

T. C.  
DİCLE ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FİBER İLE GÜÇLENDİRMENİN VE FARKLI  
POLİMERİZASYON TEKNİKLERİNİN, ISIL DÖNGÜ  
UYGULANMASIYLA, İKİ FARKLI PROTEZ KAİDE  
REZİNİNİN KIRILMA DİRENCİ VE SU EMİLİM  
MİKTARINA ETKİLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

777506

(DOKTORA TEZİ)

Diş Hekimi  
İbrahim Halil TACİR

777506

**DOKTORA YÖNETİCİSİ**

Doç. Dr. Kahraman Gündüz GÜZEL

**T.C. YÜKSEKÖĞRETİM KURULU  
DOKÜMANTASYON MERKEZİ**

DİYARBAKIR — 2001

## İÇİNDEKİLER

GİRİŞ.....	1
GENEL BİLGİLER.....	3
MATERYAL VE METOD.....	30
BULGULAR.....	41
TARTIŞMA.....	50
SONUÇLAR.....	58
ÖZET.....	60
SUMMARY.....	63
KAYNAKLAR.....	I-VII

## TEŞEKKÜR

Doktora tez çalışmamın hazırlanmasında katkılarından dolayı hocam Doç. Dr. sayın Kahraman Gündüz GÜZEL'e teşekkür ederim.

Cam fiberin temin edilmesindeki yardımları için Kocaeli Cam Elyaf Sanayii A.Ş.'ye, teknik konulardaki yardımları için D.Ü. Tıp Fakültesi Biofizik Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Doç. Dr. Feyzan AKŞEN'e ve KOSGEB teknisyenlerinden Zeki ÇAĞLIYAN'a, istatistik çalışmalarındaki yardımları için A.Ü. Ziraat Fakültesi Zootekni Biometri ve Genetik Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Prof. Dr. Fikret GÜRBÜZ'e, Araştırma Görevlisi Sıddık KESKİN'e ve D.Ü. Dişhekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Doç. Dr. Jalan DEVECİOĞLU KAMA'ya, tezimin hazırlanması ve yazılmasındaki yardımları için arkadaşlarım D.Ü. Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Yrd. Doç. Dr. Emrah AYNA, Yrd. Doç. Dr. Murat SARIBAŞ ve tüm Öğretim Üyesi Hocalarıma teşekkür ederim.

Tezimin hazırlanması süresince gösterdiği özveri ve manevi destek için sevgili eşim Sema TACİR'e sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Bu çalışma Dicle Üniversitesi Araştırma Fonunun DÜAP-99-DH-383 sayılı projesi ile desteklenmiştir.

## **GİRİŞ**

Dişhekimliği'nde, çeşitli amaçlarla kullanılan rezinler, metalik olmayan, organik bileşiklerden sentetik olarak elde edilen ve çeşitli yöntemlerle kalıplara dökülerek günlük kullanıma sunulan maddelerdir.

Dişhekimliği'nde kaide materyali olarak önceleri vulkanit, nitrosellülöz ve fenol formaldehit gibi materyaller kullanılmıştır. Ancak bu tip materyallerin dezavantajları, araştırmacıları yeni materyaller arayışına yönlendirmiştir. 1937 yılında Dr. Walter Wright tarafından akrilik rezinlerin bulunması yeni bir boyut getirmiştir. Akrilik rezinler sadece kaide materyali olarak değil, dişhekimliği'nin pek çok alanında; suni diş, tamir materyali, yer tutucu olarak, kron, köprü restorasyonlarında, ayrıca faset ve obturator yapımında da kullanılmaktadırlar.

Bu materyallerden istenen özelliklerin başında, ağız içi kuvvetlerden ve ısıl değişikliklerden etkilenmemesi gelir. Çünkü, hem hastalar hem de hekim açısından protezin kırılması, şekil değiştirmesi istenilmeyen ve ilave uygulamalar gerektiren bir iştir.

Akrilik rezinlerin dişhekimliğinde kullanılmaya başlamasından sonra görülen en büyük dezavantajlarından biride kırılmalarıdır. İngiltere’de yapılan bir araştırmaya göre tamir için yılda 5 milyon pound kadar ücret ödenmektedir. Bu problemi gidermek, darbelere karşı daha dayanıklı akrilik üretmek için yeni arayışlara girilmiştir. Akriliğin mekanik özelliklerini daha iyi bir düzeye getirmek amacıyla kopolimerizasyon, çapraz bağlantılar, cam fibrillerle kuvvetlendirme, karbon fibriller, kevlar, poli karbonatlar ve metal güçlendiricilerin eklenmesi gibi yöntemler kullanılmaktadır.

Bu çalışmamızın amacı; ısı ve mikrodalga enerjisi ile polimerize olan iki farklı akrilik kaide rezinini farklı polimerizasyon teknikleri uygulayarak ve cam fiber ile güçlendirerek, bu iki akrilik kaide materyallerinin, kuvvetlere karşı oluşturduğu kırılma dirençlerini ve su emilim miktarlarını karşılaştırmayı incelemektir.

## GENEL BİLGİLER

Günümüzde, sentetik rezinlerin çok geniş kullanım alanı vardır. Tanım olarak sentetik rezinler metalik olmayan, organik bileşiklerden sentetik olarak elde edilen ve çeşitli kalıplara dökülerek günlük kullanıma uygun hale getirilen maddelerdir. Giyimden, inşaat malzemelerine, ev eşyalarından, elektronik aletlere kadar, hemen hemen her türlü alanda mutlaka bir çeşit plastik esaslı bir materyal kullanılmaktadır. Plastik terimine; lifli, lastiğe benzer, rezinimsi veya sert esnemez maddeler de dahildir. Plastik lifli, lastiğimsi veya rezin yapısında olmasını, içindeki dev molekülün şekli ve morfolojisi etkiler. Bütün bu maddelerin ortak yönü, hepsinin polimer veya yüksek molekül ağırlıklı kompleks moleküllerden oluşmasıdır<sup>3,15,59,64</sup>.

Polimer, çok kısımlı anlamındadır. Yapısal olarak monomer denilen çok sayıda tekrarlanan birimlerden meydana gelir (Poli-çok, mer-kısım). Mer eki, molekülün yapısında tekrarlanan en basit birim demektir. Bu yapısal birimler kovalent bağlar ile birbirlerine bağlanır. Bu moleküllerin molekül ağırlıkları aralığı da oldukça geniştir. Yapıları sonsuz sayıda konfigürasyon ve

konformasyona sahip olabilir. Bazı durumlarda polimerin molekül ağırlığı 50.000.000'u aşabilir<sup>13,16,41,67</sup>.

Polimer moleküllerinin hepsi ya aynı tip monomer veya farklı tip monomerler olabilirler. Molekül ağırlığı maddenin fiziksel özelliklerini etkiler. Maddenin fiziksel özelliklerini etkileyen başka bir konu da bir polimer molekülünün içinde farklı tipte monomerler bulunmasıdır.

Polimerizasyon, hiç bir zaman tam olarak tamamlanmadığı için artan monomer, moleküler ağırlık üzerinde önemli etkiye sahip olmaktadır.

Rezinler, normal sıcaklıkta katı halde bulunan, basınç ve sıcaklıkla mekanik veya kimyasal yolla şekillendirilebilen ve kalıplanabilen organik polimerik maddeler olarak tanımlanmıştır.

Polimerlerden oluşan rezinler, polimerlerin kimyasal yapılarından dolayı farklı fiziksel özellikler gösterirler ve bu özelliklerine göre de sınıflandırılırlar. Isı ve basınç altında şekillendirilen ve şekillendirildikten sonra rezinin gösterdiği özellik maddeyi tanımda kolaylıklar sağlar<sup>3,16,41,67</sup>.

Araştırmacılar, bu tanımlamadan hareketle rezinleri iki ana sınıfta toplamışlardır<sup>3,16,41,67</sup>.

1-Termoplastikler

2-Termosetler

**Termoplastik Maddeler:** Isı ve basınç altında plastik özelliklerini daima korurlar. Isı ve basınç altında defalarca değişik şekiller vermek mümkündür. Bu tip rezinde kimyasal bir değişme olmaz, atom ve atom grupları iplik yumağı gibi birbirine karışmış bir biçimdedirler. Bu atomlar kuvvet uygulandığında birbirine yaklaşırlar, kuvvetin kırılması halinde tekrar eski hallerine dönerler. Moleküllerde birbirlerine yaklaşırlar, kuvvetin kaldırılması halinde tekrar eski hallerine dönerler. Moleküller birbirlerine koheziv kuvvetlerle (Van Der Walls ) bağlanırlar. Isı etkisiyle Van Der Walls kuvvetleri azaldığı için madde akışkan hale gelmektedir<sup>13,16,41,67</sup>.

**Termoset Maddeler:** Bir kere ısı ve basınç altında şekillendikten sonra tekrar yeniden şekillendirilemezler. Çünkü kimyasal bir reaksiyon sonucu farklı bir birleşim olmaktadır. Isı ve basınç işleminden sonra katı, sert ve plastik olmayan bir madde elde edilir. Polimerize olunca çok sertleşir ve çabuk kırılırlar<sup>13,16,41,67</sup>.

Sentetik bir rezinin dişhekimliği'nde kullanılabilmesi için, kimyasal ve fiziksel stabilite açısından olağanüstü özellikler göstermesi, kolaylıkla işlenebilmesi, dayanıklı ve sert olup, kırılma olmaması gerekir<sup>15,16</sup>.

Rezinler, tiplerine göre aşağıdaki şekilde sınıflandırılmıştır<sup>13,16,41,67</sup>;

1-Vinil Rezin

2-Polisitren

3-Akrilik rezin

Metilmetakrilat

Polimetilmetakrilat

4-Epoksi rezin

5-Diğer rezin sistemleri

Polikarbonat

Poliüretan

Siyanoakrilat

**Vinil Rezinler:** Vinil rezinleri etilenin bir türevidir. Etilen katılma reaksiyonu verebilen en basit molekül olup, bu monomerdan çok sayıda ticari rezin türetilir. Etilenin en önemli iki türevi vinil klorür ve vinil asetatdır. Vinil klorür polimerizasyon sonunda polivinil klorüre, Vinil asetat da polivinil asetata dönüşür. Polivinil klorür renksiz, kokusuz ve şeffaf bir rezindir. Plastikleştirici ihtiva etmediği zaman ultraviyole ışınına maruz bırakılması durumunda koyu bir renk alır. Muflada yumuşama sıcaklığına kadar ısıtılınca, renk değiştirir. Polivinil asetat, ısı ve ışığa karşı daha dayanıklı olup anormal derecede düşük yumuşama noktasına sahiptir ( 35-40°C ). Vinil klorür ve



vinil asetat uygun oranda kopolimerize edilirse son derece kullanışlı polimerler meydana gelir. Protez kaide maddesi olarak % 80'lik vinil klorür ve % 20'lik vinil asetat ihtiva eden bir kopolimer kullanılır. Bu rezin molekül ağırlığının kontrol edilememesi dışında bir çok açıdan mükemmeldir. Ortalama moleküler ağırlık dağılımı o kadar yüksektir ki, muflalama sıcaklığı rezini tamamen yumuşatmak için yeterli olmayabilir. Bunun sonucunda rezinde bir çok daimi gerilim meydana gelir. Bu gerilimler, mufladan çıkarıldıktan sonra ortadan kalkması gerekirken, protezin ağız içerisine yerleştirilmesinden bir süre sonra, protezlerin ön veya damak bölgesinden kırılmasına sebep olmaktadır<sup>13,16,41,67</sup>.

**Polistiren:** Vinil grubuna bir benzen halkası takılınca stiren veya vinil benzen meydana gelir. Bu monomer, bilinen katılma reaksiyonu ile polivinil benzene veya polistirene dönüşür.

Polistiren, termoplastik tipte şeffaf bir rezindir. Işık veya bir çok kimyasal çözücüye karşı dayanıklıdır, ancak belli organik çözücülerde çözünür. Bu nedenle sınırlı olarak protez kaidesi yapımında kullanılır.

Polistiren çok sayıda rezin ile kopolimerleşebilir. Bunun kopolimeri olan divinil benzen çapraz bağlı bir rezindir. 40.000 mol stiren ile meydana gelen p-divinil benzen ne çözünür ne de ergitilebilir<sup>13,16,41,67</sup>.

**Akrilik Reziner:** Akrilik rezinler, etilenin türevleri olup yapısal formülünde vinil grubu içerirler. Dişhekimliği'nde kullanılan iki tane akrilik rezin çeşidi mevcuttur. Bunlar:

Akrilik asit ( $CH_2 = CHCOOH$ )

Metakrilik asit  $CH_2 - C(CH_3) COOH$ ' den türetilmiştir.

Bu polimerlerin her ikisi de bilinen şekilde katılma polimerizasyonu ile polimerleşir. Bu poliasitler sert ve şeffaf olmalarına rağmen karboksilik asit gruplarından dolayı gözenekli bir yapıya sahip olup, su çekme özelliğine

sahiptirler. Su, zincirleri ayırarak rezinin yumuşamasına ve dayanıklılığın azalmasına sebep olur. Bu yüzden ağız içerisinde pek kullanılmazlar.

Polimetakrilatlar gibi kristalin olmayan polimerlerin mutlak bir yumuşama sıcaklığı mevcuttur. Yan zincir uzadıkça yumuşama ve camsı geçiş sıcaklığı da azalır. Polimetil metakrilat bu seri içinde en sert ve yumuşama sıcaklığı en yüksek olan polimerdir. Etilmetakrilatın yumuşama noktası ve yüzey sertliği daha düşüktür. Bunu n-propil metakrilat ve diğerleri takip eder. Eğer düz zincirli bir esterleştirme maddesinin izomeri kullanılırsa, yumuşama sıcaklığı normal düz zincirli maddeye nazaran daha yüksek olur<sup>13,16,41,67</sup>.

**Epoksi Rezinler:** Metale, tahtaya ve cama yapışması açısından kendine has özelliklere sahip termoset rezinlerdir. Protez kaide maddesi olarak, çok sayıda modifiye edilmiş epoksi rezin üretilmiştir. Ancak renk stabilitesi, su emilimi ve hastanın mukozasının hassasiyeti gibi sorunların olması belli avantajlarına rağmen halen giderilemediğinden rutin olarak pek kullanılmazlar<sup>13,16,41,67</sup>.

**Diğer Rezin Sistemleri:** Dişhekimliği'nde, kullanılabilen bir kaç değişik tip polimer daha vardır. Bunlar arasında polikarbonat, poliüretan ve siyano akrilatlar sayılabilir. Polikarbonat rezinler, protez kaide maddesi ve direkt dolgu rezinleri olarak kullanılır. Bunların fiziksel özellikleri polimetilmetakrilat rezinine benzer. Polikarbonat rezinlerinin polimetil metakrilatlara göre avantajı; travmadan dolayı kırılmalara daha fazla dayanıklılık göstermesidir. Ancak bunun da, yüksek yumuşama sıcaklığı ve karmaşık aletler gerektirme gibi dezavantajları vardır. Maddeyi muflalamak için 140-160°C arasındaki sıcaklıklar gerekir. Yumuşamış madde bundan sonra muflaya enjekte edilmektedir.

Karmaşık bir yöntem gerektirdiğinden, bu rezinler dişhekimliği'nde kaide maddesi olarak veya restorasyon maddesi olarak pek kullanılmazlar.

Polikarbonat rezinlerinden yapılmış bir protez ve restorasyonun akrilik rezinlerden yapılmış olanlardan daha iyi olduğunu belirten yeterli bulgu yoktur. Alkil (metil, butil) siyanaakrilat küçük miktarlarda kullanıldıkları takdirde; su gibi zayıf bazlarla polimerleştirilebilirler. Bunlar nem mevcudiyetinde polimerize olup biyolojik olarak bozulduğundan; cerrahi dikişler veya periodontal kapatmalarda deneysel olarak kullanılırlar.

Poliüretan rezinleri ise kaide maddesi olarak denenmektedir. Bazı deneysel bileşimlerin; diş yapısına yapıştığı görülmüştür. Bu maddeler çukur ve fissür kapatıcıları olarak denenmektedirler<sup>13,16,41,67</sup>.

### **POLİMERİZASYON**

Polimerizasyon, monomer adı verilen çok sayıda molekülün birleşerek makromolekül veya polimer oluşturduğu bir seri reaksiyondur. Başka bir deyişle çok sayıda düşük molekül ağırlıklı (mer) veya moleküllerin birleşerek tek bir yüksek molekül ağırlıklı bir makromolekül oluşturmasıdır. Polimerizasyon, ya bir seri kondansasyon reaksiyonu veya basit bir ilave reaksiyonu ile gerçekleşir<sup>13,16,41,67</sup>.

**Kondansasyon Polimerizasyonu:** Bu polimerizasyon, iki veya daha fazla sayıdaki basit molekül arasında meydana gelen kimyasal reaksiyonla aynı mekanizma ile tekrarlanır. Ana moleküllerin reaksiyonu sonucunda amonyak, halojen asitleri ve su gibi yan ürünler meydana gelir.

Polimerler ile ilgili araştırmalar geliştikçe, kondansasyon rezinlerinin kapsamı da genişlemektedir. Amid, ürelan, ester veya sülfid gibi fonksiyonel gruplara bağlanan polimerler bile, bir ara ürün oluşturmamasına rağmen kondansasyon polimerleri sınıfına sokulmaktadırlar. Buna en güzel örnek; dişhekimliği'nde çok sınırlı olarak kullanılan poliüretandır. Bu diol ile diisosiyanatın reaksiyonu sonucunda elde edilir. Zincir boyunca üretan bağları tekrarlanır. Böylece kondansasyon polimerleri; polimerizasyonu arka arkaya ufak molekül eliminasyonu ile meydana gelen polimerler olarak tanımlanırlar.

Kondansasyon metodu ile polimer oluşturulması son derece yavaş bir işlem olup, moleküller dev bir boyuta ulaşınca hareketlilik ve sayılarının azalmasından dolayı yavaş yavaş işlem durur.

Günümüzde, kondansasyon rezinleri dental restorasyon veya protetik uygulamalarda pek kullanılmazlar. Ancak polimerin içeriğindeki yenilikler bu durumu her an değiştirebilir. Bundan dolayı, dişhekimleri polimerizasyon tipleri ile ilgili kavramları anlamak ve bilmek zorundadırlar<sup>13,16,41,67</sup>.

***Katılma Polimerizasyonu:*** Dişhekimliği'nde kullanılan rezinlerin hemen hepsi katılma polimerizasyonu ile üretilir. Bu tip polimerizasyon o kadar yaygındır ki, polimerizasyon terimi kullanıldığında genellikle katılma reaksiyonu anlaşılmaktadır.

Kondansasyon polimerizasyonunun aksine bu polimerizasyon sırasında bir değişme olmaz. Monomer ve polimer aynı formüle sahip olduğundan, makromoleküller ufak birimlerden veya monomerlerden oluşur. Başka bir ifade ile polimer aynı monomerin defalarca tekrarlanmasından meydana gelir. Bu işlemdede herhangi bir yan ürün oluşmaz. Yine kondansasyon polimerizasyonunun aksine, katılma polimerizasyon metodu, sınırsız büyüklükte dev moleküller oluşturur. Aktif bir merkezden başlayacak monomerler teorik olarak baş başa eklenerek yeterli monomer sağlandığı sürece de sonsuza kadar büyüeyebilirler. Bu işlem kolay olmasına rağmen, kontrol edilmesi son derece güçtür. Polimerize edilebilir bir maddede aranan en önemli Őartlardan biri de doymamış bir grup içermesidir. Bu maddelere en basit örnek etilendir. Etilen katılma reaksiyonu verebilen en basit moleköl olup bu monomerden, çok sayıda rezin üretilmektedir.

Monomer moleküllerinin ilk aktivasyonu ultraviyole işın veya diğer başka bir işınla aktive olmuş maddeden olan enerji transferi veya ısı ile gerçeleştirilir. Başka bir aktive olmuş kaynaktan enerji transferi metodu, dişhekimliği'nde çok fazla kullanılmaktadır.

Bu polimerizasyon metodu serbest radikallerin oluşumuna bağlıdır. Çiftleşmemiş elektron içeren bir serbest radikal; genellikle büyük bir molekülü ısı yoluyla parçalamak suretiyle elde edilmektedir. Çiftleşmemiş elektron, maddeyi oldukça reaktif kılar. Çok bilinen C=C sembolü, iki elektron çiftini gösterir. Serbest radikal bu çift bağ ile çarpışınca bu elektronlardan biriyle ekstra bir bağ yaparak diğer elektronu serbest hale getirir<sup>13,16,41,67</sup>.

### ***Polimerizasyon Safhaları***

Polimerizasyonun başlama, çoğalma, sonlanma ve zincir aktarımı olmak üzere dört safhası vardır<sup>13,15,16,41,67</sup>.

***Başlama:*** Bu safha, başlatıcı moleküllerin aktive olarak enerjisini monomer moleküllerine aktarmaya başladığı süredir. Bu süre monomerin saflığına bağlıdır. Aktive olmuş gruplarla reaksiyon verebilecek herhangi bir safsızlığın mevcut olması durumunda bu süre, oldukça uzar. Sıcaklık ne kadar yüksek ise başlama süresi de o kadar kısadır. Her monomer molekülünün aktivasyonu için başlama enerjisi 16.000-29.000 kalori/mol'dür<sup>13,15,16,22,41,67</sup>.

***Çoğalma:*** Çoğalma reaksiyonları (1) ve (2) reaksiyonları ile gösterilmiştir. Büyüme başladıktan sonra mol başına 5000 ile 8000 kalori gerektiğinden işlem son derece hızlı bir şekilde cereyan eder. Teorik olarak zincir reaksiyonu, bir ısı vererek, monomerin hepsi polimere dönüşene kadar devam eder. Ancak polimerizasyon hiç bir zaman bitmez<sup>13,15,16,41,67</sup>.

***Sonlanma:*** Bu zincir reaksiyonu, ya direkt birleşme veya büyüyen bir zincirden diğerine hidrojen atomu aktarımı ile meydana gelir. Direkt birleşme ile sonlanmayı diagramatik olarak belirtmek mümkündür<sup>13,16,41,67</sup>.

***Zincir Aktarımı:*** Zincir aktarımı ile sonlanma reaksiyonu meydana gelmesine rağmen, bu işlem sonlanma reaksiyonlarından farklıdır. Çünkü

burada aktive olmuş bir radikalın aktif hali, aktif olmayan başka bir moleküle aktarılır ve yeni bir büyüme merkezi meydana gelir.

Bir monomer molekülü, büyüyen bir makro molekül tarafından aktive edildiğinde bu makromolekül (monomer molekülü) şeklinde sonlanır. Bunun sonunda da yeni bir büyüme merkezi oluşur<sup>13,16,41,67</sup>.

### ***Polimerizasyonun Geciktirilmesi***

Polimerizasyon reaksiyonu sonunda monomerin tamamen bittiği söylenemez, yüksek moleküllü polimerlerin oluşması devam eder. Monomerde serbest radikaller ile reaksiyon verebilecek herhangi bir safsızlığın bulunması polimerizasyon reaksiyonunu önler veya geciktirir. Safsızlık; aktive merkez veya aktive olmuş zincir ile reaksiyona girerek daha fazla büyümeyi önler. Bu tip inhibitörlerin varlığı, başlama süresi ile polimerizasyon derecesini etkiler. Monomere çok az miktarda hidrokinon ilavesi, eğer başlatıcı yoksa polimerizasyonu önler, eğer başlatıcı varsa polimerizasyon önemli derecede geciktirilir.

Oksijen olduğu zaman, oksijenin serbest radikaller ile reaksiyona girmesi, polimerizasyonda gecikmeye sebep olur. Polimerizasyonun açık havada yapılması durumunda, kapalı bir kaptaki yapılmasına göre reaksiyon hızı ve polimerizasyon derecesinde azalma meydana gelmektedir. Oksijenin polimerizasyon üzerindeki etkisi; oksijenin konsantrasyonu, sıcaklık ve ışık gibi bir çok faktöre bağlıdır. Depolama sırasında polimerizasyon meydana gelmesini önlemek için monomere çok az miktarda % 0.006'dan düşük, hidrokinon metil eteri gibi bir inhibitör katılmaktadır<sup>13,16,41,67</sup>.

### ***Kopolimerizasyon***

Katılma polimerizasyon reaksiyonu ile oluşan makromoleküller, tek bir yapısal birimden meydana gelir. Bazen fiziksel özellikleri geliştirmek için başlangıç malzemesi olarak iki veya daha fazla kimyasal yapısı farklı monomer kullanılır. Dolayısıyla oluşan polimer, bu her iki monomeri de içerir. Bu

tip polimere "kopolimer" bu tip polimerizasyona da "kopolimerizasyon" adı verilir. Bir kopolimerde çeşitli tip monomerlerin relatif sayısı ile pozisyonu büyük farklılıklar gösterebilir<sup>3,13,16,41,67</sup>.

### ***Çapraz Bağlanma***

Linear polimerleri birleştirmek veya belirli reaktif yan zincirler ile köprülemek suretiyle moleküler çapraz örgü yapıları oluşturulabilir. Çapraz bağlanma sonucunda linear moleküller arasında köprüler oluşarak rezinin, dayanıklılık, çözünürlük ve su absorpsiyonunu değiştiren üç boyutlu örgü yapıları meydana gelir. Akrilik dişlerde, çözücülere ve yüzey gerilimlerine karşı direnci artırmak için çapraz bağlama kullanılır. Çapraz bağlanmanın fiziksel özellikler üzerindeki etkisi; kullanılan çapraz bağlama maddesinin konsantrasyonu ile polimer sistemine bağlıdır. Bazı durumlarda çapraz bağlı düşük molekül ağırlıklı polimerlerin camsı geçiş sıcaklığı, daha yüksek molekül ağırlıklı düz polimerlerinkinden daha yüksektir. Bazı çalışmalarda da çapraz bağlanmanın gerilme dayanıklılığı, transvers dayanıklılığı ve sertliği üzerinde etkili olmadığı bildirilmiştir<sup>3,13,15,16,41,67</sup>.

### ***Plastikleştiriciler***

Plastikleştiriciler, genellikle rezinlerin yumuşama veya ergime sıcaklıklarını düşürmek amacı ile kullanılırlar. Oda sıcaklığında sert ve katı olan bir rezini plastikleştirerek esnek ve yumuşak yapmak mümkündür. Genellikle çok az bir miktarda plastikleştirici katılması rezinin normal oda sıcaklığındaki esnekliğini büyük oranda değiştirmek için yeterlidir. Rezinin yumuşama sıcaklığı azalmasına rağmen, dental rezinlerde plastikleştiricinin vazifesi polimerin monomer içindeki çözünürlüğünü artırarak, kırılma dayanıklılığını azaltmaktır. Ayrıca plastikleştiriciler rezinin yumuşama noktası dışında, dayanıklılığı ve sertliğini de düşürürler<sup>13,16,41,49,67</sup>.

**Polimer Yapısı:** Makromoleküller kovalent bağlardan oluşmaktadır. Bu tip bağlarda, yalnızca Van Der Walls kuvvetleri etkindir. Bu bağlar kolaylıkla koparılabildiklerinden sıcaklık arttıkça polimerler yumuşar ve camsı geçiş sıcaklığında ise tamamen sıvı hale gelirler. Ancak eğer polimer stabilize edilmişse, camsı geçiş sıcaklığına erişmeden önce bozular veya depolimerize olur<sup>13,41,57,67</sup>.

Bir çok polimer, oluşan sekonder valans bağlarına, polimer zincirinin yapısına, düzen derecesine ve moleküler ağırlığına bağlı olarak belli bir miktar kristal özelliğine sahiptirler<sup>13,41,57,67</sup>.

Genellikle dişhekimliği'nde kullanılan rezinler, kristal özelliğine sahip değildir. Polimerin kristallliği, çekme dayanıklılığını yükseltmenin yanı sıra, kırılma direnci düşürüp kalıplama sıcaklığını da artırmaktadır<sup>13,41,67</sup>.

### **Kristalleşmeyi Önleyen Faktörler Şunlardır;**

- 1- Uzun dallanmış polimerler
- 2- Moleküllerin birbirlerinden ayrılmasına sebep olacak şekilde yan grupların gelişi güzel dizilmesi.
- 3- Polimer zincirlerinin düzenini azaltan kopolimerizasyon meydana gelmesi.
- 4- Zincirlerin ayrılmasına sebep olan plastikleştiriciler olması<sup>13,16,41,67</sup>.

### **PROTEZ KAİDE REZİNLERİNİN ÖZELLİKLERİ**

**Polimerizasyon Büzülmesi:** Metilmetakrilat monomeri polimerleştiği zaman yoğunluğu 0.94 gr/cm<sup>3</sup>'den 1.19 gr/cm<sup>3</sup>'e değişir. Bu yoğunluktaki değişim hacminde % 21'lik bir değişmeye sebep olur. Bu değişmeye polimerizasyon büzülmesi adı verilir. Isı ile polimerize olan akrilik rezinde toz-sıvı oranı 2/1 şeklinde hazırlanırsa yaklaşık hacimsel olarak 1 kısım sıvıya 1.6 kısım toz alınır. Hamurun 1/3'ünden fazlası sıvıdır. Dolayısıyla bu durumda hesaplanan hacimsel büzülme % 8'dir.



Polimerizasyon büzülmesinden dolayı meydana gelen hacimsel küçülme, protez kaidesi yapımında kullanılan tüm rezinlerde gözlenen lineer bzlmeye çok az katkıda bulunur. Lineer büzülme değerleri protez mumlu durumda iken molar dişin okluzal yüzeyindeki iki referans noktası veya modelin kret tepesindeki benzer iki nokta arasındaki mesafenin ölçülmesi sureti ile belirlenir. Model çıkarıldıktan sonra bitmiş protez üzerinde aynı ölçümler tekrarlanır. Ölçümler arası negatif fark lineer büzülme olarak kaydedilir. Lineer büzülme ne kadar fazla ise protezin başlangıç uyumundaki deformasyonda o kadar fazladır. Bu hacimsel bzlmeye dayanarak akrilik rezin protez kaidelerinin % 2'den fazla lineer büzülme göstermesi beklenmektedir<sup>13,15,41,42,67</sup>.

Ancak bu tip bir büzülme gerçekte olmaz. Tüm faktörler göz önüne alınınca lineer büzülme olayındaki en önemli faktörün rezinin termal büzülmesi olduğu anlaşılır. Polimerizasyondan sonra protez kaidesi soğumaya başlarken krleme sıcaklığı yakınında rezin hala yumuşaktır ve mufla üzerindeki basınç rezinin model ile yaklaşık aynı hızla büzülmesine sebep olur. Daha sonra yumuşak rezin camsı geçiş sıcaklığına yaklaşıkça sertliği artar. Camsı geçiş sıcaklığının altında protezin model içinde bağımsız olarak bzleceği beklenir. Bu safhada, polimerizasyon büzülmesi tamamlanmış olacağından artık camsı geçiş sıcaklığının altında meydana gelen büzülme, termal kökenli olup rezinlerin bileşimine bağlıdır.

Enjeksiyon rezini ile yapılmış olan akrilik rezinlerde büzülme çok daha fazladır. Bu olay bu tip rezinlerin yüksek ısıtma sıcaklığına ve kullanılan özel rezin sisteminin özelliklerine bağlıdır. Akışkan rezinler hidrokolloid madde ile muflalandığı için oklüzyonun dikey boyutunda kayıp meydana gelmektedir. Aynı rezinler alçı ile muflalandığında ve ısı ile polimerize olduğunda vertikal boyutta artma olmaktadır. Klasik muflalama sırasında dikey boyutta meydana gelen artma akışkan rezin, alçı mufla tekniğinden daha fazladır<sup>13,15,16,41,42,67</sup>.

**Su Emilimi:** Polimetilmetakrilat uzun dönemde yavaş su emmektedir. Su emilimi esas olarak rezin moleküllerinin polar özelliklerinden kaynaklanır. Bunun mekanizmasının difüzyon kurallarına göre su difüzyonundan kaynaklandığı gösterilmiştir. Tipik bir ısıyla polimerize olan akrilik rezinin 37°C'deki difüzyon katsayısı (D)  $1.08 \times 10^{-12} \text{ m}^2/\text{sn}$ 'dir. Sıcaklık 23°C'ye düşüncü katsayı yarıya düşer  $D=2.34 \times 10^{-12} \text{ m}^2/\text{sn}$ 'dir<sup>13,16,41,67</sup>.

Difüzyonun, birbirinden hafifçe ayrılmış olan makromoleküller arasında meydana geldiği düşünülmektedir. Bu durumda suyun davranışı plastikleştiricilerinkine benzemektedir. Düşük katsayı değerlerinden de anlaşılacağı gibi, doygunlukta bile su miktarı son derece azdır. Bu da belli sayıdaki polar gruplarına düşen su molekülü cinsinden belirlenir. Bu da emilen sudan dolayı ağırlıkta % 1 artma, akrilik rezinlerde % 0.23'lük bir genişlemeye sebep olmaktadır<sup>13,22,33,41,42,49,67</sup>.

Yine bu düşük difüzyon şekli değerlerinden anlaşılacağı gibi doygunluğa erişmek için gerekli süre çok uzun olabilir. Bu kaide plağının kalınlığına bağlıdır. Tipik bir akrilik rezin protezin oda sıcaklığında su içinde saklanması durumunda su ile tamamen doygun hale gelmesinin 17 gün olduğu bildirilmiştir<sup>13,15,22,24,41,42,49,67</sup>.

Makromoleküller, su difüzyonu ile birbirlerinden ayrıldığından daha hareketli hale gelirler. Bunun sonucunda reaksiyonda mevcut gerilimler yok olur ve akrilik rezin boyutlarında da bir değişme görülebilir. Stresten arınmış akrilik rezin bantlarında su absorpsiyonundan dolayı meydana gelen boyutsal büyüme pratik olarak polimerizasyon büzülmesiyle eşit olarak kabul edilebilir. Yapılan benzeri çalışmalar da akrilik rezinlerdeki bu tip bir şişmenin stres relaksasyonundan dolayı meydana gelen büzülmeden daha az olduğu bildirilmektedir. Rezinin gerilimden arınmış olması şartıyla, kurumaya bırakılırsa, tüm işlem kantitatif olarak tersine döner. Su emilimini ölçme metotlarından biri de suyla temas eden yüzey alanı başına meydana gelen ağırlık artışını tespit etmektir, ADA'nın 12 nolu spesifikasyonunda bu metod tanımlanmıştır. Bu metoda göre, akrilikten boyutları belli bir disk hazırlanır.

Önce sabit tartıma kadar bu disk kurutulur. Daha sonra 17 gün boyunca su içinde saklanır ve tartılarak ağırlık artışı tespit edilir. Normalde rezindeki ağırlık artışı 0.8 mg/cm<sup>2</sup>'yi aşmamalıdır<sup>1,13,15,16,22,24,33,41,42,49,67</sup>.

**Çözünürlük:** Protez kaide rezini bir çok çözücü içinde çözünürken, ağız boşluğundaki sıvıların çoğunda hemen hemen hiç çözünmez. Su emilimini belirlemek için kullanılan yöntemde hazırlanan akrilik disk ikinci kere kurutulduğunda gözlenen ağırlık kaybı rezinin sudaki, çözünürlüğünün bir ölçüsü olarak kabul edilmektedir. Normalde 0.04 mg/cm<sup>2</sup>'lik bir kayıp klinik açıdan önemli değildir<sup>13,15,16,33,41,42,53,67</sup>.

**İç Gerilimler:** Genel olarak, doğal boyutlar ne kadar engellenirse yapıda o kadar gerilim oluşur. Bu gerilimlerin boşalması durumunda büzülme veya distorsiyon meydana gelir. Muflalama sırasında gerilimler meydana gelebileceğinden akrilik rezinler için de bu kural geçerlidir.

Polimerizasyon büzülmesinde, mufla duvarları ile yumuşak rezin arasındaki sürtünme rezinin normal büzülmesini önleyebilir. Bu engellemeden dolayı rezin gerildiğinden, meydana gelen gerilim, çekme gerilimi tipindedir.

Bu gerilimlerin çoğu rezinin yumuşak olduğu camsı geçiş sıcaklığının üstündeki sıcaklıklarda giderilebilmesine rağmen, bu geçiş sıcaklığının altında bazı gerilimler de devam etmektedir. Bunun sonucunda, termal büzülme veya polimerizasyon büzülmesi azalır. Tipik bir akrilik rezin protezin muflalama ve kullanımı sırasında meydana gelen boyutsal değişim 0.1 ile 0.2 mm. arasındadır<sup>3,11,13,15,16,30,41,42,45,53,67</sup>.

**Çatlama:** Gerilimlerin durulmasından dolayı meydana gelen bükülme klinik açıdan önemli olmasa da, yüzeydeki gerilimlerin durulmasından dolayı yüzeyde çatlaklar meydana gelebilir ki bu da akrilik rezini kötü yönde etkilemektedir.

Rezinlerdeki çatlama mikroskobik boyutlardan gözle görülebilecek boyutlara kadar değişebilir. Bazı durumlarda rezindeki çatlaklık rezinin bozuk görünüşü ile kendini gösterir. Çatlama meydana geldiğinde rezinin dayanıklılığı da azalır, estetik görüntü bozulur. Rezinde meydana gelen çatlaklar kırılmanın başladığının belirtisidir. Çatlama, mekanik gerilim veya çözücülerin etkisi ile de meydana gelebilir. Polimetilmetakrilatta çatlama yalnızca çekme gerilimleri varken görülür. Çatlaklar çekme gerilimine dikey olarak oluşurlar. Çatlama kavramı, polimer zincirleri veya zincir gruplarının çekme kuvveti etkisi altında ayrılması şeklinde tanımlanır. Çatlama, genellikle polimer moleküllerinin gerilime dikey olarak yönlendikleri yüzeyde başlar, daha sonra yavaş yavaş içlere doğru yayılır. Çatlaklar, akrilik rezin belli bir müddet su içinde tutulduktan sonra görülür. Bu muhtemelen su emiliminin gerilimleri boşaltmasına bağlanır. Çözücü etkisi ile de yüzeyde yarıklar meydana gelebilir. Bu yarıklar alkol gibi zayıf çözücülerde bile görülebilir. Rezinin çapraz bağlı olması bu hatayı azaltır<sup>3,13,15,30,41,42,53,67</sup>.

### **Kaide Rezinlerinin Fiziksel Özellikleri**

**Dayanıklılık:** Akrilik rezinden yapılan bir protezin dayanıklılığı; bileşimine, hazırlanma yöntemine ve protezin tutulduğu ortama bağlı olarak büyük farklılıklar gösterebilir. Rezinin polimerizasyon şekli çok önemlidir. Rezinin polimerizasyon ısısı 71°C' de sabit tutulmak şartı ile polimerizasyon süresi azaltılırsa dayanıklılık ve sertliğinde de sürekli bir azalma görülmektedir.

Düşük polimerizasyon derecesi ve artık monomerden dolayı kendi kendine polimerize olan rezinlerin maksimal dayanıklılıkları, ısı ile polimerize olanından çok daha düşüktür. Bunun yanı sıra ısı ile polimerize olan rezinlerle kendi kendine polimerize olan rezinlerin elastik modülleri arasındaki fark o kadar fazla olmayıp bazen bu değerler birbirleri ile çakışmaktadır. Su ile doyurulmuş normal bir rezinin ortalama esneme modülü

2500 MPa'dır. Kendi kendine polimerize olan rezinlerde esneme modül değeri ise 2200 MPa civarındadır. Ancak bu değerler kullanılan çapraz bağlama maddesine göre büyük değişim gösterebilirler. Esneme modülü, rezinin su doygunluğu ve sıcaklığı arttıkça azalmaktadır. Modüldeki azalma hızı camsı geçiş sıcaklığına yaklaştıkça artar. Resinin dayanıklılık ve sertliği su emiliminden sonra azalmaktadır. Ayrıca resinin su içindeki gerilmesi durumundaki dayanıklılık ve sertliği dış ortam gerilmesi durumundakinden daha düşüktür. Resinin özellikleri aşındırıcı uygulanması durumunda azalabilir. Aşındırıcıdan gelen ısı, gerilmeleri boşaltmak sureti ile protezde bükülmelere sebep olabilir. Parlatma ve aşındırma sırasında aşırı ısı ise kısmi depolimerizasyon ve bunun sonucunda da polimerizasyon derecesinde azalma, dayanıklılık ve sertlikte de azalmaya sebep olur.

Önceden belirtildiği gibi polimerizasyon esnasında meydana gelen ekzotermik ısı protezin kütlesine göre değişir. Protezin kalın kısımları ince kısımlarına göre daha fazla dayanıklılık gösterir<sup>13,15,16,30,41,52,67</sup>.

### **Akriliğin direncini etkileyen faktörler:**

**1- Molekül Büyüklüğü:** Büyük moleküller daha fazla bir polar çekim kuvvetine sahiptir. Moleküllerin boyları arttıkça birbiri ile daha sıkı hale gelmeleri şansı artar. Bunun sonucu potinlerin dış basınçlara direnci de artar. Akrilik moleküllerinin çapları 0.006 - 0.46 mm. arasında değişir. Molekül ağırlığı genellikle 50 milyonun üzerindedir<sup>13,30,41,67</sup>.

**2-Moleküllerin Yapısı:** Moleküllerin görünümü inci şeklindedir. Bunlara polimer incileri denmektedir. Çeşitli organik gruplardan meydana gelen moleküllerin polar çekme kuvvetleri de farklıdır. Bazı gruplar, atomlarının düzeni nedeniyle ileri derecede polardır, bazıları değildir, örneğin, karbon tetraklorür, karbon atomu etrafındaki klor atomlarının simetrik düzeni, molekülü polariteden yoksun bırakır<sup>3,13,30,41,67</sup>.

**3- Moleküllerin Yapısal Özelliği:** Polimerin uzun zincirler şeklindeki yapısal özelliği, direncinin artmasına neden olabilir. Zira bu durumda zincirlerin dallanması ve çapraz bağlantı ihtimali daha da artar. Bazı maddeler kısa bir ünitenin her iki ucunda tipik çift bağa sahiptirler ve böylece zincirlere çapraz bağlanabilirler. Bazı tip monomerlerde reaksiyon verebilen öyle yan gruplar vardır ki, bu yan gruplar hem çapraz bağlantı maddelerine bağlanabilir, hem de yan zincirler bunlara eklenebilirler. Bu komplekslik, polimer yapının bütün olarak daha içice ve karmaşık olmasını sağlar. Bu durum polimer sertliğini artırır, dış basınçların sebep olabileceği deformasyonlara karşı dayanıklı olmasını sağlar<sup>3,13,30,41,67</sup>.

**4-Moleküllerin Dayanıklılığı:** Polimer zincirinin arasına giren ve çapraz bağlantı yapmayan herhangi bir madde polimerin direncini azaltır, bu da moleküler çekim kuvvetini de azalmaktadır. Bu maddelere plastikleştirici denmektedir. Bu tip maddelerin varlığı, polimerik yapısını ve direncini azaltır. Plastikleştirici maddeler, polimeri daha plastik ve daha az kırılğan yapar. Sert olması istenen maddelerde bu maddelerin varlığı istenmez. Yumuşaklık veren maddeler az miktarda katılmalıdır. Bunların asıl fonksiyonu polimerin monomer içinde eriyebilme derecesini artırmaktır. Bu maddeler, kaynama derecesi yüksek maddeler olup polimer ile olan bağlantıları çok kuvvetlidir<sup>3,13,16,30,41,67</sup>.

**Akma:** Protez rezinleri viskoelastik özelliktedirler. Sabit bir yüke maruz bırakılırlarsa zamana bağlı olarak bir gerilme meydana gelir. Bunun sonucunda o andaki elastik gerilmeye bağlı olarak akma meydana gelebilir. Düşük gerilimlerde ısı ile veya kendi kendine polimerize olan akriliklerdeki akma oranları birbirine benzemektedir. Buna rağmen kendi kendine polimerize olan rezinlerin stres altında akma hızı ısı ile polimerize olan rezinlere göre çok daha fazladır<sup>13,16,41,67</sup>.

## **İdeal Bir Protez Kaide Akriliğinde Bulunması Gereken Özellikler**

- 1- Yeterli dirençte olmalıdır.
- 2- Yeterli derecede ısı iletmemelidir.
- 3- Ağız içinde ve ağız dışında boyutsal stabilitesi değişmemelidir.
- 4- Polimerizasyondan önce ve sonra stabil olmalıdır.
- 5- Ağız sıvılarında çözünürlüğü az olmalıdır.
- 6- Tadı ve kokusu olmamalıdır.
- 7- Dokulara uyumlu olmalıdır.
- 8- Renk ve şeffaflık bakımından doğal görünmelidir.
- 9- Rengi değişmemelidir.
- 10- Plastik, metal ve porselene yeterince yapışabilmelidir.
- 11- Yapımı ve tamiri kolay olmalıdır.
- 12- Fiyatı uygun olmalıdır<sup>13,16,41,67</sup>.

## **Günümüzde Kullanılan Protez Kaide Akrilik Rezinleri Aşağıdaki Gibi Sınıflandırılabilir<sup>13,16,31,41,43,46,67</sup>:**

### **1-Isı ile polimerize olanlar:**

**A-Klasik**

**B-High-Impact:**

**a-Dolgusuz**

**b-Kuvvetlendirilmiş**

**-Karbon fibril**

**-Kauçuk**

**2-Kimyasal olarak polimerize olanlar**

**3-Görülebilir ışıkla polimerize olanlar**

**4-Mikrodalga ile polimerize olanlar.**

### ***1. Isı Yoluyla Polimerize Olanlar:***

Yukarıda sıralanan değişik 4 yöntem içinde günümüzde en çok kullanılan akrilik rezin kitesinin bir su banyosu içinde ısı yoluyla polimerize edilmesidir.

Günümüzde hemen bütünüyle bu işlem, bir su banyosu içinde ve açık alev aracılığı ile muflaların kaynatılması şeklinde uygulanmaktadır. Klasik yöntem olarak ta adlandırılan bu yöntemde kaynatma işlemi hızlı ve yavaş kaynatma olarak iki şekilde yapılmaktadır<sup>13,17,35,43,44,50,63</sup>.

Son yıllarda akrilik rezinin basınç ve enjeksiyon yolu ile kalıbın içerisine sevkini sağlayan ve sonrasında ısı ile kitleyi sertleştiren yeni ve modern teknikler geliştirilmiştir<sup>16,41,60,67</sup>.

**SR-IVOCAP SİSTEM:** Akrilik kaide plağının hazırlanmasında en uygun teknik ve malzeme arayışı günümüze değin sürmüş olup, halen bu konuda birçok araştırma yapılmaktadır. Kaide maddelerini ve akrilik plakların yapım tekniklerini konu alan bu çalışmalar ayrıca laboratuvar aşamalarında ortaya çıkabilecek birçok soruna da çözüm aramaktadır. Akrilik kaide plaklarının yapımında yararlanılan yöntemlerden biride enjeksiyon yöntemidir. Bu yöntemde akrilik, protez kalıp boşluğuna özel bir cihaz ile enjekte edilerek polimerizasyon sağlanır<sup>16,50,60,67</sup>.

### **Sistemi oluşturan elamanlar:**

**Enjeksiyon Aygıtı:** Akriliğin 6 atmosferlik bir hava basıncı ile muflaya enjeksiyonunu gerçekleştirir.

**Basınç Odası:** Klasik yöntemde kullanılan brit'e benzer şekilde işlev görür. Hidrolik bir pres ile aktive olan bu aygıt ile muflaya 3 tonluk devamlı bir basınç uygulanır.

**Vibratör:** Özel kapsülü için kullanıma sunulan akriliğin toz ve likidini homojen bir şekilde karıştırır.



*Mufla:* Bu sistemde kullanılmak üzere özel olarak imal edilmiş olup boyun bölgesinde ısı izolasyonu sağlanmıştır.

*Hidrolik Pres:* Basınç odasına yerleştirilen muflaya 3 tonluk basıncın uygulanmasını sağlar.

*Kaynatma Kazanı:* Akriliğin polimerizasyonunu gerçekleştirmek amacı ile su sıcaklığını istenilen sıcaklık derecesinde tutan otomatik ayarlı bir kaynatma düzeneğidir.

*Akrilik Kapsülü:* Akriliğin tozu ve likidi plastik bir kapsül içindedir<sup>16,50,60,67</sup>.

### **Enjeksiyon Tekniğinin Avantajları :**

- 1- Polimerizasyon büzülmesini önlemek,
- 2-Isıyı kontrol ederek kalın bölgelerdeki poroziteyi minimuma indirmek,
- 3-Polimerizasyon boyunca basıncı kontrol altında tutarak dikey boyutu değiştirmemek,
- 4-Muflanın tamamen dolduğuna kesinlikle emin olmak,
- 5-Protezdeki artık monomer miktarı önemsenecek bir düzeydedir,
- 6-Kaide plaklarının dış yüzeyi mükemmel bir polisaj kabul eder ve oluşabilecek aktivite her zaman kontrol altında tutulabilir,
- 7-Laboratuvar işlemleri sırasında akrilik ile el teması olmadığı için olası allerjik reaksiyonlar önlenmiş olur,
- 8-Artan akrilik başka bir protez için kullanılabilir,
- 9-Polimerizasyon ve soğutma süresi klasik mufla yönteminden daha kısadır<sup>16,50,60,67</sup>.

**Dezavantajları ise;** özel muflalar, yardımcı enjeksiyon malzemeleri, ısıtma ve diğer araç gereçler gerektirmesidir. Enjeksiyon usulü ile yapılan protezler stabilite ve boyutsal açıdan çok büyük bir üstünlük göstermediği araştırmacılar tarafından bildirilmiştir. High-İmpact akrilikler hariç

enjeksiyon tekniğiyle yapılan protezlerin fiziksel özellikleri basınçlı muflalama tekniğiyle yapılanlara göre üstün değildir. Enjeksiyon işlemiyle hazırlanan bir üst protezin orta bölgesindeki linear boyutsal değişiklik High-İmpact akriliklerle karşılaştırıldığında jel tipi vinyl akrilik yaklaşık % 0,5 ile % 0,6 oranında bir büzülme göstermiştir. Sekiz ay su içinde bekletildikten sonra vinyl akrilik maddesinde görülen net boyutsal değişiklik % 0,6 oranındadır<sup>16,50,60,67</sup>.

Akrilik rezinlerin dişhekimliği'nde kullanılmaya başlamasından sonra görülen en önemli dezavantajlarından biri de kırılmalarıdır. Bu problemi gidermek, darbelere karşı daha dayanıklı akrilik üretmek için yeni arayışlara girilmiştir. **High-İmpact** denen sert akrilikler ile bu probleme çözüm bulunmaya çalışılmıştır<sup>11,13,16,22,41,45,52,60, 67</sup>.

Protez kullanan insanlar, doğal dişli kişilere göre ancak % 15-25 kadar okluzal kuvvet uygulayabilirler. Bu nedenle teorik olarak dişsiz bir hastanın 492-632 kg/cm<sup>2</sup>'lik gerilim kuvvetine, 773 kg/cm<sup>2</sup>'lik basma dayanımı kuvvetine, 38.668 kg/cm<sup>2</sup>'lik elastiklik modülüne sahip olan akriliği kırması mümkün değildir<sup>13,16,41,45,67</sup>.

High-İmpact akriliklerin kırılma dirençlerinin artırılması için iki yöntem kullanılmaktadır<sup>9,20,23,25,27,28,39,65</sup>.

A- Karbon fibriller ile kuvvetlendirme

B- Kauçuk fibriller ile kuvvetlendirme

***A- Karbon fibriller ile kuvvetlendirme:***

Karbon fibril demeti poliakrilonitril'in 200°C'den 250°C'ye kadar havada ve daha sonra 1200°C'ye kadar basınç altında ısıtılmasıyla elde edilir. Akriliğin karbon fibrillerle kuvvetlendirilmesi, çeşitli sakıncalarından dolayı günümüzde kullanılmamaktadır<sup>20,28,39,48,54,65</sup>.

### ***B- Kauçuk Fibriller İle Kuvvetlendirme:***

Akriliğin kuvvetlendirilmesi için üzerinde çalışılan diğer yöntem de Ultra-High modülüs polietilen (UHMPE) fibrillerinin katılmasıdır. Buna High-İmpact akrilik de denir. Bu işlem için akriliğin içine bazı çapraz bağlantı ajanları ilave edilir. High-İmpact polietilen lifler üzerinde ilk çalışmalar, Capaccio ve Wad tarafından yapılmıştır. Bu araştırmacılar, polimer taneciklerine lastik fibriller katarak darbelere karşı direnci geliştirmişlerdir. UHMPE fibrilleri esnek ve kolay kırılmayan bir yapıya sahiptir. Doğal renkleri, düşük yoğunlukları ve biyolojik uyumluluğu yüzünden de birçok araştırmaya konu olmuştur. 1942-1957 yılları arasında çok fonksiyonlu divinyl çapraz bağlantılı ajanlar (ethylene glycol dimethacrylate, aliyl methacrylate, dialiyl malcate gibi) kullanılmıştır. Bu maddeler % 12 konsantrasyona kadar yüzey sertliğini arttırmış, daha yüksek oranlarda ise (% 100'e kadar) değiştirmemiştir. Günümüzde en çok kullanılan madde butadiene styrene copolymeridir. Düşük moleküler ağırlığı olan butadiene styrene kauçuğu % 30'a kadar PMMA'ya katılabilir. Vizkozite değişikliği yapmaz. Monomer klasik yöntemlerle polimerize edilebilir<sup>9,13,27,38,67</sup>.

UHMPE fibrilleri karbon fibrillerinin aksine estetikdir ve akriliğin içinde normalde fark edilemez. Ancak çok parlak bir ışık altında bakılınca görülebilir. Bu fibrillerin akrilik ile adezyonunu sağlamak için ya elektriksel plazmaya tabi tutulurlar ya da asit-etching uygulanır. Kuvvetlendirme fibril demetlerinin birleştirilerek sağlanabilirse de, klasik metod önceden dokunmuş parçaların kullanılmasıdır. Sonuçta, darbe dayanımı artmakta ama esneklik miktarı azalmaktadır. Ayrıca UHMPE fibrilli bir akrilik protez kırıldığı zaman tüm sistem parçacıklara ayrılmadan bütün halde kalır. Uzun süre su içinde bekletilmesinin fibril/akrilik iç yüzeyi ve mekanik özellikleri üzerinde hiçbir etkisi olmadığı iddia edilmiştir. Halbuki Comeli ve arkadaşları ise, su içinde bir hafta bekletmenin darbelere dayanımını azalttığını, bunun da nedeninin suyun artık monomer gibi plastikleştirici etki gösterdiğini ve tabakalar halinde

kullanıma sunulan çeşidinin de daha az darbe dayanımı gösterdiği bildirmişlerdir<sup>11,13,37,41,58,63,67</sup>.

Son yıllarda, polimetilmetakrilat'ların kırılma dirençlerini arttırmaya yönelik çalışmalar oldukça artmıştır. Mekanik dirençlendirme çalışmalarında, karbon ve kauçuk fibrillere ilave olarak kevlar ve cam fiberlerde kullanılmaktadır<sup>26,34,42,47,48,52,54,55,56,57,59</sup>.

Akrilikleri dirençlendirmede, bir aramid fiber olan kevlar daha estetik ve daha hafiftir. Ancak mekanik olarak yeterli olmadığı için polimetilmetakrilat'ların esneme direnci ve modülüsünde azalmaya neden olurlar<sup>10,37</sup>.

Cam fiberler ise doğal renkleri, yumuşak olmaları, düşük yorgunluk ve özgül ağırlıkları ile üstünlük gösterirler. Ayrıca kırılma olmaması, erimeye dirençli hidrofobik ve biouyumlu olması son yıllarda en çok tercih edilen fiber olmasına neden olmuştur<sup>26,38,47,58,59</sup>.

## ***2. Kimyasal Olarak Polimerize Olan Akrilikler:***

Akrilik kitesinin kimyasal olarak polimerizasyonunu sağlayabilmek için, kendi kendine sertleşen (otopolimerizan) akriliklerin kullanılması gerekmektedir.

Bu tür akriliklerde polimerizasyon reaksiyonunu başlatacak olan akseleratör, akrilik sıvısının (monomer) içinde bulunur. Akseleratör olarak tersiyer aminler, sülfürik asitler veya bu asidin daha stabil olan tuzları kullanılmaktadır.

Akriliğin tozu ile sıvısı karıştırıldığı andan itibaren polimerizasyon reaksiyonu başlar ve kitle sertleşinceye kadar devam eder. Gerçekte reaksiyon kitle sertleştikten sonra da sürmektedir. Polimerizasyon sırasında 51.7°C'lik (125 °F.) bir iç ısıya ulaşabilen soğuk akrilikler, ısı ile polimerize olan sıcak akriliklere göre daha düşük seviyede distorsiyon gösterirler<sup>10,15,17,35,59,61,66,67</sup>.

### **3- Görülebilir Işıklı Polimerize Olan Akriklikler:**

(TRIAD-VLC) (Triad Visible Light Cure)

Akrilik rezinin polimerize edilebilmesi için kullanılan başka bir etken de görülebilir ışıktır. Ancak bunun için belirli bir dalga boyundaki bu ışığa karşı duyarlı olan özel bir rezinin varlığı gerekmektedir<sup>2,26,36,37,38,41,52,56,57</sup>.

Görülebilir ışıkla polimerize edilebilen özel rezinlerle ilgili ilk çalışmalar, Ogle ve arkadaşları tarafından 1986 yılında başlatılmıştır.

Bu yöntemde kullanılan özel rezin esas olarak üretan dimetakrilat'tır. Bu madde bir matriks oluşturur ve içinde yüksek molekül ağırlığına sahip akrilik rezin monomerleri vardır. Ayrıca az miktarda çok ince silika da mevcuttur. Silika, maddenin sıvı halindeki özelliklerini kontrol altında tutmak için konulur. Matriks içinde ayrıca dolgu maddesi (filler) olarak da çeşitli büyüklükte akrilik rezin tanecikleri vardır. Bunlar organik karakterdeki dolgu maddeleridir. Tüm bunlara ilaveten bir de kamforokinonesamin vardır. Bu kimyasal madde görülebilir ışık altında polimerizasyon reaksiyonunu başlatan maddedir<sup>3,6,8,12,13,16,17,41,46,49,50,67</sup>.

Yukarıda kimyasal yapısı açıklanan özel rezin, esas olarak restoratif dişhekimliği'nde ışıkla sertleşen kompozit dolgu maddelerine benzer. Fakat protetik işlemlerde kullanılan Triad rezininde dolgu maddesi olarak organik maddeler kullanılır. Buna karşın restoratif işlemlerde inorganik maddeler vardır<sup>3,6,16,17,50,67</sup>.

Bu yöntemde kullanılan, polimerizasyon apareyi kuvarts halojen ampul ile 400-500 nm. (nanometre) dalga boyunda mavi ışık veren ve döner bir tablası olan bir apereydir. Bu dalga boyundaki ışık ile 5-6 mm. kalınlıktaki bir kitleyi polimerize edebilmek mümkündür<sup>6,12,16,67</sup>.

Kitlenin yüzeysel tabakasının polimerizasyonunda hava inhibisyonunu önlemek için, son polimerizasyondan önce hava bariyeri adı verilen bir lak kullanılır. Görülebilir ışıkla polimerize edilen bu özel akrilik rezin, bildiğimiz klasik polimetil metakrilat gibi toz ve sıvı halinde değildir. Bu rezin tek bir malzeme olarak tabaka veya çubuk şeklinde piyasada bulunur. Işıklı

kontamine olmaması için de siyah, opak plastik koruyucular içinde saklanmaktadır<sup>6,8,12,16,17,50,67</sup>.

#### ***4- Mikrodalga Enerjisi ile Polimerize Olan Akrilikler:***

Son yıllarda birçok bilim alanında olduğu gibi, mikrodalga tekniği dişhekimliği'nde de değişik uygulama alanları bulmaya başlamıştır. Çok kısa dalga boylu elektromagnetik dalga enerjisi anlamına gelen mikrodalgalar, girdikleri madde içerisinde dielektirik kayıpları sonucu ısı enerjisine dönüşürler. Dişhekimliği'nde, mikrodalga enerjisinin ısıtma enerjisinden yararlanılmaktadır<sup>2,4,5,16,18,19,31,32,40,43,44,46,51,63,66,67</sup>.

Mikrodalga, dalga boyu çok kısa olan elektromagnetik dalgalardır. Elektromagnetik dalgaların sınıflandırılmasında, belirli bir frekans grubu mikrodalga bandını oluşturmaktadır. Son çalışmalarda, 1000 MHz (30 cm) ile 1000000 MHz (0.3mm) arası mikrodalga bandı olarak kabul edilmiştir. 1946 yılında yapılan sınıflandırmada, o zamanki tekniğe göre mikrodalga frekansı olarak kullanılan frekanslar 200 MHz ile 33000 MHz arasında belirtilmesine karşın, daha sonraları yapılan çalışmalar sayesinde, büyük gelişmeler sağlanmış ve frekans bandı daha çok genişletilerek yeni yeni uygulama alanları yaratılmıştır. Bu gelişmelere paralel olarak bir çok alanda olduğu gibi, mikrodalga tekniği dişhekimliği'nde de uygulanmaya başlanmıştır<sup>2,4,18,32,60,67</sup>.

Mikrodalga ile ısıtmada, cisimlerin yalıtkanlık özelliğinden yararlanılmaktadır. Bu işlemde, elektromagnetik dalga enerjisi, girdiği madde içerisindeki dielektrik kayıpları sonucu ısı enerjisine dönüşmektedir. Daha açık olarak tanımlamak gerekirse; mikrodalgalar madde içerisindeki su moleküllerinin saniyede ortalama 2-3 milyar kez titreşmesine ve birbirleriyle sürtünmesine yol açarak, maddenin ısınmasını sağlamaktadır<sup>7,16,18,19,31,32,63,67</sup>.

Tıpta, çeşitli hastalıkların tedavisinde kullanılan mikrodalga enerjisi, son yıllarda dişhekimliği'nde de çeşitli alanlarda kullanılmaktadır<sup>2,4,18,19,32,67</sup>.

Protez çalışmalarında, alınan ölçülerden elde edilen alçı modeller üzerinde modelaj çalışmalarının yapılabilmesi için, alçı yüzeyinin yeterli bir

sertliğe ulaşmış olması gerekmektedir. Alçı yüzeyinin yeterli bir manipülasyon sertliğine ulaşma süresi ortalama olarak 24-48 saattir. İşte bu süreyi minimuma indirmek için, bazı araştırmacılar, mikrodalga ile kurutma yöntemini önermişlerdir. Bu yöntemle, alçı içerisinde homojen bir ısı oluşturması suretiyle, hızlı ve homojen bir sertlik elde edebileceklerini bildirmişlerdir<sup>8,9,56,57,58,61,62,63,64</sup>.

Protez kaide plaklarının yapımında kullanılan polimetil metakrilat rezinlerin mikrodalga enerjisi ile polimerizasyonu için, klasik yöntemde kullanılan materyallerin yanında, özel bir mufla sistemi kullanılmaktadır. Mikrodalga fırında kullanılan muflalar metalden yapılamamaktadır. Çünkü, mikrodalgalar metal yüzeyinden yansımakta ve mufla içerisindeki akriliğe etki edememektedir<sup>2,4,16,18,19,32,40,44,67</sup>.

Bu teknikte kullanılacak olan muflalar, dielektrik kaybı az olan yalıtkan malzemelerden yapılmalıdır. Dielektrik kaybı, yalıtkan kısımda ısıya dönüşen enerji olarak tarif edilmiştir. Dielektrik kaybı az olan yalıtkan malzemelerden en önemlileri; teflon, polyester, kuartz ve bunların karışımlarıdır. Araştırmacılar, polyester mufla, cam elyaf ile güçlendirilmiş polyester (glass fiber – reinforced polyester, FRP) mufla ve teflon mufla kullanmışlardır. Ayrıca, akrilik rezin, dayanıklı seramik (neoceramic) ya da dayanıklı camdan yapılabileceği bildirilmiştir<sup>2,4,16,18,19,32,43,46,67</sup>.

Bu teknikte kullanılan fırınlar ise, mutfak tipi mikrodalga fırınlar olup, ortalama 400 – 1500 W çıkış gücüne sahip, 12 cm dalga boylu ve 2450 MHz frekanslı magnetron ile donatılmışlar fırınlardır<sup>2,4,16,18,19,32,67</sup>.

Çeşitli özellikler bakımından konvansiyonel teknikle aralarında belirgin bir fark olmayan bu tekniğin, laboratuvar çalışmalarının çok temiz olması ve polimerizasyonun çok kısa sürede tamamlanabilmesi en büyük avantajıdır. Dişhekimliği teknolojisine çok yeni girmiş olan mikrodalga tekniği üzerindeki araştırmaların devam etmesiyle, daha başarılı sonuçlar elde edilebileceği bildirilmektedir<sup>2,4,5,18,19,32,43,44</sup>.

## ISIL DÖNGÜ

Akrilik kaide rezinlerinin kırılma dirençlerinin incelendiği araştırmalarda, örneklere ısıl döngü uygulaması kullanılan bir yöntemdir. Bu işlem, ağız ortamı ile benzer şekilde aşırı uç sıcaklık değerlerinin uygulanması tekniğidir. Ağızdaki oluşacak sıcak ve soğuk aşırı uç değerlerin invitro olarak taklit edilmesi ile gerçeğe en yakın kırılma direnci değerlerinin elde edilmesi sağlanmış olur<sup>14,62</sup>.

Kırılma direnç testleri uygulanan çalışmalarda kullanılan ısıl döngü uygulamaları; ısı dereceleri, banyoda kalış süreleri ve döngü sayıları açısından farklılıklar göstermektedir<sup>14,62</sup>.





## MATERYAL VE METOD

Çalışmamızın laboratuvar işlemleri Dicle Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında, kırılma direnci testleri ise T.C. Sanayi ve Ticaret Bakanlığı Küçük ve Orta Ölçekli Sanayi Geliştirme İdaresi Başkanlığı (KOSGEB) laboratuvarlarında gerçekleştirilmiştir.

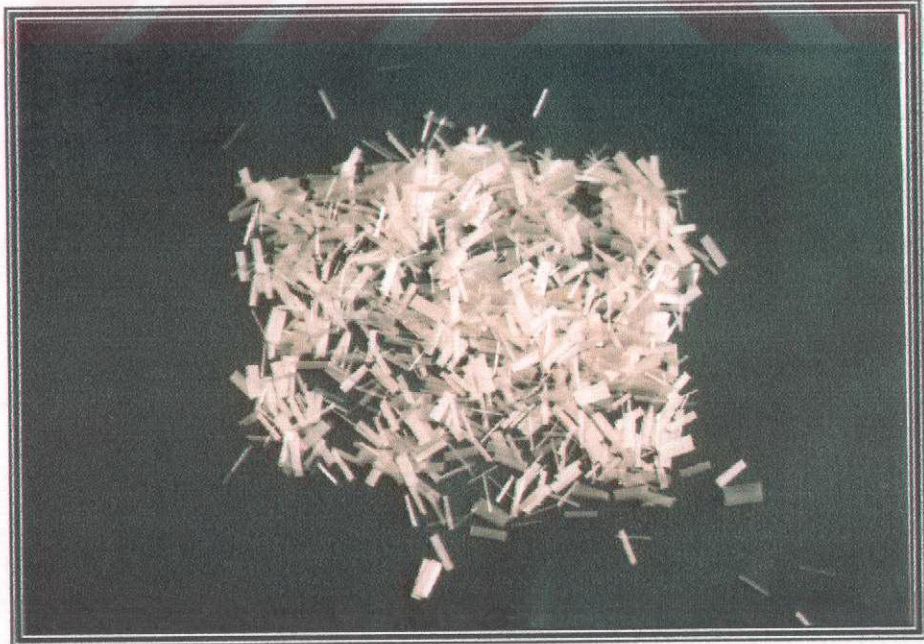
Çalışmamızda, 2 farklı akrilik kaide rezini, Isı ile polimerize olan QC-20 akrilik rezini (AD international Limited DE TREY Division Weybridg. Surrey England.) (Resim 1) ve mikrodalga enerjisi ile polimerize olan SHERA-MET MW 2000 akrilik rezini (Dental-Werkstoffe EspohlstraBe 53 D-49448 Lemförde) (Resim 2), cam fiber (Cam elyaf A.Ş. Çayırova 41401 Gebze-Kocaeli / Türkiye) (Resim 3) ile güçlendirilerek, farklı polimerizasyon tekniklerinin kırılma direnci ve su emilimi üzerine etkisi karşılaştırıldı.



**Resim 1-** Isı ile polimerize olan QC-20 akrilik rezini.

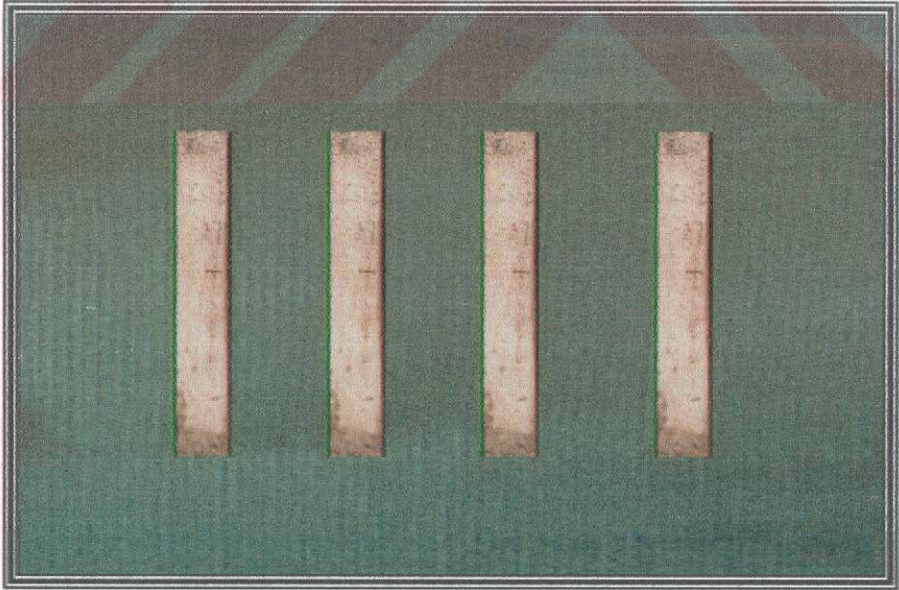


**Resim 2-** Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan Shera MET MW 2000 akrilik rezini.

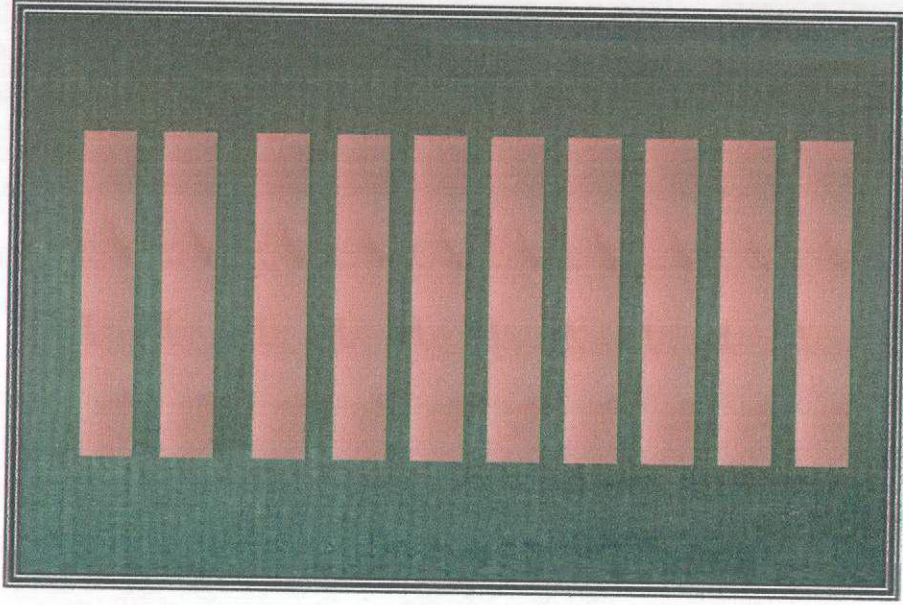


**Resim 3-** Kesintili Cam Fiber.

Kırılma direnci için, 65 x 10 x 2.5 mm. ebatlarında 160 adet test örneği hazırlandı. Akrilik rezin test örneklerinin yapılması için 65 x 10 x 2.5 mm. ebatlarında hazırlanan paslanmaz metal kalıplar hazırlandı (Resim 4). Mufla içerisine konulan sert alçı sertleşmeden metal kalıplar yerleştirildi. Alçı sertleştikten sonra alçı ve metal yüzeyi izole edildi. Sonra muflanın üst kapağı kapatıldı ve hazırlanan alçı konuldu. Alçı sertleştikten sonra muflalar açılarak metal kalıplar çıkarıldı. Oluşturulan negatif boşluklar kontrol edildi. Akrilik hamuru üretici firmaların önerilerine göre hazırlanarak, negatif boşluklara yerleştirildi ve belirlenen polimerizasyon tekniklerine göre akrilik örnekler 12 no'lu ADA (American Dental Association) spesifikasyonuna göre elde edildi (Resim 5).



**Resim 4-** Kırılma direnci için hazırlanan metal kalıplar.



**Resim 5-** Kırılma direnci için hazırlanan akrilik örnekler.

Hazırlanacak 160 örneğin:

**A)** 80 tanesi QC-20 ısı ile polimerize olan akrilik kaide rezininden:

**A1-** 20 tanesi fiber ile güçlendirilerek mikrodalga enerjisi ile polimerize edildi.

**A2-** 20 tanesi fiber ile güçlendirilerek enjeksiyon yöntemi ile polimerize edildi.

**A3-** 20 tanesi mikrodalga enerjisi ile polimerize edildi.

**A4-** 20 tanesi enjeksiyon yöntemi ile polimerize edildi.

**B)** 80 tanesi mikrodalga enerjisi ile polimerize olan Shera-MET MW 2000 akrilik kaide rezininden:

**B1-** 20 tanesi fiber ile güçlendirilerek mikrodalga enerjisi ile polimerize edildi.

**B2-** 20 tanesi fiber ile güçlendirilerek enjeksiyon yöntemi ile polimerize edildi.

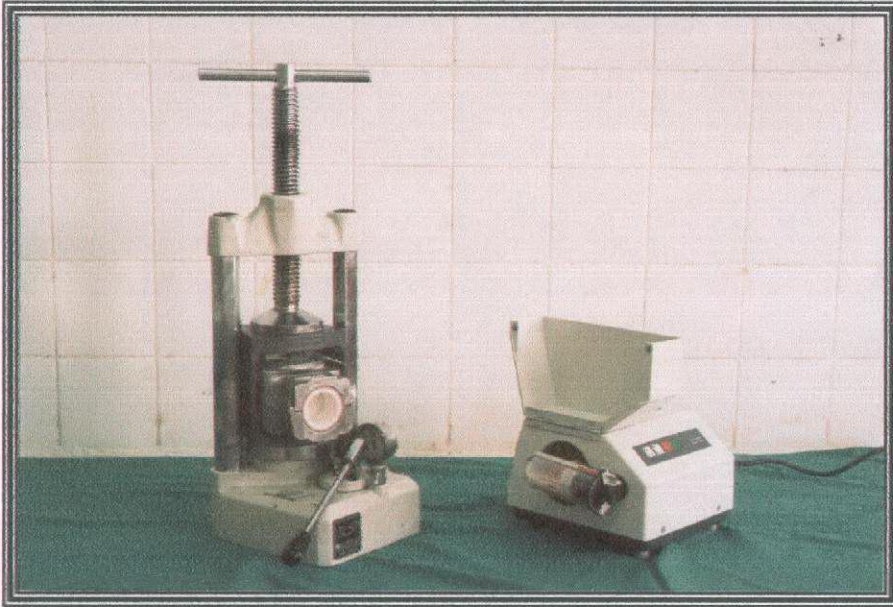
**B3-** 20 tanesi mikrodalga enerjisi ile polimerize edildi.

**B4-** 20 tanesi enjeksiyon yöntemi ile polimerize edildi.

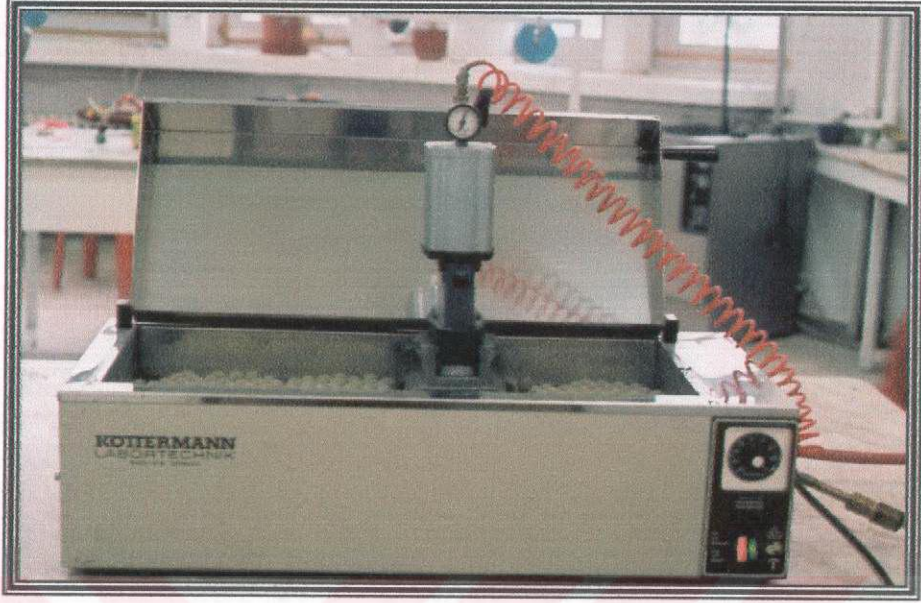
Fiber ile güçlendirme, % 1 oranında cam fiber ilavesi ile yapıldı.

## Enjeksiyonla Polimerizasyon Tekniği

Sistem; enjeksiyon cihazı, basınç odası, vibratör, mufla, hidrolik pres, kaynatma kazanı ve akrilik kapsülünden oluşmaktadır (IVOCLAR Schaan – Leichtenstein) (Resim 6-7). Akrilik kaide rezinleri için daha önceden hazırlanan negatif boşlukların bulunduğu sistemin özel muflaları, basınç odasına yerleştirilerek 3 tonluk basınç uygulandı ve brit kilitlendi. Özel kapsül içerisine akrilik tozu ve likidi yerleştirildi. Vibratör ile homojen bir şekilde 5 dakika karıştırıldı. Akrilik hamurunun 6 atmosferlik hava basınç altında 5 dakika süre ile mufla içerisine enjeksiyonu gerçekleştirildi. Polimerizasyon için enjeksiyon aygıtı ile birlikte mufla kaynatma kazanına konuldu. Uygun kaynatma derecesinde sabit tutulan su içerisinde 35 dakika polimerizasyon için bekletildi. Bu sürenin sonunda sistem bütünüyle 20 dakika süreyle soğuk su içerisine konuldu. Soğutmanın ilk 10 dakikasında 6 atmosferlik basınç uygulamasına devam edildi. İkinci 10 dakikada ise 6 atmosferlik basınç kaldırılarak soğutmaya devam edildi. Soğutma işlemi tamamlandıktan sonra enjeksiyon aygıtı mufladan ayrıldı. Muflayı taşıyan brit hidrolik presin altına yerleştirildi. 3 tonluk basınç uygulanarak muflanın serbest kalması sağlandı. Muflalar açıldı ve akrilik örnekler alçı içerisinde çıkarıldıktan sonra milimetrik kumpas ile ölçülerek kontrol edildi.



**Resim 6-** Hidrolik pres altında basınç odasındaki mufla, vibratör ve akrilik kapsül.



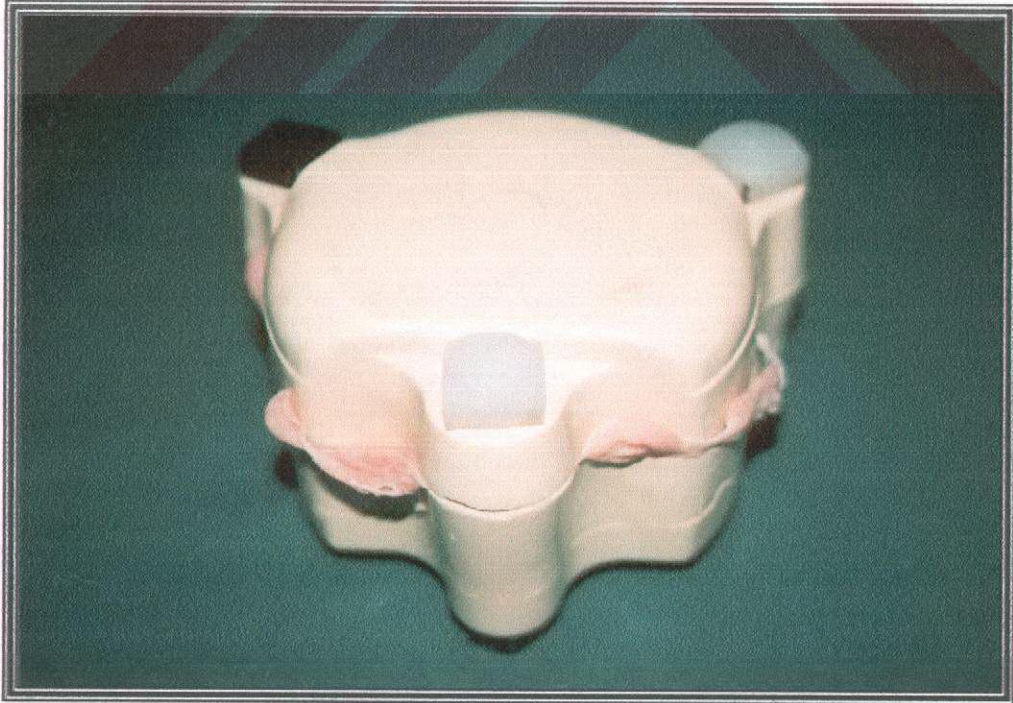
Resim 7- Enjeksiyon sistemi ve kaynatma kazanı.

### **Mikrodalga Enerjisi İle Polimerizasyon**

Polimerizasyon işlemi için mikrodalga fırını olarak, 1000 Watt çıkış gücüne, 12 cm dalga boyuna ve 2450 MHz frekansa sahip mutfak tipi mikrodalga fırını kullanılmıştır (VESTEL - Pekel teknik A.Ş. Manisa / Türkiye) (Resim 8). Mikrodalga polimerizasyonu için özel olarak üretilen Glass Fiber-Reinforced polyester muflası kullanılmıştır (Justi Miracleflask Intro Kit-FRP. Justi Products A division of American Tooth Industries) (Resim 9). Bu özel muflada hazırlanan negatif boşluklara akrilik kaide rezinleri yerleştirilerek, mikrodalga fırınına konuldu ve 500 Watt'ta 3 dakika bekletilerek polimerizasyon sağlandı.



**Resim 8-** Mikrodalga Fırını.

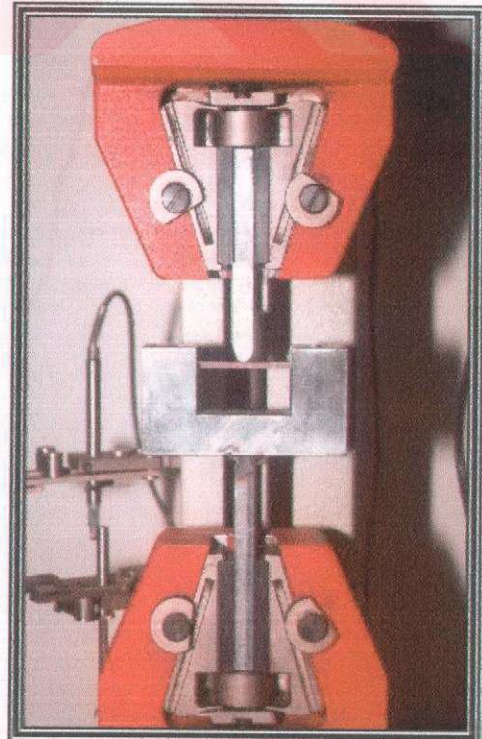
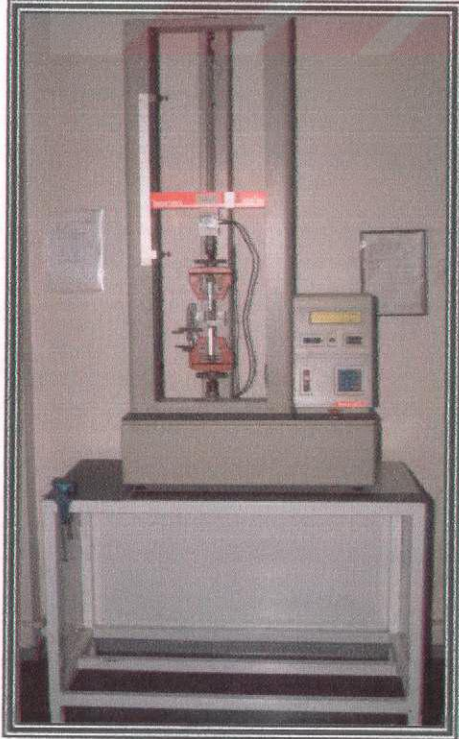


**Resim 9-** Mikrodalga Muflası.

Bu yöntemler ile polimerize edilen örneklere 10.000 kez  $4^{\circ}\text{C}$ -oda sıcaklığı- $60^{\circ}\text{C}$ 'lik 15'er saniyelik ısıl döngü uygulandı ve ağız ortamına benzer, uzun süre kullanımı taklit edildi (Resim 10). Daha sonra Testometric Micro 500 (Tensile Testing Machine Testometric / England) (0 kg- 3000 kg) cihazında 1mm / dk. hızla kırılma direnci testi uygulandı (Resim 11-12).



**Resim 10-** Isıl döngü için hazırlanan düzenek.



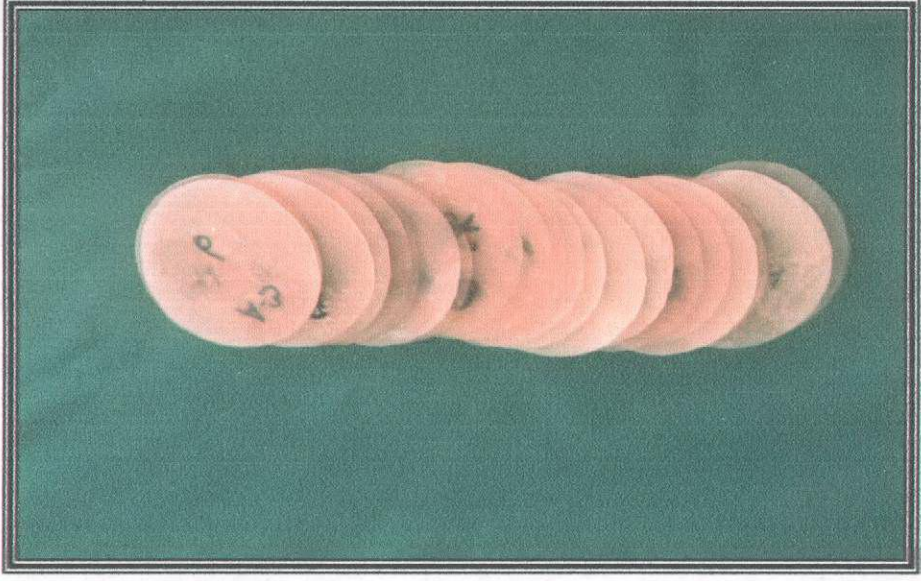
**Resim 11-12-** Testometric Mikro 500 kırma test cihazı.



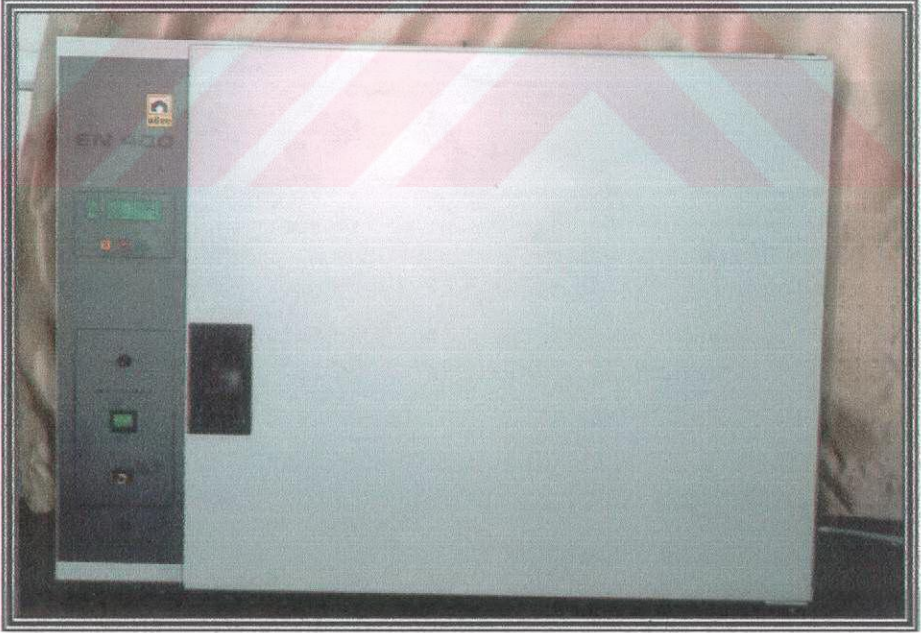
Su emilimi miktarının ölçümleri için her gruptan 10 örnek olmak üzere, 50 mm çapında ve 0,5 mm kalınlığında toplam 80 örnek hazırlandı. Akrilik rezin test örneklerinin hazırlanması için 50 mm çapında 0,5 mm kalınlığında paslanmaz metal kalıplar hazırlandı (Resim 13). Akrilik örnekler yine sert alçı içerisinde oluşturulan negatif boşluklar içerisinde polimerize edildi (Resim 14). Akrilik örnekler polimerize edildikten sonra etüvde 1 saat bekletilerek örnekler kurutuldu (Resim 15). Daha sonra dijital mikrometre ile tartıldı ve kaydedildi (Resim 16). 37 °C'de distile suda ağzı kapalı bir kaptaki etüvde 17 gün bekletildikten sonra tekrar tartıldı.



**Resim 13-** Su emilimi için hazırlanan metal kalıplar.



**Resim 14-** Su emilimi için hazırlanan akrilik örnekler.



**Resim 15-** Etüv.



Resim 16- Dijital Mikrometre.

Tüm örneklerin su emilim değerleri, protez kaide rezinleri için hazırlanmış olan 12 no'lu ADA (American Dental Association) spesifikasyonuna göre;

$$\text{Su emilimi} = \frac{M2-M1(\text{mg})}{S (\text{cm}^2)}$$

M1= Örneğin distile suda bekletilmeden önceki ağırlığı

M2= Örneğin distile suda bekletildikten sonraki ağırlığı

S= Test örneğinin yüzey alanı

formülü ile hesaplandı.

Su emiliminde gruplar arasında anlamlı fark olup olmadığını tespit etmek için ANOVA testi uygulandı. Örneklerden hangi grubun daha fazla su emilimine sahip olduğunu bulabilmek için DUNCAN testi uygulandı.

Kırılma direnci testinde, gruplar arasında anlamlı fark olup olmadığını tespit etmek için ANOVA testi uygulandı. Örneklerden hangi grubun kırılma direncinin en yüksek olanını belirlemek için ise DUNCAN testi uygulandı.

Gruplar arasında eşleştirilmiş t testi uygulanarak birbirleriyle karşılaştırıldı.

## BULGULAR

Çalışmamızın bulgularında, ısı ile polimerize olan (QC - 20) ve mikrodalga enerjisi ile polimerize olan (Shera MET MW 2000) akrilik rezinleri kırılma direncine bakmak için oluşturulan; cam fiber ile güçlendirilen, güçlendirilmeyen ve farklı tekniklerle polimerize edilen her bir gruptan 20 örnek toplam 160 örneğe, termal siklus işleminden sonra tensometre cihazında kırılma direnç testi uygulandı. Sonuçlar Tablo 1'de gösterilmektedir.

Kırılma direnç testi sonuçları üzerinde yapılan ANOVA testinde anlamlı fark bulundu ( $p < 0.01$ ). Örneklerin kırılma direnci en yüksek olanını belirlemek için DUNCAN testi uygulandı.

DUNCAN testi sonucunda, cam fiber ile güçlendirilmiş ve enjeksiyon yöntemi ile polimerize edilen Shera MET MW 2000 (B2) akrilik örneklerinin kırılmaya en dirençli olduğu bulunmuştur. Cam fiber ile güçlendirilmemiş ve mikrodalga enerjisi ile polimerize olan Shera MET MW 2000 (B3) akrilik örnekleri en az direnç göstermiştir (Tablo 2-Grafik 1).

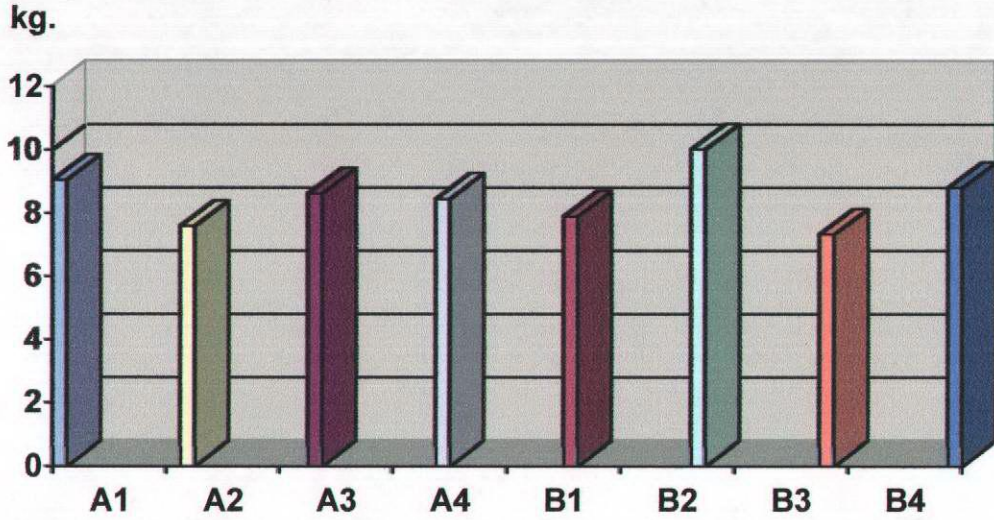
Kırılma direnci ölçümleri sonucu yapılan ANOVA testinde anlamlı fark bulundu ( $p < 0.01$ ).

n:20	A1	A2	A3	A4	B1	B2	B3	B4
1	8.38	7.18	8.52	9.07	8.86	8.91	7.60	8.94
2	9.51	8.98	8.66	8.88	7.78	9.95	7.95	8.16
3	9.68	6.94	9.31	7.80	7.18	10.25	6.73	9.46
4	8.36	6.74	8.26	9.05	8.15	10.56	7.59	7.97
5	9.30	8.10	8.46	7.48	7.51	10.45	6.85	9.49
6	8.37	7.20	8.50	9.05	8.82	8.92	7.62	8.92
7	9.52	8.96	8.67	8.90	7.77	9.93	7.93	8.20
8	9.66	6.98	9.30	7.81	7.22	10.24	6.75	9.42
9	8.38	6.78	8.27	9.03	8.15	10.56	7.57	7.99
10	9.29	8.08	8.45	7.49	7.52	10.46	6.87	9.47
11	8.39	8.98	8.66	9.05	7.51	8.96	6.85	9.49
12	9.50	7.18	9.30	7.80	8.15	9.97	7.59	7.97
13	9.64	6.74	8.52	9.07	7.18	10.24	7.60	8.94
14	8.40	6.94	8.46	8.88	7.78	10.52	7.95	8.16
15	9.29	8.11	8.27	7.48	8.86	10.43	6.73	9.46
16	8.35	7.21	8.51	9.03	8.80	10.23	7.56	8.90
17	9.48	8.94	8.66	8.87	7.80	10.42	7.90	8.18
18	9.62	6.98	9.28	7.85	7.20	9.98	6.78	9.44
19	8.50	6.80	8.30	9.01	8.15	8.97	7.59	8.01
20	9.27	8.04	8.28	7.52	7.53	10.52	6.89	9.49

**Tablo 1-** Akrilik örneklerin kırılma dirençleri (kg).

Level(seviye)	n	$\bar{X}$ (F-kg)	SD
A1	20	9.04	0.56
A2	20	7.59	0.84
A3	20	8.63	0.36
A4	20	8.45	0.68
B1	20	7.89	0.57
B2	20	10.02	0.59
B3	20	7.34	0.47
B4	20	8.80	0.64

**Tablo 2-** Kırılma direnci ile ilgili istatistiksel sonuçlar.

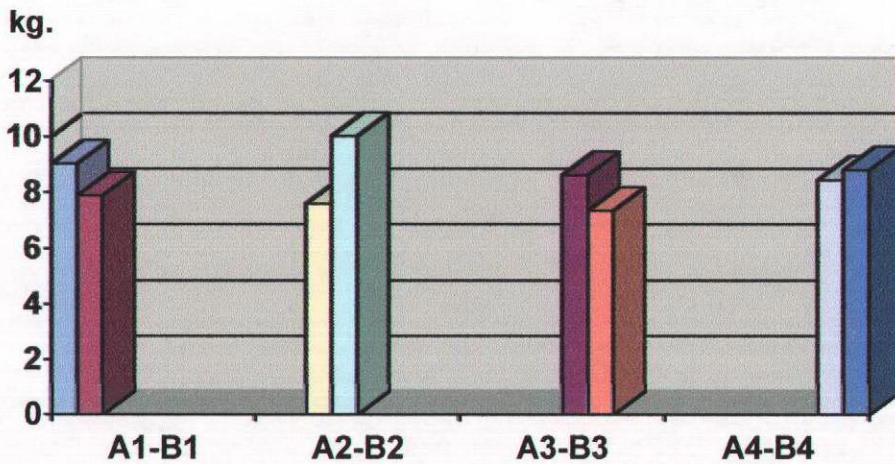


Grafik 1- Tablo 2'in görüntüsü.

		$\bar{X}$	SD	t	P
A1-B1	A1	9.04	0.56	6.37	***
	B1	7.89	0.57		
A2-B2	A2	7.59	0.84	-10.55	***
	B2	10.02	0.59		
A3-B3	A3	8.63	0.36	9.63	***
	B3	7.34	0.47		
A4-B4	A4	8.45	0.68	-1.65	0.10
	B4	8.80	0.64		

\*\*\* p<0.001

**Tablo 3-** Cam fiber ile güçlendirilen ve güçlendirilmeyen iki farklı akriliğin aynı teknik uygulanarak polimerizasyonu sonucunda elde edilen kırılma dirençlerinin istatistiksel sonuçları.



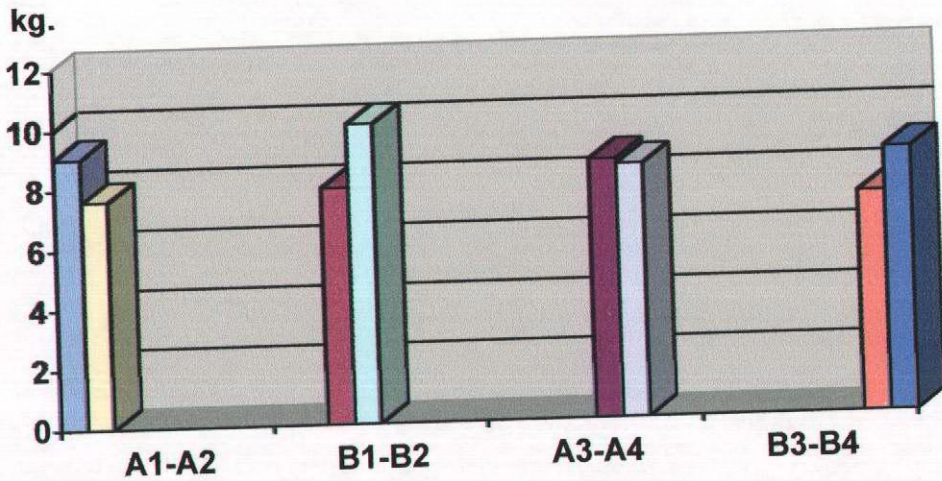
Grafik 2- Tablo 3'ün görüntüsü.

Cam fiber ile güçlendirilmiş ve güçlendirilmemiş farklı akriliklerde aynı teknik uygulandığında (A1-B1,A2-B2,A3-B3,A4-B4) ortaya çıkan kırılma direnci farklılıkları bağımsız t testi uygulanarak karşılaştırıldı. İstatistik sonuçları, fiber ilavesi yapılmayan ve enjeksiyon tekniği uygulanan QC - 20 akrilik rezin ile Shera MET MW 2000 akrilik rezini arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı. Bunun dışında mikro dalga ile polimerize olanlar ve fiber ile güçlendirilenler arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ( $p<0.001$ ) (Tablo 3, Grafik 2).

		$\bar{X}$	SD	t	P
A1-A2	A1	9.04	0.56	7.387	***
	A2	7.59	0.84		
A3-A4	A3	8.63	0.36	0.897	0.381
	A4	8.45	0.68		
B1-B2	B1	7.89	0.57	-9.968	***
	B2	10.02	0.59		
B3-B4	B3	7.34	0.47	-6.058	***
	B4	8.80	0.64		

\*\*\*  $p<0.001$

**Tablo 4-** Cam fiber ile güçlendirilen ve güçlendirilmeyen aynı tip akriliğin farklı teknik uygulanarak polimerizasyonu sonucunda elde edilen kırılma dirençlerinin istatistiksel sonuçları.



**Grafik 3-** Tablo 4'ün görüntüsü.

Cam fiber ile güçlendirilen QC - 20 akriliğinin enjeksiyon ve mikrodalga tekniği ile polimerizasyonundan sonra ölçülen kırılma dirençleri arasında farkın önemi bağımlı t testi uygulanarak belirlenmiştir. İstatistiksel sonuçlara göre, ileri düzeyde anlamlı fark gözlenmiştir ( $p<0.001$ ). Bu fark bize QC - 20 akriliği fiberle güçlendirildiğinde ve enjeksiyon tekniği ile polimerize edildiğinde daha kırılma direnci kazandırdığını göstermiştir. Mikrodalga ile polimerize edildiğinde ise daha fazla direnç kazanmıştır. Cam fiber ile güçlendirilmeyen QC - 20 akriliğinin enjeksiyon ve mikrodalga tekniği (A3-A4) ile polimerizasyonundan sonra elde edilen kırılma direnci farkı istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (Tablo 4, Grafik 3).

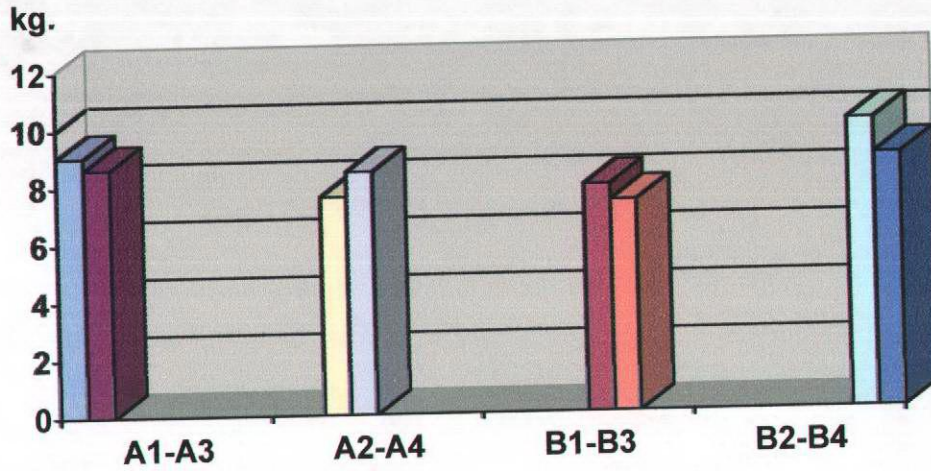
Aynı işlem Shera MET MW 2000 akriliğinde (B1-B2) uygulandığında bağımlı t testi sonucunda istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ( $p<0.001$ ). Yani Shera MET MW 2000 akriliğinde ise her iki teknikte de fiber ile güçlendirildiğinde direnci artmıştır. Fiber ile güçlendirilmeyen Shera MET MW 2000 akriliğinde ise her iki teknik arasındaki fark (B3-B4) bağımlı t testi sonuçlarına göre istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ( $p<0.001$ ) (Tablo 4, Grafik 3).

		$\bar{X}$	SD	t	P
A1-A3	A1	9.04	0.56	4.00	***
	A3	8.63	0.36		
A2-A4	A2	7.59	0.84	-3.44	**
	A4	8.45	0.68		
B1-B3	B1	7.89	0.57	4.95	***
	B3	7.34	0.47		
B2-B4	B2	10.02	0.59	6.25	***
	B4	8.80	0.64		

\*\*  $p<0.01$ , \*\*\*  $p<0.001$

**Tablo 5-** Cam fiber ile güçlendirilen ve güçlendirilmeyen aynı tip akriliğin aynı teknik uygulanarak polimerizasyonu sonucunda elde edilen kırılma dirençlerinin istatistiksel sonuçları.





**Grafik 4-** Tablo 5'in görüntüsü.

Cam fiber ile güçlendirilen ve güçlendirilmeyen QC - 20 ve Shera MET MW 2000 akriliklerinin aynı polimerizasyon tekniği uygulanarak elde edilen kırılma direnç değerleri istatistiksel olarak karşılaştırıldığında, QC - 20 akriliği mikrodalga enerjisi ile uygulandığında (A1-A3) istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ( $p < 0.001$ ). Enjeksiyon tekniğinde (A2-A4) ise fiber ilavesi istatistiksel olarak kırılma direncini azaltmıştır ( $p < 0.01$ ). Shera MET MW 2000 akrilikleri (B1-B3, B2-B4) ise her iki metotta da fiber ile daha güçlü olmuştur (Tablo 5, Grafik 4).

Su emilimi için oluşturulan her bir gruptan 10 örnek toplam 80 örnek su emilim miktarları açısından değerlendirildi.

Tüm örneklerin su emiliminden önceki ve sonraki değerleri Tablo 6'da gösterilmektedir. Su emilim değerleri şu formüle göre hesaplanmıştır:

$$\text{Su emilimi} : \frac{M2-M1(\text{mg})}{S (\text{cm}^2)}$$

M1: Distile suda bekletilmeden önceki örneğin ağırlığı.

M2: Distile suda bekletilmiş örneğin ağırlığı.

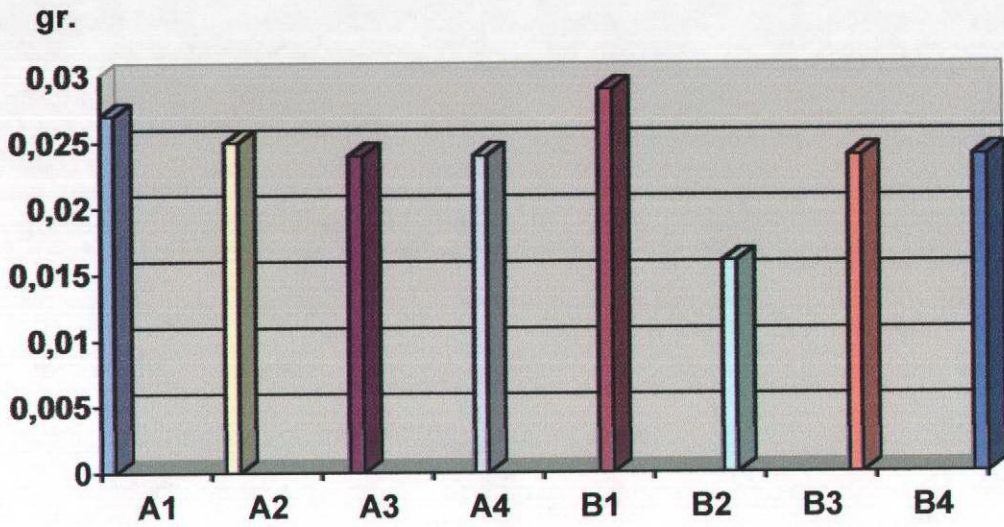
S: Test örneğinin yüzey alanı.

n:10	A1-1	A1-2	A2-1	A2-2	A3-1	A3-2	A4-1	A4-2	B1-1	B1-2	B2-1	B2-2	B3-1	B3-2	B4-1	B4-2
1	1.51	1.53	1.50	1.52	1.50	1.53	1.50	1.53	1.48	1.52	1.49	1.50	1.51	1.53	1.51	1.55
2	1.51	1.53	1.50	1.52	1.51	1.53	1.51	1.54	1.51	1.53	1.52	1.54	1.50	1.52	1.51	1.52
3	1.46	1.50	1.50	1.52	1.49	1.51	1.52	1.54	1.49	1.54	1.47	1.49	1.51	1.53	1.50	1.53
4	1.50	1.52	1.50	1.52	1.51	1.54	1.51	1.54	1.50	1.53	1.49	1.50	1.52	1.55	1.48	1.49
5	1.51	1.54	1.46	1.48	1.52	1.55	1.52	1.55	1.52	1.54	1.48	1.50	1.52	1.55	1.47	1.49
6	1.50	1.52	1.52	1.55	1.52	1.55	1.52	1.54	1.52	1.54	1.48	1.49	1.50	1.53	1.49	1.51
7	1.52	1.56	1.50	1.53	1.51	1.52	1.51	1.52	1.50	1.53	1.52	1.53	1.50	1.52	1.47	1.49
8	1.48	1.50	1.52	1.54	1.46	1.48	1.49	1.51	1.51	1.53	1.50	1.52	1.50	1.53	1.49	1.52
9	1.49	1.52	1.50	1.53	1.52	1.54	1.52	1.55	1.51	1.53	1.51	1.53	1.51	1.53	1.50	1.53
10	1.49	1.52	1.52	1.56	1.50	1.53	1.52	1.54	1.51	1.55	1.50	1.52	1.51	1.53	1.49	1.52

**Tablo 6-** Tüm akrilik örneklerin su emiliminden önceki ve sonraki ağırlık değerleri (gr).

Level(seviye)	n	$\bar{X}(m2-m1)$	$\bar{X}(mg/cm^2)$	SD
A1 1-2	10	2.7	0.67	0.008
A2 1-2	10	2.5	0.62	0.007
A3 1-2	10	2.4	0.60	0.006
A4 1-2	10	2.4	0.60	0.006
B1 1-2	10	2.9	0.72	0.011
B2 1-2	10	1.6	0.40	0.005
B3 1-2	10	2.4	0.60	0.005
B4 1-2	10	2.4	0.60	0.009

**Tablo 7-** Örneklerin 17 Gün sonunda su emilim miktarının ortalama ve standart hataları.



Grafik 5- Tablo 7'nin görüntüsü.

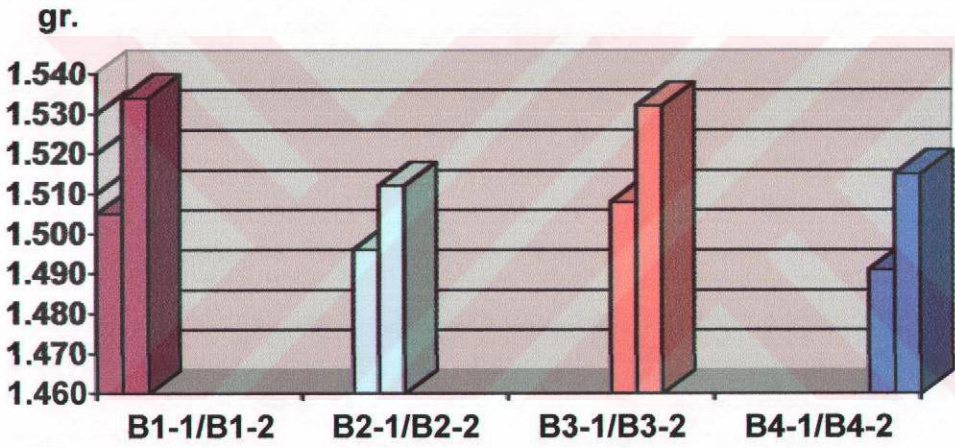
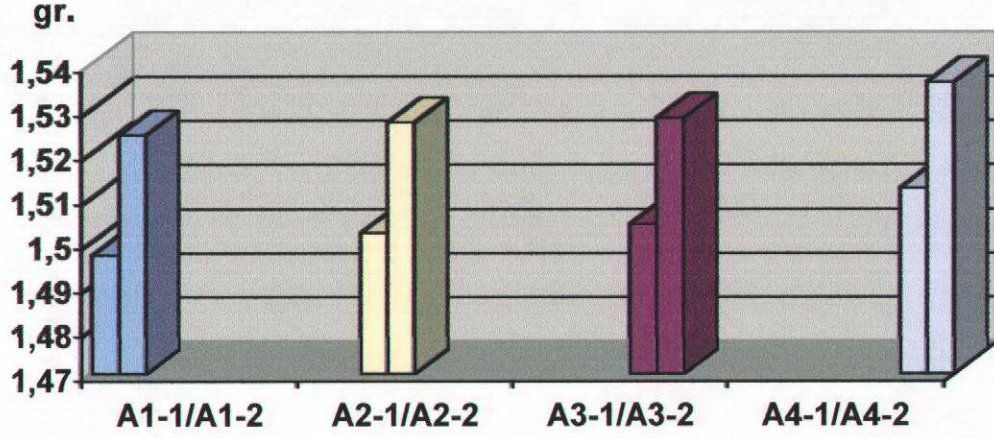
Yapılan ANOVA testi sonucunda tüm örneklerde, anlamlı fark gözlemlendi ( $p < 0.05$ ). Örneklerden hangi grubun daha fazla su emilimine sahip olduğunu bulabilmek için DUNCAN testi uygulandı. DUNCAN testi sonucunda en fazla su emiliminin cam fiber ile güçlendirilmiş mikrodalga enerjisi ile polimerize olan Shera MET MW 2000 (B1) akriliğinde olduğu gözlemlendi.

En az su emilimi ise cam fiber ile güçlendirilmiş enjeksiyon yöntemi ile polimerize edilen Shera MET MW 2000 (B2) akriliğinde olduğu gözlemlenmiştir (Tablo 7, Grafik 5).

n:10		$\bar{X}$	SD	t	P
A1	1	1.49	0.005	-10.37	**
	2	1.52	0.005		
A2	1	1.50	0.005	-11.18	**
	2	1.52	0.006		
A3	1	1.50	0.005	-10.85	**
	2	1.52	0.006		
A4	1	1.51	0.003	-10.85	**
	2	1.53	0.004		
B1	1	1.50	0.004	-8.33	**
	2	1.53	0.002		
B2	1	1.49	0.005	-9.80	**
	2	1.51	0.005		
B3	1	1.50	0.002	-17.70	**
	2	1.53	0.003		
B4	1	1.49	0.004	-7.86	**
	2	1.51	0.006		

\*\*  $p < 0.01$

Tablo 8- Akrilik örneklerin su emilim miktarları ile ilgili istatistiksel değerlendirme sonuçları.



**Grafik 6-7-** Tablo 8'in görüntüleri.

Su emilim miktarını bulmak için yapılan ikili karşılaştırmalardan bağımlı t testi uygulanarak elde edilen sonuçlarda istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu ( $p < 0.01$ ) Tablo 8 ve Grafik 6-7'de gösterilmiştir.

## TARTIŞMA

Hareketli protezlerde, akrilik kaidelerin kırılmaları günümüzde hala sık rastlanan, hem zaman ve emek, hem de ekonomik kayba neden olan önemli bir sorundur. 1985 yılında İngiltere’de yapılan bir araştırmada, her yıl yaklaşık 5 milyon Pound’un üzerinde bir miktarın sadece kaide maddesi kırıklarının tamiri için harcandığı bildirilmektedir. Başka bir araştırmada ise, yine İngiltere’de yılda 700 bin adet protezin tamiri yapıldığı ve bunun bedelinin de 6,6 milyon Pound olduğu bildirilmiştir<sup>21,66</sup>.

İngiltere’de Dundee Dental Hospital Protez Bölümü kliniklerinde, nisan ayından ekim ayına kadar 6 aylık bir çalışma yapılmış ve yapılan hareketli protezler 3 yıllık bir takibe alınmıştır. 3 yılın sonunda, klinik hekimleri yapılan bu protezlerin % 86’sının kırıldığını tespit etmişlerdir<sup>29</sup>.

Yapılan çeşitli araştırmalar sonucunda protez kırık oranları dikkate alındığında, kaide maddelerinin dirençlerinin güçlendirilmesi gerekliliği ortak görüş olarak kabul edilmiştir<sup>26,29,55,57,58,59</sup>.

Akrilik rezinlerin fiziksel özellikleri arasında sayılan, su emilimi ve çözünürlük ise boyutsal değişiklik ve renklenme ile paralel seyreden oldukça önemli bir olaydır. Protez kaide rezinlerinin çok az miktarda su emmesi kaide plağında oluşabilecek büzölmelerin kompanze edilmesi açısından önemlidir<sup>33</sup>.

Yapılan araştırmalarda, sonuçların standardizasyonunu sağlamak açısından test örneklerinin şekli ve kalınlıklarının çok etkili olduğu bildirildiğinden araştırmamızda, ADA standartlarına uygun akrilik örnekler kullanıldı<sup>1,5,40,43</sup>.

Ayrıca 1985 yılında Crim<sup>14</sup> ve arkadaşları termal siklus tekniklerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, termal siklusa giren örneklerin girmeyenlere oranla daha az direnç gösterdiklerini bildirmişlerdir. Çalışmamızda, test örnekleri kırılma testine girmeden önce, ağız ortamındaki ısı değişikliklerini örneklere taşımak amacı ile termal siklusa tabi tutulmuştur.

Polimetil metakrilat rezinlerde, polimerizasyon işlemi sıklıkla ısı ile yapılmaktadır. Isı ile polimerizasyon teknikleri arasında konvansiyonel teknik ve enjeksiyon tekniği sayılabilir. Yapılan araştırma sonuçlarına göre, konvansiyonel teknik ile polimerize edilen akriliğın enjeksiyon ile polimerize edilenlere göre daha fazla su emilimi gösterdiği ve kuvvetlere daha dirençsiz olduğu bildirilmiştir, bu avantajları göz önüne alınarak çalışmamızda, ısı ile polimerizasyon tekniği olarak enjeksiyon tekniği seçilmiştir<sup>33,52</sup>.

Polimerizasyon teknikleri arasına son yıllarda katılan, mikrodalga enerjisi ile polimerize edilme işlemi ise halen araştırmaları süren bir tekniktir. Mikrodalga işleminin avantajları arasında işlem süresinin kısalığı ve kolaylığı, minimal renk değişikliği, suni diş ve kaidelerde daha az kırık ve iyi bir protez adaptasyonunun olduğunu araştırmacılar bildirmektedirler<sup>5,7,31,33,40,43,44,46,51,60</sup>. Bizim çalışmamızda da, ikinci teknik olarak mikrodalga enerjisi ile polimerizasyon tekniği tercih edilmiştir.

Akrilik rezinden yapılan bir protezin dayanıklılığı; bileşimine, hazırlanma tekniğine ve protezin tutulduğu ortama bağlı olarak büyük farklılıklar gösterebilir. Rezinin polimerizasyon şeklide çok önemlidir. Düşük polimerizasyon derecesi ve artık monomerden dolayı kendi kendine polimerize olan rezinlerin maksimal dayanıklılıkları, ısı ile polimerize olaninkinden çok daha düşük olduğu bildirilmiştir<sup>13,16,41,67</sup>. Bu nedenle çalışmamızın kapsamına otopolimerizan akrilikler alınmamıştır.

Rezinlerin dayanıklılığını arttırmak, son yıllarda bir çok araştırmacının ilgi alanına giren konulardan biri olmuştur. Daha dirençli bir rezin için bir çok teknik denenmiş ve çeşitli maddelerden yapılan güçlendirici fiberler ortaya çıkarılmıştır. Bu amaç ile kullanılan karbon, aramid ve polikarbonat fiberlerin rezinin fleksibilite ve kırılma direncini arttırdığı ancak koyu bir renge sahip olduğu için estetik problemlere neden olduğu belirtilmiştir<sup>47,48,65</sup>. Estetik olarak da uygun olabilecek cam ve kevlar fiberler ortaya çıkarılmış, ancak kevlar fiberlerin de koyu renginden dolayı non estetik olduğu ve intraoral çalışmalarda önerilmemektedir. Bu nedenlerle günümüzde, güçlendirici fiber olarak daha çok cam fiberler tercih edilmektedir. Bizim çalışmamızda da güçlendirme işlemi için, cam fiber kullanıldı. Stipho<sup>48</sup> 1998 yılında yaptığı araştırmada, rezin güçlendirmesinde kullanılacak cam fiber oranlarını karşılaştırmış sonuçta, % 1 oranında fiber ilavesinin % 48 oranında direnci arttırdığını, % 15 oranında fiber ilavesi yapıldığında ise direncin düştüğünü bildirmiştir. Bu araştırmaya dayanarak çalışmamızda, akrilik rezin içine % 1 oranında cam fiber ilave edilerek güçlendirilmesi tercih edilmiştir.

Bu bilgilerin ışığı altında çalışmamızda, ısı ve mikrodalga enerjisi ile polimerize olan iki farklı kaide rezinini cam fiber ile güçlendirerek bu materyallerin su emilim miktarlarını ve kırılma dirençlerini karşılaştırmalı olarak incelenmiştir.

Son yıllarda, akrilik rezinlerin performanslarını ve güçlerini arttırmaya yönelik çalışmalar yapılmaktadır. Direnç çalışmalarında, iki yaklaşımın söz konusu olduğu bildirilmiştir. Birincisi polimere lastik faz ilavesi ile çarpma direncini arttırmak (kimyasal), ikincisi rezinleri fiberler ile desteklemektir (mekanik)<sup>13,16,34,41</sup>.

Vallitu ve Lassila<sup>54</sup> yaptıkları çalışmada, akrilikleri karbon, cam ve aramid fiberler ile güçlendirerek, en fazla direnci karbon fiberin sağladığını ancak estetik nedenler ile önermediklerini, % 38 oranında direnç kazandıran cam fiberlerin ise kullanımda avantaj sağladığını bildirmişlerdir.

Vallittu<sup>56</sup> 1994 yılında yaptığı SEM çalışmasında, fiber ile güçlendirilen akrilik rezin ile cam lifi arasında komplike boşluklar tespit edememiş, liflerin düzenli sarmalı nedeniyle kırılmaya direncin artabileceğini bildirmiştir.

Guteridge<sup>28</sup> ise yaptığı çalışmada, % 1 den daha fazla ilave edilen fiberin akriliğin kimyasal yapısını etkilediğini ancak % 1 oranında uygulandığında cam fiber ilavesinin direnci arttırdığını bildirmiştir.

Bizim çalışmamız sonucunda, cam fiber ile güçlendirilmiş ve enjeksiyon tekniği ile polimerize edilen Shera MET MW 2000 (B2) akrilik örneklerinin kırılmaya en fazla dirençli olduğu gözlenmiştir. Fiber ile güçlendirilmemiş ve mikrodalga enerjisi ile polimerize olan Shera MET MW 2000 (B3) akrilik örnekleri en az dirence sahip oldukları görülmüştür (Tablo 2, Grafik 1). Polimerizasyon tekniği göz ardı edildiğinde bu araştırmacıların bulguları bizim bulgularımızı desteklemektedir.

Genellikle polimer rezinlerin kimyasal yapısı ara yüzde kuvvetli bağlar oluşturacak aktif kimyasal gruplar içerir. Eğer direnç artırıcı materyal yüzeyi, kullanılan rezine karşı kimyasal afiniteye sahip değilse, adezyonu artırıcı maddeler kullanılmalıdır. İşlem görmemiş fiber katılarak yapılan çalışmalarda, akriliğin homojen yapısının bozulduğu dolayısı ile zayıfladığı ileri sürülmüştür<sup>34</sup>. Bizim çalışmamızda, cam fiberli ve fibersiz QC - 20



akriliğinde, mikrodalga enerjisi (A1-A3) ile polimerizasyon tekniği karşılaştırıldığında, fiber uygulamasının istatistiksel olarak önemli bir artış olduğu, enjeksiyon tekniğinde (A2-A4) ise cam fiber ilavesinin kırılma direncini azalttığı tespit edilmiştir (Grafik 4). Çalışmamızda kullanılan fiber lifleri hiçbir işlemde geçirilmemiştir. Vallittu<sup>56</sup> da araştırma sonucunda, fiber lifler akrilik resin içine karıştırılmadan önce ısıtılırsa akrilik polimer yumakları içindeki büzüşmesi azaldığını, bu metot ile yeterli polimer matriksi oluşabileceğinden dayanıklılığın da artabileceğini belirtmiştir.

Cam fiber ile güçlendirilmiş ve güçlendirilmemiş farklı akriliklerde aynı teknik uygulandığında, (A1-B1, A2-B2, A3-B3, A4-B4) ortaya çıkan kırılma direnci farklılıkları karşılaştırıldığında, cam fiber ilavesi yapılmayan ve enjeksiyon tekniği uygulanan QC - 20 akrilik resin ile Shera MET MW 2000 0akrilik rezini arasındaki fark (A4-B4) istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Bunun dışında mikrodalga ile polimerize olanlar ve fiber ile güçlendirilen gruplar arasındaki farklar (A1-B1, A2-B2) istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ( $P < 0.001$ ) (Grafik 2, Tablo 3). Bazı araştırmacılar, maddelerin karakteristik özelliğinin mikrodalga ile korunduğunu, madde içine penetre olan dalga enerjisinin dielektrik kaybı sonucu ısı enerjisine dönüştüğünü bildirmişlerdir<sup>67</sup>. Buda göstermektedir maddenin yapısında herhangi bir farklılık yaratmamaktadır. Çalışmamızda, Shera MET MW 2000 akriliğinin su emilimi daha fazla olduğundan kırılma direncinin de arttığını, enjeksiyon tekniğinde ise, basınç söz konusu olduğundan bu teknikte daha iyi sonuç verdiğini düşünmekteyiz.

Bu konuda çalışma yapan Smith<sup>46</sup> ve arkadaşları, mikrodalga enerjisi ile polimerize ettikleri farklı tip akrilik resinlerin, darbe dirençleri üzerinde farklı etkiler gösterdiklerini, bazılarında direnci artırırken bazılarında ise düşürebileceğini bildirmişlerdir.

Levin, Reitz ve Sanders<sup>40</sup> yaptıkları çalışmada, yeni teknolojilerde yeni materyal ve metotlar kullanılması ve hazırlama metoduna uygun rezinler kullanılması gerektiğini, buna karşın mikrodalga ile polimerizasyon tekniği ile ilgili yapılan daha önceki çalışmaların da abartıldığını ve yanıltıcı olabileceğini, çünkü mikrodalga ile ilgili teknik bilgilerin halen eksik ve çoğu zaman çok objektif olmadığını bildirmişlerdir.

Çalışmamızda, mikrodalga için üretilen Shera MET MW 2000 akriliğinin enjeksiyon ile polimerizasyon tekniği uygulandığında daha güçlü olduğunu, ısı ile polimerizasyon için üretilen QC - 20 akriliğinin ise mikrodalga ile polimerize edildiğinde daha yüksek dirence sahip olduğunu göstermiştir (Grafik 2, Tablo 3). QC - 20 akriliği fiber ile güçlendirildiğinde (A1) enjeksiyon tekniğinde daha kırılman olduğu tespit edilmiştir. Mikrodalga enerjisi ile polimerizasyon tekniğinde (A2) ise direnç kazandığı görülmüştür.

Polimerizasyon tekniklerini karşılaştıran Levin<sup>40</sup> ve arkadaşları, ısı ve mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilikleri direnç yönünden karşılaştırmışlar. Sonuç olarak, her iki teknik arasında önemli bir fark olmadığını bildirmişlerdir. Reitz<sup>43</sup> ve arkadaşları, Wallace<sup>60</sup> ve arkadaşları, Truong ve Thomas<sup>51</sup> da benzer bir çalışma sonucunda, gruplar arasında önemli bir farka rastlamadıklarını bildirmişlerdir. Yukarıdaki çalışmaların hiç birinde ısıl döngü uygulaması yapılmamıştır.

Bizim çalışmamızda, fiber ile güçlendirilen QC - 20 (A1-A2) akriliğinin enjeksiyon ve mikrodalga tekniği ile polimerizasyonundan sonra ölçülen kırılma dirençleri arasında farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğu görülmüştür ( $p < 0.001$ ). Bu anlamlılık bize, QC - 20 akriliği fiber ile güçlendirildiğinde ve enjeksiyon tekniği ile polimerize edildiğinde direncinin azaldığını göstermiştir. Mikrodalga ile polimerize edildiğinde ise direncinin arttığı görülmüştür (Grafik 3, Tablo 4). Fiber ile güçlendirilmemiş QC - 20 akriliğinde ise enjeksiyon ve mikrodalga tekniği (A3-A4) arasında istatistiksel olarak bir fark gözlenmemiştir. Bu sonuç bize fiber ilavesinin polimerizasyon

teknikine göre olumlu yada olumsuz yönde etkili olabileceğini düşündürmektedir.

Shera MET MW 2000 (B1-B2), (B3-B4) akriliğinin enjeksiyon ve mikrodalga tekniği ile polimerizasyonundan sonra ölçülen kırılma dirençleri arasında farkın önemi değerlendirilmiş, istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ( $P < 0.001$ ). Yani Shera MET MW 2000 akriliğinde her iki teknikte de cam fiber ile güçlendirildiğinde direncinin arttığı görülmüştür. (Grafik 3, Tablo 4).

Çalışmamızda, en fazla su emilimi cam fiber ile güçlendirilmiş mikrodalga enerjisi ile polimerize olan Shera MET MW 2000 (B1) akriliğinde, en az su emilimi ise fiber ile güçlendirilmiş enjeksiyon tekniği ile polimerize edilen Shera MET MW 2000 (B2) akriliğinde olduğu gözlenmiştir.

1988 yılında Truong ve Thomasz<sup>51</sup> tarafından yapılan araştırmada, aynı tip akriliğin ısı ile polimerizasyonu ile mikrodalga ile polimerizasyonunu karşılaştırmışlar ve sonuç olarak, mikrodalga ile polimerize edilen akriliğin daha fazla su emilimi gösterdiğini bildirmişler. Bu çalışmanın sonuçları, bizim çalışmamızı desteklemektedir (Tablo 7). Bunun nedeni olarak mikrodalga işlemi sırasında uygulanan muflanın metal mufla gibi alçıyı tam tutamadığı ve gözenekli alçı yapısının su emilimini arttırdığı düşünülebilir. Çünkü aynı akriliğin metal muflada enjeksiyon ile polimerize edilmesi sonucunda su emilimi diğer tüm örneklerden daha az hale geldiği gözlenmiştir.

1996 yılında Karağaçlıoğlu ve Keskin<sup>33</sup> yaptıkları çalışmada, konvansiyonel yöntem, enjeksiyon yöntemi ve mikrodalga yöntemini karşılaştırmışlar. Her gruptan 50 mm. çapında 0.5 mm. kalınlığında 15 örnek hazırlamış ve örneklerin 24 saatlik su emilim miktarları karşılaştırılması sonucunda, mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akriliklerde daha az su emilimi olduğu bildirilmiştir. Oysa bizim çalışmamızda, fiber ilavesi yapılmayan tüm örneklerde ise su emilim miktarları aynı değerde

bulunmuştur (Tablo 7). Polimetil metakrilat uzun dönemde yavaş su emer. Su emilimi esas olarak rezin moleküllerinin polar özelliklerinden kaynaklanmaktadır<sup>67</sup>. Bu nedenle suda bekletilme süresi çalışmalar açısından önemlidir. Çalışmamızda örneklerimiz 17 gün distile suda bekletildikleri için, tüm örnekler arasında bulunan farkın eşitlendiğini, eğer çalışmamızda örnekler 24 saat bekletilmiş olsaydı sonuçların daha farklı olabileceğini düşünmekteyiz.

1994 yılında Ladizesky, Chow ve Cheng<sup>38</sup> ısı ile polimerizasyon tekniği kullanarak yaptıkları çalışmada, polietilen fiber ile güçlendirilmiş kaide rezinlerinin güçlendirilmemiş rezinlere göre % 25 daha az su emdiğini bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda, enjeksiyon tekniği kullanılan Shera MET MW 2000 (B1) akriliği dışında diğer tüm gruplarda cam fiber su emilimini arttırmıştır (Tablo 7). Fiber ilavesi ile alınan sonuçların farklı çıkmasında etkili olan nedenin polimerizasyon tekniğindeki farklılıklar olduğunu düşünmekteyiz.

Bulgularımız içinde, su emilimi en az olan örneğin cam fiber ile güçlendirilmiş mikrodalga enerjisi ile polimerize olan Shera MET MW 2000 (B2) akriliğinde olduğu gözlenmiştir. Bununla beraber fiber ile güçlendirilmiş ve enjeksiyon tekniği ile polimerize edilen Shera MET MW 2000 (B2) akrilik örneklerinin kırılmaya en dirençli olduğu da görülmüştür. Bu sonuç da bize göstermektedir ki su emilimi kırılma direnci üzerine ters orantılı olarak etkilidir. Truong ve Thomsz<sup>51</sup> 1988 yılında yaptıkları çalışma ve Chow ve Cheng<sup>38</sup> 1994 yılında yaptıkları çalışmaların sonuçları, bizim sonuçlarımızla paralellik göstermektedir.

Sonuç olarak yapılan invitro çalışmamızda, tüm örnekler ve testler ağız ortamını taklit etmeye çalışsa da tam olarak yansıtabilmesi mümkün değildir. Bu nedenle, böyle bir çalışmanın invivo olarak da yapılarak sonuçların desteklenmesi gerektiğine inanmaktayız.

## SONUÇLAR

1- Yapılan kırılma direnci testi sonucunda, istatistiksel olarak kırılmaya en dirençli örneğin fiber ile güçlendirilmiş ve enjeksiyon tekniği ile polimerize edilen Shera MET MW 2000 (B2) akrilik rezin örneklerinin olduğu belirlenmiştir.

2- Fiber ile güçlendirilmemiş ve mikrodalga enerjisi ile polimerize olan Shera MET MW 2000 (B3) akrilik rezin örnekleri istatistiksel olarak diğer örneklere göre en çabuk kırılan örnekler olduğu belirlenmiştir.

3- Fiber ile güçlendirilen ve güçlendirilmeyen QC - 20 akrilik rezini mikrodalgada daha yüksek dirence sahipken, fiber ile güçlendirilen Shera MET MW 2000 akrilik rezini enjeksiyon ile polimerizasyonda istatistiksel olarak daha direçli olduğu görülmüştür.

4- QC - 20 akriliği fiber ile güçlendirildiğinde ve enjeksiyon tekniği ile polimerize edildiğinde daha kırılğan hale geldiği Mikrodalga ile polimerize edildiğinde ise daha fazla kırılma direncinin olduğu istatistiksel olarak görülmüştür.

**5-** Shera MET MW 2000 akriliğinde ise, her iki teknikte de fiber ile güçlendirildiğinde kırılma direncinin istatistiksel olarak artığı görülmüştür.

**6-** Yapılan su emilim testi sonucunda en fazla su emilimi gösteren fiber ile güçlendirilmiş mikrodalga enerjisi ile polimerize olan Shera MET MW 2000 (B1) akrilik rezini olduğu istatistiksel olarak belirlenmiştir.

**7-** En az su emilimi ise fiber ile güçlendirilmiş enjeksiyon tekniği ile polimerize edilen Shera MET MW 2000 (B2) akrilik rezininde olduğu istatistiksel olarak gözlenmiştir.

**8-** Fiber ile güçlendirilmeyen tüm akrilik rezin örneklerinin su emilim miktarları arasında istatistiksel olarak fark olmadığı gözlenmiştir.

**9-** En fazla su emilimi gösteren fiber ile güçlendirilmiş mikrodalga enerjisi ile polimerize olan Shera MET MW 2000 (B1) akriliğinin, kırılma direncinin diğer örneklerle göre düşük olduğu istatistiksel olarak gözlenmiştir. Yani su emilimi kırılma direncine etki etmektedir.

## ÖZET

Akrilik rezin protezlerin kırılması klinikte en sık rastlanan problemlerden biridir. Bu problemi gidermek ve akriliklerin mekanik özelliklerini daha iyi bir düzeye getirmek amacıyla kopolimerizasyon, çapraz bağlantılar, cam fibrillerle kuvvetlendirme, karbon, aramid, kevlar, polikarbonat fibriller ve metallerle güçlendirme gibi yöntemler denenmiştir.

Bu çalışmada, iki farklı akrilik kaide materyalinin cam fiber ile güçlendirilerek ve güçlendirilmeden, ısı ve mikrodalga enerjisi ile polimerize edilerek, kırılma direnci ve su emilim miktarı karşılaştırıldı.

Kırılma direncini ölçmek amacıyla, ısı ile (QC – 20 AD international Limited DE TREY Division Weybridg. Surrey England.) ve mikrodalga enerjisi ile (Shera-MET MW 2000 Dental–Werkstoffe EspohlstraBe 53 D-49448 Lemförde) polimerize olan akrilik kaide rezinlerinden 65 x 10 x 2.5 mm. boyutlarında 160 adet test örneği hazırlandı.

Isı ile polimerize olan akrilik kaide rezininden hazırlanan 80 adet test örneğinden (A);

**A1-** 20 tanesi fiber ile güçlendirilerek mikrodalga enerjisi ile polimerize edildi.

**A2-** 20 tanesi fiber ile güçlendirilerek enjeksiyon yöntemi ile polimerize edildi.

**A3-** 20 tanesi mikrodalga enerjisi ile polimerize edildi.

**A4-** 20 tanesi enjeksiyon yöntemi ile polimerize edildi.

Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik kaide rezininden hazırlanan 80 adet test örneğinden (B);

**B1-** 20 tanesi fiber ile güçlendirilerek mikrodalga enerjisi ile polimerize edildi.

**B2-** 20 tanesi fiber ile güçlendirilerek enjeksiyon yöntemi ile polimerize edildi.

**B3-** 20 tanesi mikrodalga enerjisi ile polimerize edildi.

**B4-** 20 tanesi enjeksiyon yöntemi ile polimerize edildi.

Fiber ile güçlendirme, % 1 oranında cam fiber ilavesi ile yapıldı.

Bu yöntemler ile polimerize edilen örneklere 10.000 kez 4 °C-60 °C'lik ısıl döngü uygulandı. Daha sonra Testometric Micro 500 (Tensile Testing Machine Testometric / England) (0 kg - 3000 kg) cihazında 1mm / dk. hızla kırılma direnci testi uygulandı.

Su emilimi miktarının ölçümleri için her gruptan 50 mm. çapında 0.5mm kalınlığında 10 disk örnek olmak üzere, toplam 80 adet disk örnek hazırlandı. Örnekler, dijital mikrometre ile tartılarak ağırlıkları kaydedildi. Distile suda ağzı kapalı bir kapta etüvde 37 °C'de 17 gün bekletildikten sonra tekrar tartılarak ağırlıkları kaydedildi.



Çalışmamız sonucunda:

Kırılmaya en dirençli örneğin cam fiber ile güçlendirilmiş ve enjeksiyon yöntemi ile polimerize edilen Shera MET MW 2000 (B2) akrilik örneklerinin olduğu belirlenmiştir. Cam fiber ile güçlendirilmemiş ve mikrodalga enerjisi ile polimerize olan Shera MET MW 2000 (B3) akrilik örnekler ise diğerlerine göre en çabuk kırılan örneklerdir. En fazla su emilimi gösteren cam fiber ile güçlendirilmiş mikrodalga enerjisi ile polimerize olan Shera MET MW 2000 (B1) akrilik örneklerinin, kırılma direncinin diğer gruplara göre düşük olduğu gözlenmiştir.

QC - 20 akriliği fiber ile güçlendirildiğinde ve enjeksiyon tekniği ile polimerize edildiğinde, mikrodalga ile polimerize edildiğinden daha fazla kırılma direnci gösterdiği gözlenmiştir.

En fazla su emilimi cam fiber ile güçlendirilmiş mikrodalga enerjisi ile polimerize olan Shera MET MW 2000 (B1) akriliğinde olduğu gözlendi. En az su emilimi ise cam fiber ile güçlendirilmiş enjeksiyon yöntemi ile polimerize edilen Shera MET MW 2000 (B2) akriliğinde gözlenmiştir.

Sonuç olarak, su emilimi kırılma direncini etkilemektedir. Ancak cam fiberin güçlendirme etkisi her iki maddede (QC - 20, Shera MET MW 2000), mikrodalga ve enjeksiyon polimerizasyon tekniğinde de aynı değerleri vermediği gözlenmiştir.

## **SUMMARY**

The fracture of acrylic resin dentures is one of the common clinical problems. Copolymerization, cross-links, reinforced with glass fibers, carbon, aramid, polycarbonate fibrils and reinforced with metals have been tested to solve this problem and to improve the mechanical properties of dental acrylics

In this study, resistance of fracture and amount of water sorption of two different acrylic base resins, reinforced with glass-fibers and without, polymerized with heat and microwave energy were compared.

To measure the resistance of fracture, 160 test specimens were prepared with heat cure acrylic resin (QC – 20 AD international Limited DE TREY Division Weybridg. Surrey England.) and microwave cure acrylic resin (Shera MET MW 2000 Dental–Werkstoffe EspohlstraBe 53 D-49448 Lemförde) with dimensions of 65 x 10 x 2.5 mm.

From 80 test specimens fabricated from heat-polymerizing acrylic resin(A);

**A1-** 20 specimens were reinforced with fiber and polymerized with microwave energy.

**A2-** 20 specimens were reinforced with fiber and polymerized with injection technique.

**A3-** 20 specimens were polymerized with microwave energy without fiber.

**A4-** 20 specimens were polymerized with injection technique without fiber.

From 80 test specimens were fabricated from microwave polymerizing acrylic resin (B);

**B1-** 20 specimens were reinforced with fiber and polymerized with microwave energy.

**B2-** 20 specimens were reinforced with fiber and polymerized with injection technique.

**B3-** 20 specimens were polymerized with microwave energy without fiber.

**B4-** 20 specimens were polymerized with injection technique without fiber.

Fiber reinforcement was made with % 1 glass-fiber adding.

All samples polymerized with those methods were carry-out thermocycling 10000 times between 4 °C – 60 °C for 10 seconds. Than fracture test were performed with Testometric Micro 500 (Tensile Testing Machine Testometric / England) (0 kg- 3000 kg.) with 1 mm/min. speed.

Ten disk specimens with 50mm diameter and 0.5 mm. thickness of all groups with a total of 80 disk specimens were prepared for water-sorption measurements. The test specimens were weighed on digital micrometer and results were recorded. The specimens were stored at a closed box for 17 days and weighed again.

According to our findings;

It was found that Shera MET MW 2000 polymerized with injection and reinforced with fiber was the most resistance to fracture. Thus, Shera MET MW 2000 polymerized with microwave and without fiber reinforced was fractured earliest according to the other groups. Shera MET MW 2000 polymerized with microwave and without fiber reinforced that showed the most water sorption was the least resistance to fracture.

QC - 20 acrylic resin polymerized with injection and reinforced with fiber showed more resistance to fracture than polymerized with microwave energy and reinforced with fiber.

The most water sorption was found at Shera MET MW 2000 polymerized with microwave and without fiber reinforced (B1). The least water sorption was found at Shera MET MW 2000, polymerized with microwave and reinforced with fiber.

That is water sorption effects fracture resistance. But the effect of fiber reinforcement was the same at both material and polymerization technique.

## **KAYNAKLAR**

- 1- ADA: Guide to dental materials and devices. 6<sup>th</sup> ed. 1972-1973.
- 2- Al Doori D, Hugget R, Bates JF, Brooks SC. A comparison of denture base acrylic resins polymerised by conventional water Bath curing systems. Dent. Mater. 1988; 4: 25-29.
- 3- Arena CA, Evans DB, Hilton TJ. A comparison of bond strengths among chairside hard relene materials. J. Prosthet. Dent. 1993; 70: 126-131.
- 4- Bafile M, Graser GN, Myers ML, Li EKH. Porosity of denture resin cured by microwave energy. J. Prosthet. Dent. 1991; 66: 269-272.
- 5- Bafile M, Graser GN, Myers ML. Porosity of denture resin cured by microwave energy. J. Prosthet. Dent. 1991; 66: 269-274.
- 6- Barron DJ, Schuster GS, Caughman GB, Lefebvre CA. Biocompatibility of visible light-polymerized denture base resins. Int. J. Prosthodont. 1993; 6: 495-501.
- 7- Baysan A, Whiley R, Wright PS. Use of microwave energy to disinfect a long-term soft lining material contaminated with candida albicans or staphylococcus aureus. J. Prosthet. Dent. 1998; 79: 454-458.

- 8- Boberick KG, McCool J. Dimensional stability of record bases fabricated from light-polymerized composite using two methods. *J. Prosthet. Dent.* 1998; 79: 399-403.
- 9- Braden M, Davy KWM, Parker S, Ladizesky NH, Ward IM. Denture base poly(methyl methacrylate) reinforced with ultra-high modulus polyethylene fibres. *Dental mater.* 1988; 164: 109.
- 10- Bunch J, Johnson GH, Brudvik JS. Evaluation of hard direct relining resins. *J. Prosthet. Dent.* 1987; 57: 512-519.
- 11- Carroll CE, Fraunhofer JA. Wire reinforcement of acrylic resin prostheses. *J. Prosthet. Dent.* 1984; 52: 639-641.
- 12- Chai J, Takahashi Y, Kawaguchi M. The flexural strengths of denture base acrylic resins after relining with a visible-light activated material. *Int. J. Prosthodont.* 1998; 11: 121-124.
- 13- Craig RG, O'Brien WJ, Powers JM. *Dental Materials, Properties and Manipulation* Mosby-Year Book, Inc. Missouri, United States of America 1992.
- 14- Crim GA, Swartz ML, Phillips RW. Comparison of four thermocycling techniques. *J. Prosthet. Dent.* 1985; 53: 50-52.
- 15- Cucci ALM, Vergani CE, Giampaolo ET, Afonso MCFS. Water sorption, solubility, and bond strength of two autopolymerizing acrylic resins and one heat-polymerizing acrylic resins. *J. Prosthet. Dent.* 1998; 80: 434-438.
- 16- Çalikkocaoğlu S. Tam Protezler. Protez akademisi ve gnatoloji derneği 2. Bilimsel yayını, cilt 2. Teknografik matbaacılık. 3. Baskı İstanbul 1998.
- 17- Dar-Odeh NS, Harrison A, Abu-Hammad O. An evaluation of self-cured and visible light-cured denture base materials when used as a denture base repair material. *J. Oral rehabil.* 1997; 24: 755-760.
- 18- Davis DR, Curtis DA, White JM. Microwave irradiation of contaminated dental casts. *Quintessence Int.* 1989; 20: 583-586.

- 19- De Clerck JP. Microwave polymerization of acrylic resins used in dental prostheses. *J. Prosthet. Dent.* 1987; 57: 650-654.
- 20- DeBoer J, Vermilyea SG, Brady RE. The effect of carbon fiber orientation on the fatigue resistance and bending properties of two denture resins. *J. Prosthet. Dent.* 1984; 51: 119-121.
- 21- Dental estimates board annual report 1985, Appendix H. P 5. (Kaynak 28'den alınmıştır.)
- 22- Dixon DL, Breeding LC, Ekstrand KG. Linear dimensional variability of three denture base resins after processing and in water storage. *J. Prosthet. Dent.* 1992; 67: 196-200.
- 23- Dixon DL, Breeding LC. The transverse strengths of three denture base resins reinforced with polyethylene fibers. *J. Prosthet. Dent.* 1992; 67: 417-419.
- 24- Dixon DL, Ekstrand KG, Breeding LC. The transverse strengths of three denture base resins. *J. Prosthet. Dent.* 1991; 66: 510-513.
- 25- Friskopp J, Blomlöf L, Söder PO. Fiber glass splints. *J. Periodonto.* 1979; 50: 193-196.
- 26- Friskopp J, Blomlof L. Intermediate fiberglass splints *J. Prosthet. Dent.* 1984; 51: 334-337.
- 27- Gutteridge DL. Reinforcement of poly(methyl methacrylate) with ultra-high-modulus polyethylene fibre. *J. Dent.* 1992; 20: 50-54.
- 28- Gutteridge DL. The effect of including ultra-high-modulus polyethylene fibre on the impact strength of acrylic resin. *Dental mater.* 1988; 164: 177-180.
- 29- Hargreaves AS. The prevalence of fractured dentures. *Brit. Dent. journal.* 1969; 20: 451-455.
- 30- Harrison WM, Stansbury BE. The effect of joint surface contours on the transverse strength of repaired acrylic resin. *J. Prosthet. Dent.* 1970; 23: 464-475.

- 31- İlbaş SG, Güvener S, Alkumru HN. Processing dentures using a microwave technique. *J. Oral Rehabil.* 1994; 21: 103-109.
- 32- İlbaş SG. Mikrodalga enerjisinin dental teknolojide uygulama alanları. *Selçuk Üniv. Diş Hek. Fak. dergisi.* 1992; 2 (1): 71-77.
- 33- Karaağaçlıoğlu L, Keskin Y. Farklı protez kaide materyallerinin su emilimi ve çözünürlük özelliklerinin incelenmesi. *Ankara Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.* 1996; 23 (1): 93-96.
- 34- Karacaer Ö. Fiber ilave edilen pmma'ların değerlendirilmesi. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.* 1998; 8 (2): 96-98.
- 35- Kelly EK. Flexure fatigue resistance of heat-curing and cold-curing polymethyl methacrylate. *JADA.* 1967; 74: 1273-1276.
- 36- Kesercioğlu A, Öztürk B, Artunç C, Cura C. SR-ivocap sistemi ile protez akrilik kaide plaklarının yapım tekniği. *Ege Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.* 1991; 12: 42-48.
- 37- Ladizesky NH, Ward IM. A study of the adhesion of drawn polyethylene fibre/polymeric resin systems. *J. Materials science* 1983; 18: 533-544.
- 38- Ladizesky NH, Chow TW, Cheng Y. Denture base reinforcement using woven polyethylene fiber. *Int. J. Prosthodont.* 1994; 7: 307-314.
- 39- Larson WR, Dixon DL, Aquilino SA, Clancy JMS. The effect of carbon graphite fiber reinforcement on the strength of provisional crown and fixed partial denture resins. *J. Prosthet. Dent.* 1991; 66: 816-820.
- 40- Levin B, Sanders JL, Reitz PV. The use microwave energy for processing acrylic resins. *J. Prosthet. Dent.* 1989; 61: 381-383.
- 41- McCabe JF. *Applied Dental Materials.* Seventh edition. Mass publishing CO, Blackwell scientific publications Osney Mead, Oxford, OX2 0EL 1994.



- 42- Miettinen VM, Vallittu PK. Water sorption and solubility of glass fiber-reinforced denture polymethyl methacrylate resin. *J. Prosthet. Dent.* 1996; 76: 531-534.
- 43- Reitz PV, Sanders JL, Levin B. The curing of denture acrylic resins by microwave energy. Physical properties. *Quint. Int.* 1985; 8: 547-551.
- 44- Sanders JL, Levin B, Reitz PV. Porosity in denture acrylic resins cured by microwave energy. *Quint. Int.* 1987; 18: 453-456.
- 45- Sehajpal SB, Sood VK. Effect of metal fillers on some physical properties of acrylic resin. *J. Prosthet. Dent.* 1989; 61: 746-751.
- 46- Smith LT, Powers JM, Ladd D. Mechanical properties of new denture resins polymerized by visible light, heat and microwave energy. *Int. J. Prosthodontics.* 1992; 5: 315-320.
- 47- Solnit GS. The effect of methyl methacrylate reinforcement with silane-treated and untreated glass fibers. *J. Prosthet. Dent.* 1991; 66: 310-314.
- 48- Stipho HD. Repair of acrylic resin denture base reinforced with glass fiber. *J. Prosthet. Dent.* 1998; 80: 546-550.
- 49- Takahashi Y, Chai J, Kawaguchi M. Effect of water sorbtion on the resistance to plastic deformation of a denture base material relined with four different denturereline materials. *Int. J. Prosthodontics.* 1998; 11: 49-54.
- 50- Takahashi Y, Kawaguchi M, Chai J. Flexural strength at the proportional limit of a denture base material relined with four different denture reline materials. *Int. J. Prosthodont.* 1997; 10: 508-512.
- 51- Truong VT, Thomasz FGV. Comparison of denture acrylic resins cured by boiling watwe and microwave energy. *Australian Dent. J.* 1988; 33: 201-204.
- 52- Uzun G, Hersek N, Tinçer T. Effect five women fiber reinforcements on the impact and transverse strength of a denture base resin. *J. Prosthet. Dent.* 1999; 81: 616-620.

- 53- Vallittu PK, Lassila VP, Lappalainen R. Wetting the repair surface with methyl methacrylate affect the transverse strength of repaired heat-polymerized resin. *J. Prosthet. Dent.* 1994; 72: 639-643.
- 54- Vallittu PK, Lassila VP. Reinforcement of acrylic resin denture base material with metal or fibre strengtheners. *J. Oral Rehabil.* 1992; 19: 225-230.
- 55- Vallittu PK, Lassila VP, Lappalainen R. Acrylic resin-fiber composite-part I: The effect of fiber concentration on fracture resistance. *J. Prosthet. Dent.* 1994; 71: 607-612.
- 56- Vallittu PK. Acrylic resin-fiber composite-part II: The effect of polymerization shrinkage of polymethyl methacrylate applied to fiber roving on transverse strength. *J. Prosthet. Dent.* 1994; 71: 613-617.
- 57- Vallittu PK. Dimensional accuracy and stability of polymethyl methacrylate reinforced with metal wire or with continuous glass fiber. *J. Prosthet. Dent.* 1996; 75: 617-621.
- 58- Vallittu PK. Flexural properties of acrylic resin polymers reinforced with unidirectional and woven glass fibers. *J. Prosthet. Dent.* 1999; 81: 318-326.
- 59- Vallittu PK. The effect of glass fiber reinforcement on the fracture resistance of a provisional fixed partial denture. *J. Prosthet. Dent.* 1998; 79: 125-130.
- 60- Wallace PW, Graser GN, Myers ML, Proskin HM. Dimensional accuracy of denture resin cured by microwave energy. *J. Prosthet. Dent.* 1991; 66: 403-409.
- 61- Ward JE, Moon PC, Levine RA, Behrendt CL. Effect of repair surface design, repair material, and processing method on the transverse strength of repaired acrylic denture resin. *J. Prosthet. Dent.* 1992; 67: 815-820.
- 62- Wendt SL, Mc Innes PM, Dickinson GL. The effect of thermocycling in microleakage analysis. *Dent. Mater.* 1992; 8: 181-185.

- 63- Williamson DL, Boyer DB, Aquilino SA, Leary JM: Effect of polyethylene fiber reinforcement on the strength of denture base resins polymerized by microwave energy. J. Prosthet. Dent. 1994; 72: 635-638.
- 64- Wolfaardt JF, Dent M, Cleaton-Jones P, Fatti P. The occurrence of porosity in a heat-cured poly (methyl methacrylate) denture base resin. J. Prosthet. Dent. 1986; 55: 393-400.
- 65- Yazdanie N, Mahood M. Carbon fiber acrylic resin compozite: An investigation of trasverse strength. J. Prosthet. Dent. 1985; 54: 543-547.
- 66- Yunus N, Harrison A, Huggett R. Effect of microwave irriddation on the flexural strength and residual monomer levels of an acyrllic resin repair material. J. Oral rehabil. 1994;21:641-648.
- 67- Zaimoglu A, Can G, Ersoy AE, Aksu L. Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi. Ankara Üniv. Diş Hek. Fak. yayınları. yayın no: 17 Ankara Üniv. Basımevi Ankara 1993.