ısı ile başlatılır. Kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezinlerde serbest

radikaller genellikle benzoil peroksit ve tersiyer aromatik aminin reaksiyouyla oluşur.^{2,13,14}

Işıkla aktive olan rezin sistemleri ise mavi mor bölgedeki ışığa maruz kaldığında, serbest radikaller oluşur. Polimerleşme için UV, X ve gama ışınları gibi iyonize ışınlar kullanılabilir. Böyle bir reaksiyonda, rezin içinde kimyasal bir başlatıcıya gerek duyulmaz.^{13,14}

Başlama aşamasının ikinci basamağı ise serbest radikallerin monmerlere katılma işlemleridir.^{13,14}

Büyüme (Çoğalma) aşaması: Bu aşama, monomerlerin aktif merkeze katılmasıyla polimer zincirinin büyüdüğü aşamadır. Büyüme başladıktan sonra mol başına 5000 ile 8000 kalori gerektiğinden işlem son derece hızlı olur.^{13,14}

Birinci safhada oluşan yeni radikal, başta metil metakrilat moleküllerine eklenerek iki monomerli yeni bir radikal oluşturur. Böylece her defasında bir monomer molekülü, ilerleyen polimer zincirine eklenerek polimer oluşumunu sağlar. Bu yöntemle çok kısa bir sürede çok yüksek molekül ağırlıklı bir polimer zinciri meydana gelir.^{13,15}

Sonlanma Aşaması: Bu zincir reaksiyonu ya doğrudan birleşerek veya büyüyen bir zincirden diğerine hidrojen atomu aktarımı ile meydana gelir.. ve polimerizasyon işlemi tamamlanır.^{13,15}

Polimerizasyon Yöntemleri

A. Isı ile polimerizasyon

Isı ile polimerize olan rezinler genellikle toz ve likit şeklindedirler. Konvansiyonel basınçla kalıplama ve enjeksiyon ile kalıplama tekniği olarak iki yöntem ile hazırlanabilirler.^{2,3,5,13}

Konvansiyonel basınçla kalıplama tekniğinde akril hamurunun alçı ya da silikon-alçı kalıplar kullanılarak mufla içindeki protez boşluğuna konulup preslenmesi ve sıcak suda bekletilmesi ile polimerizasyon sağlanır.^{5,10}

Enjeksiyon ile kalıplama, rezinin, alçı ya da silikon-alçı kalıplar içindeki protez boşluğuna basınç altında enjeksiyon yolu ile sevkini sağlayan ve ısı ile polimerizasyonu tamamlayan bir tekniktir. Enjeksiyon ile kalıplama teknikleri ilk olarak W.E. Wilson tarafından ortaya atılmış, 1942 yılında Pryor tarafından geliştirilmiş ve günümüzde de daha modern sistemler ile kullanılmaya devam edilmektedir.³

Bu teknik, prova kapanışının elimine edilmiş olması homojen yapıya sahip kaide plaklarının elde edilmesi ve protez boşluğunun en ince bölgesine kadar rezin ile doldurulması gibi avantajlara sahiptir. Ancak özel malzeme ve donanım gerektirmesi dezavantajdır.^{3,12}

B. Kimyasal Polimerizasyon

Isı ile polimerize olan rezinler ile arasındaki fark, benzoil peroksidin aktivasyon şeklidir. Benzoil peroksidi ısıtarak aktive etmek yerine, kimyasal bir aktive edici (dimetil-p-toluidin $\text{CH}_3\text{C}_6\text{H}_4\text{N}(\text{CH}_3)_2$) kullanılarak polimerizasyon oda sıcaklığında gerçekleşir. Dimetil-p-toluidin

dışında çeşitli aktive ediciler kullanılabilir. Aktivatör ve başlatıcının tipi ve konsantrasyonu polimerizasyonun hızı ve derecesinde önemli rol oynar.^{2,3,5}

Kimyasal olarak polimerize olan rezinler ısı ile polimerize olanlara göre daha az polimerizasyon büzülmesi gösterirler. Ancak yoğunlukları daha düşük olduğu için dirençleri de daha az olup, artık monomer miktarı daha fazladır.^{2,5}

C.Görünür Işıkla Polimerizasyon

Görünür ışınla polimerize olan özel reçinelerle ilgili ilk çalışmalar Ogle ve arkadaşları tarafından 1986 yılında başlatılmıştır. Protez kaide materyali olarak görünür ışınla sertleşen en popüler materyal TRIAD-VLC(Triad Visible Light Cure)'dir. Bu protez kaide materyali, üretan dimetakrilat matriks, akrilik kopolimer, küçük silika doldurucular ile kamforokinon amin fotoinitiatörünü içermektedir.^{1,2,5}

Işıkla polimerize olan rezinin temel yapısı, ışıkla sertleşen kompozit dolgu maddesine benzer. Fakat protetik kullanımda, Triad rezin içinde restoratif işlemlerde olduğu gibi inorganik doldurucu değil, organik maddeler kullanılır. Bu yöntemde 400-500 nm dalgaboyunda mavi ışık veren kuartz halojen lamba kullanılır.^{2,3,12}

Gelişmekte olan görünür ışıkla polimerize olan reçineler aşağıda sıralandığı üzere diş hekimliğinde çok çeşitli alanlarda kullanılabilir.³

1. Kaide plağı kırıklarının tamirinde

2. Diş ve kroşe ilavelerinde

3. Geçici kaide plağı yapımında
4. Özel kaşık yapımında
5. Ortodontik aparey yapımında
6. Geçici kron-köprü yapımında
7. Çene yüz protezlerinde
8. Cerrahi stent ve şine yapımında
9. Astarlama işleminde

D.Mikrodalga Enejsi ile Polimerizasyon

Gıda endüstrisinde mikrodalga enerjisinin kullanım rahatlığı protez yapımında da aynı uygulamadan yararlanılabileceğini göstermiştir. 1983 yılında Kimura, bu tip rezinlerde akril hamurunun şekillenmesini ve rezinlerin yüzey sertliğini araştırmıştır. 1984 yılında ise kendi geliştirdiği özel plastik muflanın (FRP-Fber Reinforced Plastics) her bir yüzeyini 2,5 dakika mikrodalga fırınında tutarak içindeki akrilik örneklerin polimerizasyonunu sağlamıştır.^{3,5,12}

Mikrodalga ile polimerizasyon şu şekilde oluşur. Metil metakrilat oda ısısında polar bir likittir ve mikrodalgalar akrilik rezin içerisindeki Metil metakrilat moleküllerinin 2450 mHz frekansta, elektromanyetik bir alanda saniyede 5 milyar kez dönme hareketini sağlayarak çok sayıda kutuplaşmış moleküllerin oluşumunu gerçekleştirir.

Moleküler sürtünmeden ısı meydana gelir ve oluşan ısı rezinin polimerizasyonunu sağlar. Akrilik rezinin polimerizasyonunda monomer etkilenirken polimerde değişiklik olmaz ve her bölgede aynı düzeyde homojen bir polimerizasyon sağlanır.¹⁶

Konvansiyonel basınçla kalıplama tekniğinde, alçı materyalin ısısı, muflanın kenarlarında orta kısmına oranla daha yüksektir. Halbuki mikrodalga ile polimerizasyonda orta kısım daha hızlı ısınmaktadır. Aynı zamanda muflanın orta kısmıyla kenarları arasındaki ısı farkı neredeyse yok denecek kadar azdır. Ayrıca kullanılan plastik mufla, klasik teknikteki metal muflaya kıyasla daha çabuk oda ısısına inebilmektedir.^{1,3,17}

Mikrodalga enerjisi ile polimerizasyon yönteminin avantajları; zaman tasarrufu, laboratuarda daha temiz bir çalışma ortamının sağlanması, polimerizasyon büzülmesinin ve boyutsal değişikliğin düşük olması, protez kaidesinin alçıya olan adaptasyonunun artması, muflanın kenarı ile orta kısmı arasınadaki ısı farkının olmaması, renk sabitliği, yüzey düzgünlüğü ve artık monomer miktarının düşük seviyelerde olması olarak özetlenebilir.^{3,18,19,20}

Dezavantajları ise; özel mufla ve akrilik rezin ile mikrodalga fırına ihtiyaç olması, maliyetin fazla olması ve birkaç protez yapımından sonra muflalarda bozulma görülmesidir.²⁰

2.3. Asetal Rezinler

Asetal rezin olarak adlandırılan polioksimetilen (POM) polimerize olmuş formaldehitin homopolimeridir. İlk olarak, 1950 yılında, iyonik başlatıcılar kullanarak yüksek saflıkta formaldehitten katı ve dayanıklı formaldehit molekülleri hazırlanmıştır. Bu rezinler, polimer zincirinin

sonundaki hidroksil radikallerinin yerine ester grupları konularak stabilize edilmiştir. 1960 yılında ticari olarak tanıtımı yapıldıktan sonra otomotiv ve elektronik endüstrisinde kullanılmıştır. 1986 yılından itibaren diş hekimliğinde, pedodonti, ortodonti ve protetik uygulamalarda kullanım alanları bulmuştur.^{21,22}

Günümüzde çeşitli yöntemler ile poliasetal rezinesi elde etmek mümkündür. Bunlardan ilki; formaldehitin polimerleşmesi ile elde edilirken, ikincisi; trioksan ve etilenoksitin kopolimerleşmesi ile elde edilen asetal kopolimeridir. Üçüncü bir yöntem ise; uygun zincir transferini sağlayabilecek bir yapının bulunduğu formaldehitin polimerleştirilmesidir.²³ Zincir transferini sağlayacak yapı olarak aktif hidrojenli fonksiyonel bir polimer kullanılmıştır:

Formaldehitin polimerizasyonu için iki yöntem kullanılmaktadır:

1. Hacim polimerizasyonu: Yoğunlaşmış anhidra gaz halindeki formaldehit sıvıya dönüştürülmekte ve polimerizasyon tamamlanıncaya kadar bu sıvı -80°C 'de muhafaza edilmelidir. 'Hacim' polimerizasyonundaki sonuç ürün, katı bir blok halinde polimerik formaldehitdir.

2. SolüsyonPolimerizasyonu: Monomerik formaldehit -80°C 'de monomer için çok iyi bir çözücü olan eter gibi bir sıvıda çözündürülmüştür. Daha sonra solüsyon oda ısısına getirilmiştir. Bu metotta polimerizasyonun başlaması için bir katalist kullanılmıştır. Solüsyon metodunda elde edilen ürün, toz halinde veya granüler tipte bir maddedir.²⁴

POM'in camsı geçiş sıcaklığı (T_g) -13°C iken, kristal erime sıcaklığı (T_m) 165°C 'dir. Üç aşamada gerçekleşen bozunma

reaksiyonlarında öncelikle yapıdan formaldehit yapılarının ayrıldığı, daha sonra ise formaldehit, asetaldehit, etilen oksit, propan, etan ve karbondioksit gibi küçük molekül kütleli birimlerin ayrıldığı tespit edilmiştir. Formaldehit gruplarının polimerin kristallliğini etkilediği belirlenmiştir.²³

POM yapısına bazı modifiye ediciler katılarak mekanik özelliklerindeki değişimler incelenmiştir. %70 oranında lifimsi kristal yapıya sahip POM'in yapısına modifiye ediciler katıldığında polimerin homojenliğinin azaldığı ve bunun sebebinin de modifiye edicilerin esas polimere zayıf adezyon kuvvetiyle bağlandığı tespit edilmiştir.²³

Enjeksiyon kalıplama tekniği kullanılarak polimerize edilen asetal rezinler, diş hekimliğinde protetik restorasyonlarda protez kaide ve kroşe materyaline alternatif olarak, pedodontik kronlarda ve ortodontik braketlerde kullanılmaktadır.²⁴

2.4. Protrez Kaide Materyallerinin Sahip Olması Gereken Özellikler

Protez kaide materyallerinin fiziksel, mekanik, kimyasal ve biyolojik açılardan sahip olması gereken özellikler şunlardır:^{1,3}

- 1.Yapımı ve uygulaması kolay olmalıdır.
2. Dokulara uygun renk seçeneklerine sahip olmalı, renk stabilitesi iyi olmalıdır.
3. Çiğneme kuvvetleri altında, elastik ve plastik deformasyon göstermemeli, kopma, çatlama veya kırılma oluşmamalı, ağız içi ve ağız dışı kuvvetlere karşı yüksek direnç ve sağlamlığa sahip olmalıdır.

4. Kullanım sırasında yumuşamayı ve distorsiyonu önleyebilecek kadar yüksek camsı geçiş ısısına sahip olmalıdır.

5. Yoğunluğu az olmalıdır.

6. Kullanımda şekli, hacmi ve boyutları değişmemelidir.

7. Tatsız ve kokusuz olmalıdır.

8. Toksik ve karsinogenik etki göstermemelidir. Alerji, yanma ve irritasyona neden olmamalıdır.

9. Bakteri, mantar ve metabolitlerden etkilenmemelidir.

10. Ağız sıvılarına karşı geçirgenliği az olmalı, düşük su emme oranı ve yüksek difüzyon katsayısına sahip olmalıdır.

2. 5. Protez Kaide Materyallerinin Fiziksel Özellikleri

2.5.1. Su Emilimi

Protetik diş hekimliğinde kullanılan polimerler, moleküllerinin polar özellikleri ve moleküller arası mesafenin su moleküllerinden büyük olmasından dolayı pek çok organik madde gibi difüzyon kanunlarına uyacak tarzda su emerler.^{12,27,28} Bu difüzyon makromoleküller arasına doğru gerçekleşir. Bu yolla makromoleküllerin mobilize olması ile içteki gerilimlerin rahatlaması sağlanmakta ve protezde boyutsal değişiklik söz konusu olmaktadır.^{5,29} Emilen su plastikleştirici etki yaparak rezini yumuşatır ve

direncini düşürür. Ayrıca renklenmeye ve estetiğin bozulmasına da neden olur.^{30,31}

Su emilimini ölçme metodlarından biri, suyla temas eden yüzey alanına düşen ağırlık artışını tespit etmektir. Diğer metod suyla temas eden belirli bir hacme düşen ağırlık artışını hesaplamaktır.⁶

2.5.2. Çözünürlük

Çözünürlük polimerden çözünen maddelerin salınması olarak tanımlanır. Rezinlerin ağız içinde temas ettikleri birçok sıvıda çözünmemesi istenir. Kaide materyallerinden en çok serbest monomer, az miktarda da başlatıcılar ve plastikleştiriciler çözünür. Serbest monomer miktarıyla, örneklerde çözünürlük testi sonucu oluşan ağırlık kaybı arasında ilişki olduğu iddia edilmektedir. En yüksek artık monomer salınımının ilk beş günde olduğu bildirilmiştir.^{17,32,33,34}

Çözünürlük, çözünüm süresi, çözünüm ortamındaki solüsyonun yoğunluğu, ortamın pH'ı rezinin şekli ve kalınlığı, maddenin içindeki monomer yapısına, çapraz bağlantı derecesine, doldurucu tipine ve hacmine bağlı olabilir.³⁰

2. 6. Protez Kaide Materyallerinin Mekanik Özellikleri

Restoratif materyaller, yapım aşamalarında ve çiğneme fonksiyonu sırasında bazı kuvvetlere maruz kalmaktadırlar. Mekanik özellikler, bir materyalin kuvvet yüklemesi altındaki davranışının belirlenmesi için önemlidir. Bir materyalin maksimum performans gösterebilmesi için, materyalin çeşitli mekanik prensiplerinin bilinmesi gereklidir. Yük altındaki katı bir maddenin stabilitesi, atomik bağlayıcı

kuvvetlerin özelliği ve gücü ile belirlenmektedir. Materyallerin bu tür özellikleri genellikle gerilim-gerilme ilişkisiyle tanımlanır.³⁵

Gerilim (Stress)

Belirli bir düzlemde materyalin birim alanı üzerine etkiyen kuvvet 'gerilim' (stress) olarak adlandırılır. Gerilim = Kuvvet/Alan ($\sigma = F/A$) formülüyle ifade edilir. Gerilim birimi pascal(N/m^2)'dir.^{1,2}

Diş hekimliğinde, materyallere uygulanan kuvvetlerin çeşidine ve materyallerin şekline göre gelişen birçok tipte gerilim vardır.^{1,2}

a. Çekme gerilimi (tensile stress): Çekme gerilim kütleyi uzatmak veya germek isteyen bir yükün yarattığı deformasyona karşı gösterdiği dirençtir.^{1,4}

b. Basma gerilimi (compressive stress): Eğer bir materyal kendisini sıkıştırmaya veya kısaltmaya yönelik olarak bir yüke maruz kalırsa buna karşı oluşan iç kuvvetlere basma (sıkıştırma) gerilimi denir.^{1,4}

c. Makaslama gerilimi (shear stress): Çevirme hareketine veya bir kütleyi diğerinin üzerine kaydırmaya karşı çıkan gerilime makaslama gerilimi denir.^{1,4}

Gerilme (Strain)

Bir materyale dışarıdan kuvvet uygulaması materyalin materyalin boyutlarında değişiklikle sonuçlanır. Gerilme birim boyut başına uzunluk değişimidir. Gerilme, elastik veya plastik veya hem elastik hem plastik olabilir. Elastik gerilme geri dönüşümlüdür. Uygulanan kuvvet

ortadan kalktıktan sonra materyal orijinal boyutlarına geri döner. Plastik gerilmede ise kuvvet uzaklaştığında materyal deforme olduğunda tekrar eski haline dönmez. Üçüncüsü ise gerilmenin parsiyel geri dönüşümlü olabilmesidir. Bu materyalin elastik özellikleri ile ilgili bir fonksiyonudur.^{2,5}

Gerilim ve gerilme bağımsız olmayıp birbirleriyle yakından ilişkilidir. Dışarıdan kuvvet uygulaması materyal içinde gerilim oluşturur ve gerilmeye veya boyutta değişikliklere sebep olur.^{2,5,35}

2.6.1. Bükülme Direnci (Flexural strength)

Bükülme direnci, dental materyallerin özelliklerinin tanınmasında sık kullanılan değerlerden birisi olup, materyalin esneme kuvvetleri nedeniyle kırılmaya karşı gösterdiği dirençtir.³⁶

Bu test, çekme, basma ve makaslama gerilimlerinin ortak eş zamanlı ölçümüdür. Bununla birlikte yeterli kalınlıktaki örnekler için genellikle hakimiyet alt yüzeyde gelişen çekme geriliminindir. Yük uygulandığında örnek eğilir. Düz şerit şeklindeki örnekler için sonuç gerilme, örneğin üst yüzeyinin (basma gerilmesi) uzunluğunda azalma ve alt yüzeyi (çekme gerilmesi) uzunluğunda ise artış ile temsil edilir. Sonuç olarak üst yüzeydeki başlıca gerilimler basma iken, alt yüzeydekiler çekme gerilimidir. Örnek içinde üst ve alt yüzey arasındaki gerilimler yön değiştirir ve değişim bölgesinde hem gerilim hem de gerilme sıfırlanır. Bu nötral yüzey boyut olarak değişmez ve nötral eksen olarak bilinir. Desteklenen uçlara yakın yerlerde makaslama gerilimleri oluşur. Ancak kırılma işleminde önemli bir rol oynamaz.³⁷

2.6.2. Kırılma Tokluğu (Fracture Toughness)

Protez kaide materyallerindeki kırıklar pek çok faktörün bir araya gelmesiyle de oluşmaktadır. Kaide plağının deformasyonu, kaide plağı destek doku uyumsuzluğu, yetersiz rölyef yapılması, yapay diş aşınmaları, hatalı diş dizimi, polimerizasyon süresinin yetersizliği, protez kaidesinin çok ince olması, sert ve yumuşak doku andırkatlarının varlığı, kret tepesine uzanan uzun ve geniş labial frenulum çentikleri gibi stres konsantrasyon hataları ve hatalı yapım teknikleri kaide plağı kırıklarında etkili olan faktörlerdir.^{38,39,40,41}

Bir protezin performansını etkileyen en önemli faktör, kullanılan materyalin kırılmaya karşı dayanıklılığıdır. Protez kaide materyalleri farklı tipte streslerden etkilenebilmektedir. İntraoral ve extraoral kuvvetler protez kaide kırıklarına yol açabilmektedir.^{42,43} Protezlerde kırıklar, iki farklı kuvvet tipinin etkisiyle oluşmaktadır. Bunlar bükülmeye bağlı yorulma ve çarpma kuvvetidir. Bükülmeye bağlı yorulma, materyalin tekrarlayan bükülmelerinden sonra oluşur. Bu bükülmelerin hiç biri tek başına yapıya zarar vermez ancak tekrarlayan bükülmeler sonucunda materyalde çatlama veya kırılma oluşmaktadır. Başarısızlığın bu tipi, stresin yoğunlaştığı alanlarda mikroskobik düzeyde çatlakları oluşması ile açıklanabilir. Düşük düzeyde kuvvetlerin uygulanması sonucu bu çatlaklar birleşmekte ve sonunda materyal zayıflamaktadır. Kırılma ise materyalin mekanik kapasitesinin üstünde bir kuvvetin uygulanması veya ısısal farklılıklar ile gerçekleşir.³⁹

Protez kaide rezinlerinin , kırığın başlamasına ve yayılımına doğru olan direnci kırılma tokluğu testi ile değerlendirilmektedir. Kırılma tokluğu kritik kuvvet yoğunlaşma seviyesi olarak tanımlanır. Yani çatlak büyümesi ve çatlak yayılması sonucunda oluşacak yıkıcı başarısızlığa karşı

materyalin kabiliyetini gösterir. Bu test iki safhadan oluşur. İlk aşama çatlak teşekkülü, ikinci aşama çatlağın ilerlemesidir.⁴⁴

2.7. Artık Monomer

Protez kaide rezininin polimerizasyonunu başlatmak için pek çok metod kullanılmaktadır. Bu metodların hiçbirinde monomerin polimere tamamıyla dönüşümü sağlanamaz ve rezin içerisinde reaksiyona girmemiş bir miktar monomer bulunur.^{45,46,47,48} Rezinin polimerizasyonunu takiben polimerik ağ yapısı içerisinde reaksiyona girmeyerek kalan monomere artık monomer denir.⁴⁹

Oral mukozada oluşan alerjik reaksiyonlar, travma, fungal enfeksiyon, hatalı okluzyon ve başarısız protetik restorasyonlara bağlı olmakla birlikte yapılan çalışmalarda protez kaidesinden salınan artık monomerin, komşu oral dokularda lokal irritasyon, inflamasyon, hipersensitivite ve alerjik reaksiyonlara neden olduğu bildirilmiştir.^{46,47,51,52} Ayrıca artık monomer daha fazla poröziteye neden olması ve polimer matriks üzerindeki plastizer etkisi nedeniyle rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerine de zarar vermektedir.^{53,54,55}

Polimerizasyondan sonra rezin içerisindeki artık monomer miktarının tesbiti için çeşitli analiz yöntemleri kullanılmaktadır. Bunlar, infrared spektrofotometri,⁵⁶ halojenasyon,⁵⁷ gaz kromatografi,^{58,59} yüksek basınç sıvı kromatografi^{56,60} yöntemleridir.

Kromatografi, moleküllerin yapı veya kompozisyonlardaki değişiklikleri temel alan ve bu moleküllerin ayrışmasını inceleyen bir bilimdir. Kromatografi, birbiriyle bağıntılı hareket eden farklı fazlar arasında,

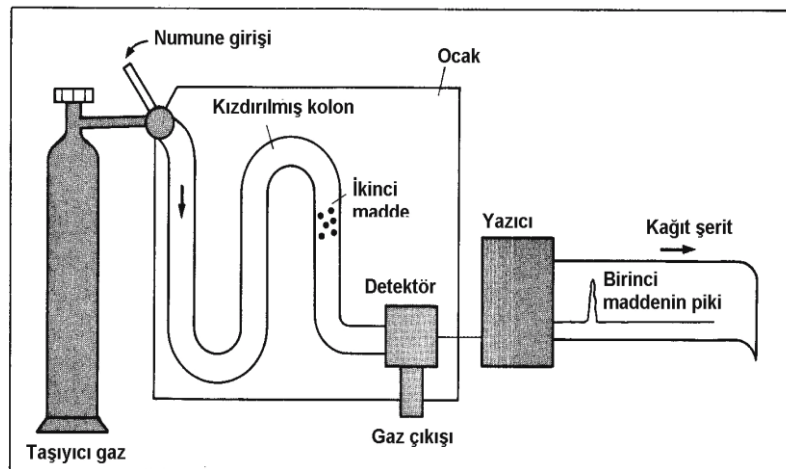
bileşenlerinin ayrışmalarının gözlemlendiği veya farklı hareket hızlarına sahip bileşenlerin olduğu tüm ayrıştırma tekniklerini içermektedir.³⁷

2.7.1. Gaz kromatografisi (GC)

Hareketli fazın gaz (veya buhar) olduğu bütün kromatografik metodlar «gaz kromatografisi» olarak isimlendirilir. Gaz kromatografisinde numunenin uçucu bileşenleri inert bir gaz fazı (taşıyıcı gaz) ve sabit bir faz arasında dağılmıştır.^{58,59}

Gaz kromatografisinin temel elemanlarını ve metoda etki yapan faktörler şunlardır:⁶¹

1. Numune girişi
2. Kromatografik kolon
3. Taşıyıcı gaz
4. Dedektör



Şekil 1: GC cihazının şematik görünümü

Numune girişi

Gaz Kromatografi metodu ile analiz yapmak için, numune birkaç farklı teknikten herhangi biri ile cihaz içine alınabilir. Numuneleri cihaza almak için Beckman Gaz kromatografında bir gaz numune alma valfi kullanılır. Bu valf numunelerin sabit hacimlerinin cihaza alınmasını temin eder. Valfın numune alma hacmi sürüklemek suretiyle veya önce vakumla boşaltılıp sonra gazı istenilen basınca kadar almak suretiyle doldurulabilir.⁶²

Kromatografik kolon

Kolon karmaşık örneklerde bileşenlerin birbirinden iyi çözünürlükte ayırımından sorumlu sabit fazdır. Kolon imalatında yapı materyali olarak paslanmaz çelik, teflon, cam veya polietilen eterketon en sık tercih edilenlerdir. Kolonun ayırım gücü ve performansı yapıldığı materyalden çok iç yüzeyine yapılan kaplamada kullanılan malzemenin kimyasal ve fiziksel özelliklerinden etkilenmektedir.^{61,63}

Taşıyıcı gaz

Kullanılan gaz kromatografi cihazlarında detektör olarak bir ısı iletkenliği seli kullanır. Bu detektör saf taşıyıcı gaz ile numune komponentlerini ihtiva eden taşıyıcı gaz arasındaki ısı iletkenliği farkını ölçer. Numunelerde, taşıyıcı gaz ve numune komponentleri arasındaki ısı iletkenliği farkı maksimum olduğu zaman en büyük sinyal elde edilir.⁶¹

Detektörler

Kolondan ayırımı yapılan analizlenecek maddeye ait

bileşenlerin alıkonma zamanlarına göre sırasıyla geçerken miktar tayinlerinin yapıldığı donanımdır. Kolondan çıkan maddenin derişimi kolon çıkışına yerleştirilen uygun bir dedektör ile ölçülür. Gaz kromatografisinde kullanılan değişik detektör tipleri şunlardan ibarettir: otomatik kaydetme büreti, gaz dansite balansı, infrared analiz cihazı, hidrojen alevi detektörü, yüzey potansiyeli detektörü, mas spektrometresi, deşarj detektörü, alev iyonizasyon detektörü, beta ışını iyonizasyonu detektörü ve ısı iletkenliği selidir.⁶²

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Araştırmamız, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi Eczacılık Fakültesi Toksikoloji Anabilim Dalı, Orta Doğu Teknik Üniversitesi Metalurji Mühendisliği Fakültesi Laboratuvarları ve Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Kurumu Ankara Test ve Analiz Laboratuvarı'nda yürütülmüştür.

Çalışmamızda enjeksiyonla kalıplama tekniği kullanılarak polimerize olan asetal rezin, konvansiyonel kalıplama tekniği kullanılarak polimerize olan akrilik rezin ve enjeksiyonla kalıplama tekniği kullanılarak polimerize olan akrilik rezin örnekler, kırılma tokluğu, bükülme dayanıklılığı, su emilimi ve artık monomer içeriği özellikleri yönünden in vitro olarak incelenmiştir.

Çalışmamızda kullanılan materyaller:

1. Sert alçı (Giludur, BK Giulini Chemie GmbH & Co, Ludwigshafen, Germany)
2. Pirinç mufla ve birit
3. Hidrolik pres (Emmevi SpA, Italy)
4. Pembe modelaj mumu (Polywax, Bilkim Kimya San. İzmir/Türkiye)
5. Mum örneklerin hazırlandığı kalıplar

6. Isı ve basınçla polimerize olan damarlı pembe akrilik rezin (Meliodent, Bayer Dental, Germany)
7. Enjeksiyon akriliği (SR Ivocap Plus, Ivoclar Vivadent AG, Schaan Liechtenstein)
8. Enjeksiyonlu akrilik polimerizasyon cihazı (Germany)
9. Ayırıcı (Aislar, Heraus Kulzer, Germany)
10. Asetal rezin (Dental D, Italy)
11. Teflon Tüp (Dental D, Italy)
12. Asetal rezin polimerizasyon cihazı (MG – NEWPRESS, Italy)
13. Tesviye polisaj malzemeleri
14. 600 numaralı su zımparası
15. Hassas terazi (Sartorius AG, Göttingen, Germany)
16. Yaylı brit (Hanau flask pres 2, Teledyne, Colarado, USA)
17. Autograph universal test Cihazı(UK)
18. Hounsfield tensometre cihazı (UK)

19. Sabit ısıya ayarlanabilen su banyosu (Nüve BM302, Türkiye)

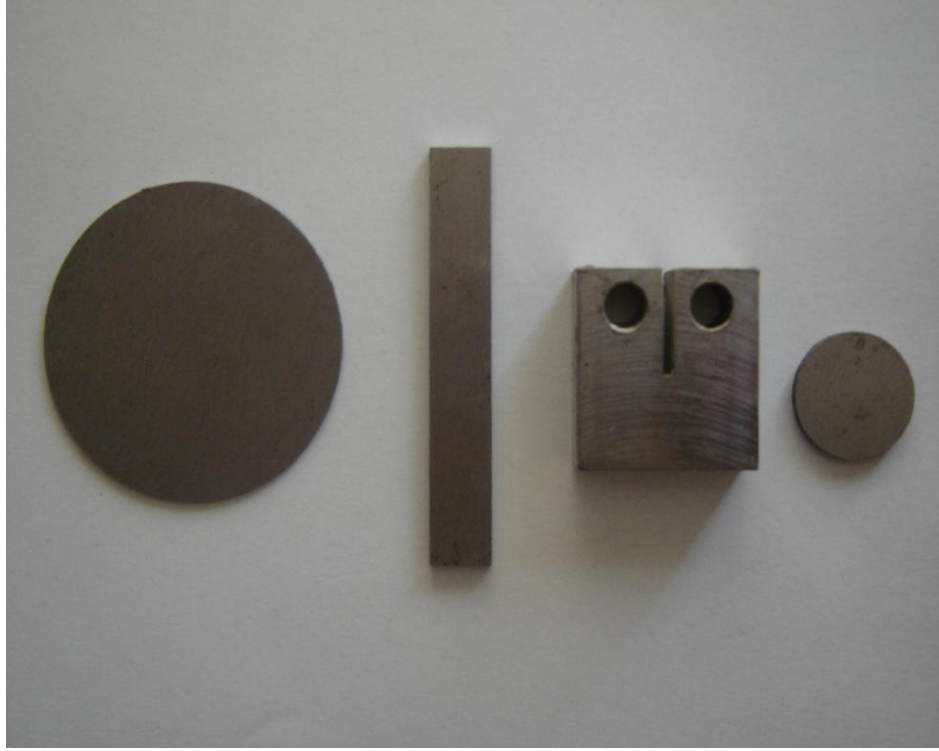
20. GC Kromatografi cihazı (Agilent 6890, USA)

Tablo 1: Çalışmada oluşturulan gruplar

Grup	Rezinler	Polimerizasyon tipi	Üretici firma
1	Akrilik Resin	Isı (Konvansiyonel kalıplama)	Meliodent, Bayer Dental, Germany
2	Akrilik Resin	Isı (Enjeksiyonla Kalıplama)	SR-Ivocap Plus (Ivoclar Vivadent AG Schaan Liechtenstein)
3	Asetal Resin	Isı (Enjeksiyonla Kalıplama)	Dental-D (Italy)

3.1. Örneklerin Hazırlanması

Standart boyutlarda örneklerin hazırlanması için, her bir test yöntemine uygun olarak şekillendirilmiş, paslanmaz çelikten kalıplar hazırlandı. Kalıplar elastomerik ölçü maddesine yerleştirilerek negatif boşlukları elde edildi. Pembe mumların eritilerek bu negatif boşluklara dökülmesi ile standart mum kesitler elde edilmiştir.



Resim 1: Test örneklerinin hazırlanmasında kullanılan paslanmaz çelik kalıplar

3. 1. 1. Konvansiyonel kalıplama tekniği kullanılarak ısı ile polimerize olan akrilik rezin test örneklerinin hazırlanması

Bu test örneklerinin hazırlanmasında protez kaide kaide akriliği olarak Meliodent (Meliodent, Bayer Dental, Germany) kullanılmıştır. Bilinen yöntemlerle muflaya alınan mum örnekler, kaynayan suya daldırılmış ve rutin işlemler uygulanarak mum eritimi yapılmıştır. Muflalar çıplak elle utulabilecek hale geldiğinde örnek boşluklarına ayırıcı (Aislar, Heraus Kulzer, Germany) sürülmüştür. Akril toz ve likiti üretici firmanın talimatları doğrultusunda 23,4 gr / 10 ml oranında karıştırılmıştır. 1 dakikalık karıştırma süresi ve 6 dakikalık hamurlaşma zamanından sonra, akrilik hamur mufladaki örnek boşluğuna yerleştirilmiştir. Muflalar pres

(Emmevi SpA, Italy) ile 10 dakika basınç altında bırakılmış daha sonra yaylı britlere (Hanau flask pres 2, Teledyne, Colorado, USA) yerleştirilmiştir. Brite alınmış muflalar 60 °C'deki suda 30 dakika bekletildikten sonra 100°C'de 20 dakika boyunca termostatlı su banyosunda kaynatılmıştır. Muflalar oda ısısında 30 dakika soğumaya bırakılmıştır. Mufladan çıkarılan örnekler 600 grenli zımparalar kullanılarak su altında zımparalanmıştır. Yüzeyde mikroçatlaklara neden olmamak için tesviye ve cilalama amacıyla turlu aletler kullanılmıştır.

3.1.2. Enjeksiyonla kalıplama tekniği kullanılarak ısı ile polimerize olan akrilik rezin test örneklerinin hazırlanması

Bu test örneklerinin hazırlanmasında protez kaide kaide akriliği olarak SR- Ivocap Plus (Ivoclar Vivadent AG, Schaan Liechtenstein) kullanılmıştır. İşlemler üretici firmanın önerileri doğrultusunda gerçekleşmiştir. Sistem metal-teflon karışımı mufla, basınç odası, basınç apareyi, polimerizasyon banyosu ve karıştırma vibratöründen oluşmuştur.

Mum örnekler, sistemin özel muflasının alt parçasına yerleştirilir. Alçı sertleştikten sonra enjeksiyon hunisi ile mum modelleri birleştirecek olan pembe mum alçı üzerine yerleştirilir. Alçı lak ile izole edildikten sonra muflanın üst parçası yerleştirilir ve beyaz alçı dökülür. Mufla plastik kapağı takılarak pres altında fazla basınç uygulamadan sıkılır. Bilinen işlemlerle mum yapı mufla içindeki alçıdan uzaklaştırılıp, gerekli izolasyon işlemleri yapılarak mufla akril tepimine hazır hale getirilmiştir. Hazırlanan mufla, polimerizasyon boyunca sabit basınç altında tutulabilen basınç odası içine konularak, hidrolik presle 3 tonluk bir basınç altında kapatılmıştır.

Akrilin toz- likit oranı, üretici firmanın talimatları doğrultusunda

20 gr: 30 ml olacak şekilde doze edilmiş halde hazır bulunduğu SR-Ivocap kapsülünün alt kısmında bulunan monomer şişesi çıkartılmış, içindeki monomer, kapsüldeki polimer üzerine dökülmüş ve monomer şişesi tekrar yerine yerleştirilmiştir. SR-Ivocap kapsül sistemde bulunan CAP-Vibratör'e konularak 5 dakika süreyle monomer ve polimer karıştırılmış ve homojen bir akril hamuru oluşturulmuştur. Kapsül vibratörden alındıktan sonra, kapsül ile içindeki akril hamuru arasında kalan hava özel bir apareyle çıkarılmıştır. Daha sonra akril hamurunun bulunduğu kapsül, basınç odası içinde sıkıştırılmış muflaya yerleştirilmiştir.

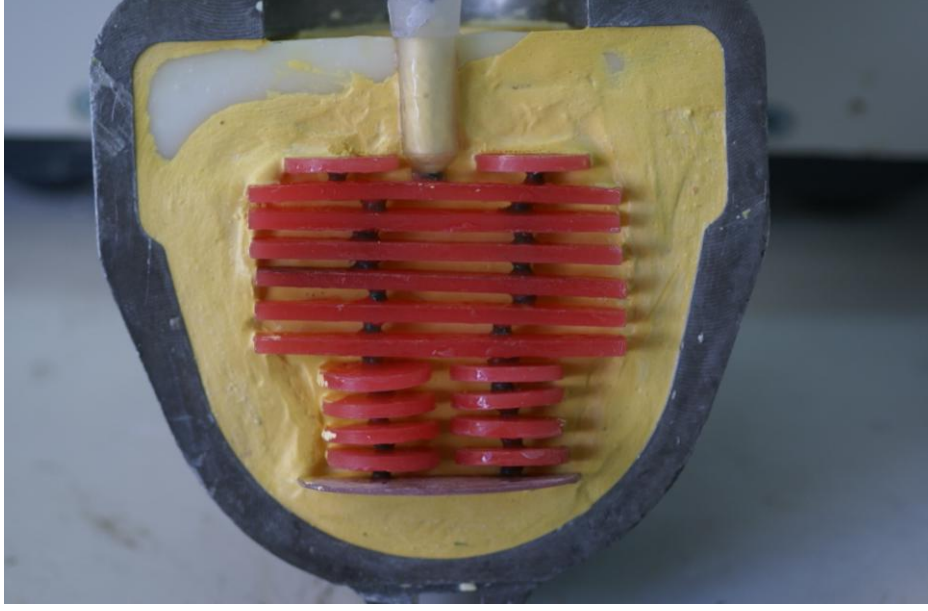
Bundan sonraki aşama olan enjeksiyon aşamasında, akriliğin mufla içine enjekte edilmesini sağlayan basınç apareyi muflanın üst kısmına bağlanmıştır. Bir hava kompresörü ile bu apareye 6 atmosferlik basınç uygulanarak, akril hamuru 5 dakika süreyle mufla içine enjekte edilmiştir. Sona eren enjeksiyon aşamasından sonra, mufla, basınç odası ve basınç apareyinden oluşan sistem, basınç odası üzerindeki kırmızı çizgiye kadar daha önce 100⁰C'ye ayarlanmış olan polimerizasyon banyosuna yerleştirilir. 35 dakikada gerçekleştirilen polimerizasyon aşamasından sonra sistem soğuk su banyosuna transfer edilmiş, 6 barlık basınç korunarak 10 dakika süreyle soğutma işlemine tabi tutulmuştur. Bu süre sonunda basınç sıfırlanarak 10 dakika daha soğuk suda bekletilmiştir. Mufla soğutma banyosundan çıkartıldıktan sonra, hidrolik preste 3 ton basınç altında basınç odasından çıkartılmıştır.



Resim 2: SR Ivoclar enjeksiyon sistemi



Resim 3: Enjeksiyon yöntemiyle polimerize edilen akrilik rezin materyali



Resim 4: Muflaya alınan örnekler



Resim 5: CAP- Vibratör karıştırma sistemi

3. 1. 3. Asetal rezin test örneklerinin hazırlanması

Bu yöntemde Dental-D enjeksiyon sistemi kullanılmış ve tüm işlemler üretici firmanın önerileri doğrultusunda gerçekleşmiştir. Sistem metal-teflon karışımı mufla, termo-enjeksiyon sistemi, basınç odası, basınç apareyinden oluşmuştur. Mum örnekler enjeksiyon sisteminin özel muflasının alt parçasına alındıktan sonra ön bölgede 1 cm mesafe kalacak şekilde yerleştirilmiştir. Daha sonra enjeksiyon tüpü ve hunisine rehber olan yerleştirme şablonu tespit edilmiş olup, alçı sertleştikten sonra şablon yerinden çıkartılarak enjeksiyon tüpü ve hunisi yerleştirilmiştir. Bu işlemde sonra enjeksiyon kanalının hazırlanması için 3 mm çapında pembe mum, enjeksiyon hunisinin uç kısmı ile mum modeli birleştirecek şekilde, kanalı oluşturmak üzere alçı üzerinde konumlandırılmıştır. Alçı, lak ile izole edilmiş ve muflanın üst parçası yerleştirilerek içine beyaz alçı dökülmüştür.

Bilinen işlemlerle mum yapı mufla içindeki alçıdan uzaklaştırılmış ve gerekli izolasyon işlemleri yapılarak mufla, MG – NEWPRESS adı verilen enjeksiyon sistemine taşınır. Önceden 220 °C sıcaklığa ayarlanmış olan Dental – D termoenjeksiyon sistemine, seçilmiş olan renkteki asetale rezin blokları yerleştirilir. Isıtılmış fırın(MG – NEWPRESS, Italy) içinde konumlanmış olan muflaya 20 dakika sonra materyal enjekte edilir. Fırın kapatılır ve 30 dakika Dental – D materyalinin soğuması beklenir. Soğuduktan sonra mufladan çıkartılır, tesviye ve polisaj işlemleri yapılır.



Resim 6: Dental-D enjeksiyonlu sistemi



Resim 7 : Mum modellerin muflaya alınmış hali



Resim 8: Mum atım işlemi



Resim 9: Asetal rezin bloklarının tüplere yerleştirilmesi



Resim 10: Asetal rezin bloğu



Resim 11: Asetal rezinin mufla içine enjeksiyonu

3. 2. Test Yöntemleri

Çalışmamızda kullanılan test yöntemleri ve örnek sayıları tabloda görülmektedir.

Tablo 2: Kullanılan test yöntemleri ve örnek sayılarının gruplara göre dağılımı

Grup	Su Emilimi ve Çözünürlüğü Testi	Bükülme Dayanıklılığı Testi	KırılmaTokluğu Testi	Artık Monomer Analizi
1	10	10	10	10
2	10	10	10	10
3	10	10	10	10

3.2.1. Su Emilimi

Her gruptan 10'ar adet olmak üzere toplam 30 adet örnek, ISO 1567:1999 no'lu standartlarına uygun olarak 50 ± 1 mm çapında $0,5 \pm 0,1$ mm kalınlığında disk şeklinde hazırlanmıştır.

Hazırlanan diskler 130°C 'de yeni kurutulmuş silika jel içeren desikatörde 24 saat $37 \pm 2^{\circ}\text{C}$ 'de bekletildi. Daha sonra oda ısısında aynı kurutucuda 1 saat bekledikten sonra hassa terazide tartıldı. Ardından 24 saatlik sürede 0,2 mg'dan fazla ağırlık azalması olmayıncaya kadar bu işlem tekrarlandı. Kuruyan örneklerin tartımı yapıldıktan sonra, 7 gün boyunca sıcaklığı $37 \pm 1^{\circ}\text{C}$ olan distile suda bekletildi. Sonra preselle

Çıkarılan rnekler temiz, kuru ve emici bir kağıt havlu yardımıyla görünen ıslaklık kalmayıncaya kadar silindi. 1 dakika bekletildikten sonra su emilimi için aşağıdaki formül uygulandı.

$$W_{sp} = m_2 - m_1 / V$$

$$W_{sp} = \text{su emilimi değeri (} \mu\text{gr/mm}^3\text{)}$$

$$m_2 = \text{su banyosundan sonra tartılan ktle}$$

$$m_1 = \text{ilk kurutma işleminden sonra tartılan ktle}$$

$$V = \text{örneğin hacmi}$$



Resim 12:Hassas terazi



Resim 13: Su banyosu

3. 2. 2. Çözünürlük

Çözünürlük testinde, su emilimi için hazırlanan örnekler kullanıldı. Diskler son ağırlıkları ölçüldükten sonra, 130 °C'de yeni kurutulmuş silika jel içeren desikatörde 24 saat 37 ± 2 °C'de bekletildi. Daha sonra oda sıcaklığında benzer kurutucuda 1 saat bekletildi ve hassas terazide tartıldı. Ardında 24 saat içerisinde 0,2mg'dan fazla ağırlık azalması olmayıncaya kadar bu işlem tekrarlandı. Aşağıdaki formül ile çözünürlük miktarı hesaplandı.

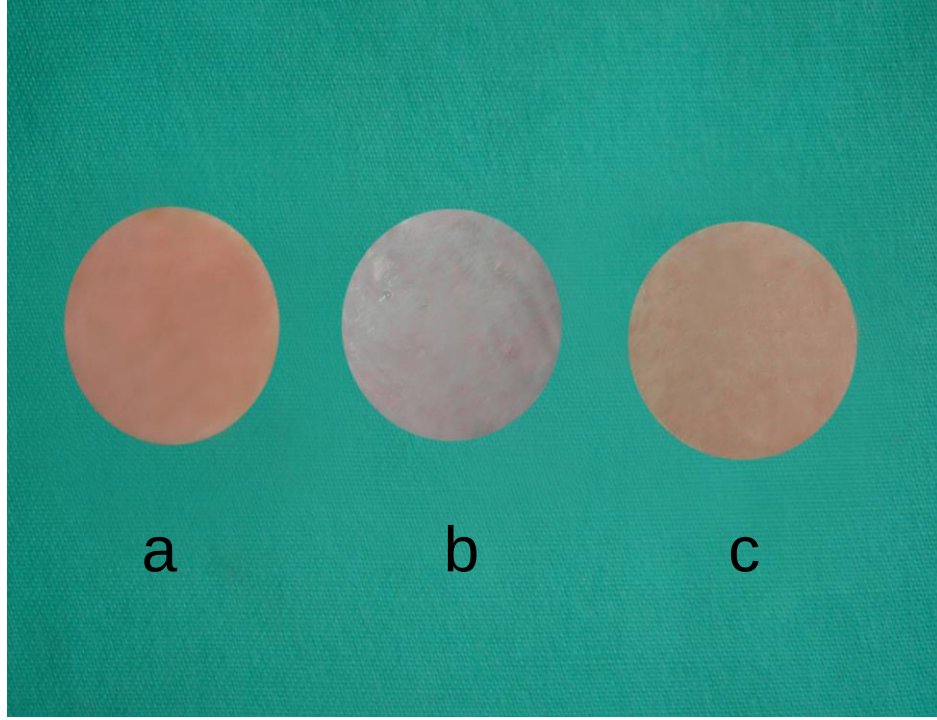
$$W_{sl} = m_1 - m_3 / V$$

$$W_{sl} = \text{çözünürlük değeri (} \mu\text{gr/mm}^3\text{)}$$

m_1 = ilk kurutma işleminden sonra tartılan kütle

m_3 = son kurutma işleminden sonra tartılan kütle

V = örneğin hacmi



Resim 14: Su emilimi ve çözünürlük testlerinde kullanılan örnekler a. Enjeksiyon kalıplama tekniğiyle polimerize olan akrilik rezin b. Konvansiyonel kalıplama tekniğiyle polimerize olan akrilik rezin c. Asetal Rezin

3.2. 3. Bükülme Direnci Testi

Bükülme direnci, üç nokta eğme testi ile değerlendirilmiştir. Bu test için, her gruptan 10 adet olmak üzere 30 adet örnek ISO 1567:1999 standartına uygun olarak 64 x 10 x 3.3 mm boyutlarında hazırlanmıştır.

Test yapılmadan önce örnekler 50 ± 2 saat boyunca 37 ± 1 °C'de distile suda bekletilmiştir.

Bükülme direncinin tesbiti için Autograph universal test cihazı (UK) kullanılmıştır. Bu test için biri üstte ikisi altta olmak üzere 3,3 mm çapında 10,5 mm uzunluğunda üç destek tensometre cihazına yerleştirilmiştir. Cihazın kırma hızı 5 mm/dk olarak ayarlanmıştır. Örnekler

aralarında 50 mm uzaklık bulunan ve birbirine paralel silindirik destekler üzerine yerleştirilip kırılma olana kadar kuvvet uygulanmıştır. Her bir örneğin kırılması için gerekli maksimum kuvvet (N) cihazın bilgisayar sistemine otomatik olarak kaydedilmiştir. Kaydedilen değerler, aşağıdaki formülde yerlerine konularak bükülme dayanıklılığı (MPa) değerleri elde edilmiştir.

$$\sigma = \frac{3Fl}{2bh^2}$$

σ : Bükülme dayanıklılığı

F. uygulanan maksimum yük

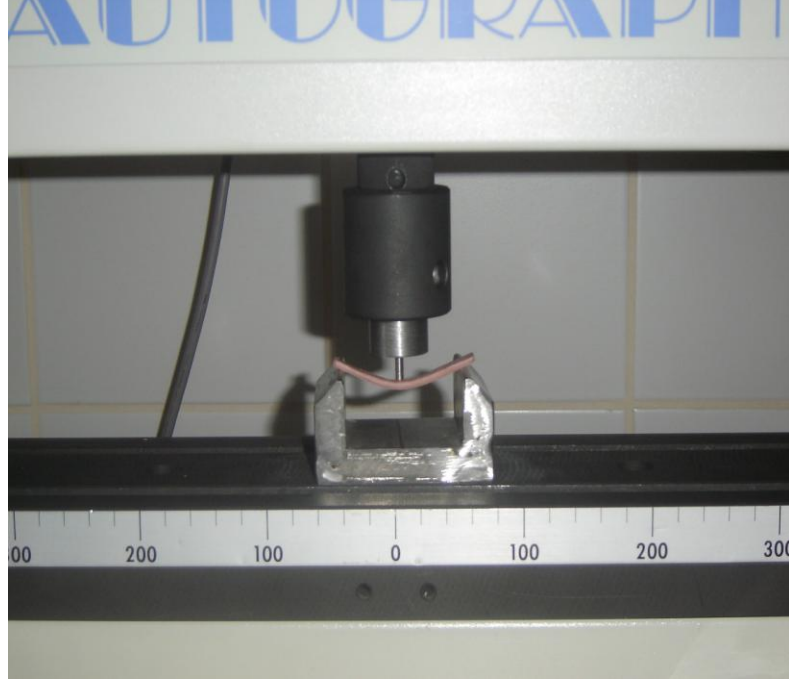
l : Destekler arası mesafe

b : Test örneklerin genişliği

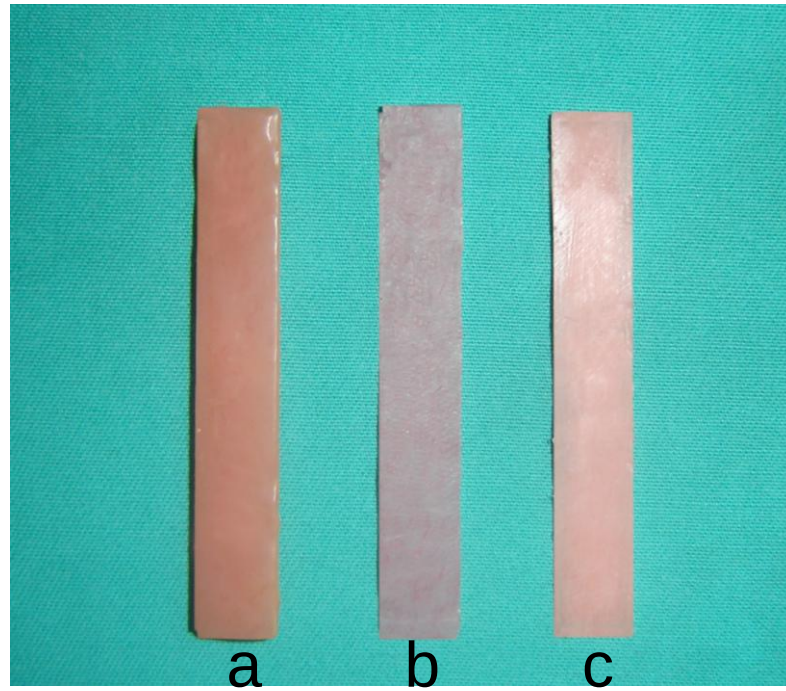
h: Test örneklerin kalınlığı



Resim 15: Bükülme direnci testi için kullanılan cihaz



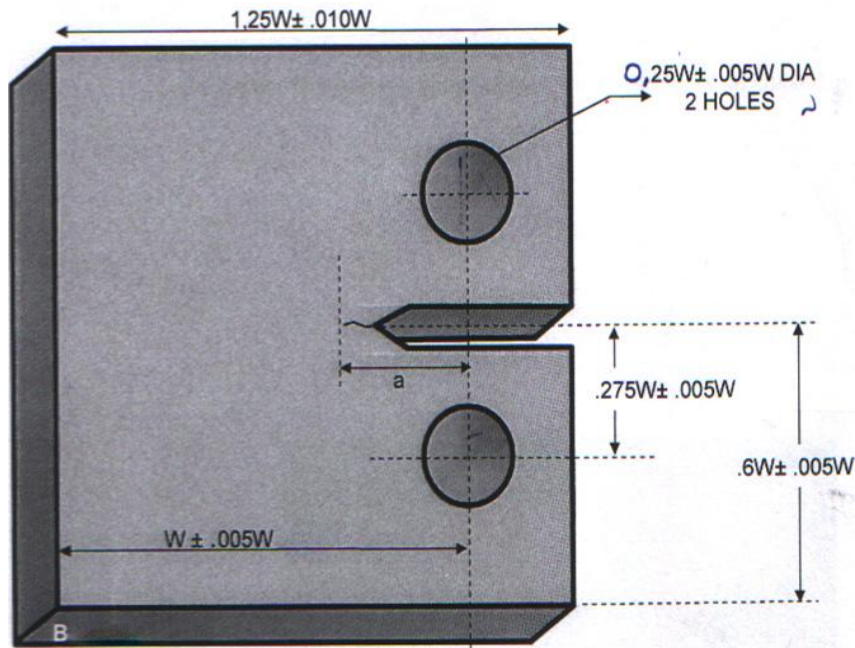
Resim 16: Bükölme direnci testi



Resim 17: Bükölme direnci testlerinde kullanılan örnekler a. Enjeksiyon kalıplama tekniğiyle polimerize olan akrilik rezin b. Konvansiyonel kalıplama tekniğiyle polimerize olan akrilik rezin c. Asetal rezin

3. 2. 4. Kırılma Tokluğu

Bu test için, her gruptan 10 adet olmak üzere 30 adet örnek ASTM E 399-06 no'lu standartlara uygun olarak hazırlanmıştır. 12 numaralı bistüri yardımıyla tüm örneklerin çentik bitiminden el basıncıyla ön çatlak oluşturulmuştur.



Resim 18: Kırılma tokluğu testi için hazırlanan örneklerin boyutları (ASTM E 399-06)



Resim 19: Ön çatlak oluşturulması

ASTM standart no E 399-06, örneklerin rakamsal değerlerini değil, örnek boyutlarının birbirleriyle orantılarını belirtmiştir.

Çalışmamızdaki test örneklerinde, $W/B = 1/3$ ve $a/W = 1/2$ esas alınıp 'W' değeri 24 mm olarak hazırlanmıştır.

Tüm örnekler 37°C ' deki su banyosunda 1 gün bekletildikten sonra çekme test cihazında 5mm/dk hızında kırıldı. Bilgisayarda okunan değer kilonewton cinsine dönüştürüldükten sonra aşağıdaki formülde yerine koyularak her örnek için kırılma tokluğu (K_{1C}) değeri MPa. $\text{m}^{1/2}$ cinsinden hesaplandı.

$$K_{1C} = pc / bw^{1/2} \cdot F(a/w)$$

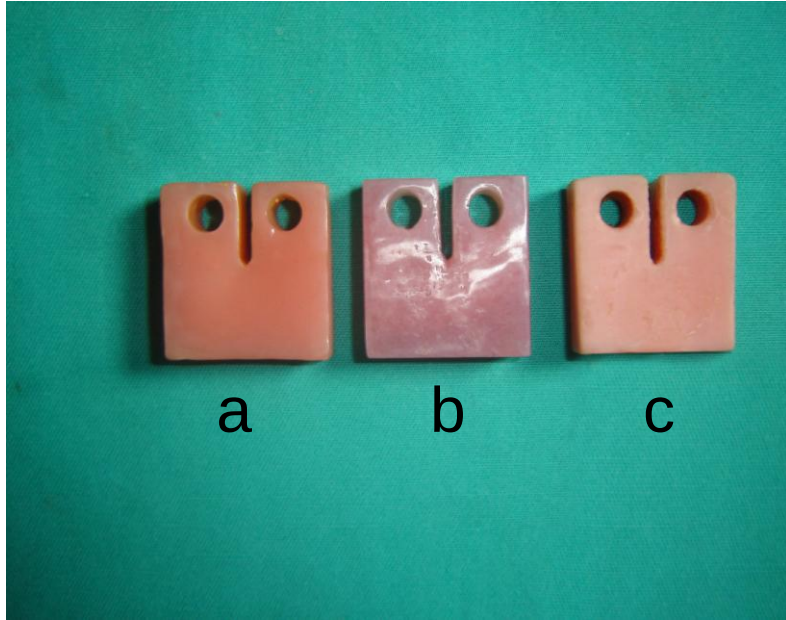
$$F(a/w) = \frac{(2 + a/w) (0.886 + 4.64 a/w - 13.32 a^2/b^2 + 14.72 a^3/b^3 - 5.6 a^4/b^4)}{(1 - a/w)^{3/2}}$$



Resim 20: Kırılma tokluğu testinde kullanılan cihaz



Resim 21: Kırılma tokluğu testi



Resim 22: Kırılma tokluğu testinde kullanılan örnekler a. Enjeksiyon kalıplama tekniğiyle polimerize olan akrilik rezin b. Konvansiyonel kalıplama tekniğiyle polimerize olan akrilik rezin c. Asetal rezin

3.2 5. Artık monomer analizi

Artık monomer analizi için gaz kromatografi cihazı kullanılmıştır. Bu test için, her gruptan 10 adet olmak üzere 30 adet örnek, 20 mm çapında ve 2 mm kalınlığında hazırlanmıştır. Örnekteki mevcut artık monomer yüzde miktarının hesaplanmasında kullanılmak amacıyla örneklerin her birinin hassas terazide tartımları yapılmış ve ağırlıkları kaydedilmiştir.

Örnek ağırlıkları belirlendikten sonra, her örnek cam beher içine alınarak toplam hacim 10 ml oluncaya kadar % 99.5 saflıkta aseton solüsyonu eklenmiştir. Solüsyon içerikli örnekler oda sıcaklığında manyetik karıştırıcı (Heidolph MR 3001, Germany) tarafından 72 saat karıştırılmıştır



Resim 23: Manyetik karıştırıcı

Artık monomer miktarının belirlenmesi için, çözünmüş olan polimerlerin çöktürülmesi gerekir. Bu amaçla, her örnek solüsyonunun 2 ml'lik miktarı, bir pipet yardımı ile 10 ml'lik cam beherlere aktarılmıştır. Daha sonra her cam behere, 10 ml'lik toplam hacimde 350 mgr n-pentanol bulunan metanol solüsyonundan 100 µl eklenmiştir. Bu işlemden sonra her örnek solüsyonunun hacmi 10ml oluncaya kadar metanol solüsyonu (metanol ve 0.02 gr hidrokinon, toplam hacim 1l) ilave edilmiştir. Her karışımın 5 ml'si pipet yardımı ile cam santrifüj tüplerine alınmıştır. Solüsyonlar 15 dakika santrifüj işlemine tabi tutulmuştur. Santrifüjlenen her solüsyonun 3ml'lik miktarı ayırıcı cam tüplere aktarılmıştır. Her cam tüpe, solüsyon berrak bir görünüm alıncaya kadar metanol solüsyonu eklenmiştir. Daha sonra, solüsyonlar, gaz ve sıvı fazlarına ayrılması için enjeksiyon sisteminde ısıtılmıştır.

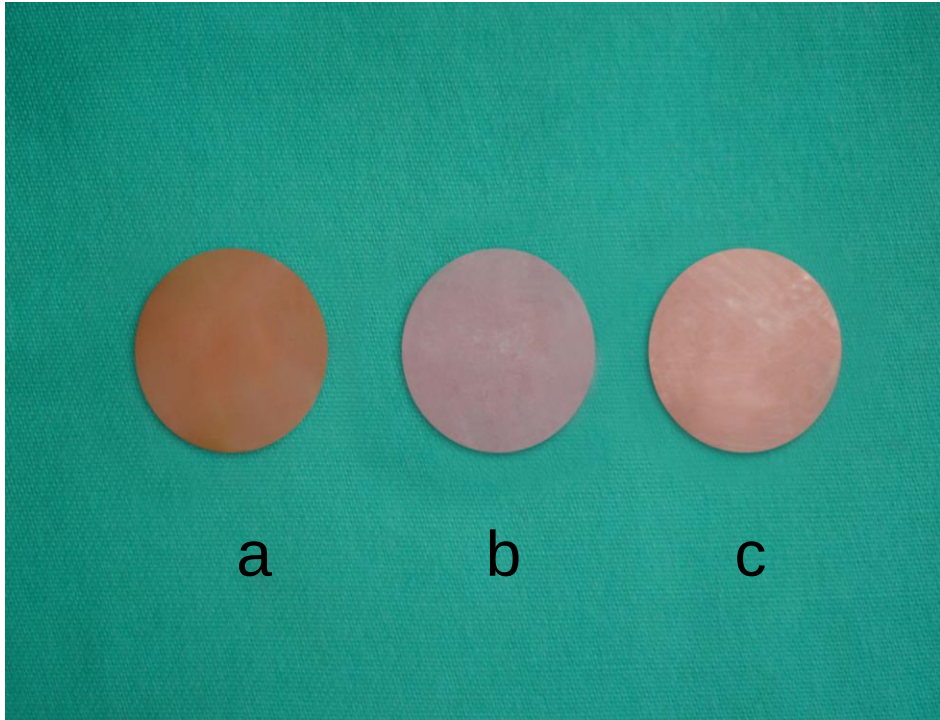
Test solüsyonunun gaz fazı, gaz kromatografi cihazına (Agilent 6890, USA) aktarılır. Cihaz içerisinde kolona doğru sürüklenir. Kolondan farklı sürelerde ve farklı zamanlarda çıkarlar. Bu maddelerin kolondan çıkma zamanı dedektör tarafından belirlenir ve bilgisayarda pikler halinde bir grafik elde edilir. Oluşan bu grafiğe kromatogram denir.

Örnekteki artık monomerin konsantrasyonları belirlendikten sonra yüzdesi aşağıdaki formüle göre hesaplanmıştır:

$$\text{Artık monomer miktarı} = \frac{\text{Örnekteki artık monomer miktarı (mgr)}}{\text{Örneğin ağırlığı(mgr)}} \times 100$$



Resim 24: Gaz kromatografi cihazı (Agilent 6890, USA)



Resim 25: Artık monomer analizinde kullanılan test örnekleri a. Enjeksiyon kalıplama tekniğiyle polimerize olan akrilik rezin b.Konvansiyonel kalıplama tekniğiyle polimerize olan akrilik rezin c. Asetal rezin

4. BULGULAR

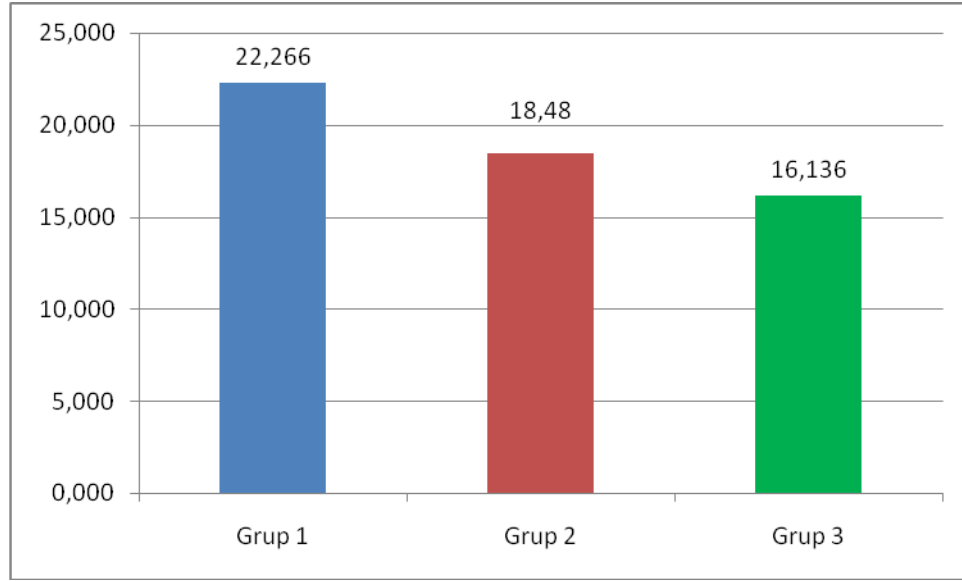
Konvansiyonel kalıplama tekniği ve enjeksiyonla kalıplama tekniği ile hazırlanan akrilik rezin ve enjeksiyon kalıplama tekniği ile hazırlanan asetal rezin örneklerin bazı fiziksel ve mekanik özelliklerinin karşılaştırıldığı bu çalışmanın bulguları 5 bölümde değerlendirildi.

4.1. Su emilimi testi bulguları

Üç grupta değerlendirdiğimiz örneklerin en yüksek ve en düşük su emilimi değerleri ile ortalamaları tablo 3 ve grafik 1 'de gösterilmiştir.

Tablo 3: Su Emilimi Testi Ölçüm Sonuçları

Gruplar	N	Minimum	Maksimum	Ortalama	Standart Sapma
Grup 1	10	20,09	23,41	22,266	1,0370
Grup 2	10	17,61	19,41	18,480	0,6453
Grup 3	10	15,79	16,99	16,136	0,3781



Grafik 1: Test örneklerinin ortalama su emilimi değeri

Gruplar arası farklılık tek yönlü varyans analizi(ANOVA) ile araştırılmıştır. Yapılan analiz sonucunda, tüm gruplar arasında istatistiksel olarak $p < 0.05$ önem seviyesinde anlamlı farklılıklar bulunmuştur. Sonuçlar tablo 4 'de görülmektedir.

Tablo 4: Su Emilimi Testi Sonuçları İçin Tek Yönlü ANOVA sonuçları

Varyans kaynağı	df	Kareler Toplamı	Kareler Ortalaması	f	Anlamlılık derecesi (p)
Gruplar Arası	2	191,350	95,675		
Grup İçi	27	14,713	0,545	175,573	0,000
Toplam	29	206,063			

Farklılığın hangi gruplardan kaynaklandığını görmek amacıyla Tukey B testi uygulanmıştır. Analiz sonuçları tablo 5’ te verilmiştir.

Tablo 5 : Su Emilimi Testi Sonuçları İçin Tukey B Testi Tablosu

Gruplar	N	Grup A	Grup B	Grup C
Grup 3	10	A (16,136)		
Grup 2	10		B (18,480)	
Grup 3	10			C (22,266)

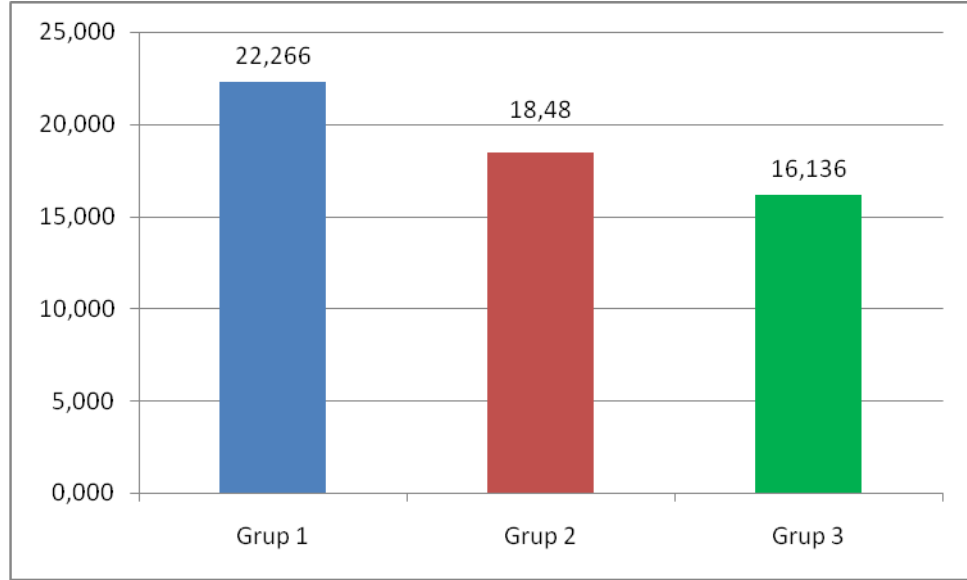
Gruplar arası yapılan karşılaştırmada tüm gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur($p<0.05$). Analiz sonuçlarına göre asetal rezinin su emilimi değeri en düşük($16,136 \mu\text{gr}/\text{mm}^3$) iken konvansiyonel akrilik rezinin değeri ($22,266 \mu\text{gr}/\text{mm}^3$) en yüksektir.

4.2. Çözünürlük testi bulguları

Üç grupta değerlendirdiğimiz örneklerin en yüksek ve en düşük çözünürlük değerleri ile ortalamaları tablo 6 ve grafik 2’de verilmiştir.

Tablo 6: Çözünürlük Testi Ölçüm Sonuçları

Gruplar	N	Minimum	Maksimum	Ortalama	Standart Sapma
Grup 1	10	1,05	1,31	1,173	0,0847
Grup 2	10	0,69	0,95	0,805	0,0679
Grup 3	10	0,04	0,07	0,058	0,0123



Grafik 2: Test örneklerinin ortalama çözünürlük değerleri

Gruplar arasında farklılık olup olmadığını bulmak amacıyla tek yönlü varyans analizi (ANOVA) uygulanmıştır. Buna göre, çözünürlük testi ölçüm sonuçlarına göre, tüm gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmuştur ($p < 0.05$). Sonuçlar tablo 7’de görülmektedir.

Tablo 7: Çözünürlük Testi Sonuçları İçin Tek Yönlü ANOVA Tablosu

Varyans kaynağı	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Kareler Ortalaması	f	p
Gruplar Arası	6,456	2	3,228	811,298	0,000
Grup İçi	0,107	27	0,004		
Toplam	6,563	29			

Farklılığın hangi gruplardan kaynaklandığını görmek amacıyla Tukey B testi uygulanmıştır. Analiz sonuçları tablo 8’ de verilmiştir

Tablo 8: Çözünürlük Testi Sonuçları İçin Tukey B Testi Tablosu

Gruplar	N	Grup A	Grup B	Grup C
Grup 3	10	A(0,058)		
Grup 2	10		B(0,805)	
Grup 1	10			C(1,173)

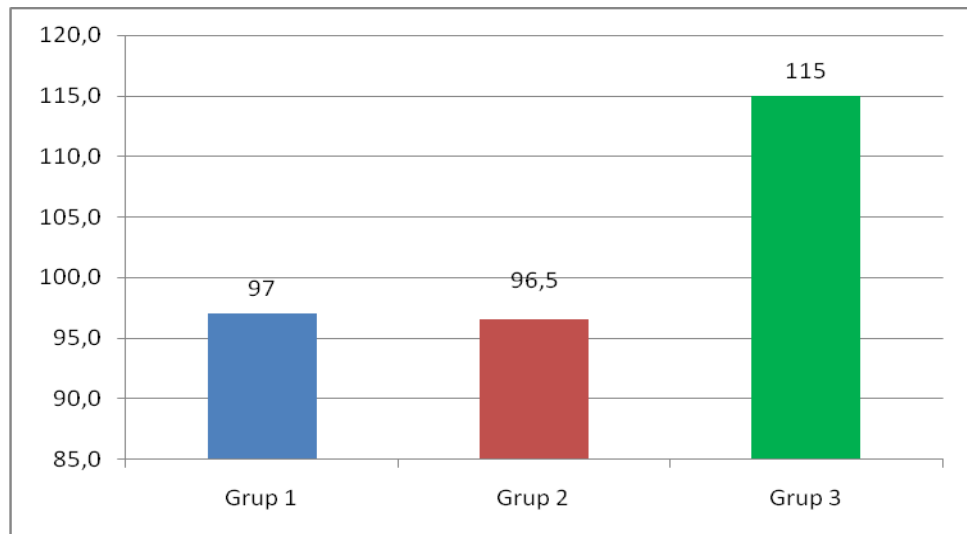
Gruplar arası yapılan karşılaştırmada tüm gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur($p<0.05$) .Analiz sonucuna göre grup 3 ölçüm sonuçları en düşük ($0,058 \mu\text{gr}/\text{mm}^3$) iken grup 1 ölçüm sonuçları ise en yüksektir ($1,173 \mu\text{gr}/\text{mm}^3$).

4.3. Bükülme direnci testi bulguları

Üç grupta değerlendirdiğimiz örneklerin en yüksek ve en düşük bükülme direnci değerleri ile ortalamaları tablo 9 ve grafik 3’ de gösterilmiştir

Tablo 9: Bükülme direnci testi ölçüm sonuçları

Gruplar	N	Minimum	Maksimum	Ortalama	Standart Sapma
Grup 1	10	95	99	97,00	1,054
Grup 2	10	94	98	96,50	1,269
Grup 3	10	114	117	115,00	1, 247



Grafik 3: Örneklerin ortalama bükülme direnci değerleri

Gruplar arası farklılık tek yönlü varyans analizi(ANOVA) ile araştırılmıştır. Yapılan analiz a sonucunda, tüm gruplar arasında $p < 0.05$ seviyesinde anlamlı farklılık bulunmuştur. Sonuçlar tablo 10'da görülmektedir.

Tablo 10: Bükülme direnci testi sonuçları için tek yönlü ANOVA tablosu

Varyans kaynağı	df	Kareler Toplamı	Kareler Ortalaması	f	p
Gruplar Arası	2	517,267	258,633	132,759	0,000
Grup İçi	27	52,267	1,948		
Toplam	29	569,867			

Farklılığın hangi gruplardan kaynaklandığını görmek amacıyla Tukey B testi uygulanmıştır. Analiz sonuçları tablo 11' de verilmiştir

Tablo 11: Bükülme direnci testi sonuçları için Tukey B Testi tablosu

Gruplar	N	A Grubu	B Grubu
Grup 2	10	A (96,50)	
Grup 1	10	A (97,00)	
Grup 3	10		B (115,00)

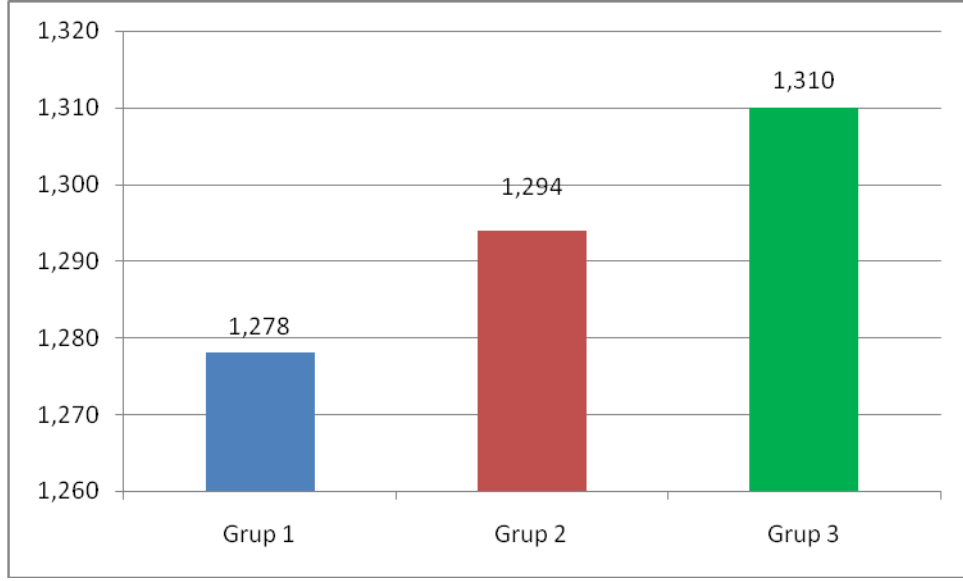
Analiz sonucuna göre, grup 2 ve grup 1 arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmazken, grup 3 ve diğer gruplar arasında $p < 0.05$ seviyesinde anlamlı farklılık görülmüştür. Grup 2 ölçüm sonuçları en düşük (96,5 MPa) iken grup 3 ölçüm sonuçları ise en yüksektir (115,00 MPa).

4.4.Kırılma Tokluğu Testi Bulguları

Üç grupta değerlendirdiğimiz örneklerin en yüksek ve en düşük kırılma tokluğu değerleri ile ortalamaları tablo 12 ve grafik 4' de gösterilmiştir.

Tablo 12: Kırılma Tokluğu Testi Ölçüm Sonuçları

Gruplar	N	Minimum	Maksimum	Ortalama	Standart Sapma
Grup 1	10	1,270	1,282	1,278	0,0032
Grup 2	10	1,284	1,298	1,294	0,0037
Grup 3	10	1,306	1,319	1,310	0,0035



Grafik 4: Kırılma Tokluğu Testi Ortalamaları

Gruplarası farklılık, tek yönlü varyans analizi(ANOVA) ile araştırılmıştır Yapılan analiz asonucunda, tüm gruplar arasında $p < 0.05$ seviyesinde anlamlı farklılık bulunmuştur. Sonuçlar tablo 13’de görülmektedir.

Tablo 13: Kırılma Tokluğu Testi Sonuçları İçin tek yönlü ANOVA Tablosu

Varyans kaynağı	df	Kareler Toplamı	Kareler Ortalaması	f	p
Gruplar Arası	2	0,005	0,003		
Grup İçi	27	0,000	0,000	217,433	0,000**
Toplam	29	0,006			

Farklılığın hangi gruplardan kaynaklandığını görmek amacıyla Tukey B testi uygulanmıştır. Analiz sonuçları tablo 14’ de verilmiştir.

Tablo 14: Kırılma Tokluğu Testi Sonuçları İçin Tukey B Testi Tablosu

Gruplar	N	A Grubu	B Grubu	C Grubu
Grup 1	10	A (1,278)		
Grup 2	10		B (1,294)	
Grup 3	10			C (1,310)

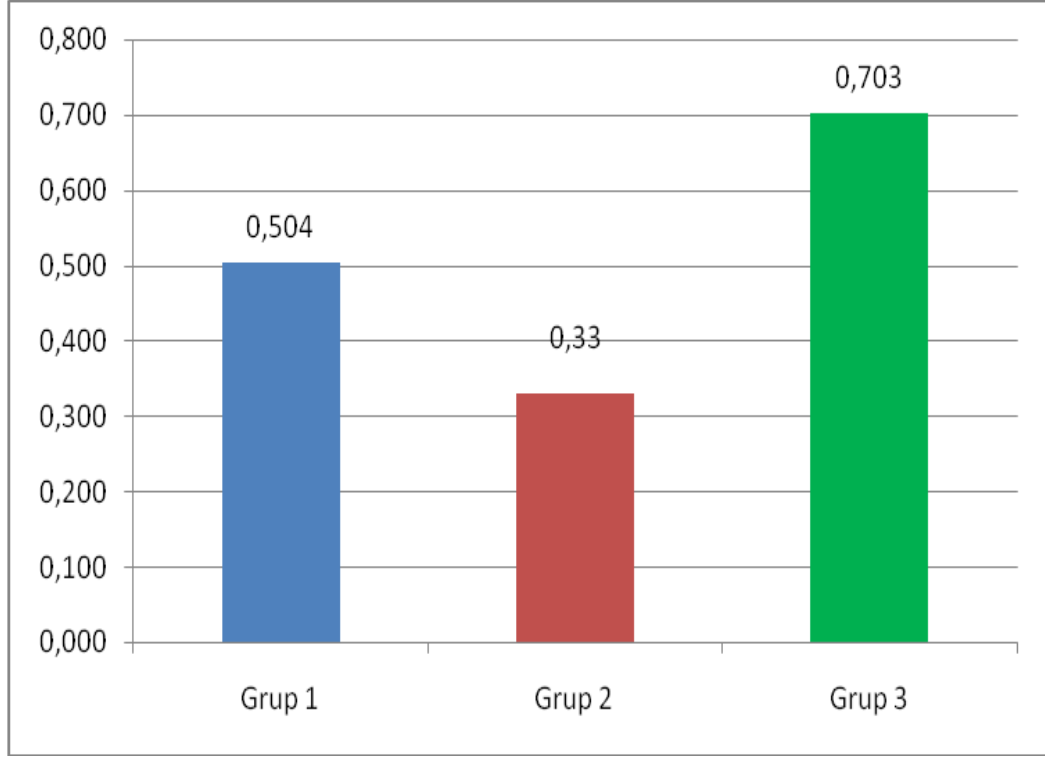
Gruplar arası yapılan karşılaştırmada tüm gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur($p<0.05$). Analiz sonucuna göre grup 1 ölçüm sonuçları en düşük ($1,278 \text{ MPa/m}^{1/2}$) iken grup 3 ölçüm sonuçları ise en yüksektir ($1,310 \text{ MPa/m}^{1/2}$).

4.5. Artık Monomer Testi Bulguları

Üç grupta değerlendirdiğimiz örneklerin en yüksek ve en düşük artık monomer değerleri ile ortalamaları tablo 15 ve grafik 5’ de gösterilmiştir.

Tablo 15: Artık Monomer Testi Ölçüm Sonuçları

Gruplar	N	Minimum	Maksimum	Ortalama	Standart Sapma
Grup 1	10	0,462	0,532	0,504	0,0235
Grup 2	10	0,301	0,364	0,330	0,0206
Grup 3	10	0,673	0,750	0,703	0,0252



Grafik 5: Artık monomer analizi ortalamaları

Gruplararası farklılık tek yönlü varyans analizi(ANOVA) ile araştırılmıştır. Yapılan analiz a sonucunda, tüm gruplar arasında $p < 0.05$ seviyesinde anlamlı farklılık bulunmuştur. Sonuçlar tablo 16'da görülmektedir.

Tablo 16: Artık Monomer Testi Sonuçları İçin tek yönlü ANOVA Tablosu

Varyans Kaynağı	df	Kareler Toplamı	Kareler Ortalaması	f	p
Gruplar Arası	2	0,696	0,348	647,710	0,000**
Grup İçi	27	0,015	0,001		
Toplam	29	0,710			

Farklılığın hangi gruplardan kaynaklandığını görmek amacıyla Tukey B testi uygulanmıştır. Analiz sonuçları tablo 17’ de verilmiştir

Tablo 17:Artık Monomer Testi Sonuçları İçin Tukey B Testi Tablosu

	N	A Grubu	B Grubu	C Grubu
Grup 2	10	A (0,330)		
Grup 1	10		B (0,504)	
Grup 3	10			C (0,703)

Gruplar arası yapılan karşılaştırmada tüm gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur($p<0.05$). Grup 2 ölçüm sonuçları en düşük (%0,330) iken grup 3 ölçüm sonuçları ise en yüksektir (%0,703).

5. TARTIŞMA

Akrilik rezinler, manipölasyon kolaylığı, düşük maliyeti oral şartlardaki stabilitesi ve uygun çalışma şartları nedeniyle protetik tedavilerde hareketli protezlerin yapımında tercih edilen kaide materyalidir. Bu olumlu özelliklerinin yanı sıra, darbe ve yorulma dirençleri düşüktür. Bu nedenle dayanıklılığı yetersizdir ve eşit olmayan çiğneme kuvvetleri, kaza ve travma sonucu kırılabilir. Ayrıca, allerjik reaksiyonlara neden olan artık monomer miktarı, boyutsal değişime neden olan su emme ve çözünme özellikleri materyalin diğer olumsuz faktörleridir.^{64,65}

Polimetil metakrilat'ın olumsuz özellikleri nedeni ile araştırmacılar, daha iyi özellikte polimerizasyon yöntemleri ve polimetil metakrilat 'a alternatif kaide rezinleri geliştirmek üzere çalışmalar yapmaya yönelmişlerdir.^{41,66} Bu amaçla yapılan çeşitli çalışmalar sonucunda ortaya çıkan yöntemlerden en çok rağbet göreni, enjeksiyonla kalıplama tekniği kullanılarak polimerizasyonun sağlanmasıdır.^{67,68}

Son yıllarda, enjeksiyon kalıplama tekniği ve konvansiyonel teknik ile polimerize edilen rezinlerle ilgili çalışmalar yapan araştırmacılar polimerizasyon boyunca hava basıncı altında kalan akrilik hamurunun sürekli enjeksiyonu sonucu, polimerizasyon büzülmesinin kompanse edilmesi ile ilgili tartışmalarına halen devam etmektedirler.^{67,68} Özel ekipman ve bu teknik için formüle edilmiş akrilik rezin gerektirmesi nedeniyle konvansiyonel sisteme göre ekonomik yük gerektiren tekniğin, bugün en çok isim yapmış olanı SR- Ivocap sistemidir. Sistemin avantajları; toz ve likitin özel kapsüller içinde doze edilmiş halde bulunması, ön polimerizasyon aşaması için özel karıştırma vibratöründe el değmeden karıştırılarak homojen bir yapı oluşturulması sonucu porözite riskinin

minimal sınırlara indirgenmesi, karanlık bir ortamda 20°C' de 5 gün kadar bir süre hamur halde saklanabilmesidir.^{67,68,69,70}

Polimetil metakrilat'a alternatif bir ürün olan asetal rezinler, homopolimer yapıda olup, enjeksiyonla kalıplama tekniği kullanılarak polimerize edilmektedir.²² Sistemin avantajı, asetal rezinlerin katı ve küçük bloklar şeklinde hazır olarak bulunması ve sisteme özel ısı kontrolünün hassas olarak yapılabildiği bir cihaz kullanılarak polimerize edilmesidir. Özel ekipman gerektirmesi ve akrilik rezinlere göre daha pahalı olması sistemin dezavantajıdır. Yaptığımız incelemelerde asetal rezinlerle ilgili in-vivo bir çalışmaya rastlanmamıştır.

Çalışmamızda enjeksiyon tekniği ile polimerize edilen akrilik rezin ve asetal rezin ile konvansiyonel teknikle polimerize olan akrilik rezinin bazı özellikleri karşılaştırmalı olarak incelenmiştir.

Su emilimi ve çözünürlük protez kaide rezinlerinde boyutsal değişimlere protezlerde uyumsuzluğa neden olmaktadır. Bunun sonucunda materyalde oluşan iç gerilimler, çatlak oluşumu, protezin kırılmasına neden olur. Su emilimi arttıkça esneme direncinin de o oranda azaldığı belirtilmiştir.⁷¹ Emilen su polimer zincirlerinin arasındaki bağlantıyı kopartarak polimer matriksinin yapısının bozulmasına neden olmuştur.³⁰ Bu nedenle protez kaide rezininin ağız içi sıvılarda çözünmemeleri ya da yok denecek kadar az çözünürlük göstermeleri arzu edilen bir özelliktir.

Bu bilgiler doğrultusunda, araştırmamızın bir bölümünü oluşturmak üzere, enjeksiyon tekniği ile polimerize edilen akrilik rezin ve asetal rezin ile konvansiyonel teknikle polimerize olan akrilik rezin, su emilimi ve çözünürlük açısından karşılaştırılmalı olarak değerlendirilmiştir.

Test sonuçları ISO 1567:1999' na göre belirli bir hacme düşen ağırlık değişimi olarak hesaplanmıştır.

Bu çalışmadan elde edilen su emilimi ve çözünürlük değerleri, kendi aralarında anlamlı farklılık gösterse de değerlerin hepsinin ISO 1567:1999' da belirtilen sınırların altında olduğu görüldü. Çalışmamızda, konvansiyonel teknikle polimerize olan akrilik rezinler; 22,266 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ su emilimi değeri, 1,173 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ çözünürlük değeri, enjeksiyon tekniği ile polimerize olan akrilik rezinler; 18,480 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ su emilimi değeri, 0,805 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ çözünürlük değeri, enjeksiyon tekniği ile polimerize olan asetale rezinler; 16,136 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ su emilimi değeri, 0,058 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ çözünürlük değeri göstermiştir.

Nalbant ve Burgaz⁷², enjeksiyonla ve konvansiyonel mufla tekniği ile hazırladıkları akrilik rezinlerin su emilimi ve çözünürlüklerini incelemişler, enjeksiyon sisteminde konvansiyonel yöntemle göre daha kompakt bir yapının oluştuğunu, daha düşük su emilimi ve çözünürlük değerlerinin ortaya çıktığını bulmuşlardır. Bizim saptadığımız su emilimi ve çözünürlük bulgularına göre de enjeksiyon akriliklerin su emilimi ve çözünürlük değerleri konvansiyonel akrilik rezinlerden daha düşüktür. Ayrıca Garfunkel⁶⁹, enjeksiyon sistemiyle yapılan akrilik protezlerin boyutsal stabilitelerinin geleneksel sıcak akrilikten daha iyi olduğunu rapor etmiştir.

Yutaka ve arkadaşları⁷³, yaptıkları çalışmada, protez kaide materyallerinin su çözünürlükleri arttığı zaman mekanik özelliklerinin azaldığını belirtmişlerdir. Su çözünürlüğünün test örneklerinin kalınlığı ile arttığını rapor etmişlerdir.

Karağaçlıoğlu ve arkadaşları⁷⁴, çalışmalarında enjeksiyon

akriliği için su emilimi ve çözünürlük değerlerinin, konvansiyonel akriliklerin düzeyinde ve rutin kullanılabileceğini önermişlerdir. Yine aynı çalışmada yüzey özelliklerinin incelendiği SEM analizinde, enjeksiyon akrilikleri daha muntazam yapılar sergilerken, aynı büyütme altında rutin kullanımdaki sıcak akriliklerin düzensiz yapılar ve yer yer yüzey porözitesi olarak tanımlanabilecek boşluklar gösterdikleri belirlenmiştir.

Arıkan ve arkadaşları²², asetal rezin ve konvansiyonel teknikle polimerize edilen akrilik rezinlerin su emilimi ve çözünürlük değerlerini karşılaştırmışlar ve asetal rezinin konvansiyonel akrilik rezine göre daha düşük değer gösterdiği sonucunu elde etmişlerdir. Bizim çalışmamızda da asetal rezinler akrilik rezinlere göre daha düşük değer göstermiştir.

Asetal rezinin akrilik rezine göre su emilimi ve çözünürlük değerlerinin daha düşük olmasının olası açıklaması, polimerlerin kimyasal yapısında moleküllerin dağılımı ve geometrik pozisyonu ile ilgilidir. Polimetil metakrilatin makromolekülleri aralıklı boşluklara sahip heterojen yapıda olan büyük ve yüksek moleküllerdir.²²

Bükülme direnci, her iki ucu desteklenen bir yapının kuvvet altında gösterdiği dayanıklılığın ölçütüdür. Protez kaide materyallerinin mekanik özelliklerinden biri olan bükülme direnci, materyalin elastik deformasyonu ile ilgilidir. Fotoelastik stres analiz çalışmaları, akrilik kaideli protezlerin çiğneme sırasında baskı, gerilme ve makaslama kuvvetlerine maruz kaldığını göstermektedir. Bu kuvvetler parafonksiyonel alışkanlıkları olan bireylerde daha fazladır. Bu da materyalin bükülme direncini daha da önemli hale getirmektedir. Bükülme direnci testi, çiğneme sırasında proteze uygulanan stres göz önüne alınırsa, protez kaide materyallerinin mekanik özelliklerinin karşılaştırılmasında kullanışlı bir yöntemdir.¹

Çalışmamızda enjeksiyon tekniği ile polimerize edilen akrilik rezin ve asetal rezin ile konvansiyonel teknikle polimerize olan akrilik rezinin, bükülme dirençleri karşılaştırılmalı olarak değerlendirilmiştir. Test sonuçları ISO 1567:1999' na göre MPa olarak hesaplanmıştır. Bükülme direnci sonuçlarında asetal rezinler en yüksek değere sahipken (115,00MPa), konvansiyonel muflalama yöntemi ile polimerize edilen akrilik rezin (97,00MPa) ikinci sırada, enjeksiyon tekniği ile polimerize olan akrilik rezinler (96,50MPa) ise üçüncü sırada yer almaktadır.

Akova ve arkadaşları⁷⁵, enjeksiyon tekniği ve konvansiyonel teknikle polimerize olan akrilik rezinleri bükülme direnci yönünden değerlendirmişler ve iki materyal arasında anlamlı bir fark bulamamışlardır. Bu çalışma bizim saptadığımız bulguları destekler bir nitelik taşımaktadır.

Mac Gregor ve arkadaşları⁷⁶, konvansiyonel rezin, lastikle güçlendirilmiş rezin, enjeksiyon rezini ve cam partikülleri içeren bir naylon materyalini bükülme direnci yönünden incelemiş ve en az bükülme direncini enjeksiyon rezini için saptamışlardır. Bunu sırasıyla konvansiyonel akrilik ve lastikle güçlendirilmiş konvansiyonel akrilik rezin izlemiş ve naylon en fazla bükülme direncini göstermiştir.

Takashi ve arkadaşları⁷⁷, protez kaide rezinlerinin bükülme direnci azaldıkça su emilim özelliğinin arttığını bildirmişlerdir. Pfeiffer ve arkadaşları⁴⁹, hipoalerjik akrilik rezin ve konvansiyonel akrilik rezinin bükülme direnci ve su emilimini karşılaştırdıkları çalışmada da aynı sonucu elde etmişlerdir. Hipoalerjik akrilik rezinin su emiliminin daha düşük bükülme direncinin daha yüksek olduğunun rapor etmişlerdir.

Protez kırıkları, hem ağız içinde hem de ağız dışında

görülebilmektedir. Ağız dışında görülen kırıklar, çoğunlukla protezlerin temizliği sırasında düşürülmesi sonucu çarpmaya bağlı olarak gelişmektedir. Ağız içi kırıklar ise, uygun olmayan okluzyon, aşırı ısırma kuvveti veya kötü uyumlu bir protezden kaynaklı olabilir.^{37,38}

Protez kaide rezinlerinin kırılma direncini ölçmede yaygın olarak kullanılan yöntemler Charpy ve Izod çarpma testleridir. Kolay ve çabuk yapılabilmesine rağmen materyalin kendi yapısal özelliği ile ilişkili değildir. Çünkü örnek boyutları, çentik derinliği ve açısı, çarpma hızı ve diğer faktörlerle ilişkilidir. Ayrıca toplam ölçülen çarpma enerjisi kinetik, sürtünme, vibrasyonel enerjileri içerir. Yani bunlar materyalin kırılma direnci ile doğrudan ilişkili değildir.^{78,79}

Protez kırıkları sık karşılaşılan klinik sorunlardan biridir. Jagger ve arkadaşlarına³⁸ göre; protezlerin % 68'inin 3 yıl içerisinde kırıldığını ve bu oranın parsiyel protezlerde tam protezlere göre daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir.

Vallittu ve arkadaşları⁸⁰, çalışmalarında hareketli protezlerde ortaya çıkan problemleri araştırmışlardır. Protez tamirlerinin % 49'unun üst tam protezlerde yapıldığını, en sık karşılaşılan problemlerin ise akrilik kaidede oluşan kırık ve çatlak (%64) ve suni akrilik diş kaybı olduğunu ifade etmişlerdir.

Kaush⁷⁸ ve Yee⁷⁹, çarpma dayanıklılığı testi sırasında enerji kaybının 4 faktöre bağlı olduğunu belirtmişlerdir: (a)Kırık hattına doğru örneği büken enerji, (b) Örnek boyunca kırığın yayılmasına neden olan , (c) Kırılmış örneğin kinetik enerjisi, (d) Tıraşla dağıtılmış enerji.

Zappini ve arkadaşları⁸¹, protez kaide rezinlerinin kırılmaya karşı dirençlerini incelemek için kırılma tokluğu ve çarpma dayanıklılığı ölçümlerinin yapılması gerektiğini bildirmişlerdir. Rezine yapılacak modifikasyonların etkilerini görebilmek amacıyla çarpma testinden ziyade kırılma tokluğu testinin yapılmasının daha uygun olduğunu belirtmişlerdir.

Çarpma dayanıklılığı testleri yüksek hızlarda gerçekleştirilirken klinik olarak protezdeki başarısızlıklar yavaş yorulma döngüsü neticesinde oluşur. Yorulma testi klinik başarısızlık mekanizmasını taklit etme açısından daha uygun olmasına rağmen oldukça zaman alıcıdır. Bu nedenle protez kaide materyallerinin mekanik özelliklerini araştırmak için bizim de araştırmamızda kullandığımız kırılma tokluğu testi alternatif olabilir. Kırılma tokluğu testinde materyal üzerine uygulanan sabit kuvvet ağız içinde kaide plağının maruz kaldığı kuvvetleri tam olarak yansıtmayabilir. Ancak materyalin mekanik özellikleri ve dolayısıyla klinik performansı üzerinde değerli bilgiler verebilir.^{81,82}

Termal, kimyasal veya mekanik işlemler sırasında oluşan mikroskobik yüzey defektleri, lokalize kuvvet yoğunlaştırıcı gibi davranabilir. Bu kuvvetlerde defektli kısımlardan kaynaklanan çatlaklara neden olabilir. Bu çatlakların yayılması ile başarısızlık meydana gelecektir.⁷⁸

Toparlı ve Aksoy⁸³, diş kemiği kompozit reçine yüzeyinin yapıştırıcı bağının tokluğunun güvenilirliğini ve geçerliliğini kırılma mekaniği açısından araştırmışlardır. İki farklı yapıdaki reçinenin kırılma tokluğu ve kırılma enerjisini üç nokta eğme deneyinde yükleme yapılarak t-test metoduyla analiz yapmışlardır. Sonuçta, çiğneme güçlerinin altındaki çatlakların başlaması ve ilerlemesinin kırılma tokluğu veya kırılma enerjisi

ile izlenebileceğini söyleyerek, kırılma yükünün başlangıçtaki çatlak uzunluğuna bağlı olarak arttığını belirtmişlerdir.

Çalışmamızda kırılma tokluğu için ASTM E 399 – 06 standardına uyuldu. Çalışmamızda kullandığımız kompakt test örneği geometrisinde K_{Ic} değerinin tesbit edilmesi için kullanılan karakteristik değer W (örnek genişliği)'dir. Fakat ASTM standardında W değeri ile ilgili standart bir değer belirtilmemektedir. Çalışmamızda W değerini 24 mm olarak belirledik.

Zappini ve arkadaşları⁸¹, yüksek dirençli ve konvansiyonel polimetil metakrilat'ları kıyasladıkları çalışmada, konvansiyonel rezinler için kırılma tokluğunu 1,44 – 1,76 MPa/m^{1/2}, yüksek dirençli rezinler için 2,52 MPa/m^{1/2} bulmuşlardır.

Xu ve arkadaşları⁸⁴, dental kompoziti whisker ile güçlendirdikleri bir çalışmada, kontrol grubu için kırılma tokluğunu 1,08 – 1,43 MPa/m^{1/2}, güçlendirilmiş örneklerde 2,52 MPa/m^{1/2} bulmuşlardır.

Franklin ve arkadaşları⁸⁵, polimetil metakrilat'a, tabaka halindeki cam fiberi %5 oranında ilave etmiş, kontrol grubunda 1,68 MPa/m^{1/2}, güçlendirilmiş örneklerde 1,972 MPa/m^{1/2} değerlerini bildirmişlerdir.

Murphy ve Hill⁸⁶, polimetil metakrilat ve IPN(interpenetrating polymernetwork) esaslı akrilik rezinleri kıyasladıkları çalışmalarında polimetil metakrilat için kırılma tokluğunu 1,28 MPa/m^{1/2}, IPN için 1,7 – 1,9 MPa/m^{1/2} bulmuşlardır.

Stafford ve arkadaşları⁸⁷, bu çalışmada da kullandığımız geometride hazırladıkları konvansiyonel ve yüksek dirençli akriliklerin kırılma tokluğunu değerlendirmişler, konvansiyonel polimetil metakrilat için $1,28 \text{ MPa/m}^{1/2}$, yüksek dirençli akrilikler için $2,22 - 4,61 \text{ MPa/m}^{1/2}$ bulmuşlardır.

Çalışmaların hepsinde farklı güçlendirme metodları uygulanmakla beraber, kontrol gruplarını ve güçlendirme oranlarını bizim çalışmamızdaki sonuçlarla kıyasladığımız zaman, konvansiyonel akrilik rezin değerlerinin benzer olduğu görülmektedir. Çalışmamızda, en düşük kırılma direnci değeri konvansiyonel rezinde ($1,27 \text{ MPa/m}^{1/2}$) gözlenmiştir. Enjeksiyon tekniği ile polimerize edilen akrilik rezinler ikinci sırada ($1,294 \text{ MPa/m}^{1/2}$), enjeksiyonla polimerize edilen asetale rezinler en yüksek değeri göstermiştir ($1,310 \text{ MPa/m}^{1/2}$).

Enjeksiyon tekniği ile polimerize olan rezinlerde moleküller arasındaki boşluk konvansiyonel akrilik rezinlere göre daha azdır. Boşluğun az olması çatlak çizgisinin ilerlerken daha yüksek kuvvete ihtiyaç duymasına neden olur. Bu nedenle enjeksiyonla polimerize olan asetale rezin ve akrilik rezinin kırılma direncinin konvansiyonel akrilik rezinden daha yüksek değerde olmasının polimerizasyon tekniği ile ilgili olduğunu söyleyebiliriz.

Akrilik rezin kaideli protez kullanan hastalarda, protezle ilgili mukozal dokularda semptomatik inflamatuvar reaksiyonlar gözlenebilir. Bu tür reaksiyonlar protezin lokal irritasyonuna bağlı travmatik ve candidal enfeksiyonlar ve sistemik hastalık semptomlarından kaynaklanabileceği gibi, protez kaide rezinlerinin neden olduğu toksik uyumsuzluklar sonucu da ortaya çıkabilir.⁸⁸ Hastalarda metakrilata karşı görülen alerji en çok hareketli protezlerde alerjik stomatit olarak görülür. Ağrısızdır, tükürükte artış ağızda

yanma sendromu ve ödemli mukoza vardır. Polimetil metakrilat esaslı protez kaide rezinlerini kullanım esnasında ortama saldığı artık monomer (metil metakrilat) bu tür reaksiyonların en önemlisini oluşturur.^{88,89} Metil metakrilat tek başına toksik bir maddedir. Bu maddenin, çok az bir miktarının bile polimerize olmuş rezin içinde serbest kalması, duyarlılığı yüksek olan bireylerde alerjik reaksiyon oluşması için yeterlidir. Ancak birçok araştırmacıya göre, toksisite oluşması için artık monomer miktarının belli limitlerin üzerinde olması gerekmektedir. Akrilik rezinlere karşı alerjik reaksiyonların gözlemlendiği vakalarda; kaide materyali olarak; metal kaide plağı (Cr-Co) veya akrilik dışı bazı plastik materyaller kullanılabilir.⁹⁰

Hugget ve arkadaşları⁹¹, ultraviyole spektroskopisi kullanarak artık monomer düzeyini ölçtükleri araştırmalarında, artık monomer düzeyi % 0,3'ü aştığında kaideden artık monomerin serbestleştirdini belirtmişlerdir. yüksek sıcaklıkta ve uzun süre polimerize edilen akriliklerden 70°C'de 7 saat ya da 14 saat gibi uzun süreli polimerizasyonlara 100°C 'de terminal kaynatma işlemi ilave edildiğinde artık monomer miktarını % 0.19-0.26 bulmuşlardır.

Ata ve Yavuzylmaz⁹², konvansiyonel akrilik rezinlerle asetal rezinlerin sitotoksitesini in vitro koşullarda değerlendirmişlerdir. Asetal rezinin konvansiyonel akrilik rezinden daha toksik olduğu sonucunu bildirmişlerdir.

Biyouyumluluk, canlı dokuya yerleştirilen bir restorasyon veya implantın çevresindeki yumuşak ya da sert dokuda herhangi bir değişikliğe yol açmaksızın tepkisiz kalabilmesidir. Biyolojik uyum için materyalin kimyasal yapısı restorasyonun tasarımı elde edilme yöntemleri mekanik özellikleri doku ile temasının şekli yeri ve dokunun özellikleri gibi pek çok

faktörün bir arada uyum içinde olması gerekmektedir.⁹³ Biyolojik uyumu olmayan materyaller değişik doku reaksiyonlarına neden olabilmektedir. Bu reaksiyonun tipi, materyalin kompozisyonu, materyalde çözünen kimyasal maddeler ve bunların absorpsiyonu, dağılımı ve biyotransformasyonu gibi birçok faktöre göre değişir.⁹⁴

Formaldehit, asetalaldehit, malondialdehit, akrolein, sitral, benzaldehit, vanilin gibi bileşiklerin bulunduğu oldukça reaktif bir organik bileşiktir. Bir tane polarize karbon-oksijen çift bağ taşımaları ile karakterize edilen aldehitler, gıda ve gıda bileşenlerinde de bulunmaktadır. Ayrıca tüm memelilerde görülen normal bir metabolittir. Vücutta pürinler, timidin ve bazı aminoasitlerin biyosentezi için gereklidir. Yapılan çalışmalarda, eksojen formaldehitin, hücre içi DNA, RNA ve protein havuzları ile metabolik olarak birleşerek ve bu makromoleküllerle kovalent bağlar kurduğu belirtilmiştir. Bu hızlı kovalent reaksiyonlar genellikle formaldehitin toksik etkilerinin temel esası olarak kabul edilmektedir.⁹⁵

Kusy ve Whitley⁹⁶, yaptıkları termal analiz çalışmasında asetal rezinlerin ortodontik braketlerde kullanımının kontrendike olduğunu bildirmişlerdir. Mekanik ve fiziksel özelliklerinin yüksek değerlerde olmasına rağmen toksik özellikleri nedeniyle oral kavitede kullanımının sakıncasının belirtmişlerdir.

Çalışmamızda, asetal rezinlerin mekanik özelliklerini ve artık monomer miktarını inceledik. Artık monomer miktarını %0.70wt değerinde bulduk. Konvansiyonel akrilik rezinler ve enjeksiyon tekniği ile polimerize olan akrilik rezinlere göre daha fazla artık monomer içermektedir. Rose ve arkadaşlarının⁹⁷ yapmış olduğu çalışmada artık monomer miktarı az olan materyalin daha az hücre inhibasyonuna neden olduğu görülmüştür. Ata ve Yavuzylmaz'da⁹² asetal rezinin daha fazla hücre inhibasyonunu nedenin

artık monomer kaynaklı olabileceğini belirtmişlerdir. Bu çalışmalardan elde edilen bulgular bizim çalışmamızı da destekler niteliktedir.

Akrilik rezinin camsı geçiş sıcaklığı (T_g) tanecikler arasında matriks fazının oluşumu sırasındaki ısıdan farklılık göstermektedir. T_g azaldıkça camsı polimerde metil metakrilat'ın hareketinin azalmasından dolayı metil metakrilat monomerinin polimerizasyonu kısıtlanır. Bunun sonucunda polimer içerisinde artık monomer oluşur.⁵¹ Asetal rezinin T_g değeri akrilik rezinden düşüktür.²³ Bu nedenle polimerizasyonu için daha fazla miktarda ısıya gereksinim vardır.

Araştırmamızda gaz kromatografi tekniği ile artık monomer tesbiti yapılmıştır. Gaz kromatografi cihazının tercih edilmesinin nedeni; uygulama kolaylığı ve yüksek basınç sıvı kromatografisine göre daha hassas sonuçlar vermesidir.⁵⁰

Çoğu araştırmacı, protez kaide rezinin içerisindeki artık monomer miktarının kaide rezinin tipine, materyalin toz-likit oranına, polimerizasyon yöntemine, polimerizasyon süresine ve rezinin kalınlığına bağlı olduğunu bildirmiştir.⁹⁸ Artık monomer miktarı azaltılmasında polimerizasyon süresinin uzun, polimerizasyon sıcaklığının yüksek olması dolayısıyla polimerizasyon derecesinin yükseltilmesi önemli rol oynamaktadır. Ayrıca yüksek molekül ağırlıklı rezinlerde polimerizasyon şartlarına dikkat edildiğinde artık monomer miktarı azalmaktadır.⁹⁹

Wong ve arkadaşları⁹⁹, su çözünürlüğü ve artık su miktarına bağlı olarak protezlerdeki boyutsal değişimi incelemişlerdir. Test örneklerinin boyutsal değişimlerinin su çözünürlüğü ve artık monomer miktarı ile doğru orantılı olduğunu belirtmişlerdir. Boyutsal değişimin %0.42

wt ile % 0.58 wt arasında, çözünürlük değerlerinin %0.48 wt ile % 0.50 wt arasında değiştiğini rapor etmişlerdir.

Craig ve Peyton¹⁰⁰, 100°C'de 1-4 saatlik polimerizasyonlarda %0.29-0.31 oranında artık monomer miktarı görüldüğünü ifade etmişlerdir.

Marx ve arkadaşları¹⁰¹, akıcı reçineler ve sıcak akriliklerin 30 gün suda bekletilmelerini takiben gaz kromatografisi ile tespit ettikleri artık monomer miktarının daha da azalmış olduğunu ifade etmişlerdir.

Austin ve Basker¹⁰², akriliklerde zamanla artık monomer miktarının azaldığını vurgulamışlardır. Artık monomer testleri için örneklerin 30 gün suda bekletilmesini takiben elde edilen sonuçların daha net olduğunu bildirmişlerdir.

Honorez ve arkadaşları⁵⁶, sıcak akrillerde halojenasyon yöntemi ile tespit ettikleri artık monomer miktarının % 1.13 – 1.17 olduğunu bildirmişlerdir.

Truong ve Thomasz¹⁰³, mikrodalga ve konvansiyonel yöntemle polimerize edilen akrilik rezinlerle yaptıkları çalışmada, artık monomer miktarını mikrodalga işlemleri için % 0.61, konvansiyonel rezin için ise % 0.91 olarak saptamışlardır.

Mac Gregor ve arkadaşları⁷⁶ ise enjeksiyon akrilinin konvansiyonel akrile oranla daha az artık monomer içerdiğini ortaya koymuşlardır. Shlosberg ve arkadaşları¹⁰⁴, mikrodalga enerjisi ve konvansiyonel yöntemle polimerize ettikleri akrillerde, infrared spektroskopisi ile yapılan inceleme sonucunda artık monomer saptanmadığını ifade etmişlerdir.

Undurwade ve Sidhaye⁵⁶, mutfak tipi basınçlı bir tencerede 10, 20 ve 30 dakikalık sürelerle polimerize ettikleri sıcak akriliklerde en düşük artık monomer miktarını buhar çıktıktan sonra 30 dakika süreyle yapılan polimerizasyonda %0.079 olarak saptamıştır.

Koda ve arkadaşları¹⁰⁵, çalışmalarında değişik yöntemlerle polimerize ettikleri akrilik rezinlerin suda bekletildikten sonra suya salmış oldukları metil metakrilatın yüksek basınç sıvı kromatografi tekniği ile ölçülmesi ile artık monomer miktarını belirlemişlerdir. Araştırmada mikrodalga ile polimerize edilen akrilik rezinin en az artık monomer değerine sahip olduğu görülmüştür.

Jerelimow ve arkadaşları⁵⁷, 70°C'de 7 saat olarak yapılan uzun süreli polimerizasyona 100°C'de 3 saatlik bir terminal kaynatma eklendiğinde %0.21 düzeyinde artık monomer oranı tesbit etmişlerdir.

Denli¹⁰⁶, polimerizasyon süresi ile artık monomer miktarının ters orantılı olduğunu, artık monomer miktarını azaltmak için polimerizasyon süresini arttırmak gerektiğini belirtmiştir.

Kalıpçılar ve arkadaşları¹⁰⁷, yüksek basınç sıvı kromatografisi kullanarak konvansiyonel yöntem ile polimerize olan akrilik rezinlerde %0.23-0.52, oda ısısında polimerize olan akrilik rezinlerde ise %0.22-0.54 oranında artık monomer miktarı tesbit etmişlerdir.

Sadamori ve arkadaşları¹⁰⁸, gaz kromatografi tekniği kullanarak kullanım süresi 1 ile 17 yıl arasında değişen 24 maksiller protezdeki artık monomer miktarını değerlendirmişlerdir. Uzun süre kullanılan protezlerde artık monomer miktarının kısa süre kullanılan protezlere göre daha düşük olduğunu bulmuşlardır. Araştırmacılar

protezlerin yapıldıktan sonra birkaç yıl içinde artık monomer miktarlarının yüksek olduğunu, artık monomer miktarındaki kaybın büyük bir kısmının ilk 4-5 yıl içerisinde meydana geldiğini, ancak tamamının kaybolmasının uzun yıllar içerisinde olduğunu bildirmişlerdir.

Bu bilgiler ve yukarıdaki araştırmacıların bilgileri doğrultusunda, çalışmamızda konvansiyonel akriller için teminal kaynatma yapılarak 100°C'de 30 dakikalık bir polimerizasyon süresi saptanmıştır. Enjeksiyon akrili için firmanın SR- Ivocap sistemi için ön gördüğü 100 °C'de 35 dakika süreyle polimerizasyon uygulanmıştır. Asetal rezinler ise 220°C'de ısıtılmış fırında enjekte edilerek 30 dakika bekletilmiştir.

Artık monomer miktarının tesbiti ile ilgili literatür incelemesi yapıldığında örneklerdeki artık monomer ekstraksiyonu için farklı solüsyonların tercih edildiği görülmüştür. Backer ve arkadaşları⁸⁹ hazırladıkları örnekleri yapay tükürük içinde, Mcgabe ve Basker¹⁰⁹ ise su içinde bekletmeyi tercih etmişlerdir. Austin ve Basker⁹⁵, Kawaguchi ve arkadaşları¹¹⁰, metanolün sudan daha etkili olduğunu, artık bırakmayan ve kolay uzaklaştırılabilen bir çözücü olduğu için kullanılmasının daha uygun olduğunu bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda da artık monomerin tamamının metanole geçmesi sağlanmıştır.

Polimerizasyon süresi ve ısısının artması ile artık monomer miktarının azalmasına bağlı olarak asetale resin materyalinin en az artık monomer değeri göstermesi gerektiğini düşünebiliriz. Fakat bu iki polimer yapısal içerik açısından birbirinden çok farklıdır. Polimer yapısı çok geniş ve kapsamlı bir konudur. Bir polimerik maddenin ne tür pratik uygulamaya elverişli olduğu belirleyen faktörlerden biri T_e (kristal erime noktası) ve T_g (camsı geçiş sıcaklığı) dir. Polimerlerin camsı geçiş ısısı arttıkça moleküler

zincir hareketleri ve monomerin immobilizasyonu nötralize olur. Bu nedenle farklı yapıdaki polimerlerin polimerizasyon kabiliyeti de farklılık gösterir. Çalışmamızda artık monomer analizinden elde edilen değerler tüm gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gösterse de değerlerin hepsinin ISO 1567:1999' da belirtilen (%2,2 wt) sınırların altında olduğu görülmüştür.

6. SONUÇLAR

Farklı polimerizasyon yöntemleriyle polimerize olan akrilik rezinlerin ve enjeksiyon tekniği ile polimerize olan asetal rezinlerin su emilimi, çözünürlük, bükülme direnci, kırılma tokluğu ve içerdiği monomer miktarı açısından karşılaştırıldığı çalışmamızda, aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir.

1. Her üç rezin grubu, su emilimi ve çözünürlüğü açısından değerlendirildiğinde, asetal rezinlerin su emilimi ve çözünürlüğü diğer iki rezinden daha düşüktür.

2. Bükülme direnci yönünden değerlendirildiğinde, polimerizasyon tekniğinden ziyade materyalin kimyasal yapısı daha önemlidir. Enjeksiyon tekniği ve konvansiyonel yöntemle polimerize olan akrilik rezinler arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Asetal rezinin bükülme direnci diğer iki materyale göre daha yüksektir.

3. Kırılma tokluğu yönünden değerlendirildiğinde polimerizasyon tekniği ve materyalin kimyasal yapısı önem kazanmaktadır. Kırılma tokluğu en yüksek materyal asetal rezin en düşük ise konvansiyonel akrilik rezinlerdir

4. Artık monomer analizi sonuçlarında, en az artık monomer oranı enjeksiyonla polimerize olan akrilik rezinlerde, en yüksek ise asetal rezinlerdedir.

Farklı yapılarıdaki rezin kaide materyallerinin çeşitli açılardan karşılaştırılması olarak incelenmesi

7. ÖZET

Araştırmamızda, konvansiyonel yöntem, enjeksiyonla kalıplama tekniği ve enjeksiyon tekniği ile polimerize olan asetale resinlerin su emilimi, çözünürlük, bükülme direnci, kırılma tokluğu ve artık monomer miktarı incelenerek, karşılaştırılmalarının yapılması amaçlanmıştır.

Su emilimi ve çözünürlük değerleri, örneklerin 24 saat suda bekletilip tekrar kurutularak tartılmaları suretiyle elde edilmiştir. Yapılan istatistiksel değerlendirmeler sonucunda her üç resin içinde anlamlı farklılıklar gözlenmiştir.

Bükülme direnci değerleri, 3 nokta yükleme testi ile elde edilmiştir. İstatistiksel değerlendirme sonucunda asetale resin ve diğer iki akrilik arasında anlamlı düzeyde farklılıklar olduğu tesbit edilmiştir.

Kırılma tokluğu testi yönünde değerlendirildiğinde, tüm gruplar arasında anlamlı farklılık saptanmıştır.

Artık monomer miktarı açısından incelenmesi amacıyla gaz kromatografi tekniği kullanılmıştır. İstatistiksel sonuçlarda anlamlı farklılıklar görülmüştür.

Bulgularımız bir bütün olarak değerlendirildiğinde, Asetale resinler iyi mekanik özelliklere sahip olmasına rağmen artık monomer miktarı diğer iki rezine göre daha fazladır. Klinik uygulamalarının değerlendirilebilmesi için daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır.

Anahtar kelimeler: Kaide rezinleri, polimerizasyon yöntemi, su emilimi ve çözünürlük, bükülme direnci, kırılma tokluğu, artık monomer

Comparative evaluation of various properties of based resin materials in different structures.

8.SUMMARY

The purpose of this investigation is to compare some properties of acrylic resins polymerized by conventional system, injection molding technique and acetal resin polymerized by injection molding technique. The properties evaluated are water sorbtion, solubility, flexural strength, fracture toughness and amount of residual monomer.

The water sorbtion and solubility values were obtained by weighing the specimens immersed in water for 24 hours and then dried. After statistical evaluation, there seemed to be significant difference between all groups.

Three-point flexural method was used for flexural strength. After statistical evaluation, there seemed to be significant difference between asetal resin and the others.

For fracture toughness, the results were obtained under applying force. After statistical evaluation, there seemed to be significant difference between all groups.

Fort the evaluation of residual monomer content, gas chromatography was applied. There seemed to be significant difference between all groups.

When all the results are considered as a whole; asetal resin

has good mechanical properties. But its amount of rest monomer was higher than the others. Further research is needed for the evaluation of clinical application of acetal resins.

Key Words: Based resins, polymerization technique, water sorbtion and solubility, flexural strength, fracture toughness, residual monomer

9. KAYNAKLAR

1. Craig RG, Peyton FA. Restorative dental materials. 9th ed. St Louis: The C.V. Mosby Company; 1996
2. Van Noort R. Dental materials properties and manipulation. 4th ed. St. Louis: The .Mosby Company; 1994
3. alıkkocaoğlu S. Tam protezler. 3. baskı, Cilt 2. İstanbul: Protez Akademisi ve Gnatoloji Derneği 2. Bilimsel Yayını; 1998
4. O'Brien WJ. Dental materials: properties and selection. 1st ed. Chicago: Quintessence Publishing Co. Inc.;1989
5. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. 1. baskı. Ankara: A.Ü.;1993
6. Polat T. Değişik Oran ve Uzunlukta Cam Fiber Eklenen Akrilik Kaide Plağının Fiziksel ve Mekanik Özelliklerindeki Değişimin Araştırılması. Doktora. Ankara: Gazi Üniversitesi; 1999
7. International Organization for Standardization. ISO 1567: 1999, Dentistry – Denture Base Polymers. Geneva ISO: 1999
8. Baron DJ, Schuster GS, Caughman GB, Lefebvre CA. Biocompatibility of visible light polymerized denture base resins. Int J Prosthodont 1993; 6: 495-501.
9. Phoenix MRD. Denture base materials. Dent Clin North Am 1996; 40: 113 – 20

10. Phillips RW. Skinner' s science of dental materials. W.B. Saunders Company; 1982

11. Craig RG, O'Brien WJ, Powers JM. Dental materials properties and manipulation. 4th ed. The C.V.Mosby Company; 1987

12. Özdemir AK. Hareketli protezler (kliniğe hazırlık). 1. Baskı. Sivas: Cumhuriyet Üniversitesi Yayınları Önder Matbaası; 2002

13. McCabe JF. Applied dental materials. 7th ed. London: Mass Publishing Co; 1994

14. Winkler S. Denture base resins, Dent Clin North Am 1981; 28 (2): 287- 297

15. Donavan TE, Hurst RG, Campagni WV. Physical properties of acrylic resin polymerized by four different techniques. J Prosthet Dent 1985; 54(4): 522- 524

16.Kaplan R. Isı ve Mikrodalga Enerjisi ile Polimerize Olan Akrilik Kaide Rezinlerine Dental Fiber Sistemlerinin Etkilerinin In vitro Olarak Değerlendirilmesi. Doktora. Ankara: Gazi Üniversitesi; 2002

17. Blagojevic V, Murphy VM. Microwave polymerization of denture base materials 1999; 26 : 804- 808

18. Compagnoni MA, Barbosa DB, Souza RF, Pero AC. The effect of polymerization cycles on porosity of microwave-processed denture base resin . J Prosthet Dent 2004; 91: 281 – 5

19. Lai CP, Tsai MH, Chen M, Chang HS, Tay HH. Morphology and properties of denture acrylic resins cured by microwave energy and conventional water bath. Dent Mater 2004; 20: 133 – 41
20. Levin B, Sanders JL, Reitz PVC. The use of microwave energy for processing acrylic resins. J Prosthet Dent 1989; 61 : 381 – 3
21. Fitton JS, Davies EH, Howlett JA. The physical properties of a polyacetal denture resin. Clin Mater 1995; 17: 125 – 129
22. Özkan Y, Arıkan A, Akalın B, Arda T. An in vitro investigation of water sorption and solubility of two acetal denture base resins. Ent J Prosthodont Restore Dent 2005; 13(3): 119-122
23. Özgün A. Tiyofenin Kimyasal Polimerleşmesi Poli (oksimetilen) ile Kompozitlerin Hazırlanması ve Özelliklerinin İncelenmesi. Yüksek Lisans. Ankara: Gazi Üniversitesi ; 2005
24. MacDonald RN. Polyoxymethylenes. USA Patent, Patent, 2,768,994, 1956
25. Phoenix MRD. Denture base materials. Dent Clin North Am 1996; 40: 113-120
26. Miettinen VM, Narva KK, Vallitu PK. Water sorption, solubility and effect of post – curing of glass fiber reinforced polymers. Biomaterials 1999; 20: 1187 – 1194
27. Miettinen VM, Vallitu PK. Water sorption and solubility of

glass fiber – reinforced denture poly(methyl methacrylate) resin. J Prosthet Dent 1996; 76: 531- 534

28. Karaağaçlıoğlu L, Kalıpçılar B, Hasanreisioğlu U. Oda ısısında polimerize olan enjeksiyon akriliklerinin su Emilimi çözünürlük ve yüzey özelliklerinin değerlendirilmesi. AÜ Diş hek Fak Der 1988; 15(1): 59-63

29. Arima T, Murata H, Hamada T. The effects of cross-linking agents on the water sorbtion and solubility characteristics of denture base resin. J Oral Rehabil 1996; 23: 476-480

30. Vallitu PK. Effect of 180-week water storage on the flexural properties of E- glass and silica fiber acrylic resin composite . Int J Prosthodont 2000; 13: 334 – 349

31. Lefebure CA, Schuster GS. Biocompatibility of visible light cured resin systems in prosthodontics. J Biomed Mater Res 1987; 21: 1065- 1080

32. Karacaer Ö, Darendeliler Yaman S, Gül Değim Z. Kompozit rezin materyallerinin su Emilimi ve çözünürlüğü. Atatürk Ü Dişhek Fak Der 2001; 11(3): 7-10

33. Çal NE. Cam fiberle güçlendirilmiş ısıyla sertleşen akrilik rezinin boyutsal değişikliğinin incelenmesi. Doktora. Ankara: Hacettepe Üniversitesi; 1997

34. Van Noort R. Dental materials. 2 nd ed. St. Louis: The . Mosby Company; 2002

35. Alander P, Lassila VJ, Vallittu PK. The span length and cross- sectional design affect values of strength. Dent Mater 2004; 21: 347-353

36. Köroğlu A. Farklı Yöntemlerle Polimerimerizasyonu Sağlanan Akriliklerin Bazı Fiziksel Özelliklerinin Karşılaştırılmalı Olarak Değerlendirilmesi. Doktora. Ankara: Ankara Üniversitesi; 1993

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

38. Levent H, Karağaçlıoğlu L. Protez kaide rezinlerinin güçlendirilmesi. GÜ Dişhek Fak Derg 2004; 21: 135-142

39. Karacaer Ö. Devamlı paralel ve kısa formdaki cam elyaf ile alt protez tamiri. GÜ Dişhek Fak Derg 2002; 19: 41-45

40. John J, Gangadhar SA, Shah I. Flexural strength of heat polymerized polymetil metacrylate denture base reinforced with glass, aramid or nylon fibers. J Prosthet Dent 2001; 86: 424-427

41. Beyli MS, Fraunhofer JA. Ananalysis of causes of fracture of acrylic resin dentures. J Prosthet Dent 1981;46: 238-241

42. Darbar UR, Hugget R, Harrison A. Denture fracture - a survey. Br Dent J 1994; 176: 342 – 345

43. Gutteride DL. The effect of including ultra – high – modulus polyethylene fibre on the impact strength of acrylic resin. Br Dent J 1988; 164: 177-180

44. Huang FM, Tai KW, Hu cc, Chang YC. Cytotoxic effects of denture base materials on a permanent human oral epithelial cell line and on primary human oral fibroblasts in vitro. *Int J Prosthodont* 2001; 14: 439-443

45. Jorge JH, Giampaolo ET, Machado AL, Vergani CE. . Cytotoxic effects of denture base materials.; A literature review. *J Prosthet Dent* 2003 ; 90: 190-193

46. Miettinen VM, Vallitu PK. Release of residual methyl methacrylate into water from glass fibre- poly(methyl methacrylate)composite used in denture. *Biomaterials* 1997; 18: 181-185

47. Vallittu PK, Miettinen V, Alakuijala P. Residual monomer content and its release into water from denture base materials *Dent Mater* 1995; 11: 338-342

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

49. Pfeiffer P, Rosenbauer EU. Residual methyl methacrylate monomer, water sorbtion and water solubility of hypoallergenic denture base materials. *J Prosthet Dent* 2004; 92: 72-78

50. Kedjarune U, Charoenworluk N, Koontongkaew S. The release of methyl methacrylate from heat –cured autopolymerized resins: cytotoxicity testing related to residual monomer. *Aust Dent Journal* 1999; 44: 25-30

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

52. Doğan A, Bek B, Çevik NN, Usanmaz A. The effect of preparation conditions of acrylic denture base materials on the level of residual monomer mechanical properties and water absorption. J Dent 1995; 23: 313-318

53. Shim JS, Watts DC. Residual monomer concentrations in denture – base acrylic resin after an additional , soft liner heat cure cycle . Dent Mater 1999; 15: 296-300

54. Bayraktar G, Duran Ö, Güvener B. Effect of glass fibre reinforcement on residual methyl methacrylate content of denture base polymers. J Dent 2003; 31: 297- 302

55. Undurwade JH, Sidhaye AB. Curing acrylic resin in a domestic pressure cooker: a study of residual monomer content. Quint Int 1989; 20: 123-129

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

57. Jerolimov V, Hugget R, Brooks SC, Bates JF. The effect of variations in the polymer/monomer mixing ratios on residual monomer levels and flexural properties of denture base materials. Quint Dent Tech 1985; 9: 431-434

58. Sadamori S, Kotani H, Hamada T. The usage period of dentures and their residual monomer contents. J Prosthet Dent 1992; 68: 374-376

59. Aitzetmüller K, Eckert WR. High – performance liquid chromatography of methacrylate in intraocular lenses. J Chromatography 1978; 155: 203-205

60. Scott RPW. Techniques and practice of chromatography. 2nd ed. New York: Marcel Dekker; 1995

61. Orhun F. Gaz kromatografisi, taşıyıcı gazın akış hızının tesirleri üzerinde tecrübi araştırmalar ve metodun Türkiye'deki bazı tabii gazların hidrokarbon analizlerine tatbiki. MTA; Ankara

62. Skoog DA, Leary JJ. Principles of instrumental analysis. 2nd ed. USA: Saunders College Publishing;1992

63. Skoog DA, West MD, Nieman TA. Fundamentals of analytical chemistry. 7th ed. USA: Saunders College Publishing; 1996

64. Willard HH, Meritt JA, Settle FA. Instrumental methods of analysis. 7th ed Wadsworth Publishing Comp: California;1988

65. Ekstrand K, Ruyter IE, Wellendorf H. Carbon / graphite fiber reinforced poly(methyl methacrylate): properties under dry and wet conditions . J Biomed Mater Res 1987; 21: 1065-1080

66. Jagger DC, Harrison A, Jandt KD. An investigation of self

– reinforced poly (methyl methacrylate) denture base acrylic resin using scanning electron and atomic force microscopy. Int J Prosthodont 2000; 13: 526-531

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

68. Baemmert RJ, Lang BR, Barco MT, Billy EJ. The effects of denture teeth on the dimensional accuracy of acrylic resin denture bases. Int J Prosthet 1990; 3: 528-537

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

70. Kalıpçılar B, Karağaçlıoğlu L, Hasanreisioğlu U, Denli N. Protezlerde kullanılan farklı iki kaide materyalinin boyutsal stabilite açısından değerlendirilmesi. GÜ Dişhek Fak Derg 1989; 6: 171-187

71. Taner B, Doğan A, Tincer T, Akınay AE. A study on impact and tensile strength of acrylic resin filled with short ultra-high molecular weight polyethylene fibers. J Oral Sci 1999; 41(1): 15-18

72. Nalbant L, Burgaz Y. Enjeksiyon sistemi ve konvansiyonel mufla tekniği ile hazırlanan protez kaide materyallerinin su emme ve çözünürlük oranlarının değerlendirilmesi. AÜ Dişhek Fak Derg 1990; 17(3): 333 – 337

73. Cucci AL, Vergani CE, Giampaola ET, Afonso MC. Water

sorbition, solubility and bond strength of two autopolymerizing acrylic resins an one heat –polymerizing acrylic resin. J Prosthet Dent 1998; 80: 434-438

74. Karağaçlıoğlu L, Kalıpçılar B, Hasanreisioğlu U. Oda ısısında polimerize olan enjeksiyon akriliklerinin su emilimi çözünürlük ve yüzey özelliklerinin değerlendirilmesi. AÜ Dişhek Fak Derg 1988; 15: 59-63

75. Akova T, Özçelik B, Aytutuldu N, Özkömür A. Farklı akril tepim yöntemlerinin akrilik malzemenin mekanik özelliklerine etkisinin incelenmesi. Atatürk Ü Dişhek Fak Derg 2008; 18(1): 14-18

76. Mac Gregor AR, Graham J, Stafford GD, Hugget R. Recent experiences with denture polymers. J Dent 1984; 12: 146-157

77. Takashi Y, Chai I, Kawaguchi M. Effect of water sorbtion on the resistance to plastic deformation of a denture base materials relined with four different denture reline materials. Int J Prosthodont 1998; 11:49-54

78. Kausch HH. Polymer fracture. 2 nd ed Berlin: Springer-Verlag ; 1987

79. Yee A. Impact resistance. In: Mark HF, editor. Encyclopedia of polimer science and technology. 2 nd ed. New York: Wiley; 1987. p. 36-68

80. Vallitu PK, Lassila VP, Laplanien R. Evaluation of damage to removable dentures in two cities in Finland. Acta Odontol Scand 1993; 51: 363-369

81. Zappini G, Kamman A, Watcher W. Comparşson of

fracture tests of denture base materials. J Prosthet Dent 2003; 90: 578 – 585

82. Robinson JG, Mcaba JF. Impact strength of acrylic resin denture base materials with surface defects. Dent Mater 1993; 9: 355-360

83. Toparlı M, Aksoy T. Fracture toughness determination of composite resin and dentin/composite resin adhesive interfaces by laboratory testing and finite element models. Dental Mater 1998;14: 287-293

84. Xu HHK, Quinn JB, Douglas T. Effects of different Whiskers on the reinforcement of dental resin composites. Dent Mater 2003; 19: 359-367

85. Franklin P, Wood JD, Bubb NL. Reinforcement of poly(methyl methacrylate) denture base with glass fibre. Dent Mater 2005; 21: 365-370

86. Murphy AC, Hill RG. Fracture Toughness of tooth acrylics. J Mater Sci 2003;14: 1011-1015

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

88. Arab J, Newton JP, Lloyd CH. The effect of an elevated level residual monomer on the whitening of a denture base and its physical properties. J Dent 1989; 17: 189-194

89. Baker S, Brooks SC, Walker DM. The release of residual

monomeric methyl methacrylate from acrylic appliances in the human mouth: an assay for monomer in saliva. J Dent Res 1988; 67: 1295-1299

90. Hochman N, Zalkind M. Hypersensitivity to methyl methacrylate: mode of treatment. J Prosthet Dent 1997; 77: 93-96

91. Hugget R, Brooks SC, Bates JF. The effect of different curing cycles on the dimensional accuracy of acrylic resin denture base materials. Quint Dent Tech 1984; 8: 81-85

92. Ata SO, Yavuziilmaz H. An invitro comparison of citotoxicity of acetal resin, heat polymerized resin and auto-polymerized resin as denture base materials. J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2009; 91(2): 905-909

93. Sheridan PJ, KokaSK, Ewoldsen NO, Lefebvre CA, Lavin MT. Cytotoxicity of denture base resins. Int J Prosthodont 1997; 10:73-77

94. Aykent F, Avunduk MC, Durmuş E, Üşümez A. Farklı protez kaide rezinlerinin oluşturdukları doku reaksiyonları. Türk Diş Hekimliği Derg 2004;55:21-26

95. Canbilen A, Sezen Ş, Avunduk MC, Çon NE. Formaldehit ve toksik etkileri. Genel Tıp Derg 1999;9(1):33-39

96. Kusy RB, Whitley JQ. Degradation of plastic polyoxymethylene brackets and subsequent release of toxic formaldehyde. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2005; 127:420-427

97. Rose EC, Bumann J, Jonas IE, Kappert HF. Contribution

to the biological assessment of orthodontic acrylic materials. J Orofac Orthop 2000; 61: 246-257

98. Sadamori S, Ganefiyanti T, Hamad T, Arima T. Influence of thickness and location on the residual monomer content of denture base cured by three processing methods. J Prosthet Dent 1994; 72: 19-22

99. Wong DM, Cheng LY, Chow TW, Clark RK. Effect of processing method on the dimensional accuracy and water sorption of acrylic resin dentures. J Prosthet Dent 1999; 81: 300-304

100. Craig RG, Peyton FA. Restorative dental materials. 5th ed. The Mosby Co. St. Louis; 1975

101. Marx H, Fukui M, Stender E. Zur Frage der Rest-Monomer –untersuchung von Prothesen-Kunststoffen. Dtsch Zahnärztl Z 1983; 38: 550-553

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

103. Truong VT, Thomasz FGV. Comparison of denture acrylic resins cured by boiling water and microwave energy. Aust Dent J 1988; 33: 201-204

104. Shlosberg SR, Goodacre CJ, Munoz CA, Moore KB, Schnell RJ. Microwave energy polymerization of poly(methyl methacrylate) denture base resin. Int J Prosthodont 1989; 2: 453-458

105. Koda T, Tsuchiya H, Yamauchi M, Hoshino Y, Takagi N,

Kawano J. High performance liquid chromatographic estimation of eluates from denture base polymers. J Dent 1989; 17: 84-89

106. Denli N. Protez Materyali Olarak Ağızda Kullanılan Akrilik Türlerinin Sebep Oldukları Reaksiyonlar ve Önlemleri Üzerine Çalışmalar. Doktora. Ankara: Ankara Üniversitesi; 1985

107. Kalıpçılar B, Karaaçlıoğlu L, Hasanreisioğlu U. Evalation of the residual monomer in acrylic denture base materials having different polymerization properties. J Oral Rehabil 1991; 18: 399-401

108. Sadmori S, Kotani H, Hamada T. The usage period of dentures and residual monomer contents. J Prosthet Dent 1992; 68: 374-376

109. Mc Cabe JF, Basker RM. Tissue sensivity to acrylic resin. Br Dent J 1976; 140: 347 350

110. Kawaguchi M, Takahashi Y, Fukushima T, Hobu T. Effect of light exposure duration on the amount of leachable monomers from light activated reline materials J Prosthet Dent 1996; 75: 183-187

10. EKLER

10.1.Teşekkür

Doktora eğitimim boyunca benden desteğini esirgemeyen aileme ve bu zor dönemi atlatırken her koşulda yanımda olan, manevi desteğiyle bana güç veren, mutluluk kaynağım, eşim Gökhan ÖZGÖÇ'e teşekkür ederim.

Benim için çok özel ve önemli bir yere sahip olan, hayata bakış açımda beni hep güzelliklere yönlendiren, Prof. Dr. Cihan AKÇABOY'a sonsuz teşekkür ederim.

Doktora eğitimim boyunca anlayışı ve hoşgörüsüyle hep yanımda olan, danışman hocam Prof. Dr. Caner YILMAZ'a teşekkür ederim.

11. ÖZGEÇMİŞ

Adı : Funda

Soyadı: Özgöç

Doğum Yeri ve Tarihi: Ermenek 01. 04. 1978

Eğitimi:

2009-2003, Doktora, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi A.B.D.

2003-1997, Lisans, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği
Fakültesi

1997-1990, Meram Anadolu Lisesi

1990-1985, Gazi Mustafa Kemal Paşa İ.Ö.O

Yabancı Dili: İngilizce