

T.C.  
İstanbul Üniversitesi  
Sağlık Bilimleri Enstitüsü  
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı  
Danışman: Prof.Dr. Mehmet S. Beyli

111606

**PROTEZ KAİDE MADDESİ OLARAK  
KULLANILAN AKRİLİKLERİN YAPAY PLASTİK  
DİŞLERE BAĞLANMA DAYANIMI**

**MUZAFFER ATEŞ  
DİŞ HEKİMİ**

**Diş Hekimliği Doktoru  
(Dr.Med.Dent.)  
Ünvanı kazanmak için  
İstanbul Üniversitesi  
Diş Hekimliği Fakültesinde  
sunulan**

**T.C. YÜKSEKÖĞRETİM BAKANLIĞI  
TEZ MERKEZİ**

**DOKTORA TEZİ**

111606

**İstanbul - 1993**

*Her konuda bana büyük destek olan kıymetli Hocam Sayın Prof.Dr.Mehmet S.Beyli'ye ve kürsümüzün diğer değerli hocalarına;*

*Deneysel çalışmaları yaptığım İstanbul Üniversitesi Teknik Bilimler Meslek Yüksekokulu yöneticilerine ve özellikle örneklerimin hazırlanmasında büyük emeği geçen teknisyen Mustafa Dal'a;*

*Tezimin istatistiksel incelemelerini yönlendiren İ.Ü. İstanbul Tıp Fakültesi, Toplum ve Halk Sağlığı öğretim üyesi Sayın Doç.Dr.Ryan Dişçi'ye;*

*Çalışmalarım boyunca benden desteğini esirgemeyen sevgili eşim Serpil'e;*

*Teşekkür ederim.*

# İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÇİZELGELERİN LİSTESİ .....	iv
ŞEKİLLERİN LİSTESİ .....	v
RESİMLERİN LİSTESİ .....	vii
<b>1. GİRİŞ .....</b>	<b>1</b>
<b>2. GENEL BİLGİLER .....</b>	<b>3</b>
2.1. Akrilik reçine hakkında genel bilgiler .....	3
2.1.1. Reçinelerin sınıflandırılması .....	3
2.1.2. Polimerin yapısı .....	5
2.1.3. Polimerizasyon.....	6
2.1.4. Protez kaide akrilikleri .....	10
2.1.4.1. Toz .....	11
2.1.4.2. Likit .....	11
2.1.4.3. Sıvı akrilikler .....	12
2.1.4.4. VLC .....	13
2.1.5. Polimerlerin mekanik özellikleri .....	13
2.1.6. Araştırmamızda kullandığımız protez kaide akrilikleri hakkında genel bilgiler .....	20
2.1.6.1. Meliodent .....	20
2.1.6.2. Lucitone 199 .....	20
2.1.6.3. Acron -MC .....	23

2.1.6.3.1. Mikrodalga fırınında akrilik reçinenin polimerizasyonu .....	26
2.1.6.3.2. Fiziksel ölçümler .....	30
2.1.6.3.3. Mikrodalga enerjisi ile sterilizasyon .....	30
2.1.6.3.4. Mikrodalga enerjisinin dişhekimliğinde kullanılması .....	31
2.1.6.3.5. Mikrodalga enerjisinin biyolojik etkileri .....	32
2.2. Yapay dişler .....	33
2.2.1. Porselen yapay dişler .....	34
2.2.2. Akrilik yapay dişler .....	35
2.2.3. Yapay akrilik dişlerin yapım metodları .....	41
2.3. Polimerlerin bağlanma mekanizmaları .....	44
2.4. Konuyla ilgili çalışmalar .....	51
3. AMAÇ .....	65
4. GEREÇ VE YÖNTEM .....	66
4.1. Araştırmamızda kullanılan akrilik kaide maddeleri .....	66
4.1.1. Meliodent .....	67
4.1.2. Lucitone 199 .....	68
4.1.3. Acron-MC .....	69
4.1.3.1. Mikrodalga fırını .....	70
4.1.3.2. Mikrodalga fırınında kullanılan mufla .....	73
4.2. Yapay dişlerin hazırlanması .....	74
4.3. Örneklerin hazırlanması .....	76
4.4. Örneklerin test edilmesi .....	81

	<b>Sayfa</b>
<b>5. BULGULAR</b> .....	83
<b>6.TARTIŞMA</b> .....	105
<b>7. SONUÇLAR</b> .....	115
<b>8. ÖZET</b> .....	117
<b>9. SUMMARY</b> .....	119
<b>10. KAYNAKLAR</b> .....	120
<b>11. ÖZGEÇMİŞ</b> .....	132



# ÇİZELGELERİN LİSTESİ

	<b>Sayfa</b>
<b>Çizelge 1</b> : Protez kaide akriliklerinin sınıflandırılması .....	10
<b>Çizelge 2</b> : Protez kaide akrilikleri .....	10
<b>Çizelge 3</b> : Sıcak akrilik kaide maddelerinin özellikleri .....	19
<b>Çizelge 4</b> : Akrilik plastik dişlerin bazı mekanik özellikleri .....	36
<b>Çizelge 5</b> : Plastik dişlerin diğer maddelerle kıyaslanması .....	37
<b>Çizelge 6</b> : Akrilik ve porselen yapay dişlerin bazı özellikleri .....	38
<b>Çizelge 7</b> : Araştırmamızda kullanılan akrilik reçineler .....	66
<b>Çizelge 8</b> : Grupların kg/cm <sup>2</sup> olarak ortalama değerleri .....	87
<b>Çizelge 9</b> : Grupların KN olarak ortalamaları, standart sapmaları ve örnek sayıları .....	88
<b>Çizelge 10</b> : Anlamlılık tablosu .....	89
<b>Çizelge 11</b> : MOa grubunun sonuçları .....	92
<b>Çizelge 12</b> : MOb grubunun sonuçları .....	93
<b>Çizelge 13</b> : LOa grubunun sonuçları .....	94
<b>Çizelge 14</b> : LOb grubunun sonuçları .....	95
<b>Çizelge 15</b> : AOa grubunun sonuçları .....	97
<b>Çizelge 16</b> : AOb grubunun sonuçları .....	98
<b>Çizelge 17</b> : Mİa grubunun sonuçları .....	99
<b>Çizelge 18</b> : Mİb grubunun sonuçları .....	100
<b>Çizelge 19</b> : Lİa grubunun sonuçları .....	101
<b>Çizelge 20</b> : Lİb grubunun sonuçları .....	102
<b>Çizelge 21</b> : Aİa grubunun sonuçları .....	103
<b>Çizelge 22</b> : Aİb grubunun sonuçları .....	104

# ŞEKİLLERİN LİSTESİ

	Sayfa
Şekil 1 : Termoplastikler için çekme-uzama eğrisi .....	14
Şekil 2 : Genel olarak plastiklerin çekme-uzama eğrileri.....	16
Şekil 3 : Polistirenin farklı sıcaklıklarda çekme-uzama eğrileri.....	16
Şekil 4 : İki termoplastik için sıkıştırma-uzama eğrisi .....	17
Şekil 5 : Çeşitli plastiklerin çarpma direncine sıcaklığın etkisi .....	18
Şekil 6 : Elektromanyetik spektrumda mikrodalganın yeri .....	24
Şekil 7 : Mikrodalga fırınında ısı üretilmesi .....	26
Şekil 8 : Yapay porselen diş kesiti .....	34
Şekil 9 : Ekstruder .....	42
Şekil 10 : Enjeksiyon kalıplama .....	43
Şekil 11 : İki atomun şematik şekli .....	45
Şekil 12 : Atomlar arası boşlukla, atomlar arası kuvvetler arasındaki ilişki .....	45
Şekil 13 : Mikromekanik bağlanmayla, kimyasal bağlanma arasındaki farkın şematik görünümü .....	46
Şekil 14 : Temas açısı .....	49
Şekil 15 : Monolitik ve multilitik akrilik yapay dişlerin kesiti .....	62
Şekil 16 : Mikrodalga fırınının şematik görünümü .....	72
Şekil 17 : Metal çubuk boyutları .....	76
Şekil 18 : Örneğin mufladan çıkmış halindeki boyutları .....	79
Şekil 19 : Örneğin son boyutları .....	81
Şekil 20 : Aşındırılmış ve aşındırılmamış dişler arasındaki farkın grafik olarak görünümü .....	90

# RESİMLERİN LİSTESİ

	Sayfa
<b>Resim 1</b> : Meliodent akrilik reçinesi .....	67
<b>Resim 2</b> : Lucitone 199 akrilik reçinesi .....	68
<b>Resim 3</b> : Acron-MC akrilik reçinesi .....	70
<b>Resim 4</b> : Mikrodalga fırını .....	71
<b>Resim 5</b> : Mikrodalga fırını ve muflası .....	71
<b>Resim 6</b> : Mikrodalga muflası (FRP) ve polikarbon ve vidaları .....	74
<b>Resim 7</b> : Dişlerin üreticiden alındığı durumdaki görünümü .....	75
<b>Resim 8</b> : Dişlerin bilgisayarlı tornada aşındırılması .....	76
<b>Resim 9</b> : Metal çubukların mufladaki görünümü .....	77
<b>Resim 10</b> : Akrilik tepilirken örneklerin mufladan görünümü .....	78
<b>Resim 11</b> : C.N.C. torna .....	79
<b>Resim 12</b> : C.N.C. tornada örneğin hazırlanması .....	80
<b>Resim 13</b> : Örneğin son hali .....	80
<b>Resim 14</b> : Polimerizasyonda kullanılan pirinç muflalar ve yaylı bit .....	81
<b>Resim 15</b> : Instron test makinası .....	82
<b>Resim 16</b> : Örneğin Instrona bağlanması .....	82
<b>Resim 17</b> : Örneklerin kopma yüzeyi .....	83
<b>Resim 18</b> : Aşındırılmayan örneklerdeki kopma yüzeyleri .....	85
<b>Resim 19</b> : Aşındırılan örneklerdeki kopma yüzeyleri .....	86



# 1. GİRİŞ

Akrilik yapay dişler bütün dünyada ve ülkemizde en çok kullanılan protez dişidir. Porselen dişlere göre tercih edilmesinin önemli bir sebebi de akrilik kaide maddesine bağlanma şeklidir. Akrilik dişlerin protez kaide maddesine kimyasal yolla bağlandığı kabul edilmesine rağmen dişin akrilikten ayrılması oldukça sık görülen bir durumdur. Bu problemin en büyük nedeni hatalı laboratuvar işlemleridir. Mum artıklarının iyi temizlenmemesi, çeşitli izolan maddelerin dişin kret yüzüne bulaşması en sık görülen hatalardır. Fakat bütün laboratuvar kurallarına uyulsa bile dişin akrilik kaideden ayrılması yine de görülmektedir. Bu durumun muhtemel sebepleri olarak dişin kret yüzünün şekli ve çok fazla çapraz bağlantılı olması veya kullanılan akrilik kaide maddesinin tipi sayılabilir.

Tamirler diş hekimliğinde önemli bir sorundur. İngiltere'de Ulusal Sağlık Servisinin bildirdiğine göre 1979 yılında tamir için yapılan harcam 200.000. Sterlin'dir. Fakat 1989 - 1990 yılında ise bu harcama 6.6 milyon Sterlin'e ulaşmıştır.

Toplam tamirlerin yaklaşık %22'sinin diş düşmesi şeklinde olduğu tahmin edilmektedir. Türkiye'de bu konuda yapılan bir araştırma

olmadığından bu sorunun ülkemizdeki maliyeti bilinmemektedir. Ancak, Fakültemizin Total-Parsiyel Bilim Dalı'na günde ortalama 4-5 hastanın tamir nedeniyle müracaat ettiği ve bunların yaklaşık 2'sinin dış düşmesi şeklinde olduğu dikkate alınırsa bu oranın ülkemizde daha da yüksek olduğu düşünülebilir.

Sorunun giderilmesi amacıyla dişin kret yüzünün aşındırılması, çeşitli şekillerde retansiyon oluklarının açılması veya değişik solüsyonlar kullanılmasının etkisi tartışmalıdır. Retansiyon oluklarının faydalı olduğu kabul edilse bile bu durum streslerin bu bölgede toplanmasına ve daha çabuk kırılmalara sebep olmaktadır.

Çok değişik maddelerin kullanılması ve bağlanma yüzeyini etkileyen birçok faktör olması nedeniyle araştırmalarda değişik sonuçlar elde edilmiştir.

Araştırmamızla bu tartışmalı konuya belli bir ölçüde de olsa açıklık getirmeye çalıştık.

## **2. GENEL BİLGİLER**

### **2.1. Akrilik reçine hakkında genel bilgiler.**

1937 yılından itibaren plastik endüstrisindeki hızlı gelişme sonucu birçok yeni plastikler bulunmuştur (24,36,65). Plastikler yüksek molekül ağırlıklı polimerlerden oluşmuş kompleks yapılardır (49,65). Plastiklerin genel bir tanımını yapmak oldukça zordur. Yapılan bir tanımlama bir plastik maddeyi tüm özellikleriyle içerdiği gibi başka bir plastik maddeyi kapsamayabilir. Plastikler normal sıcaklıkta katı halde bulunan, basınç ve sıcaklıkla mekanik veya kimyasal yolla şekillendirilebilen ve kalıplanabilen organik polimerik maddeler olarak tanımlanırlar (24,49,65).

#### **2.1.1. Reçinelerin sınıflandırılması**

Polimerlerden oluşan reçineler, polimerlerin farklı kimyasal yapılarından dolayı farklı fiziksel özellikler gösterirler ve bu özelliklerinden dolayı da sınıflandırılırlar. Isı ve basınç altında şekillendirilme ve şekillendirildikten sonra reçinenin gösterdiği özellik maddeyi tanımda

kolaylıklar sağlamaktadır. Bu tanımlamadan hareketle reçineler iki ana sınıfta toplanırlar (24,36,49,65).

- 1) Termoplastikler
- 2) Termosetler

Termoplastikler ısı ve basınç altında plastik özelliklerini daima korurlar. Isı ve basınç altında defalarca değişik şekiller vermek mümkündür. Bu tip reçinede kimyasal bir değişim olmaz, atom veya atom grupları iplik yumağı gibi birbirine karışmış biçimdedir. Bu atomlar kuvvet uygulandığında birbirine yaklaşırlar, kuvvetin kaldırılması halinde tekrar eski hallerine dönerler. Moleküller birbirlerine koheziv kuvvetlerle (Van der Vaal) bağlanırlar. Isı etkisiyle Van der Vaal kuvvetleri azaldığı için madde akışkan hale gelir. Akrilik, polisitren, polivinil reçineler bu gruptandır.

Termosetler bir kere ısı ve basınç altında şekillendikten sonra tekrar yeniden şekillendirilemezler. Çünkü kimyasal bir reaksiyon sonucu farklı bir bileşim oluşmaktadır. Isı ve basınç işleminden sonra katı, sert ve plastik olmayan bir madde elde edilir. Bunlar suda erimez ve yanıcı değildirler. Polimerize olunca çok sertleşir ve çabuk kırılırlar. Fenol formaldehit bu gruba örnektir (24,36,49,65).

Reçinelerin tiplerine göre yapılan sınıflandırma:

- 1) Vinil reçine
- 2) Polisitren
- 3) Akrilik reçine
- 4) Epoksi reçine

## 5) Diğer reçine sistemleri

- a) Polikarbonat
- b) Poliüretan
- c) Siyanoakrilat

(24,36,65).

Dişhekimliğinde en çok kullanılan akrilik reçine etilenden türemiştir ve formülünde bir vinil grup vardır. İki çeşit akrilik reçine vardır.

Birincisi akrilik asitten ( $\text{CH}_2 = \text{CHCOOH}$ ), ikincisi de metakrilik asitten [ $\text{CH}_2 = \text{C}(\text{CH}_3)\text{COOH}$ ] türetilmiştir (65).

### 2.1.2. Polimerin yapısı

Polimer terimi bir çok (poly) ve parça (mer) den oluşan molekül olarak tanımlanır. Mer takısı polimeri oluşturan kimyasal yapı ünitelerini temsil etmektedir. Böylece polimetilmetakrilat metil metakrilattan türeyen kimyasal yapı ünitelerine sahip bir polimerdir (24,36,65,91).

Polimeri meydana getiren moleküllere monomer denir. Polimer molekülleri değişik tipte monomerlerin karıştırılması suretiyle hazırlanabilir. İki veya daha fazla kimyasal üniteler içeriyorsa kopolimer olarak adlandırılır (24,65).

Polimer moleküllerinin fiziksel veya uzaydaki yapısının da polimerin özelliklerinin belirlenmesinde önemi vardır. Üç temel tip yapı vardır.

#### 1- Çizgisel polimer (Linear)

a) Çizgisel homopolimer: Doğrusal yönde uzayan aynı tip monomerlerdir.

b) Çizgisel kopolimer: Doğrusal yöndeki aynı tip monomerlerin arasında gelişigüzel serpilmiş değişik yapıda monomer ünitesi vardır.

c) Çizgisel blok kopolimer: Yukarıdakinden farkı aradaki değişik yapıdaki monomerlerin blok şeklinde olmasıdır.

## **2- Dallara ayrılmış polimer (Branchead)**

a) Dallara ayrılmış homopolimer: Aynı cins monomer üniteleri dallara ayrılmış şekildedir.

b) Dallara ayrılmış kopolimer: Dallar arasında değişik yapıda monomer üniteleri vardır.

c) Dallara ayrılmış graft kopolimer: Aynı tip monomerlerden oluşan zincirden ayrılan dallar değişik yapıdadır.

## **3- Çapraz bağlantılı polimer (Cross-linked)**

Ağ şeklinde yapısı vardır. Her biri 3 veya 4 kimyasal bağ içeren moleküllerin önce çizgisel bir zincir daha sonra da çapraz olarak bağlanmasıyla oluşmuştur (24).

### **2.1.3. Polimerizasyon**

Polimerizasyon kimyasal bir olayı açıklar. Polimerin kimyasal anlamı bir ana molekülün tekrarlanması sonucu oluşturduğu zincir demektir. Diğer bir deyimle tek bir molekülün yani monomerin birbirini tekrar ederek ve birbirine bağlanarak oluşturduğu büyük moleküle polimer denir. Kimyasal olaya da polimerizasyon adı verilir. Polimer diyebilmek için tekrarlanan monomer sayısının en az yüz olması gerekir. Bu sayı için üst sınır yoktur. Çünkü polimerizasyon tekrarlayan bir reaksiyondur ve sonsuza dek devam edebilir. Polimerizasyon olayı hiçbir zaman tamamlanamaz, kütle içinde daima bir miktar artık monomer kalır. Kalan artık monomer miktarı da

maddenin fiziksel özelliklerini değiştirir (24,36,65,91).

Polimerizasyon benzoil peroksidin 60°C'nin üzerinde serbest kökler oluşturarak ayrışması ile başlar. Bu serbest köklerden biri monomer molekülü ile reaksiyona girer ve yeni bir serbest kök oluşmasını sağlar. Bu diğer bir monomer molekülüne yapışır, zincir reaksiyon böyle devam eder (sıcak akrilik). Polimerizasyon için yeterli serbest kökler organik peroksit ile sülfirik asit veya tersiyer amin gibi kimyasal bir hızlandırıcıyı reaksiyona sokmak suretiyle oda ısısında da üretilebilir. Dişhekimliği (oto-polimerizan) ürünlerinde genellikle reaksiyonu hızlandırıcı madde olarak dimetil-paratoluidin kullanılır (24,65).

**Polimerizasyon aşamaları:** Polimerizasyon dört aşamada gerçekleşir.

### **1) Başlama (Induction)**

Başlangıç dönemi olan bu aşamada başlatıcı ajan aktive edilir ve enerjisini monomer molekülüne iletir. Bu aşamanın süresi monomerin saflığıyla ilgilidir. Monomerin saflığının bozulması bu zamanın uzamasına neden olur. Bu başlangıç enerjisi her monomer molekülü için 16.000-19.000 kalori arasındadır.

### **2- Yayılma (Propagation)**

Zincir reaksiyon ısıyla birlikte bütün monomer polimere dönene kadar devam eder. Her molekül için 5000-8000 kalorilik bir enerjiye ihtiyaç vardır.

### **3- Bitim (Termination)**

Zincir reaksiyon ya direk bağlanmayla yada zincirler arasındaki hidrojen atomlarının yer değiştirmesiyle biter.

#### 4- Zincir transferi (Chain transfer)

Bitim aşaması her ne kadar zincir transferi şeklinde oluyorsa da buradaki olay farklıdır. Aktif kök, inaktif bir köke transfer edilir ve daha ileride tekrar büyüyecek olan yeni bir çekirdek oluşturulur. Bu şekilde transfer edilen polimer zincirleri polimerizasyon olayını sonsuza dek devam ettirirler (36,65).

#### Polimerizasyon çeşitleri:

##### 1-Kondansasyon polimerizasyonu

Bu çeşit polimerizasyon dişhekimliğinde kullanılmamaktadır.

##### 2- İlave polimerizasyonu

Polimerizasyon bir ilave reaksiyon şeklinde olur. Dişhekimliğinde bu yöntem kullanılır. Polimerizasyon denince ilave polimerizasyon anlaşılır. Kondansasyon polimerizasyonunun aksine maddenin yapısında değişiklik olmaz, monomerin yapısı polimer içinde defalarca tekrarlanır. İşlem basittir ama kontrolü zordur. Şu formülle gösterilir:



M=mer

M' ve M'' = sonuç ürün

x = polimerizasyon derecesi (24,36,65).

#### Ortalama molekül ağırlığı sayısı:

Molekül ağırlığı polimerlerin fiziksel ve mekanik özelliklerini belirlemek için önemlidir. Dişhekimliğinde kullanılan akrilik reçinelerin istenilen özellikleri taşınması için polimerlerin  $10^5$ 'in üzerinde molekül ağırlığı



olması gerekmektedir. Bu değerin altında mer üniteleri arasında kopmalar olmakta dolayısıyla da fiziksel ve mekanik özellikler bozulmaktadır. Ortalama molekül ağırlığı sayısı örneğin ağırlığının molekül sayısına bölünmesiyle bulunur (24,53,65).

### **Kopolimerizasyon:**

Polimerizasyonda tek tip yapı olmasına karşın kopolimerizasyonda iki farklı kimyasal yapıda monomer kullanılmıştır. Fiziksel özelliklerin arttırıldığı böyle polimerlere kopolimer, bu çeşit polimerizasyona da kopolimerizasyon denir. İki farklı karışımın dağılımına göre tesadüfi, blok ve parçalı olmak üzere üçe ayrılır.

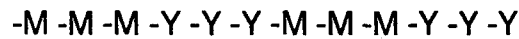
#### **1) Tesadüfi (Random)**

Bu tip kopolimerde değişik mer üniteleri zincir boyunca tesadüfi olarak dağılmışlardır.



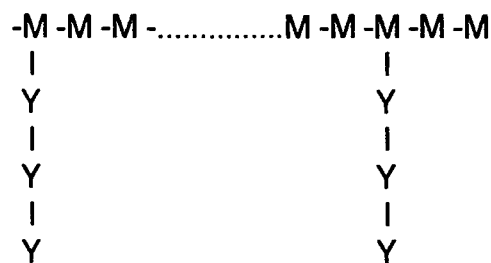
#### **2) Blok (Block)**

Şayet aynı momer üniteleri nispeten daha uzun olarak esas polimer zinciri içinde oluşursa blok kopolimer olarak adlandırılır.



#### **3) Parçalı (Graft)**

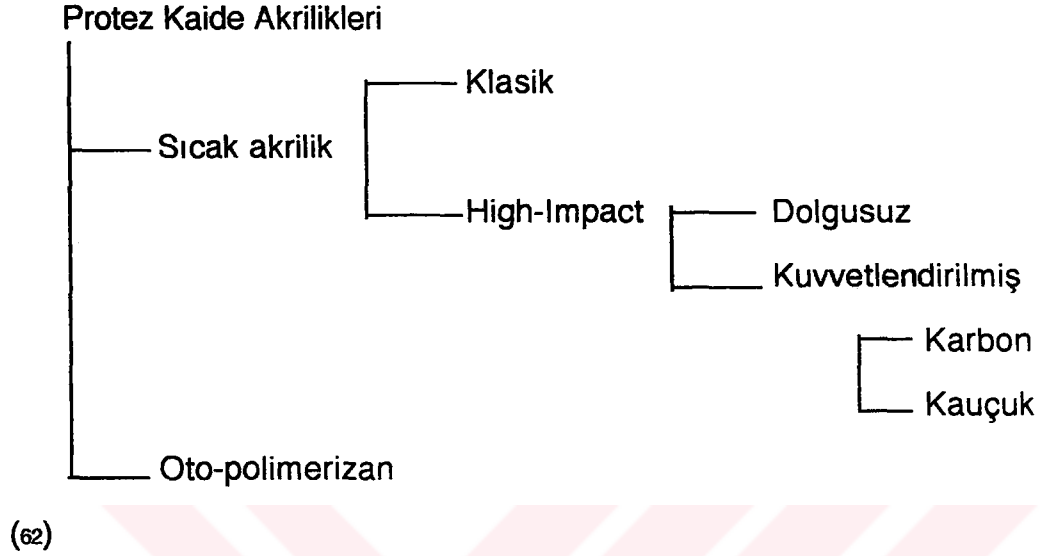
Bir mer ünitesi parça halinde diğer ünitenin aralarına bağlanmıştır.



(24,36,49,53,65).

## 2.1.4. Protez kaide akrilikleri

Genel hatlarıyla şu şekilde bir sınıflama yapılabilir (Çizelge 1).



Çizelge 1: Protez kaide akriliklerinin sınıflandırılması

Protez kaide akrilikleri dişhekimliğinde genellikle toz-likit şeklinde kullanılır (Çizelge 2).

<u>Toz</u>	<u>Likit</u>
Akrilik polimer veya kopolimer taneleri	Monomer
Başlatıcı Pigmentler	Başlatıcı
Opaklaştırıcı maddeler Plastikleştirici maddeler Organik fiber boyalar İnorganik partiküller	Hızlandırıcı Plastikleştirici maddeler Çapraz bağlantı ajanları

Çizelge 2: Protez kaide akrilikleri

### 2.1.4.1. Toz

Esas madde olarak en fazla polimetilmetakrilat kullanılır. Darbelere karşı daha dirençli olması için küçük miktarlarda etil, butil veya diğer alkali metakrilatlarla modifiye edilir. Renklendirici olarak merkurik sülfid, kodmiyum sülfid, kadmiyum selenid, ferrik asit veya karbon siyahı kullanılır. Opaklaştırıcı olarak titanyum dioksitle kuvvetlendirilmiş çinko veya titanyum oksit kullanılır. Naylon veya akrilik fiber gibi boyanmış sentetik lifler ağız mukozasının altındaki küçük damarları taklit etmek için ilave edilebilirler Plastikleştirici olarak dibutil fatalat kullanılır (24,36,49,53,65,91).

### 2.1.4.2. Likit

Likitte genellikle metil metakrilattır. Ama bazı değişik monomerlerin ilavesiyle modifiye edilmiş olabilir. Bu monomerler ısı, ışık veya az miktarda oksijen ile polimerize olabildiklerinden likide yeterli raf ömrü sağlayacak inhibitör ilave edilir. Çabuk polimerizasyonu önlemek için en çok kullanılan madde hidrokinindir. Bu da %0.003 ile %0.1 konsantrasyonunda kullanılır.

Oda ısısında polimerizasyonu sağlamak için ısıdan başka bir kimyasal akselatör kullanıldığı zaman bu akselatör likide katılır. Bu akselatör üçüncü derecede aminler, sülfirik asid veya daha stabil olan sülfirik asidin tuzlarıdır. Yaygın olarak kullanılan aminler N, N dimetilpara-toludin ve N, N-dihidroksietil-para-toluidin'dir (oto polimerizan). Dibutil fatalat gibi düşük moleküler ağırlıklı esterlerde plastikleştirici madde olarak kullanılır. Bunlar polimerizasyon reaksiyonuna katılmazlar ama sonuç kütleinin her tarafına dağılırlar. Böylece polimer yumuşak hale gelir. Şayet çapraz bağlantılı bir

polimer isteniyorsa glikol dimetakrilat veya allil metakrilat gibi organik bileşikler monomere katılır (24,36,65).

### 2.1.4.3. Sıvı akrilikler

Sıvı akriliklerinde kimyasal yapısı oto polimerizan akriliğe benzer. Ayırıcı özelliği polimer tozunun ve taneciklerinin boyutundadır. Buradaki toz partikülleri çok daha küçüktür. Bu yüzden de karışım sonucu çok akışkan olur. Kısa zamanda polimerize olması bir avantajdır ama mukozada iritasyonlara ve hassasiyete yol açabilir (78,86). Bunun sebebi de artık monomerdur. %2 den fazla olan artık monomer miktarının mukozada iritasyona sebep olduğu gösterilmiştir (79). Sıvı akriliklerde kompensasyon büzülmesi %0.3 iken sıcak akriliklerde %0.5'dir. Bunun sebebi sıvı akriliklerin yapım işlemleri sırasında daha az strese maruz kalmalarıdır. Sıvı akrilikler suda bekletilirse genişleme gösterir. Bir ay sonra %0.3 olan bu miktar 9 ay içinde %0.4'e varır. Böylece 9 ay sonraki boyutsal değişiklik %0.1'e iner. Sıvı akriliğin su emme miktarı 0.5 - 0.7 mg/cm<sup>2</sup>dir ki, bu da sıcak akrilikle yaklaşık aynı değerdedir. Halbuki çözünebilirlik değeri ise 0.05 mg/cm<sup>2</sup>dir. Çözünebilirlikteki bu büyük fark sıvı akrilikteki bazı artık monomerlerin kaybolmasından dolayıdır.

Sonuç olarak diyebiliriz ki, sıvı akrilikler birkaç ay kullanıldıktan sonra yaklaşık %0.1 genişler, sıcak akrilikler ise %0.3 ile %0.4 büzülürler.

Artık monomer ayrıca bir plastizer gibi de rol oynar. Bu da çekme dayanımını, sertliği, yoğunluğu ve yorgunluk dayanımını azaltır. Bu durum artık monomer oranı %4 den fazla olduğu zaman görülür (12,24,36,78,79,86).

#### **2.1.4.4. Görünür ışıkla polimerize olan akrilik reçine (Visible-light-cured resin)**

Kısaca VLC olarak adlandırılan bu akriliğin uygulama kolaylığı olması ve özellikle de muflalama ve bitim işlemlerini ortadan kaldırması en büyük avantajıdır (6,34,63,64). Dentsply International, Inc. York. Pa. firması tarafından Triad ismiyle 1984 yılında dişhekimliğinin kullanımına sunulmuştur (34).

Bu sistemde quartz halojen lambasından 400-500 nanometre (nm) boyunda mavi ışık veren bir polimerizasyon uniti vardır. Maddenin esası az miktarda çok ince silika katılmış üretan dimetakrilattır (6,63,64). VLC akriliği tam veya bölümlü protezlerin yapımında veya astarlanmasında, geçici veya geçiş protezlerinin yapımında, splintlerde, protez tamirlerinde, ortodontik uygulamalarda, kaide plağı ve kaşık yapımında, obtüratörlerde, geçici kuron-köprü yapımında kullanılabilir (63,64).

#### **2.1.5. Polimerlerin mekanik özellikleri**

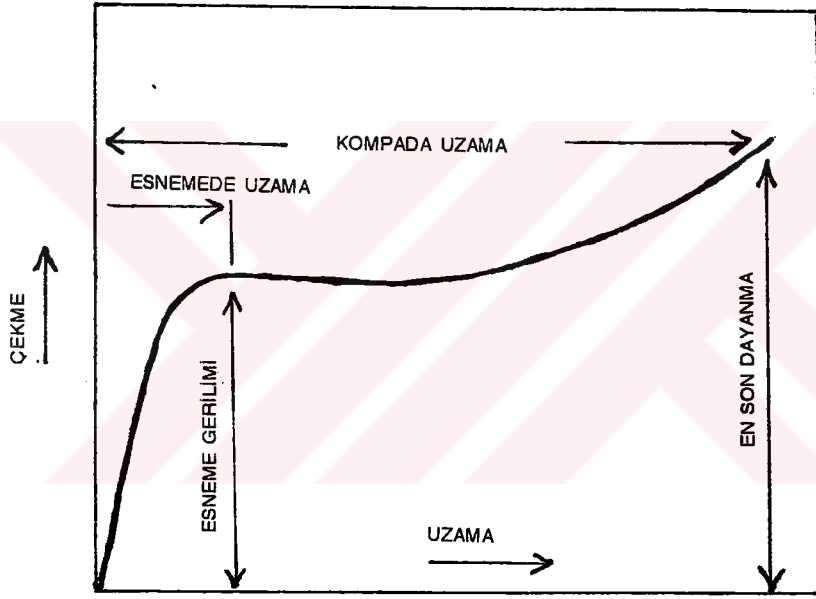
Polimerik maddelerin en önemli yanı bu maddelerin doğal ürünler yerine materyal olarak kullanılmasına olanak sağlayan mekanik özellikleridir(8). Kırılganlık, yumuşaklık ve sertlik gibi mekanik özellikler gösterirler. Metal, porselen gibi malzemelere göre dış etkenlere karşı daha duyarlıdır (49).

Polimer maddelerin mekanik özellikleri arasında yer alan çekme, uzama ve kopma dirençleri en önemli özellikleridir (49). Bu amaçla bir doğrultuda gerilen polimer örneğinin kopma noktasına kadar uzaması sırasındaki davranışı gözlenir (8).

Bir polimerin çekme-uzama davranışları başlıca dört nicelikle belirtilir.

- 1) Modül: Örneğin biçim değiştirmeye karşı direnci,
- 2) Kopma kuvveti: Örneğin kopması için gerekli olan gerginlik,
- 3) Kopma uzaması: Örneğin kopma noktasındaki uzaması,
- 4) Esnek uzama: Tersinir uzama olarak ölçülen esnekliktir (8).

Şekil 1'de plastiklere ait genel çekme-uzama eğrisi görülmektedir (49).



Şekil 1: Termoplastikler için çekme-uzama eğrisi

Şekilde çekme-uzama eğrisi başlangıçta düzdür ve polistiren gibi çekilebilir olmayan polimerler bu arada yer alırlar. Bu polimerler esneme noktasına gelmeden kırılırlar. Eğrinin ilk dirseğindeki uzama esneme noktası olarak tanımlanır, bu nokta malzemenin direncini ve kalıcı bir deformasyon

için gösterilen direnci gösterir. Eğrinin sonu en son çekmeyi göstermektedir. Bu nokta ile esneme noktası arasındaki uzama kopmadan önce plastiğin gösterdiği deformasyonun ölçüsüdür. Eğrinin altında kalan tüm alan dayanıklılığın bir ölçüsüdür. Eğrinin linear olan kısmındaki çekmenin uzamaya olan oranı elastikiyet modülü ve Young esneklik modülü olarak bilinir (53).

Genel olarak polimerlerin mekanik özellikleri aşağıdaki gibi özetlenebilir:

1- Yumuşak ve zayıf malzemeler düşük modüllü, düşük esneme noktası ve orta derecede kopmada uzaması olan malzemelerdir.

2- Sert ve kırılğan polimerlerin yüksek modülü, tam belli olmayan esneme noktası ve kopmada uzaması vardır.

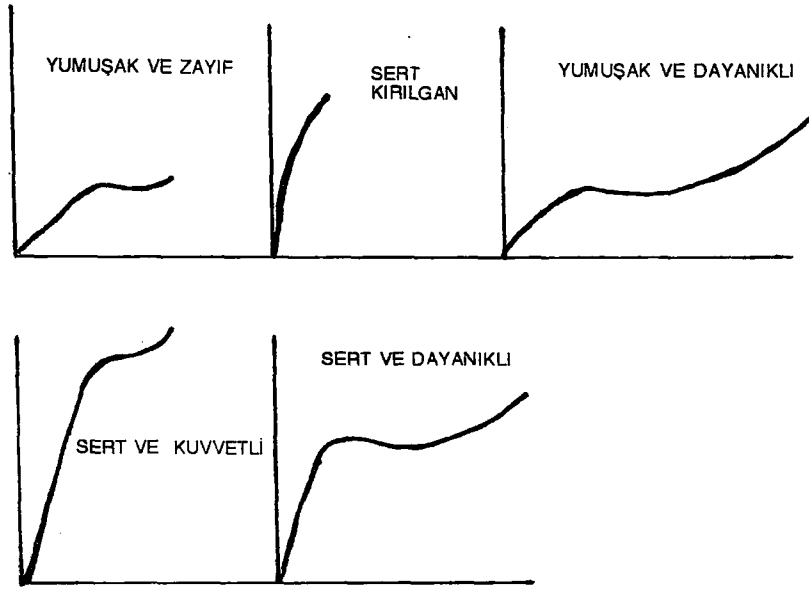
3- Yumuşak ve dayanıklı polimerler düşük modüllü, düşük esneme noktası ve yüksek kopmada uzaması olan maddelerdir. Ayrıca kırılma noktası esneme noktasından çok yüksektir.

4- Sert ve kuvvetli malzemelerin yüksek modülü, yüksek esneme noktası, orta kopmada uzama ve yüksek kırılma gerilimi vardır.

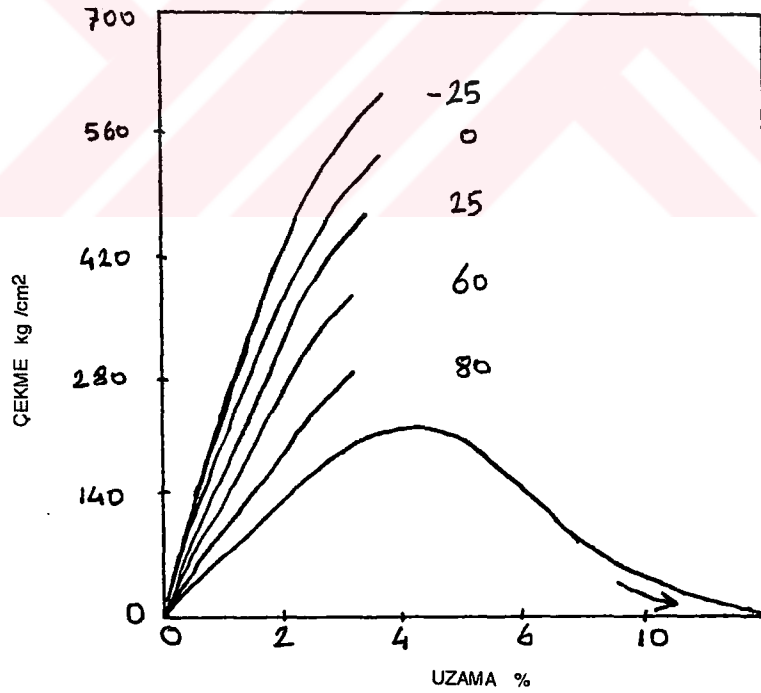
5- Sert ve dayanıklı olan malzemeler yüksek modül, yüksek esneme noktası, yüksek kopmada uzama ve yüksek kırılma gerilimine sahiptirler. Şekil 2'de çeşitli polimerlerin çekme-uzama eğrileri görülmektedir.

Sıcaklık polimerlerin mekanik özelliklerine en çok etki yapan faktörlerden biridir. Gerçi diğer malzemelerde sıcaklıktan etkilenirler, ancak polimerlerin etkilendikleri sıcaklık diğer malzemelere göre daha düşüktür. Şekil 3'de sıcaklığın polisitren üzerine yaptığı etki görülmektedir (49,53).

Genellikle sıcaklığın artmasıyla, esneme noktasında, kopma ve elastikiyet modülünde hızlı bir düşme görülür ve uzama artar. Termoset plastikleride sıcaklıktan etkilenirler, ancak etkilenme bu derece fazla olmaz.



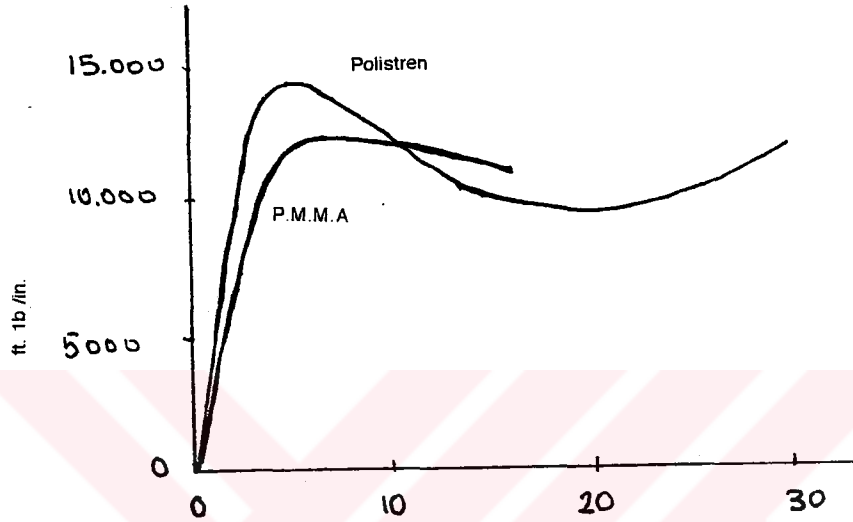
Şekil 2: Genel olarak plastiklerin çekme-uzama eğrileri



Şekil 3: Polistrenin farklı sıcaklıklarda çekme-uzama eğrileri

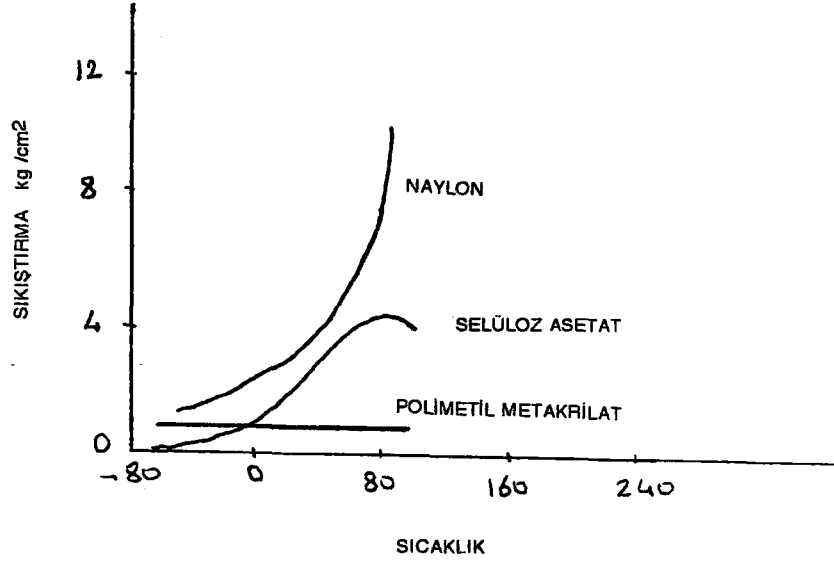


Şekil 4'de termoplastiklerin sıkıştırma, çekme-uzama eğrileri görülmektedir. Gerilim altında sert ve kırılğan özellik gösteren polistren sıkıştırmada dayanıklı ve kuvvetli bir özellik gösterir.



Şekil 4: İki termoplastik için sıkıştırma-uzama eğrisi

İzod ve Charpy deneyleriyle yapılan çarpma direnci plastik bir malzemenin dayanıklılığının bir ölçüsüdür. Bu deneylerle elde edilen neticeler plastik maddenin şok direnci hakkında bir fikir vermektedir. Çarpma direnci (şok direnci) plastiğin kısa bir süre içerisinde enerji absorplama yeteneğinin ölçüsüdür. Buna göre yüksek çekme direnci ve orta derecede uzaması olan plastiklerin çarpma direnci iyidir, diğer taraftan yumuşak fakat zayıf malzemeler mükemmel çarpma direnci gösterirler. Çünkü şok enerjisini büyük bir hacme dağıtırlar. Sıcaklık plastiğin uzamasını arttırdığı gibi çarpma direncini de artırır. Sıcaklık düşünce kırılğanlık artar (Şekil 5).



Şekil 5: Çeşitli plastiklerin çarpma direncine sıcaklığın etkisi

Çeşitli yükleme şartları altında incelenen çekme özelliklerinde zaman göstergesi oldukça kısadır ve sonuçlar uzun süreli gerilmeler altında plastiklerde meydana gelen değişiklikleri göstermek bakımından pek gerçekçi sayılmazlar. Çünkü pratikte bu süreler saatlerden yıllara kadar değişebilir. Plastiklerdeki değişimler çok büyük olabilir ve yük taşıyan plastikleri sınırlayan en önemli faktör uzun süreli gerilmeler altında yavaş deformasyondur.

Bir polimerin deformasyon karakteristikleri polimerin yapısına bağlıdır. Moleküller arası hareket serbestliği ne kadar fazla ise deformasyonda o oranda büyük olacaktır. Termoset plastikleri termoplastiklere göre daha iyi deformasyon özellikleri gösterirler. Bir polimerin deformasyon özellikleri sıcaklık ve relatif nemle etkilenir (8,49,53).

Sıcak akrilik protez kaide maddelerinin özellikleri Çizelge 3'de görülmektedir.

Germe dayanımı (Tensile strength)	562 kg/cm <sup>2</sup>
Basma dayanımı (Compressive strength)	773 kg/cm <sup>2</sup>
Orantısal limit (Proportional limit)	267 kg/cm <sup>2</sup>
Elastiklik modülü (Elastic modulus)	38.668 kg/cm <sup>2</sup>
Çarpma dayanımı (Impact strength)	0.2 ft lb/in
Uzama (Elongation)	%2
Transvers sapma (Transverse deflection)	
3500 gm	2 mm
5000 gm	4 mm
Yorgunluk dayanımı (Fatigue strength)	
175 kg/cm <sup>2</sup> de	1.500.000 tur
Knoop sertliği (Knoop hardness)	15 kg/cm <sup>2</sup>
Isıl iletgenlik (Thermal conductivity)	0.006 kal/sn/cm <sup>2</sup>
Bozulma ısısı (Heat distortion temperature)	94°C
Polimerizasyon büzülmesi (Polymerization shrinkage)	%6
Su emme (24 saatte) (Water sorption)	0.6 mg/cm <sup>2</sup>
Suda çözünme (24 saatte) (Water solubility)	0.02 mg/cm <sup>2</sup>
Metallerle adezyon (Adhesion to metal)	—
Akriliğe bağlanma (Adhesion to acrylic)	421 kg/cm <sup>2</sup>
Renk stabilliği (Color Stability)	İyi
Tat ve koku (Taste or odor)	yok
Doku uyumu (Tissue compatibility)	iyi

(24)

Çizelge 3: Sıcak akrilik kaide maddelerinin özellikleri

## **2.1.6. Araştırmamızda kullandığımız protez kaide akrilikleri hakkında genel bilgiler**

Bu çalışmada üç çeşit akrilik kaide maddesi kullanılmıştır.

### **2.1.6.1. Meliodent**

Meliodent (Bayer) klasik bir akrilik reçinedir.

### **2.1.6.2. Lucitone 199**

Lucitone 199 (Dentsply York Division, USA) kauçukla kuvvetlendirilmiş sert akriliktir.

Akrilik reçinelerin dişhekimliğinde kullanılmaya başlamasından sonra görülen en önemli dezavantajlarından biri de kırılmalarıdır. Bu problemi gidermek, darbelere karşı daha dayanıklı akrilik üretmek için yeni arayışlara girilmiştir. High-Impact denen sert akrilikler bu probleme önemli lde zm bulmuştur.

Amerika' da yapılan bir araştırmaya göre bir yılda 5-6 milyon tam protez yapılmaktadır. 21 yaşından büyüklerin %50' si protez kullanmaya başlamıştır. Bu kadar yaygın kullanılan bir madde olmasına rağmen kırılma önlenemeyen bir problemdir. 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 modulne sahip olan akriliği kırması mümkün değildir (74).

Kırılmaya neden olan dengesiz okluzal temaslar, yüksek dikey boyut gibi her türlü olumsuz etkenler yok edilse bile akrilik bir protez 18 ay içinde mekanik yönden zayıflamaya başlar (39). Bütün protezler 2.5 - 3 yıl içinde yorgunluğa bağlı olarak mekanik zayıflama gösterir.

Polimetilmetakrilatın kullanım sırasında mekanik yönden zayıflaması şu nedenlere bağlıdır.

1) Isı, su, yiyecek ve içecekler ve temizleyici maddelerden oluşan çevre şartları.

2) Protezin şeklinin komplike olması, çiğneme yada azı dişlerinin aşınması nedeniyle ortaya çıkan gerilim ve porselen dişlerin oluşturduğu iç stresler.

3) Bakterilerle akriliğin yapısının bozulması (biodegration) (39).

Genellikle 3. ve 5. yıllarda kırıklar görülür. Diş düşmesininde çoğunlukla 3. yılda görülmesi arada bir bağlantı olduğunu düşündürüyorsa da bu konuda bir araştırma yoktur (39). Kaza sonucu veya kullanım sırasında olabilecek kırılmaları önlemek ve çok daha sert bir materyal elde edebilmek için birçok çalışmalar yapılmaktadır. Akriliğin mekanik özelliklerini daha iyi bir düzeye getirmek amacıyla kopolimerizasyon ve çapraz bağlantılar, cam fibrillerle kuvvetlendirme, karbon fibriller, polikarbonatlar ve metal güçlendiricilerin eklenmesi gibi yöntemler kullanılmıştır (47,70).

PMMA'yı güçlendirmek için bilinen iki yöntem vardır.

- 1) Karbon fibrillerle kuvvetlendirmek.
- 2) Kauçukla kuvvetlendirmek (70).

## 1) Karbon fibrillerle 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. Akriğin karbon fibrillerle kuvvetlendirilmesi çeşitli sakıncalarından dolayı günümüzde kullanılmamaktadır (13,37,76).

## 2) Kauçukla kuvvetlendirme

Akriğin kuvvetlendirilmesi için üzerinde çalışılan diğer yöntem de Ultra-high modülüs polietilen (UHMPE) fibrillerinin katılmasıdır. Buna high-impact akrilik de denir. Bu işlem için akriğin içine bazı çapraz bağlantı ajanları ilave edilir. High impact polietilen lifler üzerinde ilk çalışmalar Capaccio ve Wad tarafından yapılmıştır (13,38). Bu araştırmacılar polimer taneciklerine lastik bir fazın katılmasıyla 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 ve 1957 de çok fonksiyonlu divinyl çapraz bağlantılı ajanlar (ethylene glycol dimethacrylate, allyl methacrylate, diallyl malcate gibi) kullanılmıştır (47). 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 usullerle polimerize edilebilir (13,24,37,47,54,65,70).

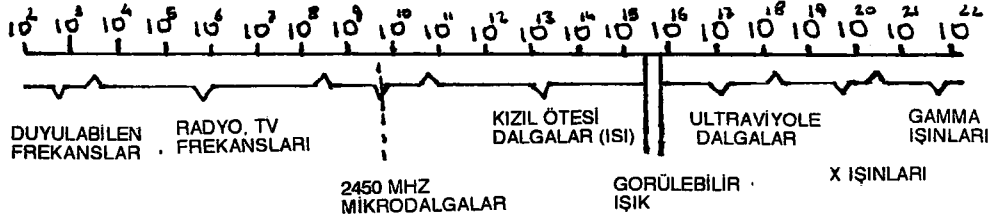
UHMPE fibrilleri karbon fibrillerinin aksine estetik ve akriğin içinde normalde farkedilemez. Ancak çok parlak bir ışık altında bakılınca görülebilir. Bu fibrillerin akrilik ile adezyonunu sağlamak için ya elektriksel plazmaya tabi tutulurlar yada asid-etching uygulanır. Kuvvetlendirme fibril

demetlerini 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(13,37). Uzun süre su içinde bekletilmesinin fibril/akrilik iç yüzeyi ve mekanik özellikleri üzerinde hiçbir etkisi olmadığı iddia edilmiştir. Halbuki Cornell ve ark. ise su içinde bir hafta bekletmenin darbelere dayanımını azalttığını bulmuştur. Çünkü su artık monomer gibi plastikleştirici etki göstermektedir (19,79). Piyasada tabakalar halinde bulunan çeşidinin de daha az darbe dayanımı gösterdiği tesbit edilmiştir (19).

### **2.1.6.3. Acron-MC**

Acron-MC (GC-Dental Ind.Corp.Tokyo, Japan) mikrodalga ile polimerize olacak şekilde üretilmiş çok yeni bir akrilik reçine çeşidir.

1888 yılında Heinrich Hertz radyo frekanslı elektromanyetik dalgaları deneysel olarak göstermiştir. İkinci Dünya savaşı sırasında bu geniş konunun özel bir bölümü olan mikrodalgalar bulunmuş ve geliştirilmiştir (59). Mikrodalga bir elektromanyetik dalgadır. Fakat bu dalganın sınırları kesin olarak belli değildir. Genellikle saniyede 300 megahertz (MHz) den 300.000 MHz'e kadar değişir. Bu da 1 mm ile 30 m'lik dalga boyu demektir ki, bu kızıl ötesi ışıandan daha uzun bir dalga boyudur, ama radyo ve televizyondan daha azdır. Fakat ultraviyole radyasyonunun frekansına uymaktadır.(Şekil 6) Enerjisi ise yaklaşık 0.001 ilâ 0.000001 elektron volt'dur (5,29,30,59,71).



**Şekil 6 :** Elektromanyetik spektrumda mikrodalganın yeri

Mutfakta kullanılmak üzere yapılan mikrodalga fırınlarının gücü genellikle 2450 MHz'dir (5,29,30,59,71). Bunun anlamı elektrostatik alanın saniyede 2450 kere yön değiştirmesi demektir (5).

Mikrodalga değişik dalga boyundaki elektromanyetik ışınlardır yani bir çeşit radar dalgalarıdır. Radar dalgaları bir engelle karşılaştıkları zaman karşılaşılan engelin cinsine göre üç değişik davranış gösterirler.

**a) Yansıma:** Metalik bir engelle karşılaşıldığında (örneğin uçak) radar dalgaları yüzeyden yansır ve tekrar ışın kaynağına geri gönderilir. Bu durum radar taramasında kullanılan şekildir.

**b) Geçirme:** Plastik, cam gibi bazı maddeler radar dalgalarını içlerinden geçirirler.

**c) Absorbsiyon:** Askeri alanda cihazların radar tarafından görünmemesi için dalgaları absorbe eden bir madde ile kaplanması düşünülmektedir. Bu madde tarafından absorbe edilen dalga enerjisi ısı kaybederek dönüşüme uğramaktadırlar. Ancak bu ısı pratikte algılanamaz.

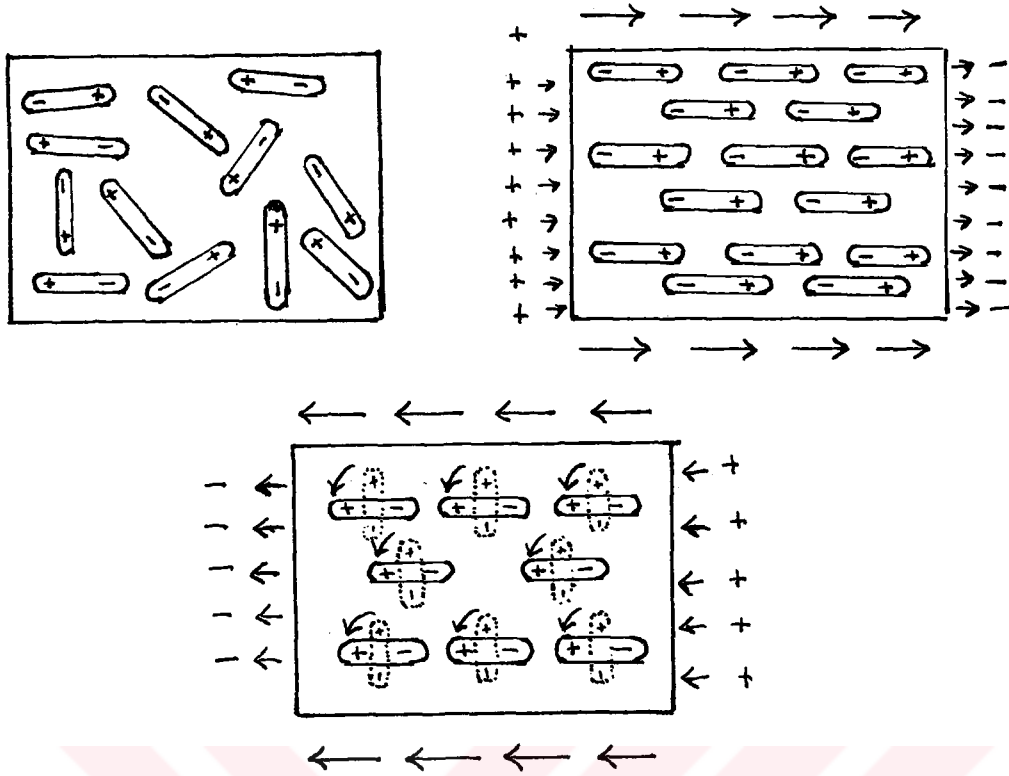


Çünkü absorbe edilen enerji absorbe eden yüzeye ve ağırlığa oranla çok azdır. Bir mikrodalga fırınında absorbe edilen enerjinin dağılıp kaybolmamasına çalışılır. Böylece sonuçta çok çabuk ve yüksek bir ısıtma sağlanmaya çalışılır (30).

Mikrodalğanın bu özelliklerinden dolayı naylon bir torba veya kağıda sarılı yiyecek ısınır, ambalajı ise ısınmaz. Mikrodalga ısı fırın ısı gibi değildir. Mikrodalgayı absorbe eden maddeler bu fırına konulduğu zaman bu enerjiyi kendi içlerinde ısıya dönüştürürler (71).

Mikrodalgada ısıtılabilen herhangi bir madde (bunlara dielektrik maddelerde denir) polarize moleküle sahiptir. Bunun anlamı bir molekülün hafifçe pozitif yüklenirken diğerinin de hafifçe negatif yüklenmesidir. Yönlerinin çok hızlı değiştiği bir elektrostatik alanda polarize moleküller birbirleri üzerinden hızla kayarlar ve moleküller sürtünmeden dolayı ısı üretirler (5) (Şekil 7).

Moleküllerin yönlerinin değişme hızı yaklaşık saniyede beş milyon keredir. Bu kadar yüksek, hızda meydana gelen sürtünme ve çatişmalar ısıyı çok kısa sürede yükseltir (29). Bu işleme yani mikrodalga enerjisinin obje tarafından direk olarak absorbe edilip ısıya çevrilmesine "dielektrik ısıtma" da denir. Klasik ısıtma ile dielektrik ısıtma arasındaki fark, dielektrik metotta maddenin içi ve dışının aynı miktarda ısıtılmasıdır (30,94).



**Şekil 7:** Mikrodalga fırınında ısı üretilmesi

- a) Elektrostatik alan yokluğunda polarize moleküllerin düzensiz sıralanması  
b) Elektrostatik alanda polarize moleküllerin aynı anda dizilişi  
c) Elektrostatik alanın yönü aniden ters çevildiğinde polarize moleküllerin ısı oluşumuna neden olan dönme hareketleri.

### 2.1.6.3.1. Mikrodalga fırınında akrilik reçinenin polimerizasyonu

Polimetil metakrilatın polimerizasyonu için bir başlatıcı ajanın ilave reaksiyonuna ihtiyaç vardır. Bu başlatıcı genellikle benzol peroksid'dir. Benzol peroksid, polimerizasyon reaksiyonunu başlatan serbest kökleri üretmede kullanılır. Benzol peroksid molekülünün serbest bir kök üretmesi için onu aktive etmek gerekir. Sıcak akriliklerde bu işlem ısı yoluyla benzol peroksid molekülünün en kırılgan yeri olan peroksid köprüsünden kırmak

şeklinde gerçekleştirilir. Böylece iki serbest kök ve iki molekül CO<sub>2</sub> elde edilir. Bu serbest kökler C=C çift bağı açar ve metilmetakrilat molekülü metilmetakrilat serbest kökü haline dönüşür. Metil metakrilat serbest kökü komşu bir metilmetakrilat molekülünün çift bağı açarak ona bağlanır ve zincir şeklinde reaksiyon başlar. Bu zincir teorik olarak sonsuzdur. Bu uzunluk moleküler ağırlığı sonsuz bir polimer molekülü oluşturur. Reaksiyonun sonunda bir polimer zincirine bağlanmamış monomer molekülleri "artık monomeri" oluşturacaktır. Polimerizasyon reaksiyonu polimer zincirinin başına yerleşmiş serbest köklerin deaktivasyonu ile son bulur. H atomunu bırakan polimetakrilat molekülü bundan sonra C=C çift bağıyla sonlanır. Diğer polimetakrilat molekülü bu H atomuna bağlanarak doymamış serbest kökü doymuş hale getirir. Benzol peroksidin aktive olması için 60°C'nin üzerinde ısı gereklidir (24,36,65,91).

Böylece açığa çıkan ekzotermik polimerizasyon reaksiyonu da 12,9 kg/cal/gm moleküldür. 100.8°C de monomer molekülü kaynar ve bu sıcaklıkta polimerize olan reçinede porozite oluşturur. Akrilik bu kritik kaynama ısısına şayet mufladaki sıcaklık dışarı kaçamazsa çok daha çabuk ulaşır. Suda kaynatmada dış ortamla iç ortam arasında belirgin bir fark olmadığından sıcaklık kaybı olmaz. Halbuki mikrodalgada fırının içi ısınmaz ve ısının dışarı kaçması sözkonusudur. Bu yüzden polimerize olan reçineyle dış ortamdaki ısı iletimi çok önemlidir. bir duvardan dışarı iletilen ısı miktarı aşağıdaki formülle hesaplanır.

$$A = \frac{C \cdot S \cdot T \cdot G}{t}$$

A= Açığa çıkan ısı

t= Duvarın kalınlığı

G= Duvarın sıcak ve soğuk yüzleri arasındaki ısı iletimi

C= Maddenin ısı iletkenliği

T= Zaman

S=Duvarın yüzey genişliği

(29)

Bu yüzden poroziteyi önlemek için klasik kaynatmada polimerizasyon düşük sıcaklıkta başlatılır ve yavaşça yükseltilerek 8-10 saat sıcak suda tutulur. Reaksiyonun aktivasyon enerjisi başlangıç döneminde 16.000 - 19.000 cal/gm molekül iken sonlara doğru 5000-8000 cal/gm moleküle düşer (29,30).

Klasik bir polimerizasyonda ısı sebebiyle oluşan intermoleküler şoklar kuru sıcak havada fırının havasından, suda ise suyun içinden geçerek reçineye gelirler. Bu da polimer ve monomeri toptan ısıtır. Böylece monomerin molekülleri pasif olarak polimerin içinde polimer zincirinin serbest kökünün ucuyla temasa geçene kadar hareketli olurlar. Mikrodalga ile polimerizasyonda ise bunun aksine monomer molekülleri yüksek frekansta elektromanyetik alan ile aktif olarak harekete geçerler. Nemli alçının suyu hariç sadece monomer molekülleri magnetron tarafından üretilen tüm enerjiyi absorbe ederler. Polimer ise mikrodalgalardan etkilenmez. Böylece monomer molekülleri klasik yöntemle oranla çok daha fazla hareket kazanırlar. Bunun yanısıra polimerizasyon reaksiyonu sürerken monomer moleküllerinin sayısı azalmaktadır. Halbuki magnetronun gücü değişmediğinden açığa çıkan enerji miktarı sabit kalmaktadır. Bunun sonucu olarak monomer molekülleri daha da fazla bir hareket kazanırlar. Reaksiyonun bir otopregülasyonu vardır, böylece bu hızlanma kontrol altında tutulur (5,29,30).

Mikrodalga akriliğinde de ısı oluşmaktadır. Fakat bu ısı klasik akriliğe göre farklıdır. Burada oluşan ısının sebebi aşağıdaki faktörlere bağlıdır.

a) Monomer moleküllerinin polimer moleküllerine çarpması ve sıçraması sonucu oluşan ısı.

- b) Monomerden yayılan ısı
- c) Polimerizasyon reaksiyonunun ekzotermik ısı (29,30).

Mikrodalga ile polimerize edilmiş reçinenin infraruj absorpsiyon testi ile yapılan artık monomer ölçümlerinde %90-95 oranında daha az artık monomer taşıdığı bulunmuştur (29,30).

De Clerk (29.,30) yaptığı çalışmada mikrodalga ile yapılan polimerizasyonda artık monomer oranının çok düşük olduğunu fakat sıkışma dayanımı bakımından bir fark olmadığını bildirmiştir. Araştırmacının verdiği sonuçlar ise şöyledir:

- a) Polimer mikrodalga fırınında ısınmaz.
- b) Akrilik içine gömülü metal parçaları polimerize edilebilir.
- c) Polimerize olmuş akrilik yeni polimerize olan akriliğe bağlanabilir.
- d) Su monomerden 7 kez daha çabuk kaynar.
- e) 30 cc monomer 3,5 dakikada kaynar.

Al Doori ve ark. (4) mikrodalga ile klasik su içinde kaynama yöntemini kıyaslamışlardır. Ayrıca aşınmaya direnci, sıkışma direnci ve çekme dayanımı da incelemişlerdir. Sonuçlar arasında bir fark bulunmadığını bildirmişlerdir.

### **2.1.6.3.2. Fiziksel ölçümler**

Mikrodalga ile polimerize edilen reçinenin mekanik özellikleri klasik yöntemle polimerize edilen reçinelerle kıyaslanabilecek düzeydedir. Anormal iç stresler görülmemiştir. Polarize ışıpta yapılan incelemelerde de kroşeler ve porselen dişlerin kramponları etrafındaki iç gerilmeler ise klasik yöntemle aynı değerde bulunmuştur (5,7,30,94).

Boyutsal stabilite yönünden ise mikrodalga azda olsa üstünlük göstermektedir. Bunun nedeni soğuk akriliklerde olduğu gibi ortamda ısı bulunmaması, böylece reçinenin termal şoklardan korunmasıdır (5,29,94). Hayden tarafından 1986 yılında kırılma dayanımı açısından yapılan bir çalışmada ise mikrodalga ile polimerize olan akriliğin kırılmadan önce fazla enerji absorbe edemediği ve çabuk kırıldığı bildirilmiştir (41).

### **2.1.6.3.3. Mikrodalga enerjisi ile sterilizasyon**

Mikrodalğanın ne şekilde sterilizasyon sağladığı henüz bulunamamıştır. Oluşan ısıyla veya hücre patlamasıyla bakterilerin olduğu iddia edilmektedir (43,56,72).

Hume ve Makinson 12 dakika radyasyona uygulamalarına rağmen Herpes simplex'in ölmediğini bildirmişlerdir (43). Tuncer ve ark (89) yaptıkları bir çalışmada ise staphylococcus aureus, pseudomonas aeruginosa, serratia marcesens, bacillus subtilis ve candida albicans üzerinde çalışmışlardır. Sporlu bakteri olan bacillus subtilis'in dışındakiler 1 dakikada ölmesine

rağmen bu mikroorganizma 20 dakikada bile ölmemiştir. Araştırmacı mikrodalgayı bir sterilizasyon yöntemi olarak önermemektedir.

Rohrer ve Bulard (71) ise mikrodalga ile mantarlar, virüsler, aerobik ve anaerobik bakterilerin kolaylıkla öldürülebildiğini bildirmişlerdir. Bütün metal aletlerin sterilize edilebildiğini ancak bunun içinde radar dalgalarını absorbe eden bir maddeyle kaplanması gerektiği bildirmişlerdir.

#### **2.1.6.3.4. Mikrodalga enerjisinin dişhekimliğinde kullanılması**

Dişhekimliğinde mikrodalga enerjisinin bir çeşidi kullanılmaktadır. Bu amaçla kullanılan cihaz diatermi (diathermy) ünitesidir.

Diş çekiminden sonra, trismus tedavisinde, miyofasyal ağrı disfonksiyonunun da (myofacial pain dysfunction), TME'nin travmatik yaralanmalarında rahatlıkla kullanılabilir. Bu hastalara 40-60 mw/cm<sup>2</sup> gücünde ve 5-8 dakika mikrodalga enerjisi uygulanır. Hastanın cevabına bağlı olarak genellikle tedavi 1-5 seans uygulanır. Alexander ve arkadaşları mikrodalga diatermi düzenli olarak dört gün uygulanırsa yutkunma problemi ve trismusun çok daha hızlı iyileştiğini, ayrıca odontektomi olan hastalarda da iyileşmenin çok hızlı olduğunu göstermişlerdir (59).

Mikrodalga diatermisinin kullanılmaması gereken yerler ise şöyledir: İskemik dokular, edematöz dokular, metalik implantlar, gelişim halindeki kemikler, erkek gonatları, hemorojik bölgeler ve kanamaya eğilimli olan kişiler (59).

Dışhekimliğinde mikrodalğanın diğer bir kullanım yeride alçı kurutma işlemdir. Tuncer ve ark. (88) Tip III, Tip IV sert alçı ve revetman örneklerini mikrodalga fırınında kurutmuşlar ve kırılma dayanımlarını karşılaştırmışlardır. Elde ettikleri sonuçlara göre araştırmacılar alçı ve revatmanın düşük güçte kurutulmasının kırılma dayanımını anlamlı derecede arttırdığını bildirmişlerdir.

Mikrodalga radyasyonu ayrıca mum eritme işleminde, akriliğin tepilme kıvamına gelme süresini kısaltmada, çene-yüz protezleri yapımından ve yumuşak astar maddelerinin polimerizasyonunda da kullanılabilir (15,51,58,90).

#### **2.1.6.3.5. Mikrodalga enerjisinin biyolojik etkileri**

Bu enerjinin fizyolojik, patolojik genetik etkileri incelenmiştir. İlk çalışmalar birçok reaksiyondan mikrodalğanın ısıtma etkisinin sorumlu olduğu şeklindeydi. Daha sonraki araştırmalarda ise mikrodalğanın dokuyu ısıtmadığı mikrodalga enerjisiyle nöroaktif maddeler arasında bir etkilene yapıtığı şeklinde tartışmalar görülmektedir.

Mikrodalga enerjisi vücut tarafından rahatlıkla emilebilir ve dokunun sıcaklığını yükseltebilir. Mikrodalga enerjisi uygulandıktan sonra dokuların cevabı şöyledir:

- Yüksek sıcaklıkta kemik bünyesinde yavaşlama olur
- Hafif yükselen sıcaklıklar ise kemik büyümesini uyarır
- Periferel sinirler uyarıldığında ağrı duyulur
- Kan basıncı, vasküler cevap ve nörohumoral aktivite artar
- Hücreler ölür ve enzimler inaktif hale geçer (3,59,87).



Mikrodalga gözde lensi etkileyerek katarakta sebep olabilir (59). Fakat 0,012 w/cm<sup>2</sup> nin altında bir güç uygulanırsa bir belirti vermez. Katarakt olması için etkinin uzun sürede biriken bir enerji olması gerekmektedir. 1971 yılında yapılan bir çalışmada sağ TME bölgesine uygulanan mikrodalga radyasyonu o taraftaki gözde etkilemiştir. Uygulama sırasında dakikada 0.2°C'lik artış görülmüştür. Her tedavi seansı yaklaşık sekiz dakika sürdüğünden sıcaklık 1,6°C yükselmektedir. 2,4°C lik artışta göz ve çevresi etkilenmektedir (59).

Hayvanlarda yapılan deneysel çalışmalarda gözün direk olarak mikrodalga ile ısınlanmasıyla katarakt oluşturulmuştur. Fakat pratikte asıl önemli olan buksinatör, masseter kaslarına, sinüse veya orbikularis oris çevresine yapılan terapötik uygulamaların göze etkisi, incelenmemiştir (5,59,94).

## **2.2. Yapay dişler**

Tam ve bölümlü protezlerde porselen veya akrilik yapay diş kullanılır. Porselenin yapaş diş olarak kullanılması 180 yıl öncesine kadar gitmektedir (33). Akrilik dişler ise ancak 1940 larda kullanılmaya başlanmıştır (81).

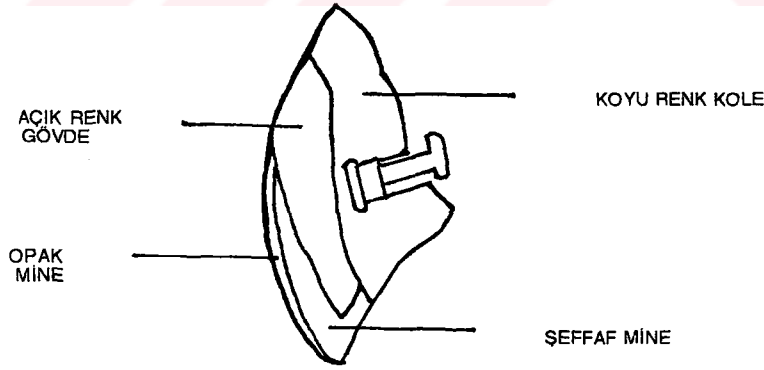
Amerika Birleşik Devletlerinde kullanılan yapay dişlerin %35'i plastiktir. İngiltere'de ise bu oran %80'dir (5). Ülkemizde ise bu oran %95'e çıkmaktadır.\*

\* Diş depoları ile yapılan görüşmeler.

Akrilik dişlerin sürekli gelişmesi sonucu bu oran yükselmektedir. Yapılan bir araştırma protez uzmanlarının %90 oranında akrilik dişi tercih ettiklerini göstermiştir (85). Amerika Birleşik Devletlerinde yıllık plastik diş üretimi üç milyona yakındır (33).

### 2.2.1. Porselen yapay dişler

Porselen dişlerde esas madde feldspat'tır. Ayrıca içinde %15 quartz ve %4 kaolin bulunur. Bu karışımdan bir kitle yapıp içine renk pigmentleri konur ve kalıplanır (62). İki çeşit yapım metodu vardır: Açık havada pişirme ve vakumla basınç altında pişirme (24). Kalıplar için genellikle bronz kullanılır. İki veya üç parçalı olabilir. Üçüncü parça mineye şeffaflık vermek için kullanılır (24,62). Basınç altında yapılan tekniğin ana gayesi dişin içinde hava kabarcığı kalmaması, yani poroziteyi önlemektir (24,54,62) (Şekil 8).



Şekil 8: Yapay porselen diş kesiti

## 2.2.2. Akrilik yapay dişler

Akrilik dişler 1940 yılında piyasaya çıktıkları zaman beraberlerinde bazı avantaj ve dezavantajlarda getirmişlerdir.

İlk üretilen plastik dişlerin istenmeyen özelliklerinden en önemlisi kimyasal bir bileşimden meydana gelmesi ve yapımında kimyasal maddeler kullanılmasıydı (31) (kullanılan bu kimyasal maddelerin içeriği hakkında literatürde bilgi verilmemiştir). Diğer sakıncaları ise aşınma, çizilme, çatlama, renk değiştirme ve organik çözücülerden etkilenmesiydi. Hatta bu aşırı aşınma İngiliz Avam Kamarası'nda bile konu olmuş ve Sağlık Bakanlığı'ndan plastik diş kullanılmaması için soruşturma açılması istenmiştir (33).

Fakat ilerleyen yıllarda bu sakıncalar yavaş yavaş ortadan kaldırılmaya başlanmıştır. Önce akrilik reçinenin yapımında kullanılan bütün çözücü ve dengeleyici kimyasal maddeler kaldırılmıştır (14,31).

Plastik dişlerin en büyük dezavantajı olan aşınma problemi ise ancak 1952 yılında çözümlenmiştir. Bu tarihte çapraz bağlantı ajanlarının bulunması ve üretim sırasındaki kalıplama tekniklerinin değişmesi akrilik dişlerde büyük bir gelişme meydana getirmiştir (11,14,31,79).

Çapraz bağlantı aynı zamanda organik çözücülerde (ketonlar, aromatik hidrokarbonlar) erime probleminide ortadan kaldırmıştır. Çapraz bağlantılı plastikler ağırsı yapılarından dolayı çözücülere, distorsiyona ve ısıya karşı dirençlidir. Bu istenen özellikler olmasına rağmen plastiği daha kırılğan hale getirir. Şayet yeterince çapraz bağlantı ajanı kullanılırsa akrilik

polimeri termoplastik halinden termoset haline döner ve bu da polimerize olduktan sonra artık ısıtılarak yumuşatılamaz (24,54,65).

Dişlerin üretimi esnasında oluşan çatlaklarda çapraz bağlantıların uygulanmasıyla hemen hemen ortadan kalkmıştır. Çatlakların mekanizması tam olarak bilinmemekle beraber muhtemel sebebi polimerizasyon sırasında dişlerin su emmesidir. Suyun ve reçinenin çözülebilirliği ısıyla değişmektedir. Diş polimerizasyon sırasında boyutsal değişikliğe uğrayarak su emer ve soğumaya bırakıldığında çatlaklar oluşur (85). Çapraz bağlantı ajanları bütün bu problemleri çözmüştür.

Plastik dişler protez akriliğine benzer akrilikten veya modifiye edilmiş akrilik materyalinden yapılırlar. Çeşitli pigmentler renklendirme için kullanılır. En çok kullanılan reçine polimetil metakrilat ve kopolimerleridir. Vinilakrilik ve epoksi reçinelerde çok küçük oranda kullanılmıştır (57,81).

Akrilik plastik dişlerin bazı mekanik özellikleri Çizelge 4'de görülmektedir.

Basınca dayanım (compressive strength)	76 MN/m <sup>2</sup>
Aşınmaya direnç elastiklik modulu	2700 MN/m <sup>2</sup>
Elastiklik Limiti	55 MN/m <sup>2</sup>
Sertlik	20 kg/mm <sup>2</sup>

(24,65).

**Çizelge 4:** Akrilik plastik dişlerin bazı mekanik özellikleri

Bu özelliklere sahip olan plastik dişleri diğer maddeler veya mine ve dentinle kıyaslırsak değerlerinin oldukça düşük olduğunu görürüz (Çizelge 5).

SERTLİK	KHN (kg/mm <sup>2</sup> )
Porselen	460
Mine	343
Altın inley döküm	55
Dentin	63
Saf altın(24)	32
Plastik	20
Akrilik reçine (sıcak)	16
Akrilik reçine (soğuk)	16
(24,33,65)	

**Çizelge 5:** Plastik dişlerin diğer maddelerle kıyaslanması

Özellikle sertlikteki bu düşük değer plastik dişlerin en büyük dezavantajı olarak gözükmektedir. Fakat aslında bu dezavantaj bazı durumlarda bir avantaj olabilmektedir. Mesela yumuşaklık ve aşınma okluzyonun ve dikey boyutun değişmesine sebep olabilir ama aşındırma ve cila işlemlerinde üstünlük oluşturur. Aynı zamanda çiğneme sırasında aşınarak kendi kendine balanslı okluzyon sağlayabilir. Gene düşük elastiklik modülüsü darbe dayanımını artırır, kırılabilirliği ve çatlama önler. Düşük elastiklik modülü aynı zamanda dişlerin çiğneme ve konuşma esnasında ses çıkarmasını da önler.

Porselen dişlerde ise akriliğe göre 3 misli fazla ses çıkmaktadır. Kısaca plastik dişler daha yumuşaktır ama daha dayanıklıdır diyebiliriz (24,33,54,85).

Akrilik ve porselen yapay dişlerin bazı özellikleri Çizelge 6'de görülmektedir.

	Akrilik Reçine	Porselen
Yoğunluk (g/cm <sup>3</sup> )	1.2	2.2
Termal genişleme katsayısı (p.p.m°C-1)	80	7
Elastiklik modülü (GPa)	2.5	80
(54)		

**Çizelge 6:** Akrilik ve porselen yapay dişlerin bazı özellikleri

Akrilik dişlerin aşınmasını azaltmak için çeşitli metodlar kullanılmıştır. Bunlardan bazıları dişin yüzeyini radyasyona tabi tutmaktır. Ayrıca Ce, Pb bileşikleri veya bazı peroksitleri kullanarak dişe gamma, nötron veya röntgen ışını verilmesi denenmiştir (14). Günümüzde ise çapraz bağlantı ajanları kullanılmaktadır. Çapraz bağlantı dişin her yüzüne eşit miktarda dağıtılmamaktadır. Dişler çeşitli renklerde tabakalar halinde yapılır, böylece kesici kenara doğru kademeli olarak şeffaflaşır. Gingival kenar da çapraz bağlantı ya hiç kullanılmaz yada çok düşük oranda kullanılır. Bunun sebebi dişin akrilik kaideye bağlanabilmesi içindir. Çünkü, kaide maddesinin monomeri çapraz bağlantıyı eritemez. Çiğneyici veya kesici kenarda ise

çapraz bağlantı oranı fazladır. Yapım sırasında önce vestibül ve okluzal kısım yapılır ve çapraz bağlantıyla güçlendirilir. Daha sonra kalıp çok daha az çapraz bağlantı içeren monomer-polimer karışımıyla doldurulup polimerize edilir. Böylece lingual ve krete bakan yüzü hafifçe çapraz bağlantılı olur ve protez akriliğinin monomerini çekebilir (14,54).

Polimetil metakrilattan oluşan plastik dişler diğer bütün akriliklerde olduğu gibi sudan etkilenirler ve boyutsal değişiklik gösterirler. Vinil akrilik dişler polimetil metakrilat kadar değişiklik göstermezler (24). Porselen dişler ise suda saklandığı zaman boyutsal değişiklik göstermezler ve ağızdaki kuvvetlerden de etkilenmezler. Su veya tükürük içindeyken akriliğin akriliğe olan sürtünme katsayısı, porselenin porselene olan sürtünmesine göre daha düşüktür. Yani porselen porselene karşı veya akrilik akriliğe karşı kullanılırsa en düşük sürtünme katsayısı elde edilir. Bu konuda yapılan bir araştırmada porselen dişler akrilik ve altın restorasyonlara karşı karşıya getirilmiş ve aşınmaları incelenmiştir (11). Buna göre porselen karşısında porselen olursa aşınmadan ziyade kırılmalar görülmüştür. Glazürlü porselene karşı altın restorasyon çok az (0,1 mm) aşınma göstermiştir. Oysa glazürsüz porselene karşı ise çok aşınma bulunmuştur. Akrilik akriliğe karşı olunca da az aşınma görülmüştür. Akrilik diş altın restorasyon karşısında %40 daha fazla aşınmıştır. Görüldüğü gibi porselen diş aşınmamakta ama kırılmaktadır. Altın restorasyona karşı porselen diş kullanılıyorsa porselenin iyi glazürlenmiş olmasına dikkat edilmelidir (11).

Plastik dişler ısıdan etkilenirler. Yaklaşık 200°C de bozulmalar başlar. Halbuki porselen dişler yavaş yavaş ısıtılırlarsa 1100°C ye kadar dayanabilirler. Yalnız ani ısı değişiklikleri porselenin yapısındaki değişik maddelerden dolayı kırılma ve çatlamalara yol açabilir (24,54,65).

Stres altında plastik dişler elastiklik limitlerini aşarak akmaya (cold flow) başlarlar ve kullanım sırasında boyutsal değişiklik gösterebilirler.

Akrilik reçinenin önemli bir özelliğide deformasyon karşısında enerjiyi absorbe etmesi ve sonra tekrar yavaş yavaş eski haline dönmesidir. Buda enerjinin ağız yapılarında absorbe edilmemesi ve sonunda da rezorpsiyona sebep olmaması demektir. Akriliğin delme sonrası düzelme değerleri (Indentation Recovery) yüksek olduğundan enerjiyi bünyesinde absorbe eder ve daha az rezorpsiyona sebep olur (24,26,85). Böylece plastik dişler darbelerin şok etkisini ortadan kaldırır ve çiğneme yükünün tüm olarak alveol kretlerine iletilmesini önler. Onun için alveol kretleri aşırı rezorbe olmuş ve/veya rezorbe olmaya yatkın hastalarda veya ince mukozalı ve tedaviye cevap vermeyen kronik iltihaplı mukozaları olan hastalarda plastik dişlerin kullanılması tercih edilir(26). Oysa porselende tam tersi bir durum söz konusudur. Delme sertlik değeri (Indentation hardness values, indentation resistance ) yüksek, delme sonrası düzelme değerleri (Indentation Recovery) ise çok düşük olduğundan enerjiyi absorbe edemezler ve rezorpsiyona sebep olurlar (26,85).

Bu yüzden çiğneme basınçlarını absorbe edemeyen porselen dişler basınları doğrudan doğruya kretlere iletir. Bu nedenle porselen dişlerin kullanıldığı vakalarda alveol kemiği üzerine daha çok yük biner. Kretleri rezorbe olmuş yaşlı insanlarda veya kemik dokusu rezorbe olmaya yatkın kişilerde porselen dişleri kullanmak uygun değildir(26).

Estetik hem porselende hemde akrilikte tatminkardır. Akrilik dişlerin estetiğinin yeterli olmadığı şeklindeki düşünce ise ilk çıkan dişlerin etkisinin



devamından başka birşey değildir. Günümüzde porcelenden ayırdedilemeyecek kalitede akrilik diş yapılmaktadır (26). Akrilik dişin bir avantajı ise özel durumlarda dişe istenilen şeklin rahatlıkla verilebilmesidir. Fakat rebazaj ve astarlama ısıya dayanıklılığından dolayı porcelenin üstünlüğü vardır (26,31). Ayrıca porcelen dişler akrilik kaideye iç stresler yaratarak kırılmalarada sebep olabilirler (74).

Bilindiği gibi akrilik kaide maddesinin monomeri akrilik diş eriterek kimyasal bağlanmayı meydana getirir. Halbuki porcelende böyle bir durum olamaz. Bu yüzden de porcelenle akrilik kaide arasında boşluk kalır. Bu boşlukta bakterilerin yerleşip üremeleri için uygun bir ortam oluşturur (24,31,38).

Literatürde porcelen diş-akrilik kaide maddesi arasında kimyasal bağlantı sağlamak ve böylece bakteri birikmesini önlemek için yapılan bazı çalışmalar vardır. Bunlar silan uygulamalarıdır (24,60,77). Porcelenle akrilik kaide arasında kimyasal bağlantı sağlamak amacıyla ilk olarak 1968 yılında silan uygulaması yapılmıştır. Bunun için diş-akrilik kaidesi yüzeyine gamma-metakiloksi propil trimetoksi silan uygulanmıştır (77). Fakat bu çalışma sonuç vermemiş ve dişhekimliğinin kullanımına sunulamamıştır. Aynı konuda 1975 yılında yapılan diğer bir çalışmada da silan uygulamasının bağlanmayı arttırmadığı bulunmuştur (60). Bu uygulamanın sadece mum eritme işlemine yardımcı bir vasıta ve kenar sızıntısını önlemede faydalı olacağı kabul edilmiştir. Sonuç olarak silan uygulamaları başarısız olmuş ve terkedilmiştir.

### **2.2.3. Yapay akrilik dişlerin yapım metodları**

Yapay akrilik dişler iki teknikle yapılır (54).

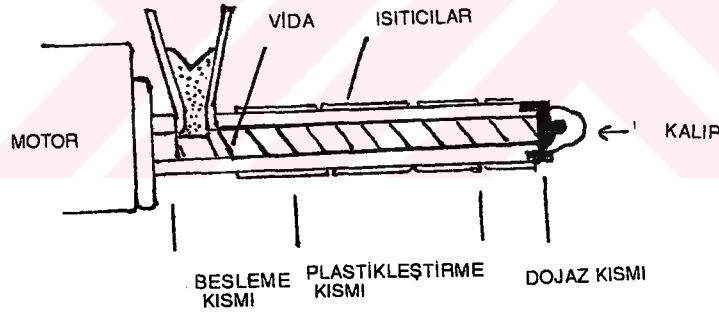
## 1) Hamur halinde kalıplama

Bu metotta klasik usullerle hamur kıvamına getirilen akrilik reçine metal kalıplarda şekillendirilir ve polimerize edilir.

## 2) İnjeksiyon kalıplama

Temel prensip akrilik tozunun ısıyla yumuşatılıp basınç altında kuvvetle kalıba itilmesidir (54).

Plastik bir maddenin akıcı bir hale getirilerek belirli bir şekil vermek üzere dar ve şekilli bir kalıptan basınçla geçirilmesi işlemine ekstrüzyon denilir. Plastik işleme endüstrisinde ekstrüzyon işlemi çok geniş uygulama sahası bulmaktadır. Ekstrüzyon işlemi ekstruder denilen makinalarla yapılır. Ekstruder esas olarak bir silindir ve bu silindir içinde dönen bir vidadan ibarettir (Şekil 9).

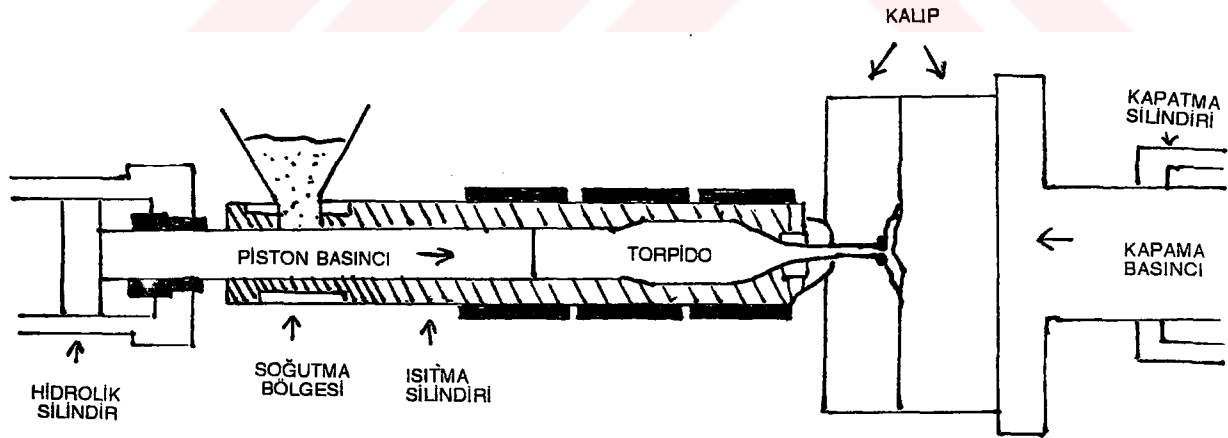


Şekil 9: Ekstruder

Ekstruder silindiri genellikle elektrikli bir ısıtıcıyla ısıtılmaktadır. Plastik madde vidanın bir ucundaki huniden silindir içine girmekte ve vidanın dönüşü ile ileri doğru itilirken kısmen silindir kenarlarından geçen ısı kısmende vidanın hareketiyle oluşan sürtünme ısı sebebiyle ısınarak

erimektedir. Vida sonuna erişildiğinde erimiş olan plastik madde silindir ucundan çıkar. Ekstruderi erimiş plastiğin bir pompası ve polimeri kimyasal ve fiziksel olarak değiştiren bir mekanizma olarak düşünmek mümkündür. Erimiş plastik ekstruderin ağızına doğru basılır. Plastiğın ekstrudere girdiği noktada basınç sıfırdır. Vidanın dönmesi ve gövdenin ısıtılmasıyla erimiş plastik öne doğru hareket ederken bir basınç birikimi oluşur. Basınç birikimi ekstrudenin ağızına doğru oldukça yüksektir. Burada alçak basınçtan yüksek basınca doğru bir akış olur. Bu akış erimiş plastiğın akışıdır. Ters olan bu akış basınç akışı olarak tanımlanır. Ayrıca ekstruderde çekiş akışı da oluşur. Basınç ve çekiş akışının birleşmesiyle erimiş plastik vida kanalı içerisinde dolaşarak iyi bir karışımın oluşmasına sebep olur (49).

Enjeksiyon sisteminde kalıpların kapatılmasında çok önemlidir. Kalıba ve kullanılan plastiğe göre uygulanan güç 230-1100 kg/cm<sup>2</sup> arasında değişebilir (49) (Şekil 10).



Şekil 10: Enjeksiyon kalıplama

Akrilik diş yapımında kısıtlı uygulama alanı olan özel bir metotta transfer kalıplamadır (57,93). Transfer kalıplama özellikle immediat protezlerde doğal dişleri taklit etmek için kullanılır. Hastadan dişler çekilmeden önce ölçü alınır, alçı model elde edilir. Dişler modelden tek tek kesilerek çıkarılır. Daha sonra klasik usullerle bu dişler muflalanır ve yerine istenilen tip akrilik polimerize edilir. Akrilik reçine ve epoksi reçine diş yapımında kullanılabilir.

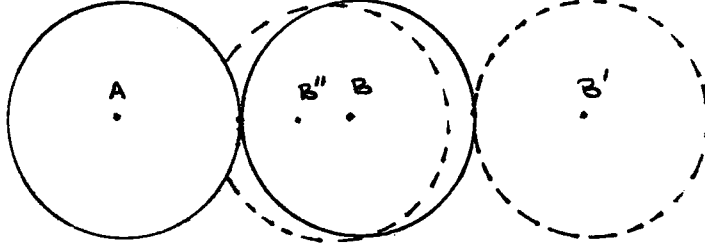
Bu şekilde üretilen dişlerin akrilik kaide maddesine daha iyi bağlanması için dişler tam polimerize edilmezler. Bu yarı polimerize edilmiş yapay diş akrilik kaide maddesiyle beraber muflaya girdiği zaman bağlanma dayanımı çok artmaktadır. Bu sistem özellikle epoksi reçineden diş üretilirken kullanılmaktadır. Klasik akrilikte  $345 \text{ kg/cm}^2$  olan değer yarı polimerize edilen sistemde epoksi reçine için  $548 \text{ kg/cm}^2$  olarak bulunmuştur (57,93).

### **2.3. Polimerlerin bağlanma mekanizmaları**

Plastik dişlerin en büyük avantajlarından biride akrilik kaide maddesine kimyasal olarak bağlanmasıdır. Fakat plastik diş-akrilik kaide maddesi arasındaki bağlantıda mekanik bağlanma ve sıkıştırma kuvvetlerinin de rolü vardır (17,20,21,35, 44,48,61,68,69,73,75,81).

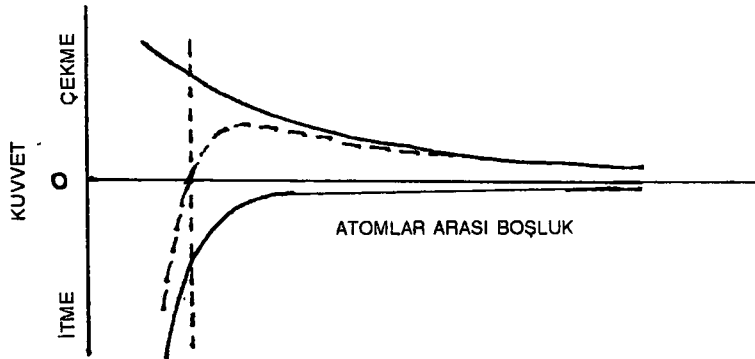
Katı bir cismin yapısı nasıl olursa olsun atomların veya moleküllerin birbirlerine çok yaklaşmasını önleyen bir faktör vardır. Mesela bir atomun merkeziyle komşu atomun merkezi arasında bir çap kadar uzaklık vardır. Şayet atomlar birbirlerinden uzaklaşmak isterlerse çekim güçlerinden dolayı ayrılamazlar. Aynı şekilde birbirlerine yaklaşmak isteselerde gene yüklerinden dolayı birbirlerini iterler. Bu durumda atomlar belli bir dengede

dururlar. Şayet bu çekme veya itme kuvvetleri arasındaki denge bozulursa kopma meydana gelir (65) (Şekil 11).



**Şekil 11:** İki atomun şematik şekli. A ve B denge durumunda. B'; A'dan uzaklaşmış olan atom. B''; A'ya yaklaşan atom.

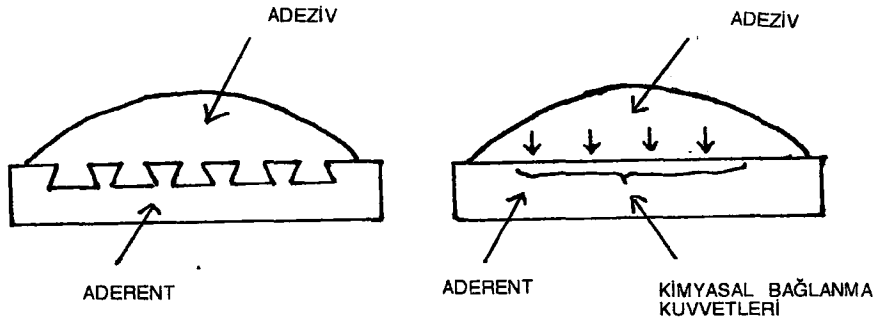
Bu denge, atomlar arasındaki kuvvetlerden ayrıca enerji faktörüyle de ilişkilidir. Fizik kurallarına göre enerji kuvvetin uzaklıkla çarpılmasıyla ölçülür. Sonuçta meydana gelen güç (F) (Şekil 12'deki noktalı çizgi) atomlar arası mesafeyle çarpılırsa bağlanma enerjisi olarak adlandırılan değer bulunur (65) (Şekil 12).



**Şekil 12:** Atomlar arası boşlukla, atomlar arası kuvvetler arasındaki ilişki

Yüzeyleri temas halinde olan iki cismin, birbirlerine benzemeyen moleküllerini birarada tutan kuvvete yani farklı maddelerin atom veya moleküllerinin birbirini çekmesine adezyon denir (24,26). İki yüzeyi birbirine bağlayabilen maddelere adeziv, adezivin uygulandığı maddeye ise aderent denir (54). Konumuzda ise polimerize olan akrilik kaide maddesi hamuru adeziv, daha önce polimerize olmuş olan plastik diş yüzeyi ise aderent olarak düşünülebilir. Atomlar arasında sürekli bir çekme kuvveti olduğundan adeziv kuvvetler çok önemlidir. Adeziv bağlanmayı zayıflatan stresler termal genişleme katsayısında değişikliğe ve boyutsal değişikliğe sebep olurlar (24). Atomlar arası bağlanma primer veya sekonder bağlanma olara ikiye ayrılabilir. Primer bağlanma kimyasaldır, sekonder bağlanma ise mekaniktir ve fiziksel kuvvetlerden söz edilir (24,54,65).

Mekanik adezyon bir yüzeyin diğer bir yüzeye retansiyonu şeklinde düşünülür (24). Mekanik bağlanmada adeziv yalnızca aderentin yüzeyinin andırkatlarına girer (54) (Şekil 13).



**Şekil 13:** Mikromekanik bağlanmayla, kimyasal bağlanma arasındaki farkın şematik görünümü

Şayet, yüzey düzensizlikleri yalnızca birkaç mikrometre ise mikromekanik bağlanma olarak adlandırılır. Fakat andırkat kaviteleri açılmış ve farklı maddeler kullanılarak bağlanma elde edilirse makromekanik bağlanma söz konusudur (54).

Primer atomik bağlanmanın değişik tipleri vardır (65).

**İonik bağlanma:** İonik bağlanma en basit kimyasal bağlanmadır ve pozitif ve negatif yüklerin ortak çekimi sonucudur. Buna en tipik örnek  $\text{Na}^+$  ve  $\text{Cl}^-$  dur. Sodyum atomunun dış kabuğunda bir değerli elektron bulunurken klor atomunun dış kabuğunda ise 7 elektron vardır. Klor atomlarının sodyum elektronlarını paylaşması sonucu stabil bir yapı olan  $\text{NaCl}$  oluşur.

**Kovalent bağlanma:** Birçok kimyasal yapıda iki değerlikli elektronlar paylaşılır. Buna en tipik örnek  $\text{H}_2$  dir. Hidrojen atomunun her atomu diğer atomla birleşir ve stabil hale geçer. Mesela karbon 4 elektrondur ve hidrojenle birleşerek metanı oluşturur.

Kimyasal bağlanmada adezivin yüzeye kimyasal çekimi söz konusudur. Şayet çekim Van der Waals kuvvetleri ile olmuşsa sonuç bağlanma nispeten zayıf olur. Diğer taraftan iyonik veya kovalent bağlanma meydana gelirse sonuç bağlanma daha kuvvetli oluşur (54).

Hangi çeşit bağlanma oluşmuş olursa olsun adezivin aderent yüzeyini ıslatması gereklidir. Mekanik bağlanmada adeziv hemen hemen bütün yüzeyi kaplamalı ve yüzeyin bütün andırkatlarına girmelidir. Ancak böylece mekanik bağlanma oluşabilir. Kimyasal bağlanma oluşabilmesi için ise adezivin aderent yüzeyini ıslatması ve çok sıkı bir temas oluşturması gereklidir (54).

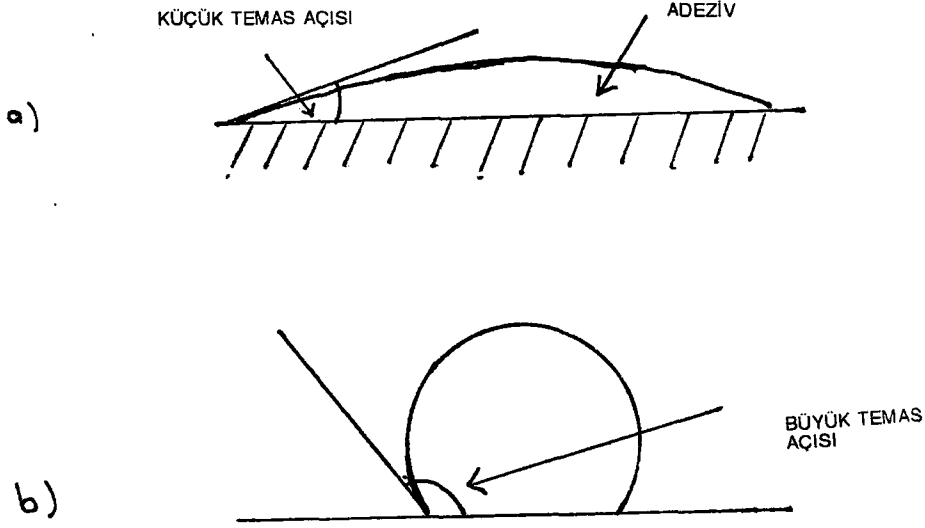
Adezivin yüzeyi ıslatabilme kabiliyeti temas açısının ölçülmesiyle değerlendirilir. Temas açısı bir damlanın yüzeyle arasında oluşturduğu açıdır. (24,65). Katı bir yüzey üzerine konulan çok az miktardaki bir sıvı eğer dağılmazsa bir damla halini alır. Bu damlanın katı cismin yüzeyi ile yaptığı açı, katı ile sıvı arasındaki adezyonu ve katı yüzeyin ıslanabilme özelliğini gösterir. Temas açısı termodinamik veya mekanik denge durumunda sıvı damlasının üzerinde durduğu katı yüzey ile, kendi yüzeyi arasındaki açı olarak tanımlanır (26) . Temas açısı büyüdükçe katı cismin yüzeyinin ıslanabilirliği azalmakta, küçüldükçe artmaktadır. Bir cismin ıslanabilirlik oranını etkileyen faktörler vardır. Bunlar arasında katı ve sıvı maddenin kimyasal özellikleri, sıvının viskozitesi, damla büyüklüğü, sıcaklık, katı yüzeyin pürüzlülük miktarı ve sıvının yüzey gerilimi sayılabilir. Polimetilmetakrilat iyi ıslanabilirlik gösterir yani düşük değme açısı değeri vardır (26).

Şekil 14-a da iyi bir ıslanma yani küçük temas açısı görülmektedir. İdeal olan bu açının sıfır olmasıdır. Şekil 14-b de ise yüksek temas açısı görülmektedir. Bu durum kötü ıslanmayı gösterir, yani zayıf bir adezyon oluşmaktadır (54) .

Temas açısının etkileyen en büyük faktör adezivin yüzey gerilimi (YG) ve aderentin serbest yüzey enerjisidir (SYE). Şayet düşük değme açısı elde etmek isteniyorsa  $SYE > YG$  olmalıdır (54).

Sıvıların yüzeyinde kohezyon kuvvetleri yüzey gerilimi diye adlandırılan bir durum oluştururlar. Yüzey gerilimi bir sıvı tarafından bir çizgi boyunca oluşan kuvvettir. Bu olay sıvıların yüzeyindeki dengesiz moleküler çekim kuvveti nedeniyle meydana gelir.





**Şekil 14: Temas açısı**  
a) İyi ıslanma, b) Zayıf ıslanma

Bir sıvının içindeki moleküller birbirlerini eşit bir kuvvetle çekerler. Bu durum kohezyon denen bir özelliktir. Fakat sıvının yüzeyinde bulunan moleküller aşağıya ve yan taraflara yani sıvının kütlesine doğru çekilmekle beraber yukarıya çekilemezler. Çünkü yukarı boştur yani yüzeyde moleküller çekim dengede değildir. İşte yüzeydeki bu dengesiz kuvvete serbest yüzey enerjisi adı verilir (26).

Katı cisimlerde serbest yüzey enerjisi sadece yüzey hareketli olduğu zaman ortaya çıkar. Katıların serbest yüzey enerjisini ölçmek sıvılara göre çok daha zordur. Sıvılar arasında en yüksek serbest yüzey enerjisi civa da görülür. Bu yüzden yere düşen bir damla civa hemen top gibi yuvarlak hale gelir (26). Şayet iyi bir bağlanma elde edilmek isteniyorsa aderentin serbest yüzey enerjisini en üst düzeye çıkarmak gereklidir. Serbest yüzey

enerjisi düzeyini yükseltmek için yüzeyin temiz, kuru, yağlardan temizlenmiş olması gereklidir (54).



## 2.4. Konuyla ilgili çalışmalar

Konumuzla ilgili ilk çalışma 1952 yılında Schoonover ve arkadaşları tarafından yapılmıştır (73). Araştırmacı bu çalışmada sadece artık mum varlığının bağlanmayı etkileyip etkilemediğini incelemiştir. Dişin kret yüzünde herhangi bir şekil değişikliği yapmamıştır. Kullandığı dişlerin kret yüzünün şeklininde nasıl olduğu hakkında bilgi vermemiştir. Araştırmanın amacı yalnızca mum eritme işleminde kullanılan metodların etkinliğini karşılaştırmaktır. Örnekler ADA No: 15 4.3.4'e yakın ölçülerde hazırlanmıştır. Mumdan hazırlanan örnekler klasik işlemlerle muflalanmıştır. Mum eritme için 4 metod kullanılmıştır.

Metodlar ve sonuçları şöyledir:

	<u>kg/cm<sup>2</sup></u>
1) Kontrol grubu (Mumsuz)	365
2) Yalnız kaynar su	147
3) Kerosen-eter karışımı	400
4) Sentetik ev deterjanı	372
5) Kalay yaprak (tin-foil)	105

Sonuçlardan da görüldüğü gibi en yüksek değer kerosen-eter karışımının uygulandığı metodda çıkmıştır. Fakat bu karışımın çok pahalı olması, kötü kokması ve çok yanıcı olması yüzünden dişhekimliğinde kullanılamamıştır. Yalnız sıcak suyla yıkamak kesinlikle yeterli olmamaktadır. Halbuki deterjanla yıkamak bağlanmayı çok büyük oranda arttırmaktadır. Araştırmacı çalışmasına dayanarak şu önerilerde bulunmaktadır:

1) Mum yeterince ısıtılıp tek parça halinde çıkarılmalıdır. Fazla ısıtma akrilik dişin mum emmesine sebep olacaktır.

- 2) Sıcak deterjanlı suyla mufla üç kere yıkanmalıdır.
- 3) Sıcak musluk suyuyla deterjanlı su iyice akıtılmalıdır.

1971 yılında Rupp ve arkadaşları soğuk akrilik kaide plağına akrilik dişlerin bağlanmasını incelemişlerdir (73). Soğuk akriliğin plastik diş bağlanması sıcak akriliğe göre daha azdır. Bu sorunu gidermek için birçok metod denenmiştir. Bu çalışmada ise bu amaçla çeşitli solusyonlar kullanılmıştır. Çözücü içeren bir solüsyon ve polimerize edilebilir monomer kullanımı plastiklerin bağlanmasını kuvvetlendirmektedir. Sıcak akrilikle olan bağlantı gibi bir bağlantıyı sağlamak için soğuk akrilik-plastik diş ilişkisinde bir solüsyon kullanmak gerekmektedir. Bu, çözücü-polimerize olabilen sistem, yüzeyi şişirir ve polimerize edilen maddeye diffüze olmayı sağlar. Polimerizasyon sırasında polimer zinciri ağı, örgü şeklinde olur, bunun sonucunda da gerilim kuvvetleri esas plastiğe göre %80 artar. Bağlanma kuvveti çözücünün penetrasyon derecesine ve ağ şeklindeki polimer zincirinin kuvvetine bağlıdır. Sıvı akriliklerle diş arasında daha iyi bağlanma olması için üretici firmalar yeni hazırlanmış oldukça yumuşak akriliğin dişin kret yüzüne konulmasını önermişlerdir. Bunun sakıncası bitmiş bir protezde kole bölgesinde bu akriliğin porozite yaparak estetiği bozmasıdır. Bu çalışmada kullanılan solüsyon metilen klorid ( $CH_2Cl_2$ ) ve metil metakrilat monomeridir. Eşit miktarda karıştırılan bu iki madde değişik sürelerle diş uygulanmıştır. Sonuçlara göre 7 dakikalık bir uygulama maksimum sonucu vermiş, tutuculuk %80 artmıştır. Daha uzun süre ise bağlanmayı azaltmıştır. Rupp bu metodun kolay olduğunu, hiçbir yardımcı malzemeye gerek olmadığını ve zaman kaybı olmadığını iddia etmiştir. Örnekler ADA No: 15 4.3.4'e uygun hazırlanmıştır. Birkaç değişik marka diş kullanılsa ve kret yüzünde şekil değişikliği yapılsa daha geniş kapsamlı bir çalışma olabilirdi.

1972 yılında Amerika Birleşik Devletlerinde S.Civjan tarafından yapılan bir araştırmada sıvı akriliğin akrilik dişlere bağlanması incelenmiştir (18). Bu çalışmada dişlerin kret yüzeylerindeki şekil değişikliği ile uygulanan basıncın ve uygulanan ısının miktarının etkileri incelenmiştir. Dişler üç gruba ayrılmıştır. Birinci grupta dişler üreticiden alındığı gibi bırakılmıştır. Bu gruptaki örnekler yaklaşık 2.54 cm'lik su içinde 6804 gr basınç altında 30 dakika bırakılmıştır. Su sıcaklıkları da 22.2°C, 37.7°C, 65.5°C ve 100°C dir. İkinci grupta ise dişlerin kret yüzüne monomer sürülmüştür. Örnekler 6804 gr basınçta 30 dakika süre ile 22.2°C de ve 6804 gr basınçta 90 dakika, 65.5°C veya 100°C da 30 dakika bırakılmıştır. Üçüncü grupta ise, dişlerin kret yüzünün cilası, aşındırıcı karborandum bantla dişin şekli bozulmadan kaldırılmıştır. Örnekler 6804 gr basınçta 30 dakika 22.2°C ve 65.5°C sıcaklıkta tutulmuştur. Ayrıca aynı gruplar sıcak akrilik kaide maddesiyle de kontrol grubu olarak hazırlanmıştır. Bütün örnekler ADA No: 15.4.3.4'e uygun olarak hazırlanmıştır. Sonuçlar şöyledir: Orjinal halinde alınan dişlerin hepsinin değerleri ADA'nın öngördüğü miktara ulaşamamıştır. Burada uygulanan basınçta etkili olmamıştır. Yalnız sıcaklık arttıkça daha iyi bir bağlanma meydana gelmiştir. 22°C de 140 kg/cm<sup>2</sup> olan değer, 100°C de 288 kg/cm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur. Dişin kret yüzünün monomerle ıslatılması değerlerin çok düşmesine sebep olmuş, bağlanma çok zayıf kalmıştır. En iyi sonuçlar dişin kret yüzünün aşındırıldığı örneklerde çıkmıştır. Bu grupta da en yüksek bağlanma dayanımı 400 kg/cm<sup>2</sup> ile 37.7°C de bulunmuştur. Fakat bütün bu değerler ADA'nın verdiği 316 kg/cm<sup>2</sup> lik rakama ulaşamamıştır. Bu yüzden yazar sıvı akrilik kullanımında Rupp, Bowen ve Paffenbarger'in (68) önerdiği metilen diklorid-metil metakrilat karışımı solusyonunun kullanılmasını önermektedir.

1973 yılında Morrow ve arkadaşları iki değişik akrilik kaide maddesiyle plastik dişin bağlanmasını incelemişlerdir (61). Bu çalışmanın üç amacı vardır.

1) Klasik akrilik ile çapraz bağlantılı akriliğin bağlanma ve germe dayanımını incelemek

2) Dişin krete bakan yüzüne lak bulaşmasının etkilerini incelemek

3) Dişin krete bakan yüzünün monomer/polimer solusyonuyla ıslatılmasının etkisini incelemektir.

Örnekler ADA No: 15 4.3.4'e uygun olarak hazırlanmıştır. Bütün deneylerde aynı marka diş kullanılmıştır. Kullanılan akrilik ise Lucitone 199 ve Lucitonedur. Deneyler üç bölümde yapılmıştır:

**Grup I-** Üç grupta incelenmiştir:

a) Lucitone 199 kontrol grubu olarak kullanılmıştır. Hiçbir değişiklik ve uygulama yapılmadan örnekler hazırlanmıştır.

b) Dişin krete bakan yüzü 10 dakika süreyle monomer/polimer solusyonuyla ıslatılmıştır.

c) Dişin krete bakan yüzüne lak sürülmüştür.

**Grup II-** Klasik akrilikle çapraz bağlantılı akriliğin bağlanma dayanımı karşılaştırılmıştır.

**Grup III-** Diş kullanılmamış her iki akriliğin sadece germe dayanımı incelenmiştir.

Sonuçlara göre bilinenin aksine çapraz bağlantılı akrilik bağlanmayı azaltmamıştır. İstatistiksel olarak anlamlı olmasada biraz daha yüksek değerler bulunmuştur. Diş monomer/polimer solusyonu sürmekte

genel kanının aksine bağlanmayı anlamlı derecede azaltmıştır. High-impact akriliğin germe dayanımı daha fazla çıkmıştır. Dişe lak bulaşmasında bağlanmayı büyük ölçüde zayıflatmıştır.

1982 de İngiltere’de Hugget ve arkadaşları tarafından yapılan bir çalışmada ise dişin kret yüzündeki şekil değişiklikleri incelenmiştir (44). Bu çalışmada biri klasik akrilik diğeri oto-polimerizan akrilik olmak üzere iki çeşit kaide maddesi kullanılmıştır. Kesici gruptan seçilen dişlerde ise aşağıdaki gibi şekil değişikliği yapılmıştır.

- 1) Diş olduğu gibi bırakılmıştır.
- 2) Dişin krete bakan yüzü kretin şekline uygun aşındırılmıştır.
- 3) İkinci maddeki gibi hazırlanan diş yüzeyi daha sonra cilalanmıştır.
- 4) Dişin içine mekanik retansiyonlar açılmıştır. Kullanılan sıcak akrilik De Trey Trevalon ve De Trey Self Cure’dir.

Sonuçlara göre sıcak akrilikle yeterli bir bağlantı olmuştur. Umulanın aksine dişin kret yüzünün aşındırılması bağlanmayı azaltmıştır. Soğuk akrilikde bağlanma zayıf olmuştur. Araştırmacı bu sonuçlara göre bağlanmayı arttırmak için yüzey değişikliğine gerek olmadığını, klasik işlemlerin yeterli olduğunu ileri sürmektedir. Bize göre bu araştırmanın yapılmasında standartizasyon hatası yapılmıştır. Aynı ebattaki dişler alınmamış ön grup dişler karışık olarak kullanılmıştır. Yüzey farklılığının sonuçları etkilemiş olduğunu düşünmekteyiz.

1983 de İngiltere'de Ritchie tarafından yapılan bir araştırmada ise sıcak akrilik ve soğuk akrilikle beraber diştede şekil değişiklikleri yapılmış ve incelenmiştir (68). Sıvı tip soğuk akrilik olarak Levopress ve Palapress, sıcak akrilik olarak da QC 20 kullanılmıştır. Dişlerin krete bakan yzzeyleride dzy, iē bkyey ve dış bkyey olarak hazırlanmıştır. Ayrıca soğuk akrilik deneylerinde dişe adeziv (polimer/monomer karışımı iēinde ēzölmüř dimetilen klorid) uygulamasıda yapılmıştır. adeziv akriliğin tepilmesinden 5 dakika önce uygulanmıştır. Adezivler bütyn örneklerde bağlanma dayanımını azaltmıştır. İēbükey örneklerde de zayıf sonuçlar elde edilmiştir. En iyi şeklin dzy kret yzzeyi olduğu bildirilmiştir. Sıcak akrilik (QC 20) bütyn deneylerde soğuk akriliğe göre daha iyi sonuçlar vermiştir. Bu ēalıřmada sonuç olarak yüksek ısı ve uzun polimerizasyon tavsiye edilmektedir. Ancak, ēok yönlü ve kapsamlı bir araştırma olmasına rağmen bu ēalıřma konuya belirgin bir öneri getirememiştir.

1985 yılında A.M. Fletcher daha önce sözüny ettiğimiz Ritchie'nin ēalıřmasına benzer ayrı bir araştırma yapmıştır (35). Araştırıcı da aynı materyel ve metodu kullanmıştır. Yani soğuk ve sıcak akrilik kaide maddesi ve dzy, iē bkyey, dış bkyey şekillerinde plastik dişler kullanılmıştır. Buradaki önemli fark dişlerin krete bakan yzzyünün aşındırılmasıdır. Bütyn akrilik ve diş ēeřitlerinde kret yzzyünün aşındırılması bağlanma dayanımını anlamlı derecede arttırmıştır. Araştırıcı üretici firmaların diş şeklini gözden geçirmelerini ve rahatlıkla aşındırabilinecek şekilde üretmelerini önermektedir.

1986 yılında Tel Aviv, İsrail'de H.S.Cardash tarafından yapılan bir araştırmada dişin krete bakan yzzyündeki değişik şekilli olukların etkisi incelenmiştir (20). Tek tip akrilik (De Trey :QC 20) kullanılmıştır. Dişler ise dört grupta toplanmıştır:



**Grup A:** Üreticiden alındığı gibi bırakılmıştır.

**Grup B:** Mesio-distal yönde iki mm derinlik ve iki mm genişlikte düz bir oluk açılmıştır.

**Grup C:** Aynı yerde ve ölçülerde tersine konik bir frezle oluk açılmıştır.

**Grup D:** iki mm çapında yarım yuvarlak bir oluk açılmıştır.

Sonuçlar birbirine çok yakın çıkmıştır. İstatiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Bu çalışmada akrilik kaide maddesi olarak değişik markalar kullanılsaydı daha kapsamlı bir çalışma olabilirdi.

Diş akrilik bağlanma dayanımı konusunda yapılan en kapsamlı araştırmalardan biri de 1986 yılında Amerika Birleşik Devletleri'nde C.Wayne Caswell tarafından yapılan bir araştırmadır (17). Bu araştırmacı üç çeşit akrilik diş ve iki çeşit akrilik kaide maddesi kullanmıştır. Kullanılan dişler Trubyte Bioform IPN, (Dentsply International Inc, York, Pa) ve Orthosit (Julius Aderer, Inc, Long Island City, N.Y) ile Cristal ND (Bruno Pozzi Dental Products, Oxnard, Calif.) dir. IPN yani Interpenetrating polymer network terimi Miller tarafından 1960 da bulunmuş ve materyal sınıflamasında tam olarak gösterilmiştir (17,20). Sperling bunların yeni polimer bileşimleri olmadığını, mevcut polimer yapılarının modifikasyonu olduğunu tespit etmiştir. Kullanılan akrilik kaide maddeleri ise K.33(Modern Materials, St Louibs, MO) ve Lucitone 199 (L.D.Caulk Company, Division of Dentsply International Incorporated, Milford, Del.)'dir. Örnekler ADA'nın 15.4.3.4. nolu spesifikasyonuna göre hazırlanmıştır. Dişler üç grupta hazırlanmıştır. 1. Grupta dişler üreticiden alındığı şekilde bırakılmış, 2. Grupta krete bakan yüzeyleri bir mm aşındırılmış, 3. Grupta ise krete bakan yüzeyler üç mm aşındırılmıştır. Germe dayanımı

testleri yapıldıktan sonra sonuçlar şöyle bulunmuştur. Trubyte Bioform IPN dişi bütün deneylerde en iyi sonuçları vermiş, diğer iki dişden anlamlı derecede yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir. Akrilik kaide maddeleri arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Krete bakan yüzeyi bir mm ve üç mm aşındırılmış dişlerle hiç aşındırma yapılmayan dişler arasında da anlamlı fark bulunmuştur. Aşındırılan dişlerdeki kopmaların hepsi dişin içinde olmuştur. Bu da dişin üretiminde tabakalar arasında yeterli bağlantı olmadığını gösterir. Aşındırma yapılmayan dişlerde ise kopmalar bağlanma yüzeyinde olmuştur. Çok başarılı ve detaylı bir araştırma yapan araştırmacı sonuçları, istatistiksel olarak yorumlayamadığı için bir sonuca varamamıştır.

1987 yılında Japonya'da K.Ishigami bağlanma dayanımı konusuna ışıkla polimerize olan akriliği (VLC) de katmıştır (45). Bu araştırmacı klasik akrilik kaide maddesiyle VLC akriliğini kıyaslamıştır. Klasik akrilik olarak Acron (G-C), ışıkla polimerize olan akrilik olarak da Triad (Dentsply) kullanılmıştır. Kullanılan akrilik diş ise Real Crown (Shofu) dur. Dişlerin bir bölümü üreticiden alındığı gibi bırakılmış, diğer bölümünün ise krete bakan yüzüne retansiyon olukları (8 numaralı rond frezle 2,3 mm derinliğinde) açılmıştır. Ayrıca retansiyon oluşu açılan gruplara  $CH_2Cl_2$  (dikloremetan) sürülmüştür. Örnekler 37 °C deki suda 14 gün bırakıldıktan sonra Instron test makinasında kırılmıştır. VLC ile yapılan deneyde retansiyon oluşu açılan dişler, üreticiden alındığı gibi kullanılan dişlere göre 1.5 kat daha fazla bağlanma dayanımı göstermiştir. Retansiyon oluklarının mekanik etkisinin bu sonuçta etkili olduğu kabul edilmektedir. Ayrıca  $CH_2Cl_2$  sürülen retansiyon oluklu dişler ise bu değerden de iki kat daha fazla bağlanma dayanımı göstermiştir. Yazar bu sonucuda diklorometanın akrilik yüzeyini eriterek veya şişirerek akrilikler arasındaki bağlanmayı arttırdığı şeklinde açıklamaktadır. Sıcak akrilik bloğuna

VLC ile tamir şeklinde bağlanan dişlerde ise bütün değerler yukarıdakinden düşük bulunmuştur. Bu çalışmada örnek sayısının az alınması (her grup için 5 örnek ) istatistiksel sonuç alınmasını önlemiştir. ayrıca kullanılan yöntemle sıcak akrilik ile VLC arasında kıyaslama yapmak zordur.

1987 yılında M.H. Spratley tarafından Avustralya'da yapılan bir araştırmada özellikle diş üzerindeki mum ve lak kalıntılarının etkisi incelenmiştir (81). Bu çalışmada Lumin Acryl diş ve Gel flex Standard akrilik kaide maddesi kullanılmıştır. Rutin laboratuvar şartlarını taklit etmek için örnekler mumdan hazırlanmış ve muflada izolasyon içinde lak kullanılmıştır. Akrilik dişe ilaveten porselen dişde kullanılmıştır. Sonuçlar şaşırtıcıdır. Yaklaşık aynı değerlerde kuvvetler uygulandığı zaman porselenle akrilik dişler arasında önemli bir fark bulunamamıştır. Lak bulaşmasında sonucu etkilememiştir. Dişin krete bakan yüzüne monomer sürülmeside bağlanma dayanımını arttırmamıştır. Gene kret yüzünün çelik bir frezle aşındırıldığı örnekler de düşük değerler vermiştir. Araştırmacı bunu pürüzlü yüzeyin mumdan iyi temizlenemeyeceği şeklinde yorumlamıştır. Mum eritme işlemleri değişik ısılarda yapılmıştır. Etkili temizliğin ancak 90°C de yapılabildiği sonucuna varılmıştır. Daha düşük ısılarda yeterli temizlik yapılamadığından kalan mum artıkları bağlanmayı büyük ölçüde zayıflatmaktadır. Araştırmacının çalışmasına göre önerileri şöyledir. Mum eritme işlemi mutlaka 90°C de yapılmalı ve deterjan kullanılmalıdır. Dişin krete bakan yüzeyine monomer sürülmesi veya aşındırılması gereksizdir.

1990 yılında gene Japonya'da Suziki S. tarafından yapılan çalışmada klasik akrilik kaide maddesi ile çapraz bağlantılı plastik dişler arasındaki bağlanma incelenmiştir (84). SR-Orthosit, Crystal ND, Mitel-OM gibi

çapraz bağlantılı dişler klasik metodlar kullanıldığı zaman zayıf bağlanma dayanımı değerleri vermişlerdir. Dişin kret yüzüne bulaşan herhangi bir izolan madde bağlanmayı çok zayıflatmıştır. 4-META (4-metakriloksietil trimellitat anhidrid) adheziv olarak kullanıldığında bağlanma dayanımı anlamlı derecede artmıştır. İki değişik adheziv (isimleri verilmemiştir) kullanıldığında ise Orthosit ve Mitel dişleri farklı sonuçlar vermiştir.

Ülkemizde bu konuda yapılan yalnız bir çalışma vardır (16). 1990 yılında Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesinde Can ve Kansu tarafından yapılan bu çalışmada dişin kret yüzeyindeki şekil değişikliklerinin bağlanma dayanımlarına etkisi incelenmiştir. Dimak Dent marka akrilik diş ve Meliodent (Bayer) akrilik kaide maddesi kullanılmıştır. Dişler dört grupta incelenmiştir. 1. Grupta kret yüzeyi üreticiden alınan şekliyle korunmuş, 2. Grupta 1/0,8 no'lu rond frezle yuvarlak oluk açılmış, 3. Grupta ise, 36/0.21 no'lu fissur frez ile + şekilli retansiyon oluşu açılmış, 4. Grupta ise, 36/0.21 no'lu frez ile yalnızca yüzeyin cilası bozulmuştur. En yüksek değer + retansiyonlu dişlerde görülmüştür. Bundan sonra orjinal halinde bırakılan dişler ve yuvarlak oluk açılan dişler gelmektedir. Cilası aşındırılan dişler ise en düşük değerleri vermiştir. Bunun sebebi olarak da yazarlar cilalı yüzeyin kaide akriliği monomerinin dişe nüfuzunu kolaylaştırdığını öne sürmektedir. Bu çalışmada örnek sayısının az olması ve örneklerin hazırlanmasında herhangi bir spesifikasyona uyulmamasının bir eksiklik olduğunu düşünmekteyiz.

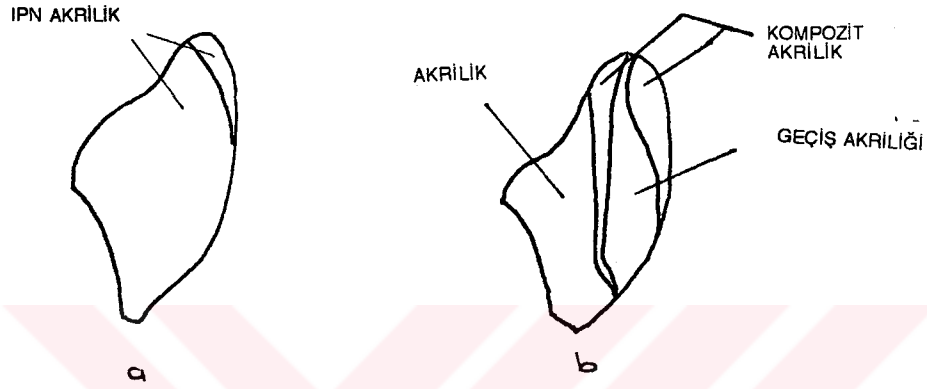
1991 yılında J.M.S Clancy ve arkadaşları tarafından Amerika Birleşik Devletlerinde ışıkla polimeri olan akriliğin (VLC) akrilik dişlere bağlanma dayanımları incelenmiştir (23). Bu çalışmada bir sıcak akrilik

(Microolon) ve iki çeşit VLC akriliği (Triad ve Extoral) kullanılmıştır. Kullanılan dişler ise Trubyte Bioform ve Trubyte Bioform IPN'dir. Ayrıca bütün deneyler thermocycling'a tabi tutulmuştur. Sonuçlar şöyledir. En yüksek bağlanma dayanımı değerleri sıcak akrilik Micralon ile her iki diş arasında görülmüştür. Triad Extoral'a göre daha yüksek değerler vermiştir. Thermocycl işlemleri Microolon ve Triad akriliklerinde etkili olmamıştır, ama Extoral akriliğinin her iki dişede olan bağlanmasını zayıflatmıştır. Akriliklerin IPN dişine bağlanma dayanımları klasik diştten farklı değildir. Her çeşit akrilikte kırığın yeri ve şekli farklı olmuştur.

1991 yılında Japonya'da Kawara tarafından bu konuda yapılan bir çalışmada ise üç çeşit akrilik kaide maddesi ve üç çeşitte akrilik diş kullanılmıştır (8). Kullanılan akrilik kaide maddeleri şunlardır: Sıcak akrilik Lucitone 199, soğuk akrilik Perm Cross-Linked ve ışıkla polimerize olan Triad. Kullanılan akrilik dişler ise Bioform (monolitik), Bioform IPN (monolitik-IPN) ve Vivosit (multilitik akrilik-kompozit karışımı) dır. Monolitik dişler bilinen klasik akrilikle yapılmış çapraz bağlantı maddeleri veya IPN ilave edilmiş dişlerdir. Multilitik dişler ise iç kısmı akrilik olan fakat tabakalar halinde bazı kompozit maddeler içeren yeni dişlerdir (Şekil 15).

Kawara bu çalışmasında örnekleri ISO' nun üç nokta bükülme testinde bir değişiklik yaparak hazırlanmıştır. Destek olarak üç nokta yerine dört nokta alınmış bunun daha gerçekçi olacağı ileri sürülmüştür. Dişlerde herhangi bir mekanik işlem yapılmamıştır. Araştırmacı çalışmasının sonucunda klasik maddelerin en yüksek değerleri verdiğini bildirmiştir. Soğuk akrilikle bütün dişler arasında kopmalar olduğunu bu yüzden de çok dikkatli kullanılması gerektiğini belirtmiştir. VLC akriliğinde ise bütün dişlerde

kopmalar olduğundan, bağlanma yüzeyinde şekil değişikliği yapılması tavsiye edilmiştir. Sıcak akrilikle yeni bir ürün olan multilitik dişler arasında başarılı bir bağlanma olmaktadır. Test sırasında kopmalar sürekli dişin içinden olmuştur. Bu da dişin yapısındaki tabakaların bağlanmalarının zayıf olduğunu ve geliştirilmesi gerektiğini göstermektedir.



Şekil 15: a) Monolitik, b) Multilitik akrilik yapay dişlerin kesiti

Yine Japonya'da 1991 yılında Hayakawa tarafından yapılan başka bir araştırmada ise ışıkla polimerize olan akrilik kaide maddesinin (LPR) akrilik dişlere ve klasik akrilik maddesine bağlanması incelenmiştir (40). Kullanılan LPR akriliği Eporex-R (Nippon Qil. Fats Co, Tokyo, Japan) dir. LPR' nin dişle ve klasik akrilikle bağlantısının zayıf olduğunu söyleyen araştırmacı bu bağlantıyı arttırmak için yeni geliştirilen bir bonding kullanmıştır. Ayrıca LPR' nin metal kaideye olan bağlanma kuvvetleri de bu bağlayıcı madde kullanılarak incelenmiştir. Ayrıca metal kaideye bağlantıyı arttırıp arttırmadığını araştırmak içinde 4-metakriloksietil trimellitat anhidrid (4-META) kullanılmıştır. Kullanılan diş Shofu (Japan), sıcak akrilik ise Acron GC (Japan)

dır. Sonuçlara göre; LPR, bağlayıcı madde kullanınca akrilik diş daha fazla bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir. Ama bu değerler genelde sıcak akrilik-diş bağlantısından düşüktür. LPR' nin kendine ve sıcak akriliğe olan bağlanması aynıdır. LPR' nin metal kaideye bağlanması daha yüksek bulunmuştur.

1992 yılında Cunningham tarafından Belfast'da yapılan bir araştırmada germe bağlanma dayanımı (tensile bond strenght) incelenmiştir (25). Araştırmacı hem ADA'nın hem de B S 3990 standardının tartışmaya açık olduğunu ileri sürerek araştırmasında kendi geliştirdiği bir yöntem kullanmış, diğer metodlarda örneklerin hazırlanırken strese tabi kaldıklarını ve standart bir bağlanma yüzeyi elde edilemediğini savunmuştur. Araştırmacı bir çeşit klasik sıcak akrilik kullanmıştır. İki gruba ayırdığı dişlerin bir bölümünü üreticiden aldığı gibi bırakmış, diğer bölümünün ise kret yüzünü aşındırmıştır. Sonuç olarak aşındırılmış ve aşındırılmamış dişlerin bağlanma dayanımları arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Konumuzla ilgili mikrodalga akriliğini içeren tek çalışma 1989 yılında Japonya'da Yamauchi tarafından yapılmıştır (96). Sert plastik dişlere mikrodalga akriliği, klasik sıcak akrilik ve 4-Meta içeren protez kaide materyalinin bağlanma dayanımları incelenmiştir. Ayrıca kret yüzünün aşındırılması ve monomerle ıslatılmanında etkisi araştırılmıştır. Plastik dişlerin mikrodalga akriliğine bağlanma dayanımı diğer iki akriliğe göre biraz daha fazla bulunmuştur. Dişin monomerle ıslatılması bağlanma dayanımını arttırmıştır. Fakat az miktarda da olsa bazı örneklerde de azaltmıştır. Özellikle monomer uygulanmış olan örneklerde kırıklar kaide akriliğinin içinde meydana gelmiştir. Araştırmacının vardığı sonuca göre sert plastik dişlerin

mikrodalga akriliği veya 4-META içeren akriliğe bağlanma dayanımı, dişin kret yüzünü aşındırmak veya monomer ile ıslatmakla artmaktadır.

1993 yılında Darbar ve ark. (27) yaptıkları araştırmayla konumuza yepyeni bir boyut getirmişlerdir. Araştırıcı bu konuda ilk defa "finite element metod" olarak adlandırılan bir metodla stres analizi yapmıştır. Bir total protezden kesit alınmış ve bunun görüntüsü bilgisayarla yüklenmiştir. Dişe gelen olası kuvvetler bilgisayar üzerinde seçilerek çeşitli değerlerde kuvvetler uygulanmıştır. Deney tamamen bilgisayarda in vitro olarak yapılmıştır. Bilgisayarın gösterdiği sonuçlara göre stres birikimi dişin bünyesinde olmuştur. Klinik olarak kopmaların diş-akrilik ara yüzeyinde olmasına rağmen stres birikiminin dişin bünyesinde görülmesi çok enteresan bir durumdur. Araştırıcı da bu durumu açıklayamamış ve bu konuda daha fazla çalışma yapılması gerektiğini bildirmiştir. Fakat bu araştırmanın asıl önemli noktasının bu konuda böyle bir yöntemle çalışma yapılabilmesi olduğunu vurgulamıştır.



### 3. AMAÇ

Araştırmamızın amaçları şöyledir:

- 1) Plastik dişlerin kret yüzünün aşındırılmasının bağlanma dayanımına etkisini incelemek,
- 2) Çeşitli tipteki akrilik kaide maddelerinin plastik dişlere olan bağlanma dayanımları arasında fark olup olmadığını incelemek ,
- 3) Farklı markalardaki plastik dişler arasında bağlanma dayanımı açısından fark olup olmadığını araştırmak,
- 4) Çok yeni bir ürün olan mikrodalga akriliğinin bağlanma dayanımı değerlerini tespit etmektir.

## 4. GEREÇ VE YÖNTEM

### 4.1. Araştırmamızda kullandığımız akrilik kaide maddeleri

Kullanılan akrilik reçineler, plastik dişler ve dişlerdeki şekil değişiklikleri Çizelge 7 'de görülmektedir.

Akrilik Diş	Meliodent (M)	Lucitone 199 (L)	Acron -MC (A)
Optodent (O)	a b	a b	a b
Ivoclar (İ)	a b	a b	a b

**Çizelge 7:** Araştırmamızda kullanılan akrilik reçineler, plastik dişler ve dişlerdeki şekil değişiklikleri

a) Dişin krete bakan yüzü 2 mm aşındırılmıştır.

b) Diş üreticiden alındığı gibi bırakılmıştır.

MOa= Meliodent - Optodent , kret yüzü aşındırılmış.

Lİb= Lucitone 199 - Ivoclar, üreticiden alındığı gibi bırakılmış.

#### 4.1.1. Meliodent

Kullanılan ilk akrilik klasik bir akrilik olan meliodentdir (Bayer Dental) (Resim 1). Ülkemizde yaygın olarak kullanılması bu markayı seçmemizin nedenidir. Meliodent ISO 1567 Tıp I sınıf L normuna uygundur. Üretici verilerine göre teknik özellikleri şöyledir:

Karıştırma oranı: 23.4 g toz ile 10 ml likit

Karıştırma süresi : 30-40 sn

Hamurlaşma süresi:  $23 \pm 20^{\circ}\text{C}$  de 6 dak.

Çalışma süresi :  $23 \pm 2^{\circ}\text{C}$  de 30 dak.



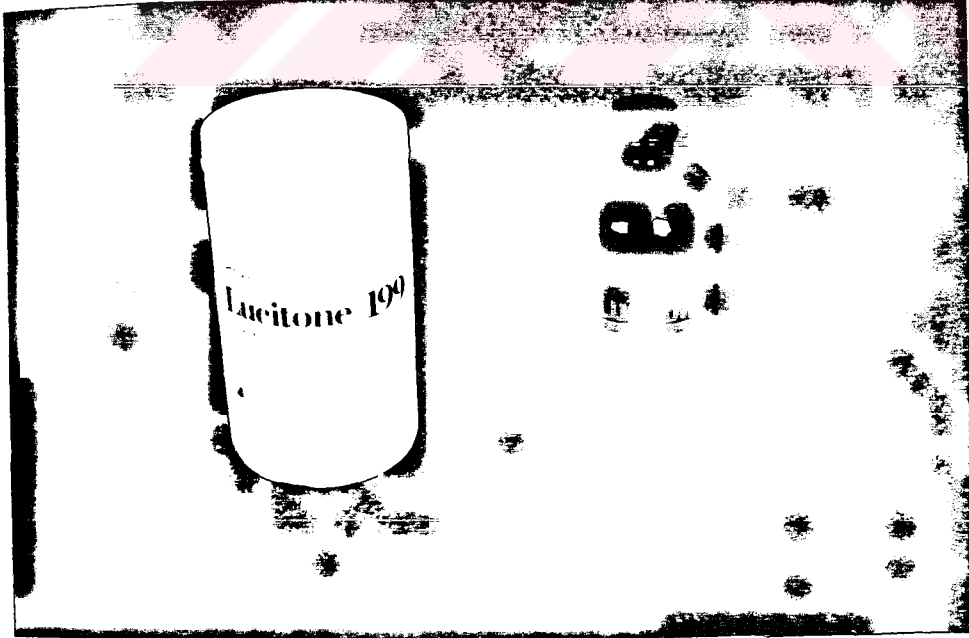
Resim 1: Meliodent akrilik reçinesi

## Polimerizasyon süresi

Meliodent'in polimerizasyonu için çeşitli alternatifler vardır. Hızlı polimerizasyon için kaynar suda 22 dakika bırakmak önerilmektedir. Tavsiye edilen yöntem ise muflayı soğuk suya koyup 30 dakika da 73°C'a getirmek, bu ısıda 30 dakika tutmak ve 30 dakikada kaynatmaktır. Diğer bir öneri ise muflayı kaynar suya koyup ısıyı kapatmak ve 20 dakika bekledikten sonra tekrar ısı vererek 20 dakikada kaynar duruma getirerek 10 dakika beklemektir (Tersine polimerizasyon). Kuru havada polimerizasyon içinse 145°C de 6-8 saat önerilmektedir. Su içinde uzun polimerizasyon için 85°C de 6-8 saat bırakılmalıdır.

### 4.1.2. Lucitone 199

Araştırmamızda kullanılan ikinci akrilik ise kauçukla kuvvetlendirilmiş sert akrilik olan Lucitone 199 dur. (Dentsply York Division, USA) (Resim 2).



Resim 2: Lucitone-199 akrilik reçinesi

Bu akriliğin seçmemizin nedeni literatürde high-impact akrilik reçine ile yapılan çalışmalarda farklı sonuçlar bulunmasıdır.

Üretici firma önerileri şöyledir:

Karıştırma süresi:	15-30 saniye
Karıştırma oranı:	21 gr toz ile 10 ml likit
Hamurlaşma süresi:	23 ± 1°C' de 10 dakika
Çalışma süresi:	10 ± 4 dakika
Polimerizasyon süresi:	73°C'da 1,5 saat bekletildikten sonra 30 dak. kaynatılmalıdır. Uzun polimerizasyon için ise 73°C'da 9 saat tutulmalıdır.

#### 4.1.3. Acron-MC

Araştırmamızda kullandığımız üçüncü akrilik ise Acron -MC (GC-Dental Ind.Corp. Tokyo, Japan) mikrodalga akriliğidir (Resim 3). Dişhekimliğinde kullanımının çok yeni olması ve konumuzla ilgili literatürde yalnız bir çalışma bulunması bu akriliği seçme nedenimizdir.

Acron-MC'nin üretici firma önerileri şöyledir:

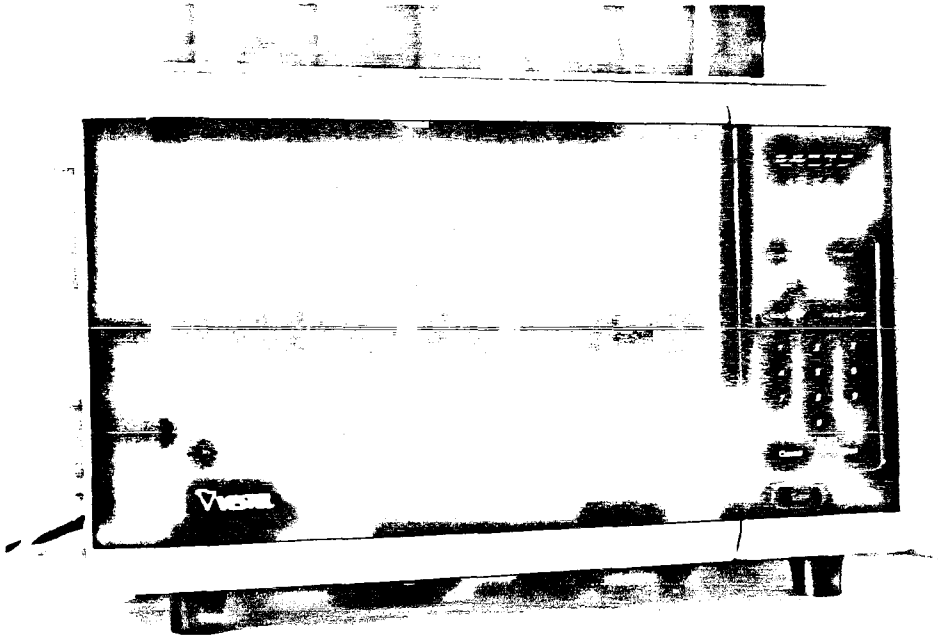
Karıştırma süresi:	Karıştırılmayacak
Karıştırma oranı:	100 gr toz ile 43 ml likit.
Hamurlaşma süresi:	230 °C de 20 dakika
Polimerizasyon süresi:	500 watt güçte mikrodalga fırınında 3 dakika tutulmalıdır.



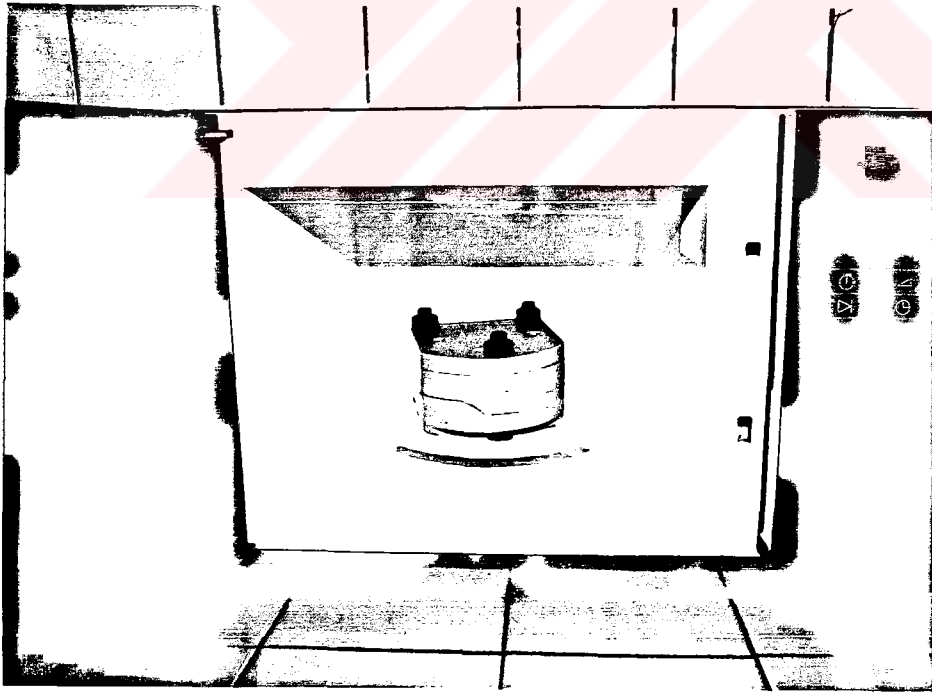
Resim 3: Acron-MC akrilik reçinesi

#### 4.1.3.1. Mikrodalga fırını

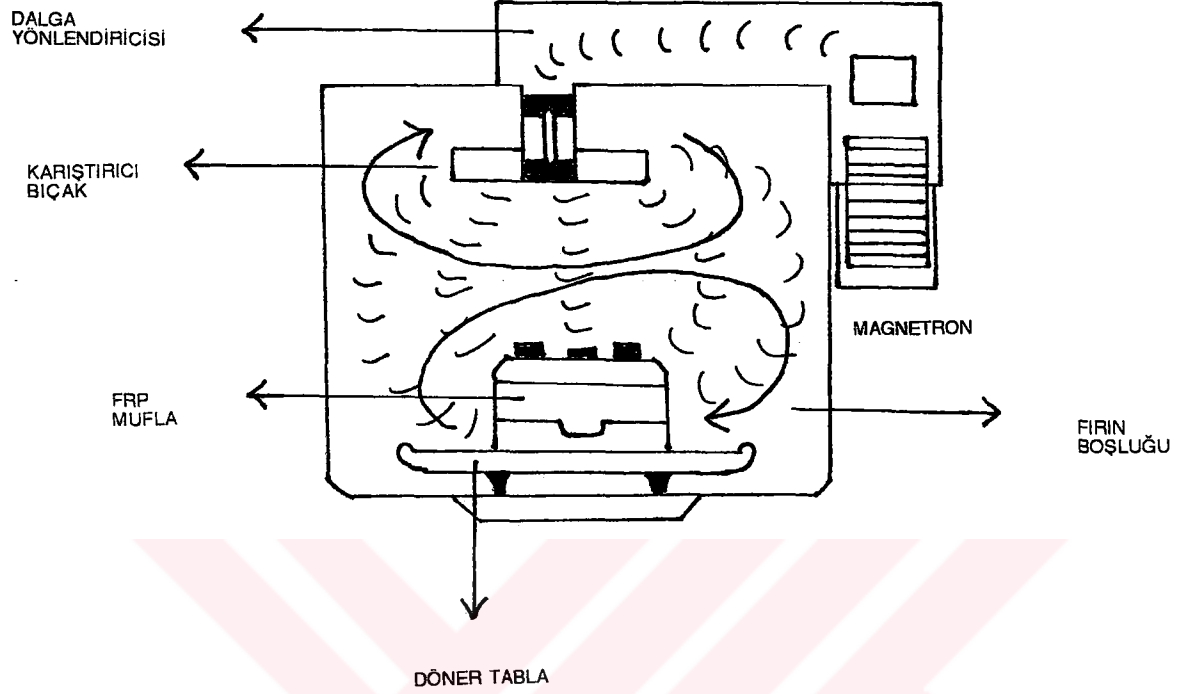
Mikrodalgalar magnetron denen bir osilatörden üretilir (osilatör: radyoda elektrik titreşimleri meydana getiren aygıt) . Mikrodalgalar düz bir dalga halinde yayılır ki buna dominant mode adı verilir. Bu yüzden etki alanı fırının her tarafında uniform ve homogen değildir. Bu duruma da soğuk spot denir. Bunu önlemek için fırınların döner tablası ve dalgaları karıştırıcı bir sistemi vardır (71). Ayrıca fırının iç duvarları da mikrodalgayı yansıtan metalden yapılmıştır (5) (Resim 4,5 - Şekil 16).



Resim 4: Mikrodalga fırını



Resim 5: Mikrodalga fırını ve mufıası



Şekil 16: Mikrodalga fırınının şematik görünümü

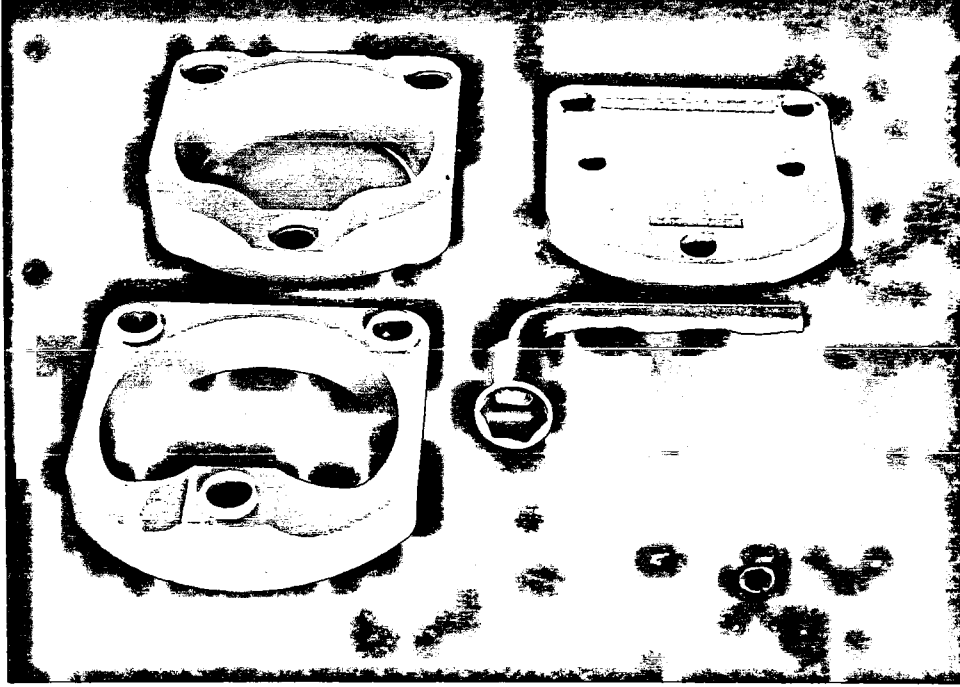
Fırının kapağı ince halkalı metal ızgaralarla desteklenmiş camdan yapılmıştır. Böylece ışının kazara dışarı çıkması önlenmiş gibi enerjinin tamamen fırın içinde kalması sağlanır. Böylece bir faraday kafesi oluşur (5). Fırın çalışırken genellikle bütün enerji absorbe edilemez ve enerji kaynağına geri yansır. Şayet yüksek oranda enerji magnetrona geri gelirse magnetronun ömrü çok kısalmır. Bu durumu önlemek için enerjiyi absorbe edecek bir kap su konmalıdır (5,30,71).



Mikrodalga fırını ayrıca oluşan ark'lerden da korunmalıdır. Mikrodalga bir metalden yansıdığı zaman metal yüzeyini yaklaşık 1 mm deler. Bu hafif delme yüzey elektronlarında gelişigüzel tarzda bir aktivasyona sebep olur. Bu durum yüzeyde dolaşan bir akım meydana getirir. Şayet bu enerji metal yüzeyinde yeterli bir düzeye erişir ve havada da belirli bir düzeye ulaşırsa bir ark oluşur. Ark başlayınca enerji kaynağı olan magnetrona döner. Bu da tüpün ve fırının harap olması demektir (5,71,94).

#### **4.1.3.2. Mikrodalga fırınında kullanılan mufla**

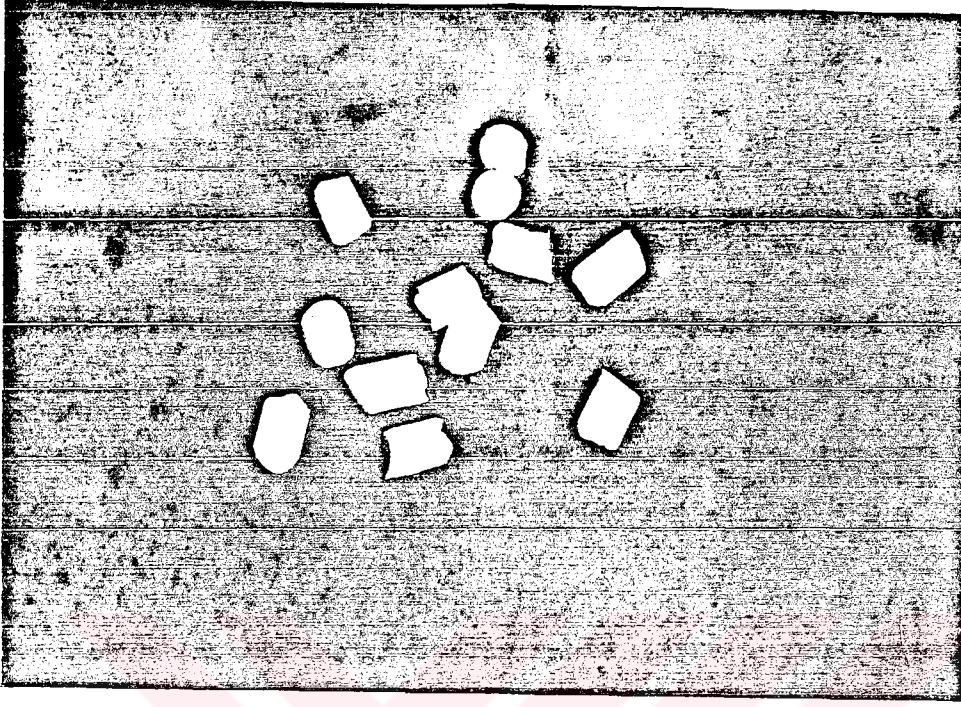
Daha önce belirttiğimiz gibi metalden klasik bir mufla mükemmel bir faraday kafesi oluşturacak ve dolayısıyla da mikrodalga fırınında kullanılamıyacaktır. Bu yüzden reçine, cam yada karbon tellerle çevrilmiş reçine, teflon, seramik, cam, fiberglas, polisüfit, arnit gibi mikrodalgaya karşı geçirgen olan maddeler üzerine çalışılmıştır (3,5,71,94.). Bu konuda ilk çalışmayı yapan Nishii (1968) metal parçalı özel bir muflayla su içinde polimerizasyon yapmış ancak bununla sınırlı bir başarı sağlayabilmiştir (5,7,94). Daha sonra Kimura (1983) değişik bir teknik kullanmıştır. Klasik metal muflaya alınan kalıp preslendikten sonra çok dikkatli bir şekilde çıkarılmış ve kauçuk bir bantla sıkıca kapatılarak mikrodalgaya konulmuştur (5). Kimura ve Teraoka 1984 yılında günümüzde kullanılan muflayı üretmişlerdir (Resim 6). FRP muflası (FRP: fiber reinforced plastics) olarak adlandırılan bu özel mufla cam fiberiyle kuvvetlendirilmiş polyster reçineden yapılmıştır ve polikarbonat civata kullanılmıştır (3,5,7,30,41,67,94). Mufla klasik işlemlere uygundur, alçı ve lak kullanılabilir (3). En büyük avantajı zaman kazandırıcıdır, ayrıca laboratuvarında daha temiz bir ortamda çalışılabilir.



**Resim 6:** Mikrodalga muflası (FRP) ve polikarbon vidaları

## 4.2 Yapay dişlerin hazırlanması

Kullanılan dişler Optodent (Bayer) ve Ivoclar (Ivoclar AG, FL- 9494 Schaan , Liechtenstein ) 'dir. Her marka dişten 90 tane alt birinci büyük azı dişi alındı. Okluzal veya servikal bölgeden ölçüldüğü zaman bukkolingual ve mesio-distal genişliği 9 mm'den büyük olan dişler seçildi (Resim 7). Dişleri örneklerin hazırlanacağı modele uygun hale getirmek için çevresinden aşındırmak gerekiyordu. Bu da C.N.C (Computer Numerically Controlled, Emco, Austria).bilgisayarlı torna ile yapıldı ve retansiyon olukları açıldı. Bu işlem için dişin okluzal kısmından yaklaşık 2 mm kaldırıldı ve 2 mm derinliğinde birbirine dik iki oluk açıldı (HSS 100 nolu sarı elmas torna ucu kullanıldı).



**Resim 7:** Dişlerin görünümü

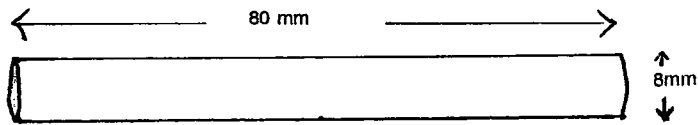
Bu hazırlık kopmaların buradan olmasını önlemek böylece gerçek bağlanma yüzeyini deneyebilmek için yapıldı. Her marka diş iki grup altında incelendi. Birinci gruptaki dişlerin kret yüzeyleri üreticiden alındığı gibi bırakılırken ikinci gruptaki dişlerin kret yüzeyleri gene C.N.G bilgisayarlı tornada 2 mm aşındırıldı (0,001 krat P I2 nolu torna ucu kullanıldı) (Resim 8).



**Resim 8:** Dişlerin bilgisayarlı tornada aşındırılması

### 4.3. Örneklerin hazırlanması

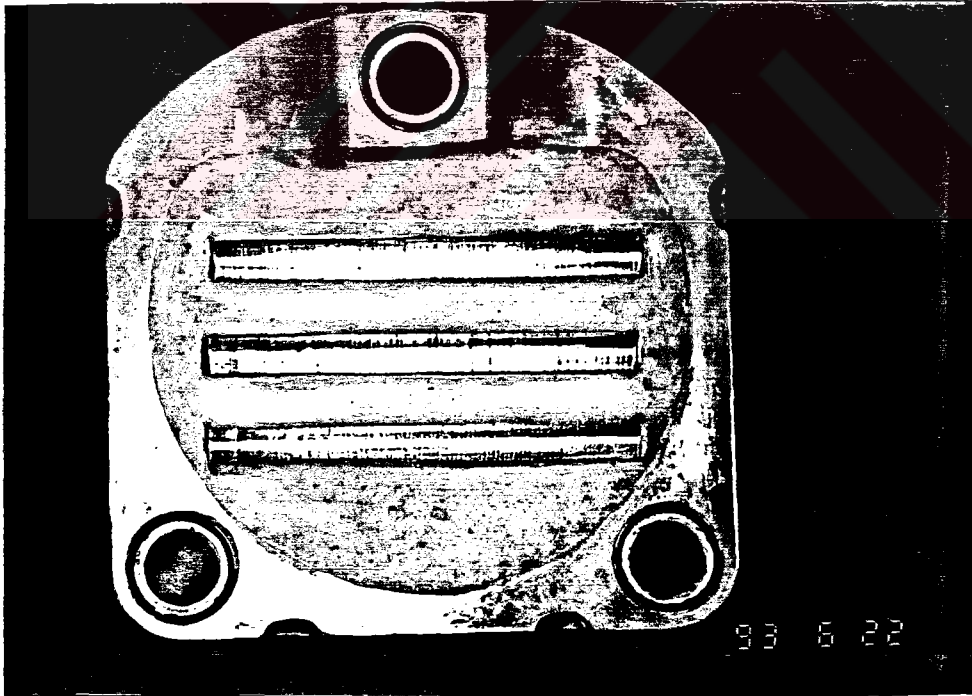
Her marka dişden 90 tane olmak üzere toplam 180 örnek hazırlandı. Örnekler klasik muflada ve Moldano tip III sert alçı (46,95) kullanılarak hazırlandı. Örnekler ADA'nın spesifikasyon No: I5 4.3.4 normuna (2) uygun olarak hazırlandı. Bunun için önce metalden 8 mm çapında ve 80mm boyunda çubuklar hazırlandı (Şekil 17).



**Şekil 17:** Metal çubuk boyutları

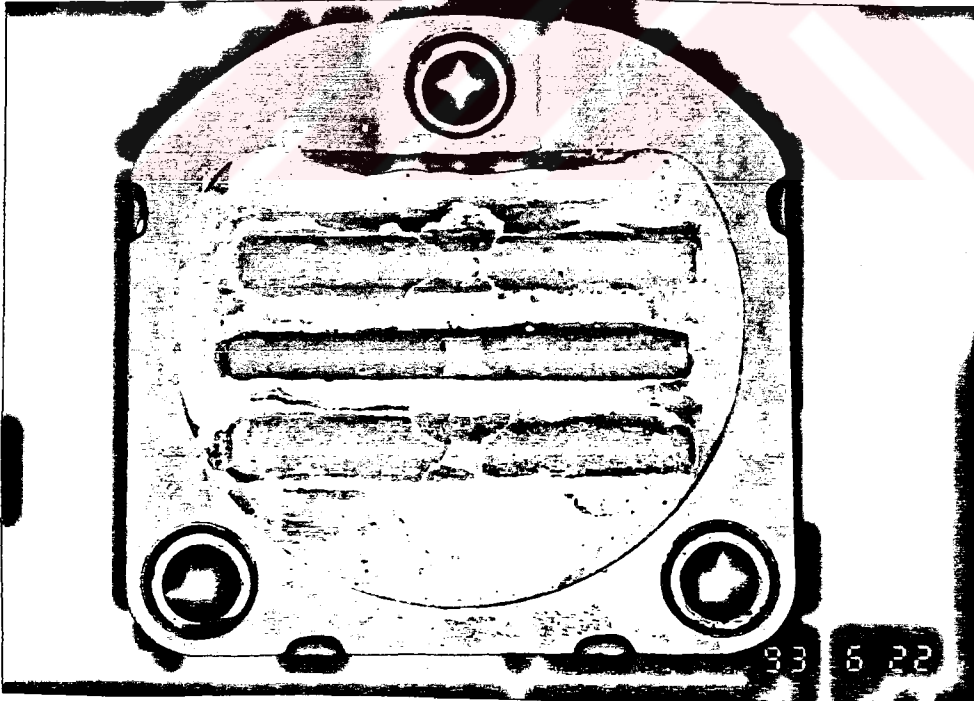
Muflanın alt parçası sert alçıyla dolduruldu ve hazırlanan metal örnekler vazelinle izole edildikten sonra tam yarısına kadar alçıya gömüldü (Resim 9). Alçı sertleştikten sonra yüzey düzeltildi ve lak (CMS, De Trey, England) ile izole edildikten sonra üst parça kapatılarak alçı döküldü. Pres altında alçı sertleşinceye kadar beklendi. Daha sonra açılan mufladan metal çubuk örnekler çıkartıldı. Böylece mufla kalıbı içinde 8 mm çapında ve 80 mm uzunluğunda boşluklar elde edilmiş oldu. Her muflaya üç tane örnek kondu. Hazırlanan dişlerin bu boşluğun tam ortasına yerleşmesi için boşluğun ortası işaretlendi.

Hazırlanmış dişler 30 sn kaynar suda tutuldu daha sonra deterjanlı suyla iyice yıkayıp bol kaynar suyla temizlenip kurutuldu.

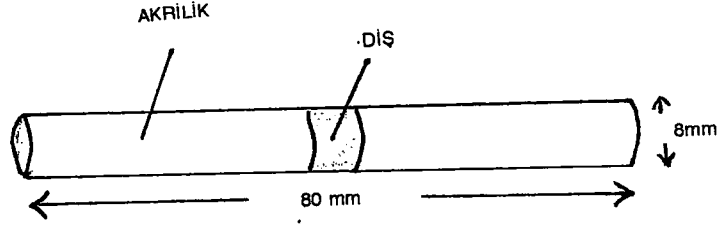


**Resim 9:** Metal çubukların mufladaki görünümü

Akrilikler üretici firmanın tavsiyesine göre oranlarıyla karıştırılıp hamur kıvamına gelmesi beklendi. Muflaya konan akrilik hidrolik preste 3000 kp basınca tabi tutularak 2 kere prova yapıldı. Fazla akrilikler kesilip atıldı ve diş önceden işaretlendiği şekilde kalıbın tam ortasına yerleştirildi. Bu şekilde bir prova daha yapıp taşan fazla akrilikler atıldı (Resim 10).Kullanılan üç çeşit akrilikte tamamen üreticinin direktiflerine uygun şekilde polimerize edildi. Piriñç mufla ve yaylı brit kullanılarak akrilikler polimerizasyon cihazında (Cavo 5501) polimerize edildi (Resim 12). Meliodent soğuk suya konarak 30 dakikada 73°C'ye getirildi, 73°C'de 30 dakika tutuldu ve son olarak da 30 dakika kaynatıldı. Lucitone 199 ise 73°C suda 90 dakika bırakıldı, sonra 30 dakika kaynatıldı. Mikrodalga akriliği Acron-MC ise özel muflasıyla ev tipi mikrodalga fırınında 500 w gücünde üç dakikada polimerize edildi. Polimerizasyondan sonra ortasında diş bulunan 8 mm çapında 80 mm uzunluğunda akrilik örnekler elde edilmiş oldu ( Şekil 18).

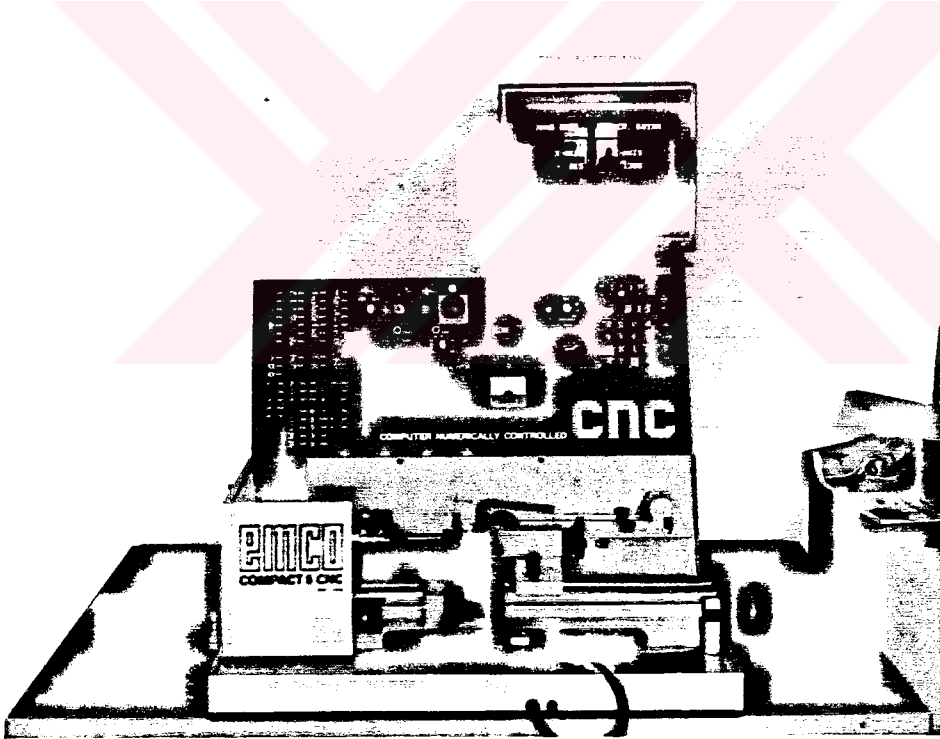


**Resim 10:** Akrilik tepilirken örneklerin mufladaki görünümü



**Şekil 18:** Örneğin mufladan çıkmış halindeki boyutları

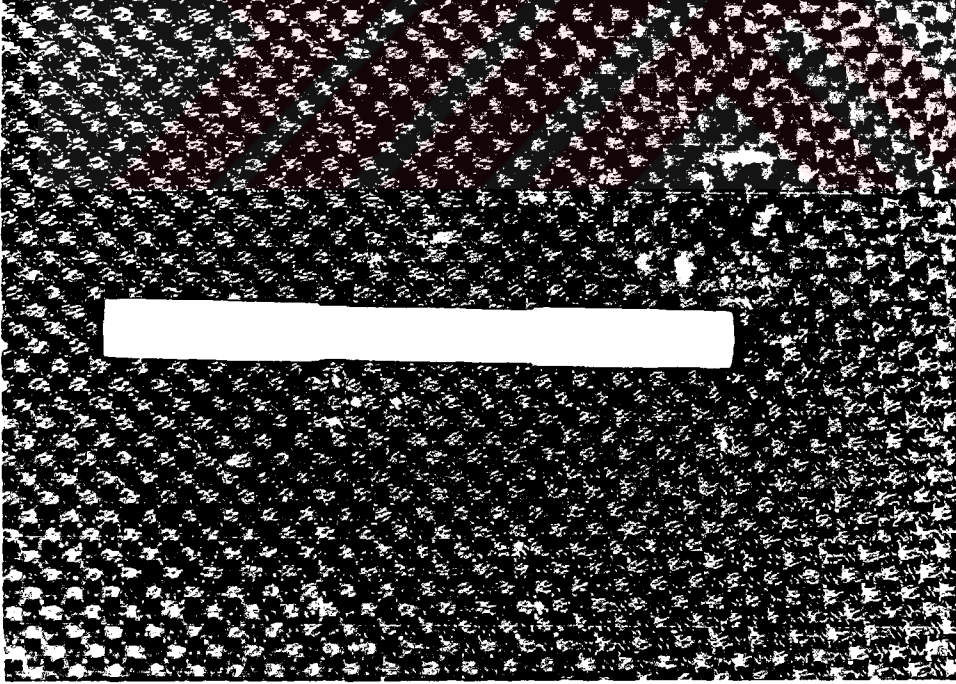
Bu şekilde hazırlanıp polimerize edilen örnekler daha sonra C.N.C bilgisayarlı tornada istenilen oranlarda aşındırılarak (HSS 100 nolu sarı elmas torna ucu kullanıldı) (Resim 11, 12). İstenilen boyutlara indirildi (Resim 13- Şekil 19).



**Resim 11:** C.N.C. torna

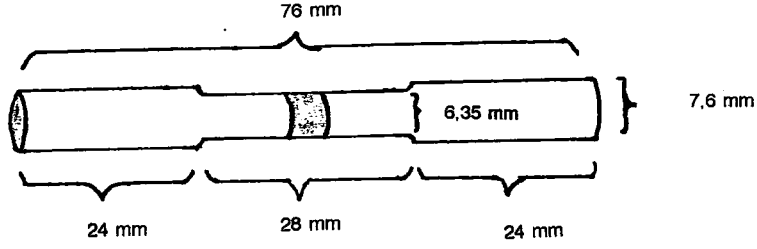


**Resim 12:** C.N.C. tornada örneğin hazırlanması



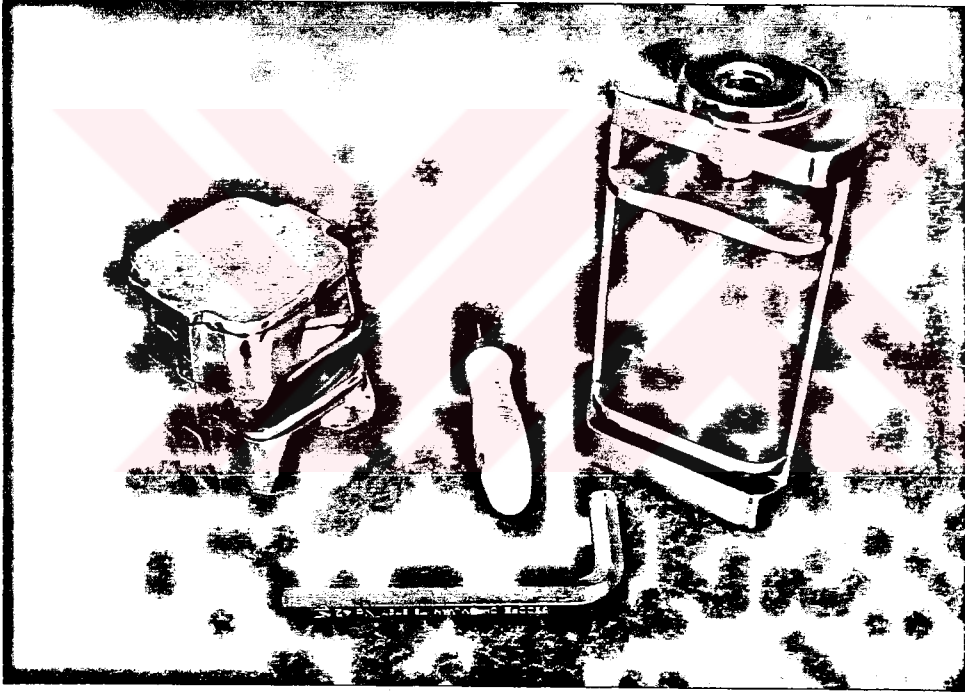
**Resim 13:** Örneğin son hali





Şekil 19: Örneğin son boyutları

Mikrodalga akriliği için aynı işlemler özel mikrodalga muflasında yapıldı. Hazırlanan örnekler daha sonra test edilmek üzere 7 gün saf su içinde bekletildi.



Resim 14: Polimerizasyonda kullanılan piring muflalar ve yaylı brit

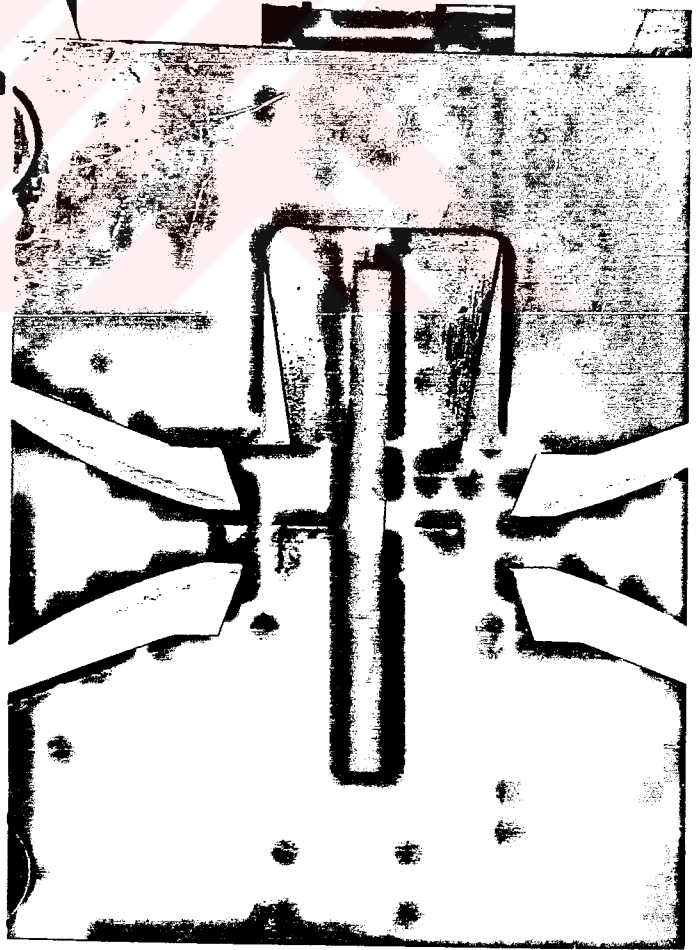
#### 4.4. Örneklerin test edilmesi

Hazırlanan örnekler bir Universal test makinasına bağlandı. Makinanın çekme hızı 0,5 mm/dakikaya ayarlandı. Örneklerin her 1 mm uzamasındaki ve kopma noktasındaki değerler kaydedildi (Resim 15, 16).



Resim 15: Instron test makinası

Resim 16: Örneğin instrona  
bağlanması



## 5.BULGULAR

Örnekler incelendiği zaman kopmaların tamamına yakın bölümünün dış-akrilik bağlanma yüzeyinde olduğu görüldü (Resim 17). Akrilik içinde olan kopmalar dikkate alınmadı. Pörozite görüldüğu için değerlendirilmeye alınmayan 3 örnek çok düşük değerler gösterdiler.



Resim 17: Örneklerin kopma yüzeyi

Instron test makinasından kilonewton (KN) olarak alınan değerlerden çizelgeler oluşturuldu (izelge 11-22). Elde edilen değerlere göre her grubun çekme-uzama eğrisi oluşturuldu (Şekil 24-35). Sonuçları istatistiksel olarak değerlendirmek için 3 yönlü varyans analizi (ANOVA) uygulandı. Değerler izelge 9'da görülmektedir. Daha sonra karşılaştırılması istenilen gruplar için t testinden faydalanılarak anlamlılık izelgesi yapıldı (izelge 10). Bu değerler daha sonra kg'a çevrildi (izelge 8).

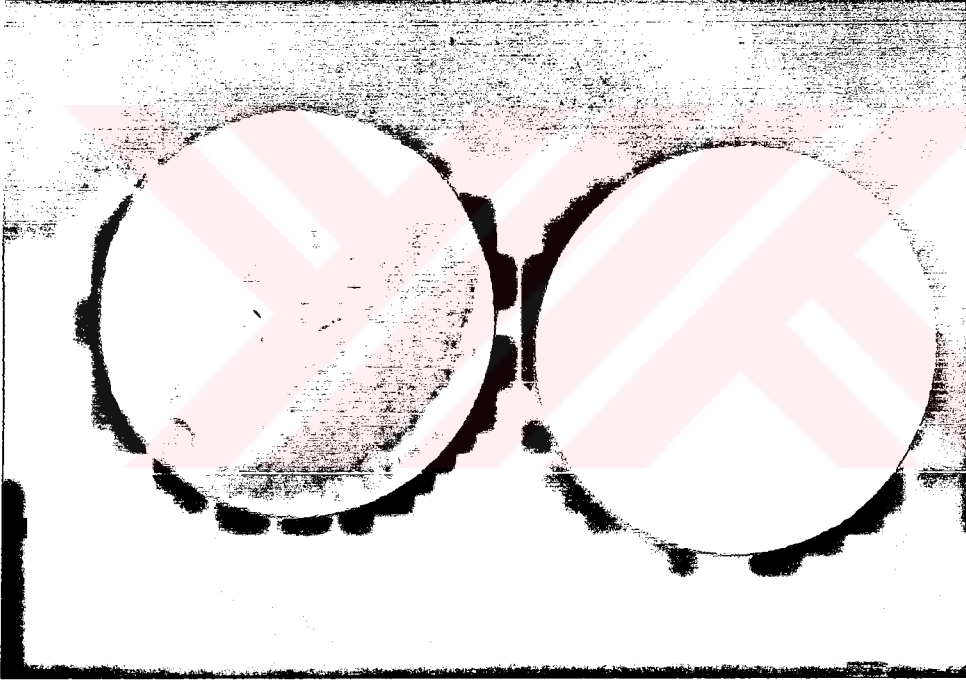
Araştırmamıza genel olarak baktığımızda  çeşit karşılaştırma yapma olanağı olmuştur. Optodent dişinin bütün gruplar için ortalama bağlanma dayanımı değeri 312 kg/cm<sup>2</sup> dir. Üç yönlü varyans analizi (ANOVA) sonuçlarına göre aradaki fark anlamlı derecededir (p< 0,05).

Diş ve dişlere yapılan işlem farkı göz önüne alınmadan akrilikler arasındaki değerler ise şoyledir. Meliodent 305 kg/cm<sup>2</sup> , Lucitone 199 351 kg/cm<sup>2</sup>, Acron-MC ise 247 kg/cm<sup>2</sup> dir.

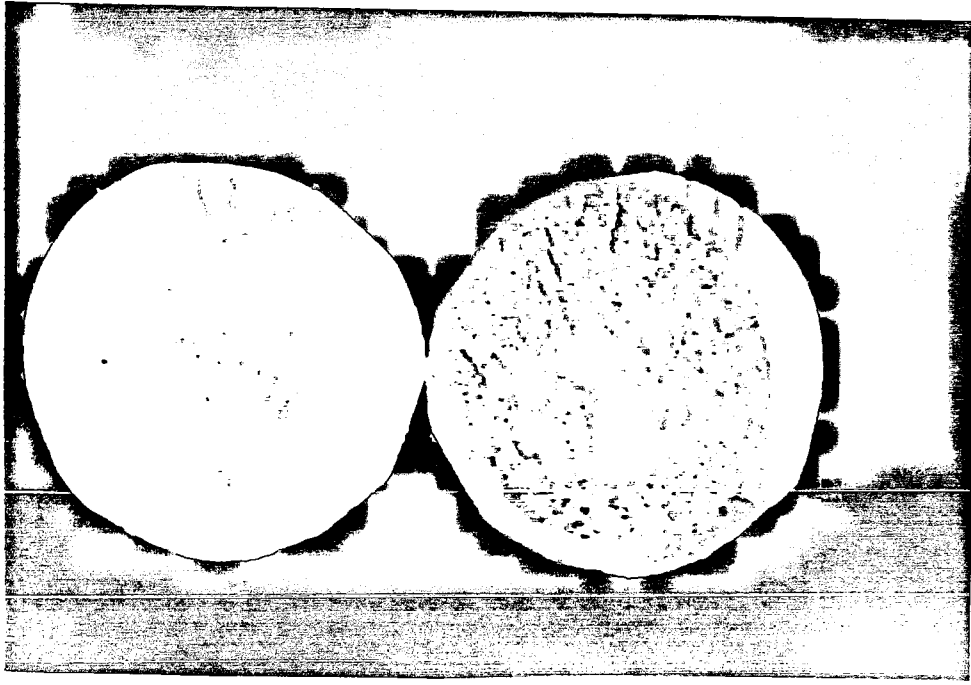
Görüldüğü gibi en büyük değer Lucitone-199 da bulunmuştur. Acron-MC ise en kk bağlanma dayanımı değeri vermiştir. İstatistiksel olarak akrilikler arasında ileri derecede anlamlılık (p<0,001) vardır.

Akrilik ve diş çeşidine bakmadan yalnız dişlere yapılan aşındırma işlemine göre yapılan değerlendirme de şoyledir. Kret yüzeyinden 2mm aşındırılan dişlerin ortalama değeri 343 kg/cm<sup>2</sup> reticiden alındığı gibi bırakılan dişler için bu değer 259 kg/cm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur. Burada da ileri

derecede anlamlılık ( $p<0,001$ ) söz konusudur. Örneklerin kopma yüzeyi incelenmeside bu sonucu doğrulamaktadır. Aşındırılma yapılmayan örneklerde kimyasal bağın oluşmadığı ve cilalı yüzeyin olduğu gibi kaldığı gözlemlenmiştir. Halbuki aşındırılma yapılan dişlerde kimyasal bağlanma olduğu ve akrilik yüzeyinde dişden bir tabaka olduğu gözlemlenmiştir (Resim 18, 19).



**Resim 18:** Aşındırılmayan örneklerdeki kopma yüzeyleri



**Resim 19:** Aşındırılan örneklerdeki kopma yüzeyleri

Çizelge 8'de 12 gruba ayrılan araştırmamızın her grup için bulunan ortalama değerleri görülmektedir. Bu gruplardan 5 tanesinin bağlanma dayanımı değerleri ADA'nın öngördüğü  $316 \text{ kg/cm}^2$  lik değeri geçmiştir. Diğer gruplar bu değerin altında kalmıştır. En yüksek değer  $471 \text{ kg/cm}^2$  ile LOa grubunda görülmüştür. Daha sonra M1a  $379 \text{ kg/cm}^2$ , L1a  $352 \text{ kg/cm}^2$ , LOb  $351 \text{ kg/cm}^2$  ve MOa  $328 \text{ kg/cm}^2$  ile gelmektedir. En düşük değer ise MOb de  $201 \text{ kg/cm}^2$  ile bulunmuştur.

Grupların karşılaştırılmasında çıkan sonuçlar ise şöyledir.

MOa- MOb, M1a- M1b, LOa- LOb, L1a- L1b, A1a- A1b, MOb- M1b, LOa- L1a, LOb- L1b, AOb- A1b, MOa- LOa, MOa- AOb, LOa- AOb, MOb- LOb, LOb- AOb, M1a- A1a, L1a- A1a, M1b- L1b, M1b- A1b grupları karşılaştırıldıklarında aralarında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı ( $p < 0,001$ ) fark bulunmuştur. MOb- AOb grupları arasında ise istatistiksel olarak anlamlı ( $p < 0,01$ ) fark vardır. AOb- AOb, MOa- M1a, AOb- A1a, M1a- L1a, L1b- A1b grupları arasında ise istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur (Çizelge 10).

Akrilik Diş	Meliodent (M)	Lucitone 199 (L)	Acron-MC (A)
Optodent (O)	<b>MOa</b> 328	<b>LOa</b> 471	<b>AOa</b> 259
	<b>MOb</b> 201	<b>LOb</b> 351	<b>AOb</b> 261
Ivoclar (i)	<b>Mia</b> 379	<b>Lia</b> 352	<b>Aia</b> 266
	<b>Mib</b> 310	<b>Lib</b> 229	<b>Aib</b> 202

**Çizelge 8:** Kg/cm<sup>2</sup> olarak değerler

**MOa=** Meliodent-Optodent aşındırılmış

**Lib=** Lucitone 199-Ivoclar üreticiden  
alındığı gibi bırakılmış

Diş	Akrilik	Meliodont (M)	Lucitone 199 (L)	Acron-MC (A)
Optodont (O)	a)	x= 10.68 SD= 1.39 n= 12	x= 15.34 SD= 1.77 n= 11	x= 8.44 SD= 1.43 n= 11
	b)	x= 6.55 SD= 1.04 n= 8	x= 11.42 SD= 1.89 n= 10	x= 8.50 SD= 1.73 n= 11
Ivoclar (i)	a)	x= 12.34 SD= 2.04 n= 11	x= 11.44 SD= 1.71 n= 11	x= 8.68 SD= 1.62 n= 12
	b)	x= 10.108 SD= 1.71 n= 14	x= 7.48 SD= 1.05 n= 12	x= 6.58 SD= 1.23 n= 12

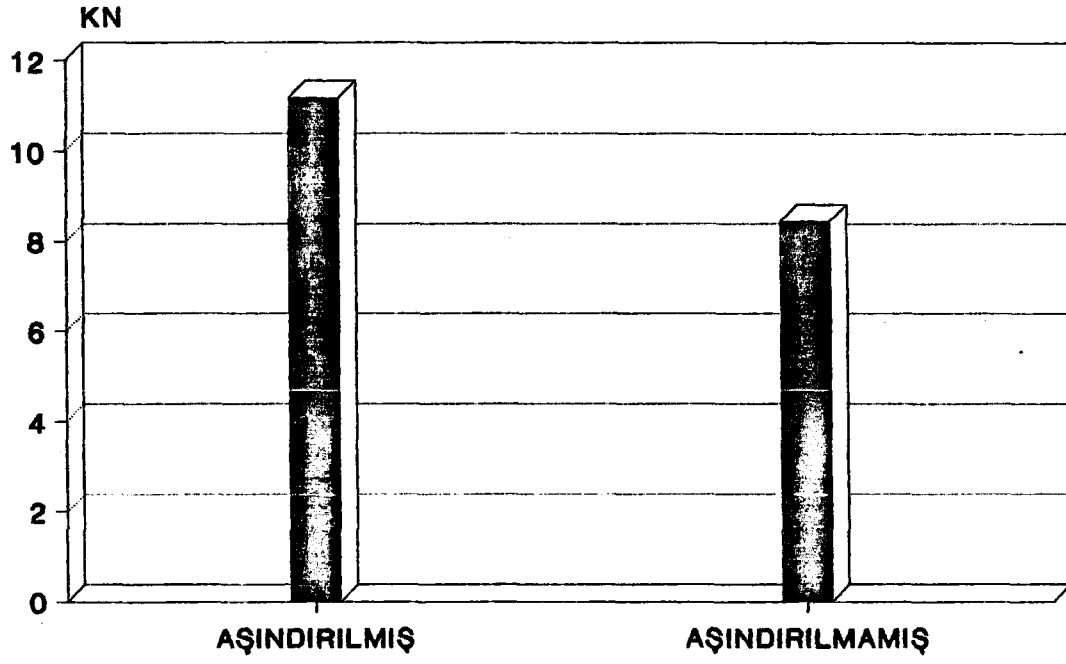
**Çizelge 9:** Grupların KN olarak ortalamaları, standart sapmaları ve örnek sayıları

**a)** Dişin krete bakan yüzü 2 mm aşındırılmıştır.

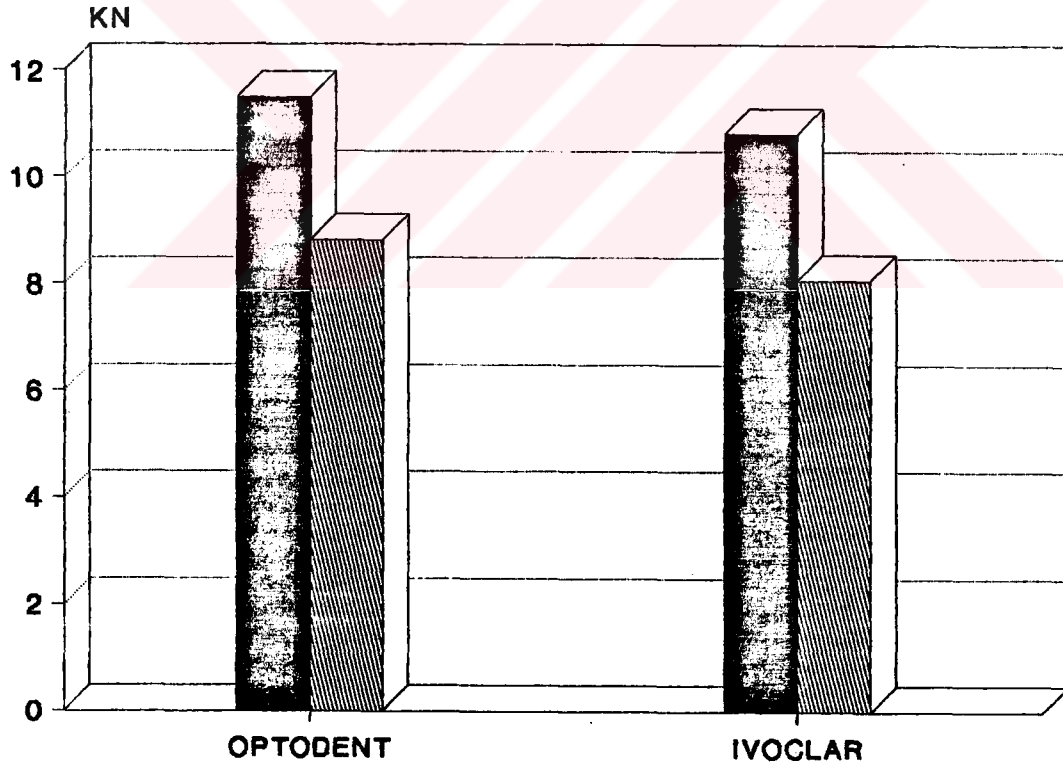
**b)** Diş üreticiden alındığı gibi bırakılmıştır.



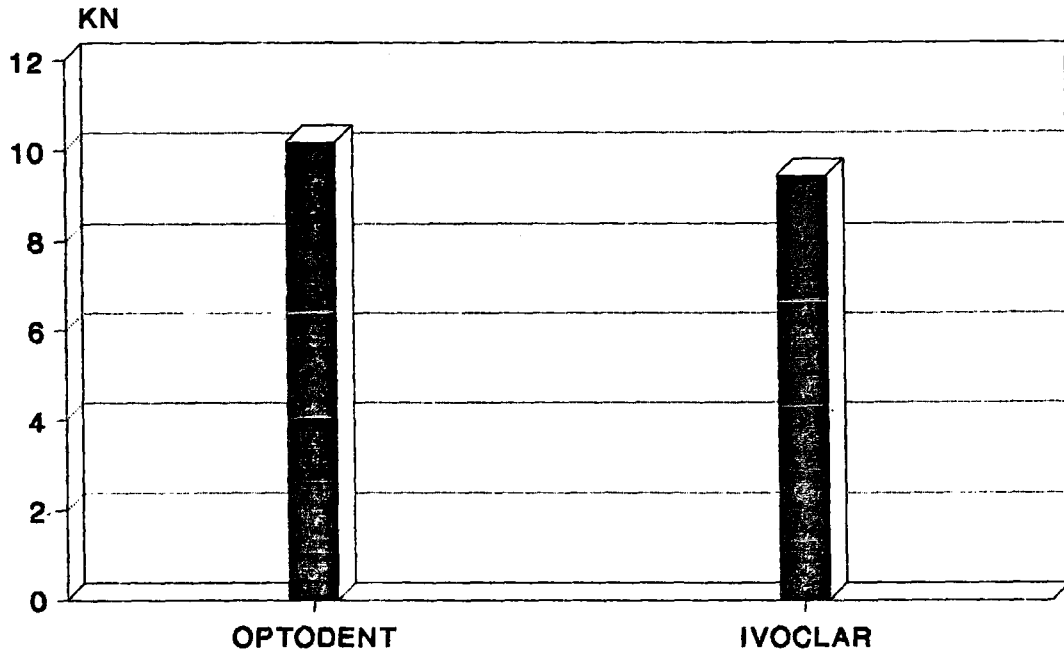
	MOa	MOb	M1a	M1b	LOa	LOb	L1a	L1b	AOa	AOb	A1a	A1b
MOa					p < 0.001				p < 0.001			
MOb	p < 0.001					p < 0.001				p < 0.01		
M1a	p < 0.02						p < 0.1				p < 0.001	
M1b		p < 0.001	p < 0.001					p < 0.001				p < 0.001
LOa												
LOb					p < 0.001							
L1a					p < 0.001							
L1b						p < 0.001	p < 0.001					
AOa					p < 0.001							
AOb						p < 0.001			p < 0.90			
A1a							p < 0.001		p < 0.50			
A1b								p < 0.10		p < 0.001	p < 0.001	



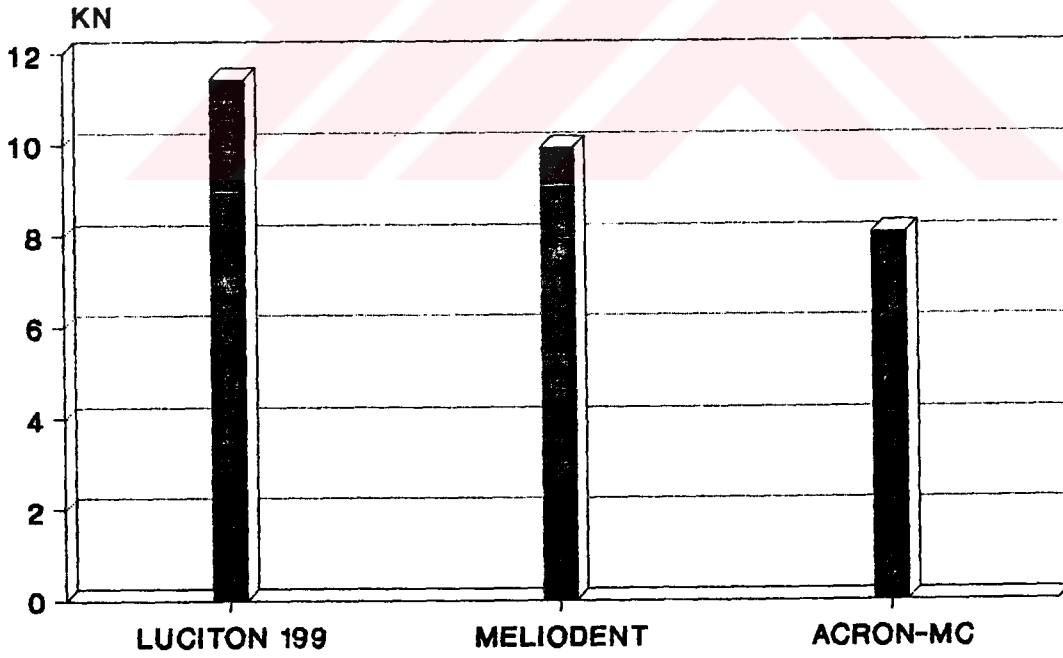
Şekil 20: Aşındırılmış ve aşındırılmamış dişler arasındaki farkın grafik olarak görünümü



Şekil 21 : Optodont ve Ivoclar dişleri arasında aşındırılmış ve aşındırılmamış durumlarındaki farkın grafik olarak görünümü



Şekil 22 : Optodont ve Ivoclar dişleri arasındaki farkın genel olarak grafik görünümü



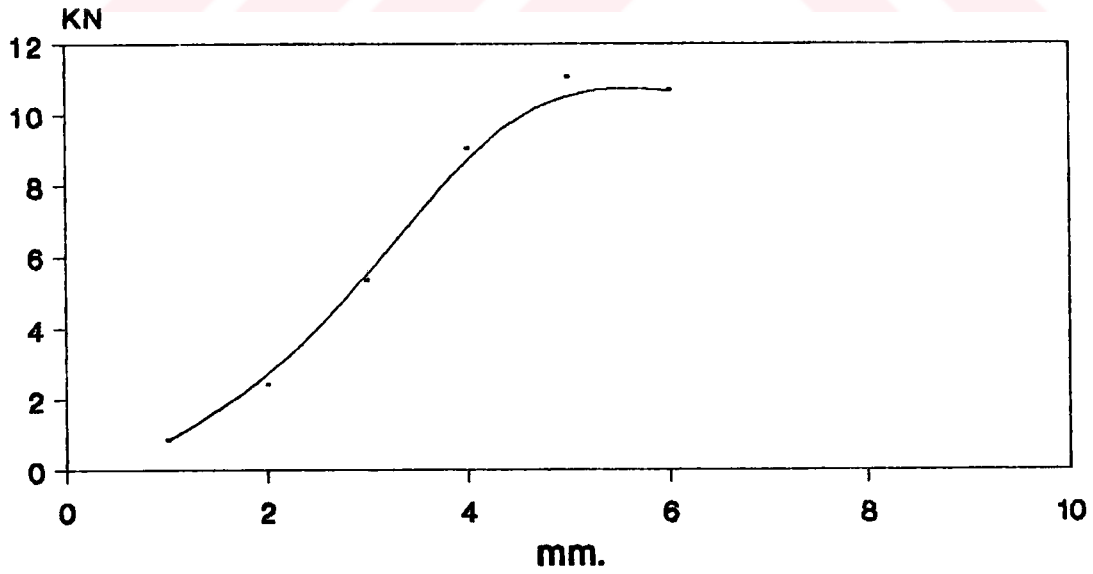
Şekil 23 : Akriik reçineler arasındaki farkın grafik görünümü

n	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm	KOPMA
1	0.58	0.94	3.70	9.50	11.70	12.10
2	0.35	1.32	3.59	7.18	10.07	11.37
3	1.07	3.10	6.50	-	-	9.93
4	0.92	3.30	6.40	-	-	9.70
5	0.78	2.43	6.10	-	-	11.30
6	0.82	1.94	4.39	7.75	-	9.30
7	0.95	2.76	6.38	-	-	9.80
8	1.19	3.14	6.20	-	-	8.30
9	0.29	1.26	3.79	8.90	12.25	12.25
10	1.30	2.93	5.90	9.20	-	12.80
11	1.23	3.20	6.30	-	-	9.80
12	0.78	2.80	4.60	11.70	-	11.70
Ortalamalar	0.85	2.42	5.32	9.03	11.34	10.69

1.39 SD

Çizelge 11: MOa grubunun sonuçları

**GRUP MOa  
MELIODENT-OPTODENT  
AŞINDIRILMIŞ**

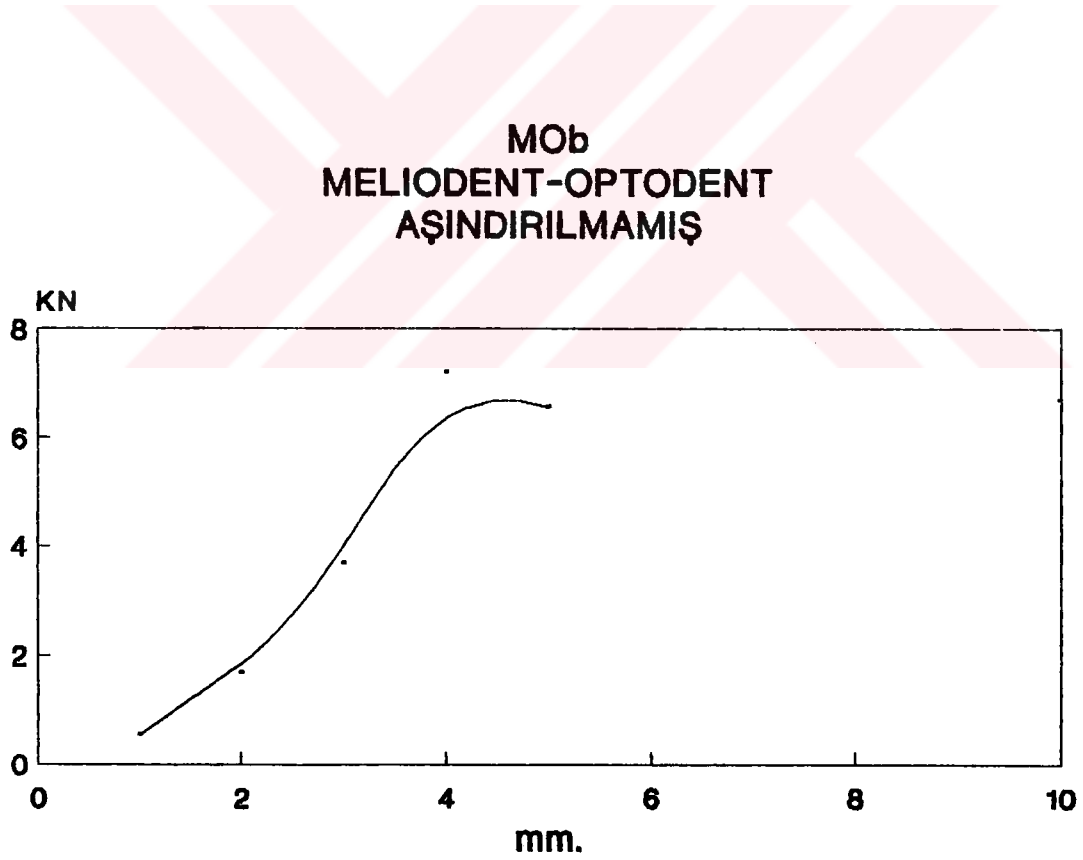


Şekil 24: MOa grubunun kopma eğrisi

n	1mm	2mm	3mm	4mm	KOPMA
1	0.85	2.26	-	-	5.05
2	0.35	1.60	3.70	7.55	8.30
3	0.53	1.70	4.40	-	7.15
4	0.49	1.68	3.83	-	6.75
5	0.50	1.40	2.73	-	5.23
6	0.40	1.43	3.21	6.83	6.83
7	0.48	1.68	-	-	2.17
8	0.40	1.53	3.94	-	6.71
9	0.74	1.90	3.90	-	6.40
Ortalamalar	0.53	1.68	3.67	7.19	6.55

1.04 SD

Çizelge 12: MOb grubunun sonuçları



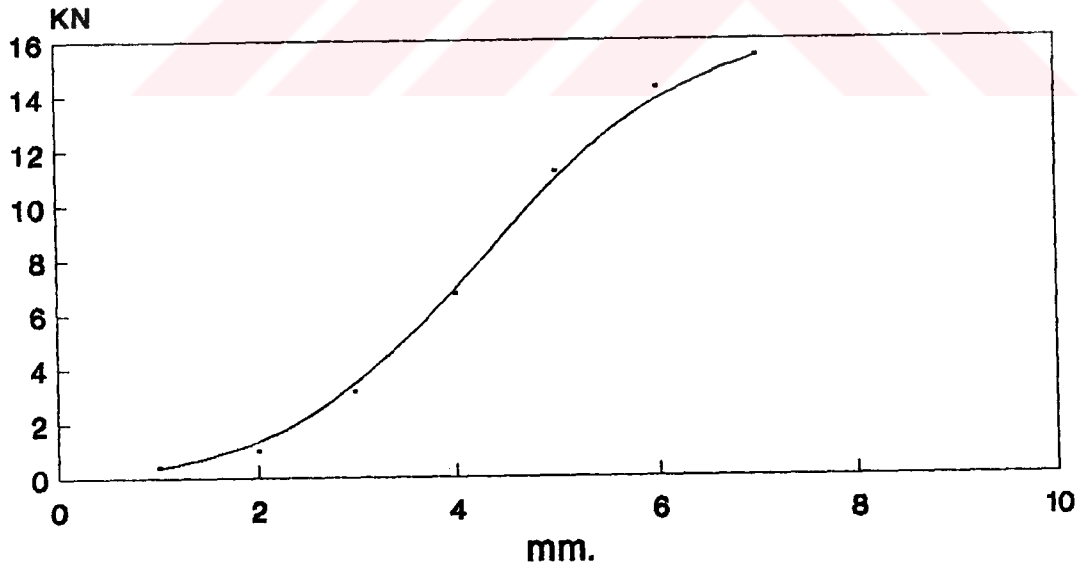
Şekil 25: MOb grubunun kopma eğrisi

n	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm	6mm	KOPMA
1	0.20	0.47	2.00	2.73	5.47	-	6.43
2	0.28	0.88	0.88	5.39	9.00	13.19	15.12
3	0.24	0.96	0.96	6.03	10.21	15.12	16.40
4	0.54	1.45	1.45	9.00	13.67	-	17.20
5	0.56	1.29	1.29	7.56	11.82	13.08	14.09
6	0.08	0.60	0.60	6.51	10.70	-	11.26
7	0.48	1.11	1.11	8.04	12.86	14.69	15.98
8	0.32	0.88	0.88	6.67	11.26	12.60	13.81
9	0.40	1.00	1.00	6.60	10.70	14.87	17.45
10	0.56	0.72	0.72	5.55	9.00	-	15.22
11	0.32	0.90	0.90	6.27	10.45	14.80	15.84
12	0.20	0.96	0.96	6.40	12.90	15.10	16.40
Ortalamalar	0.36	0.97	3.12	6.72	11.14	14.18	15.34

1.77 SD

Çizelge 13: LOa grubunun sonuçları

LOa  
LUCITON 199-OPTODENT  
AŞINDIRILMIŞ



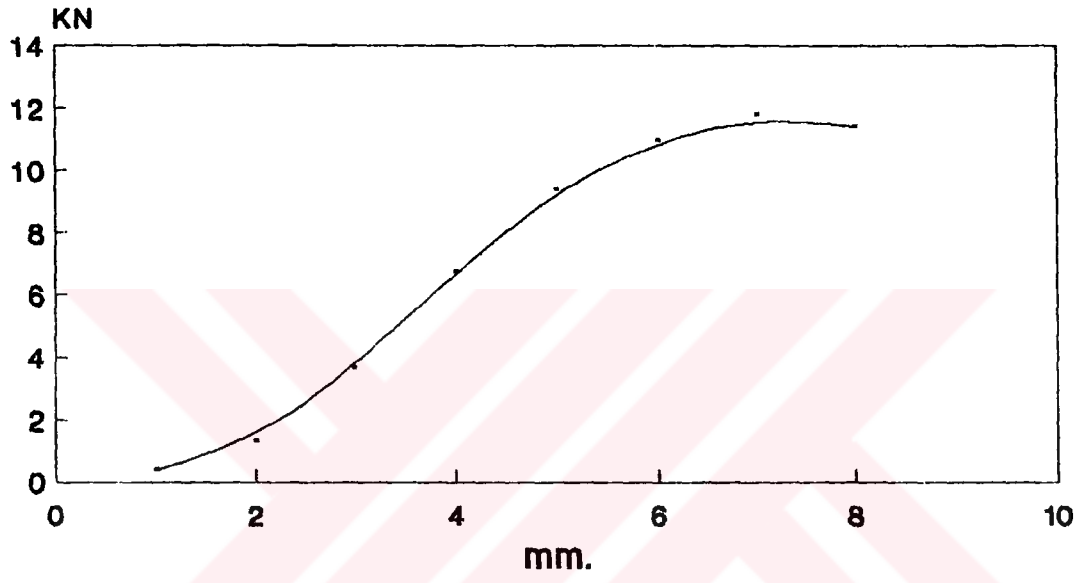
Şekil 26: LOa grubunun kopma eğrisi

n	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm	6mm	7mm	KOPMA
1	0.10	0.40	2.10	3.20	-	-	-	4.74
2	0.40	0.88	3.46	5.39	9.00	10.21	11.80	12.81
3	0.30	0.90	2.96	6.67	-	-	-	10.44
4	0.42	1.45	4.72	8.04	-	-	-	13.47
5	0.10	0.60	3.46	6.51	8.80	9.90	11.00	11.50
6	0.60	1.90	4.20	7.80	9.30	11.35	12.60	13.18
7	0.50	1.50	4.00	7.50	10.30	12.40	-	13.32
8	0.48	1.49	3.65	6.90	9.90	-	-	12.36
9	0.30	1.20	3.00	6.10	-	-	-	8.55
10	0.10	0.90	2.75	-	-	-	-	4.73
11	0.35	1.55	3.50	5.90	8.90	-	-	9.76
12	0.42	1.30	3.30	6.60	-	-	-	8.83
Ortalamlar	0.38	1.27	3.62	6.74	9.36	10.96	11.80	11.42

1.89 SD

Çizelge 14: LOB grubunun sonuçları

LOb  
LUCITON 199-OPTODENT  
AŞINDIRILMAMIŞ



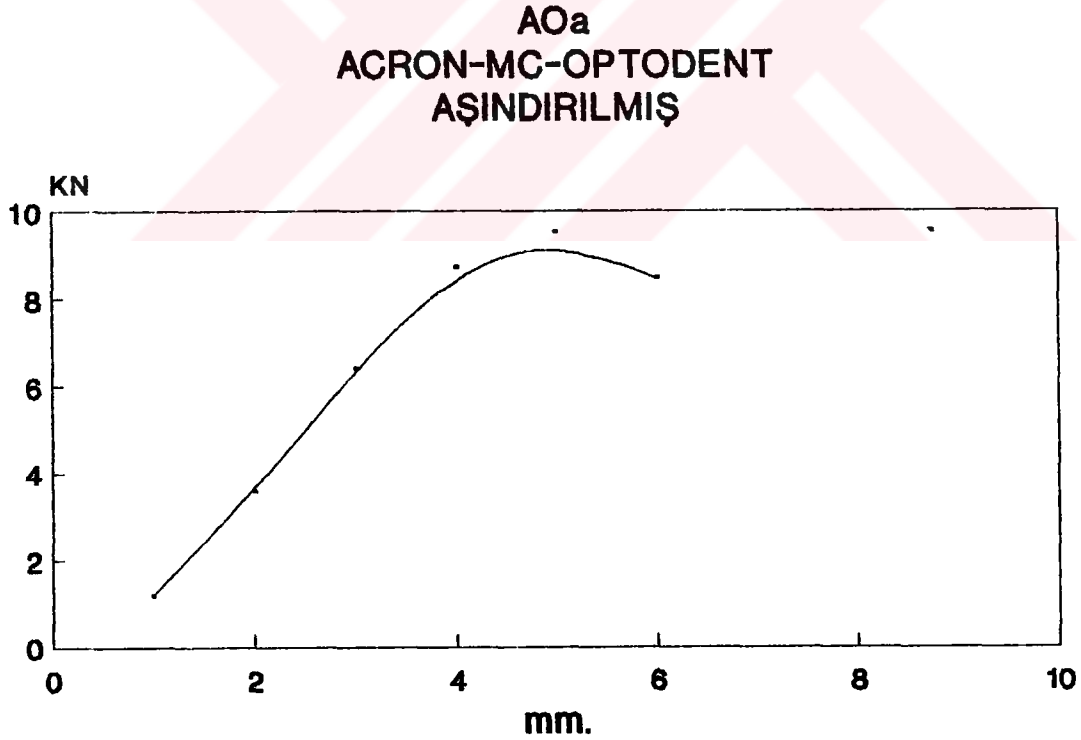
Şekil 27: LOb grubunun kopma eğrisi



n	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm	KOPMA
1	1.17	3.01	6.15	7.80	-	7.96
2	1.80	4.48	7.00	-	-	8.18
3	1.02	3.90	6.40	-	-	6.94
4	-	-	-	-	-	3.62
5	1.20	3.20	6.18	9.00	-	9.18
6	1.10	2.80	6.20	8.80	9.40	10.45
7	1.00	3.10	6.30	9.00	10.00	10.05
8	0.90	3.40	6.00	-	-	9.49
9	0.80	3.90	-	-	-	6.66
10	1.80	4.20	7.60	-	-	8.68
11	1.00	3.50	5.90	-	-	6.03
12	1.10	3.80	6.10	8.90	9.10	9.26
Ortalamalar	1.17	3.57	6.38	8.70	9.50	8.44

1.43 SD

Çizelge 15: AOa grubunun sonuçları

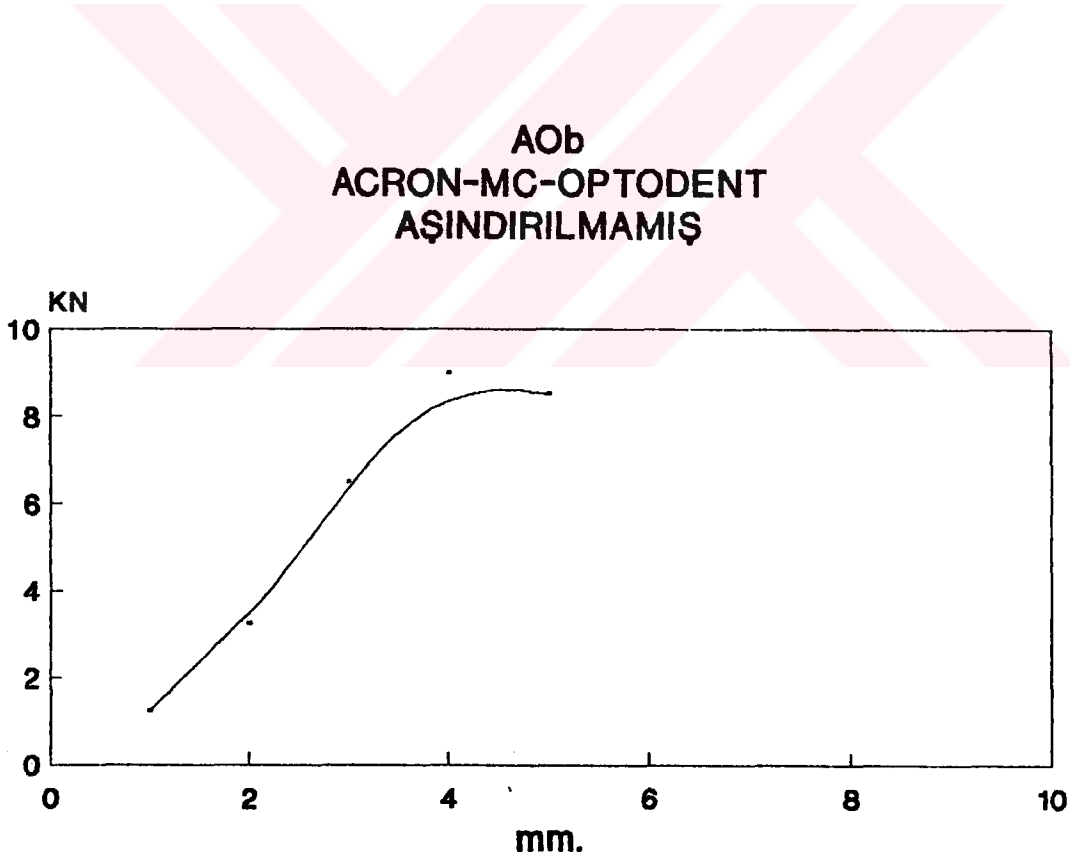


Şekil 28: AOa grubunun kopma eğrisi

n	1mm	2mm	3mm	4mm	KOPMA
1	0.42	-	-	-	-
2	0.52	-	-	-	-
3	1.80	4.48	8.52	-	8.52
4	0.40	1.10	4.00	7.35	7.35
5	1.20	3.18	6.18	9.12	9.12
6	0.85	2.75	5.48	-	7.30
7	0.16	-	-	-	-
8	1.09	2.80	6.18	10.60	10.60
9	1.90	3.50	-	-	6.50
10	1.60	4.60	8.50	-	11.00
11	1.02	3.72	-	-	6.30
12	1.00	2.58	5.78	8.83	11.08
13	1.40	3.79	7.42	-	8.03
14	1.17	3.01	6.15	-	7.70
<b>Ortalamalar</b>	<b>1.22</b>	<b>3.22</b>	<b>6.46</b>	<b>8.97</b>	<b>8.50</b>

1.73 SD

Çizelge 16: AOb grubunun sonuçları



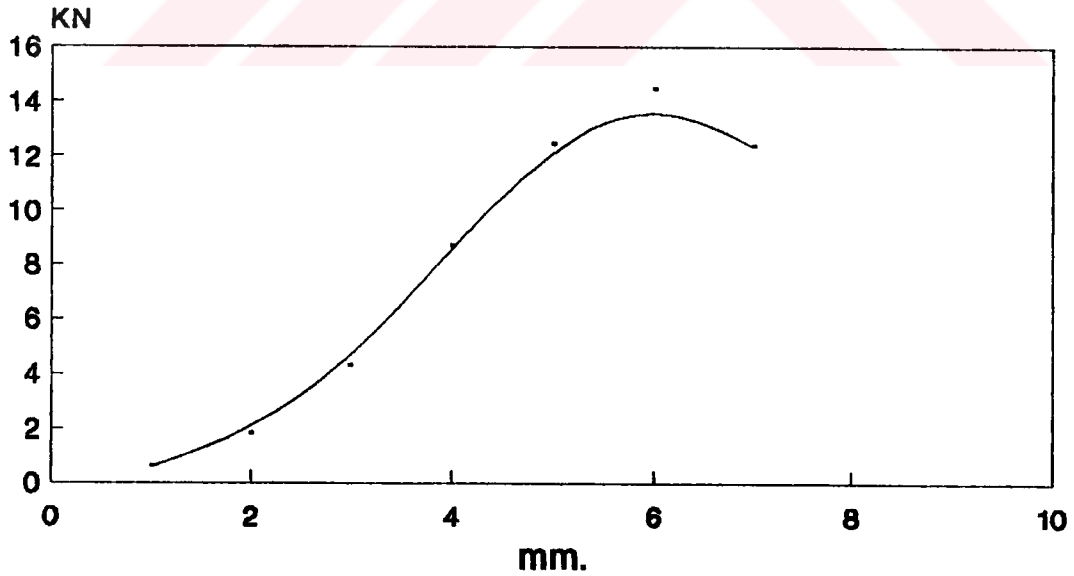
Şekil 29: AOb grubunun kopma eğrisi

n	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm	6mm	KOPMA
1	0.40	1.10	2.50	9.50	-	-	11.90
2	0.60	1.68	5.47	11.07	13.30	-	13.30
3	0.70	2.98	6.40	-	-	-	10.20
4	0.70	2.10	4.67	9.00	-	-	10.30
5	0.50	1.60	4.45	5.83	10.30	-	12.83
6	0.45	1.00	2.05	-	-	-	4.30
7	0.35	1.78	4.55	8.30	-	-	10.60
8	1.09	2.46	4.92	9.30	12.85	14.42	15.49
9	1.09	2.37	4.10	9.68	13.88	-	14.61
10	0.20	0.78	2.80	7.58	11.90	-	15.20
11	0.30	1.40	3.40	7.50	-	-	10.60
12	0.58	1.57	3.90	8.90	-	-	10.80
Ortalamalar	0.59	1.80	4.28	8.66	12.44	14.42	12.34

2.04 SD

Çizelge 17: Mía grubunun sonuçları

**Mía  
MELİODENT-İVOCLAR  
AŞINDIRILMIŞ**



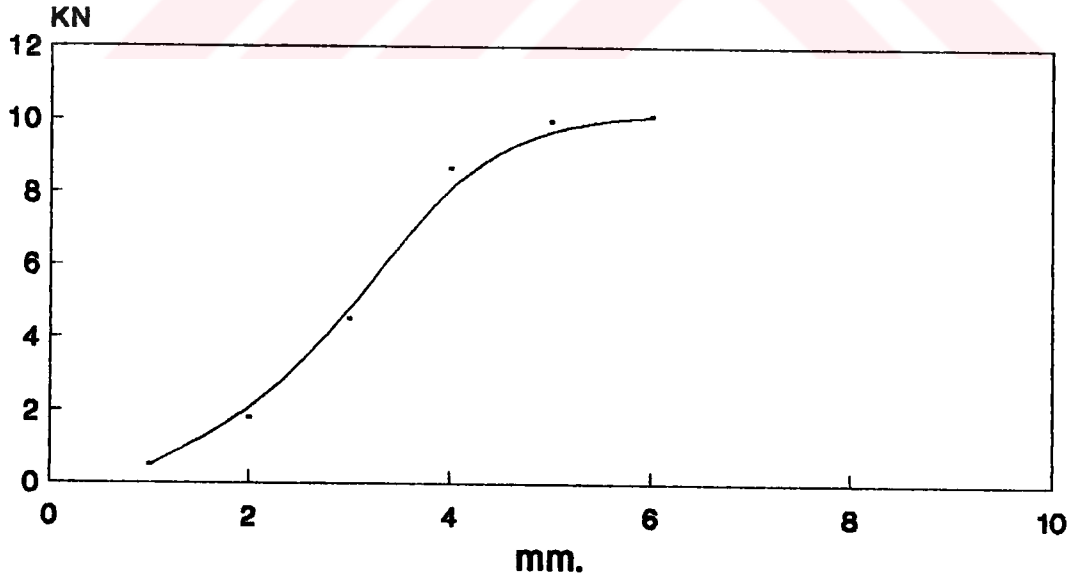
Şekil 30: Mía grubunun kopma eğrisi

n	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm	KOPMA
1	0.44	1.45	4.50	-	-	7.48
2	0.48	1.81	50.60	10.29	-	12.52
3	0.42	1.70	4.66	9.65	-	10.44
4	0.69	2.20	5.55	-	-	8.55
5	0.20	10.30	2.70	6.28	10.98	11.59
6	0.37	1.35	3.58	-	-	6.27
7	0.48	1.75	4.58	9.65	-	9.67
8	0.52	1.85	3.06	5.13	8.87	9.94
9	0.37	1.36	3.94	8.68	-	10.19
10	0.48	1.77	4.34	8.28	-	10.69
11	0.40	1.85	5.30	8.34	-	9.68
12	0.93	2.65	6.19	11.58	-	11.96
13	0.45	2.41	5.63	9.25	-	10.94
14	0.40	1.45	3.78	7.80	-	11.25
15	0.44	1.60	-	-	-	2.98
Ortalamlar	0.47	1.75	4.49	8.63	9.92	10.08

1.71 SD

Çizelge 18: Mİb grubunun sonuçları

**Mİb  
MELIODENT-İVOGLAR  
AŞINDIRILMAMIŞ**

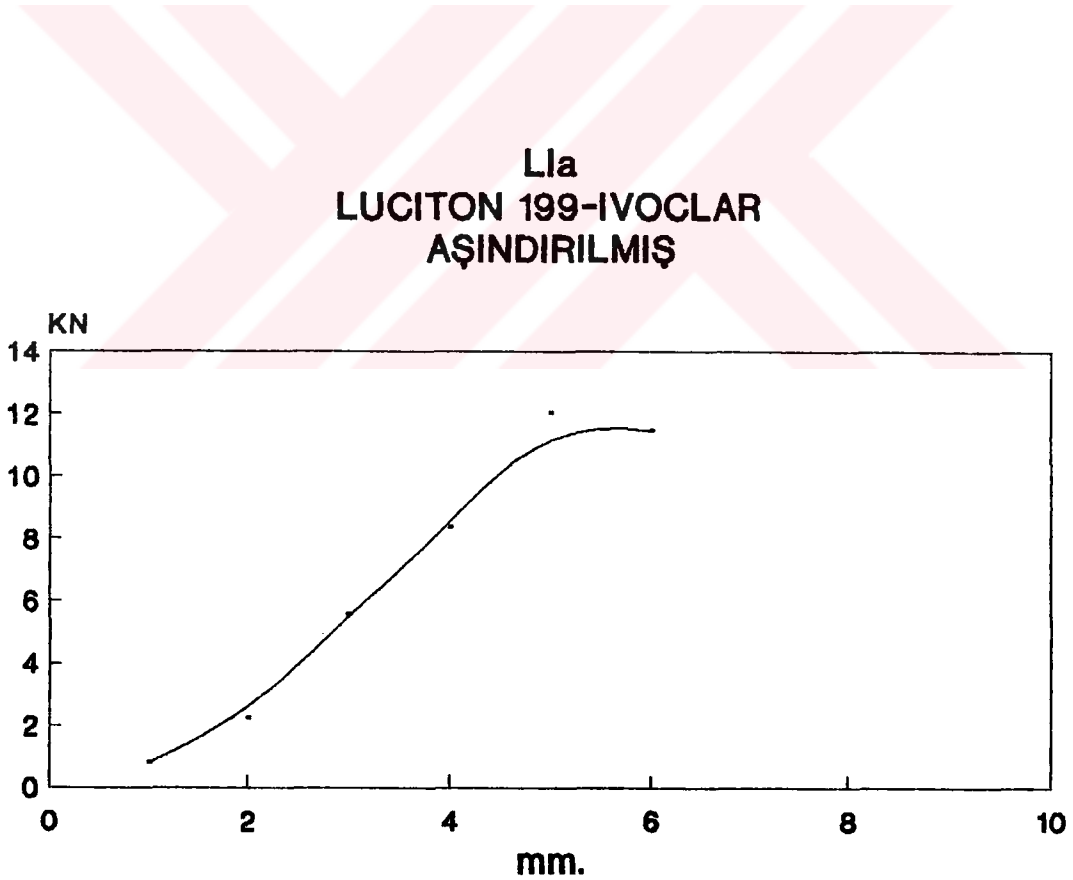


Şekil 31: Mİb grubunun kopma eğrisi

n	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm	KOPMA
1	1.88	2.90	6.11	9.80	14.18	14.20
2	0.78	2.43	5.47	9.50	-	11.13
3	0.75	1.87	4.80	-	-	9.78
4	0.68	1.33	4.47	-	-	10.47
5	0.25	1.91	4.87	7.53	12.53	13.10
6	0.28	1.40	3.51	6.80	10.62	12.09
7	0.85	2.37	4.23	6.70	10.80	11.08
8	0.80	2.20	7.45	9.89	11.90	12.87
9	0.78	2.30	5.90	-	-	9.65
10	1.05	3.60	5.80	8.30	12.00	12.80
11	0.54	2.40	8.56	-	-	8.70
12	0.75	1.33	4.10	-	-	4.10
Ortalamlar	0.78	2.24	5.56	8.36	12.00	11.44

1.71 SD

Çizelge 19: L1a grubunun sonuçları



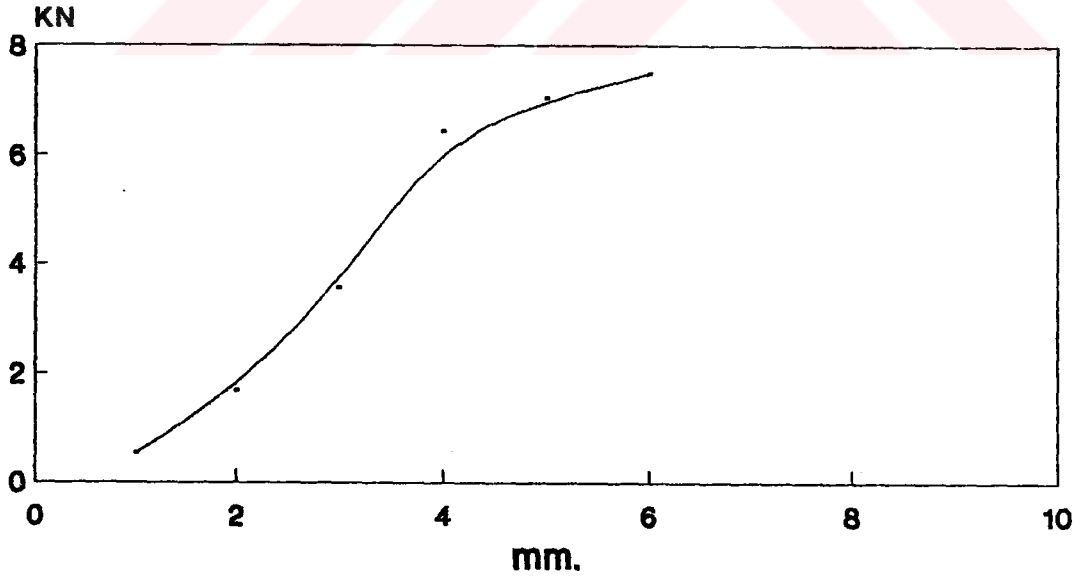
Şekil 32: L1a grubunun kopma eğrisi

n	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm	KOPMA
1	0.52	1.85	4.38	8.04	-	8.20
2	0.88	2.21	3.86	6.97	-	7.72
3	0.48	1.41	2.57	4.02	5.06	7.06
4	0.40	1.60	-	-	-	4.18
5	0.37	1.37	3.78	-	-	7.03
6	0.37	1.37	3.14	7.08	-	8.32
7	0.62	1.77	3.86	-	-	5.47
8	0.40	1.65	3.65	7.00	-	7.00
9	0.52	1.67	4.26	7.72	-	8.21
10	0.40	1.58	4.02	-	-	6.59
11	0.80	2.57	4.18	6.90	9.08	9.25
12	0.20	0.96	2.49	4.82	6.91	8.44
13	0.63	1.60	2.50	5.23		6.51
Ortalamalar	0.51	1.66	3.55	6.42	7.01	7.48

1.05 SD

Çizelge 20: Lib grubunun sonuçları

**Lib**  
**LUCITON 199-IVOGLAR**  
**AŞINDIRILMAMIŞ**



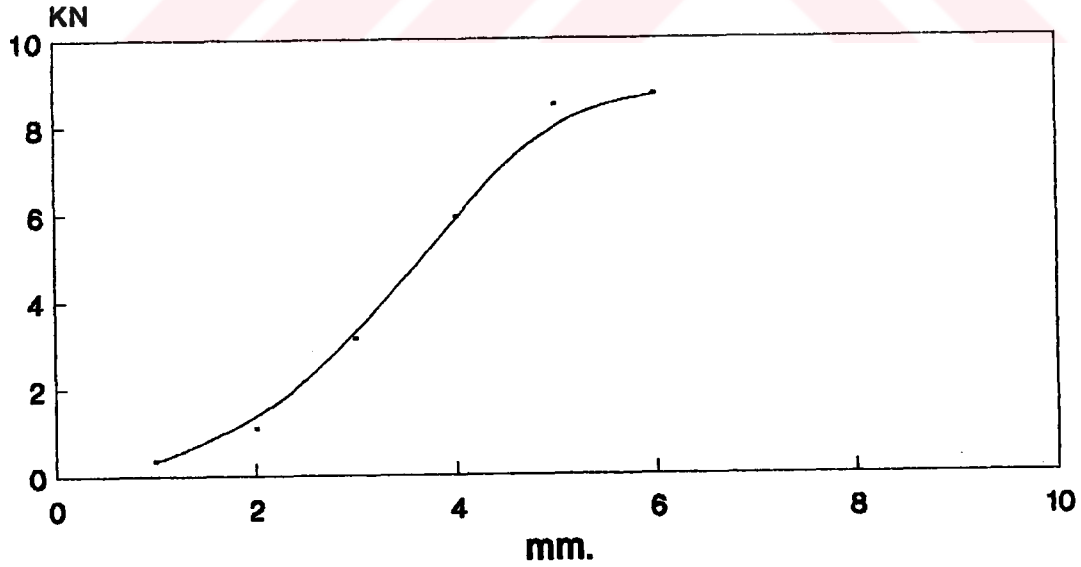
Şekil 33: Lib grubunun kopma eğrisi

n	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm	KOPMA
1	0.34	0.55	2.01	4.66	-	7.88
2	0.23	0.46	2.05	3.70	7.80	9.21
3	0.22	0.67	1.09	3.54	7.48	9.89
4	0.30	0.65	2.76	6.79	-	9.42
5	0.49	0.33	5.07	9.89	-	9.90
6	0.50	1.81	4.51	9.40	-	9.80
7	0.40	1.05	-	-	-	2.65
8	0.43	1.20	4.54	-	-	6.18
9	0.36	1.21	5.01	-	-	6.00
10	0.28	0.83	2.05	3.44	-	6.46
11	0.36	1.21	2.65	6.43	10.30	10.61
12	0.40	1.33	2.17	-	-	2.17
13	0.30	0.75	1.77	-	-	1.77
14	0.15	1.05	3.66	6.28	-	9.71
15	0.38	1.00	2.15	4.77	8.28	9.20
Ortalamalar	0.33	1.08	3.12	5.89	8.46	8.68

1.62 SD

Çizelge 21: Ala grubunun sonuçları

**Ala**  
**ACRON-MC-IVOCLAR**  
**AŞINDIRILMIŞ**



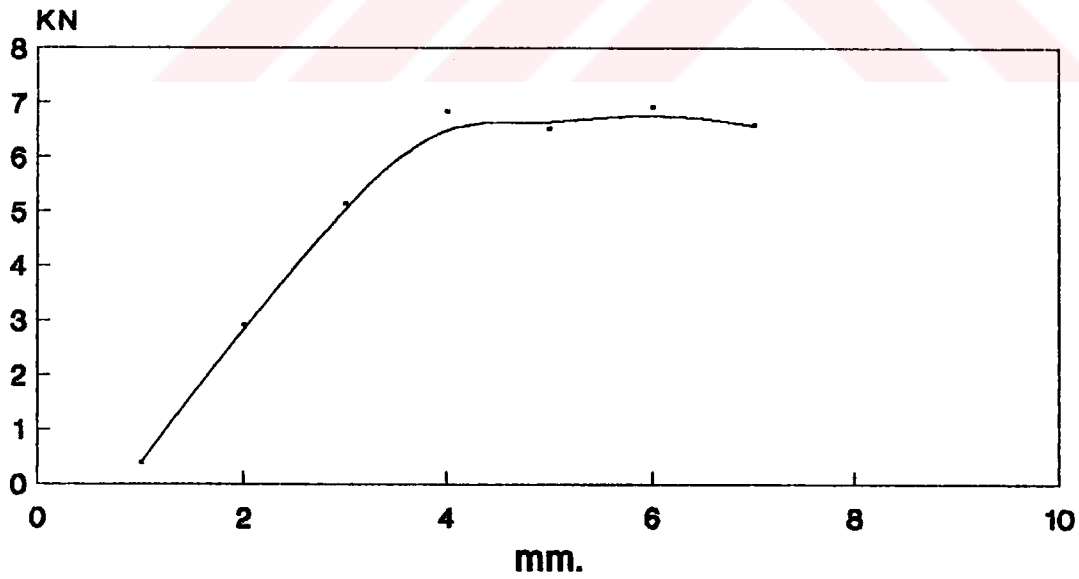
Şekil 34: Ala grubunun kopma eğrisi

n	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm	6mm	KOPMA
1	0.30	1.20	3.20	-	-	-	6.00
2	0.40	2.30	4.90	-	-	-	5.60
3	0.35	3.10	4.80	-	-	-	5.40
4	0.25	3.50	6.70	-	-	-	6.70
5	0.75	3.70	6.60	8.40	-	-	8.95
6	0.23	3.25	4.30	5.50	6.50	6.90	6.90
7	0.25	1.30	3.40	-	-	-	6.00
8	0.40	3.20	4.90	-	-	-	5.50
9	0.40	2.90	5.00	-	-	-	5.40
10	0.25	3.50	6.70	-	-	-	6.70
11	0.75	3.70	5.60	7.40	-	-	8.90
12	0.23	3.25	5.30	6.00	6.50	6.90	6.90
Ortalamalar	0.38	2.90	5.11	6.82	6.50	6.90	6.58

1.23 SD

Çizelge 22: Aİb grubunun sonuçları

**Aİb**  
**ACRON MC-IVOCLAR**  
**AŞINDIRILMAMIŞ**



Şekil 35: Aİb grubunun kopma eğrisi



## 6. TARTIŞMA

Plastik dişlerin en önemli avantajı akriliğe kimyasal olarak bağlanması böylece akrilik kaideyle bir bütün haline gelmesidir<sup>(16,17,20,21, 48,73,75)</sup>. Fakat bazen akrilik dişlerin protezden düştüğü görülür. Bu da her zaman kimyasal bağlantının olmadığını gösterir. Bu dişlerin incelenmesinde kimyasal bağlantı olmadığı ve akrilik kaide içindeki yuvalarının yüzeylerinde düz ve cilalı olduğu görülmüştür <sup>(16,21,75)</sup>. Polimerize olmuş olan dişler ile yeni polimerize olan kaide akriliği ara yüzeyinde monomerinde polimer çözülmüş iki sıvının bütünleşmesi söz konusudur. Monomer, polimer yüzeyini şişirerek diffizyonu başlatıp polimerizasyonu iki yüzey arasına ilerletir <sup>(16)</sup>. Sorensen ve Fjeldstad'a göre bu iki yüzey arasında bağlantı olabilmesi için monomer-polimer karışımının dişin kret yüzünü ya eritmesi ya da şişirmesi gerekmektedir <sup>(17,22)</sup>.

Diş-akrilik bağlanma dayanımını azaltan en önemli faktörlerin diş yüzeyinde mum veya lak bulunması, dişin çok fazla çapraz bağlantılı olması veya dişin kret yüzünün şeklinin uygun olmaması olduğu belirtilmiştir <sup>(16,17,20,48,75,81)</sup>. Maksimum bir bağlanma elde etmek için mum artıklarının muhakkak 90°C' de ve deterjan kullanarak temizlemek gerekmektedir <sup>(75)</sup>. Daha düşük sıcaklıkta su kullanmak veya deterjan kullanmayı yalnız sıcak su kullanmak hiç bir zaman yeterli olmamaktadır.

Bütün kurallara uyulsa dahi diş düşmesi görülmektedir. Bu yüzden araştırmacılar çeşitli yöntemler denemişlerdir. En çok denenen yöntem ise dişlerin kret yüzünde şekil değişikliği yapmak veya çeşitli solüsyonlar kullanmaktır.

Coswell ve ark. (17) yaptıkları araştırmada dişin kret yüzünün aşındırılmasının bağlanma dayanımını anlamlı derecede arttırdığını bulmuşlardır. Araştırmacı aşındırmanın aynı zamanda kaide akriliğinin monomerini çekmek içinde faydalı olduğunu iddia etmiştir.

Cardash ve ark. (20) ise dişin kret yüzüne açtıkları çeşitli şekildeki retansiyon oluklarının hiç bir işlem yapılmayan diş göre anlamlı bir fark göstermediğini iddia etmişlerdir. Aynı araştırmacı daha sonra yaptığı başka bir çalışmada (21) ise retansiyon oluklarının şeklini değiştirmiştir. İlk çalışmasında horizontal oluklar açan araştırmacı bu sefer vertikal oluklar açmıştır. Çalışmanın sonuçlara göre vertikal olukların bağlanma dayanımını anlamlı derecede arttırdığını ileri sürmüştür.

Fletcher ve ark. araştırmalarında (35) aşındırma yapılan dişlerde bağlanmanın anlamlı derecede arttığını göstermişlerdir.

Can ve Kansu'da (16) araştırmalarında benzer sonuçlar elde etmiştir. Araştırmacılar dişin kret yüzünde yaptıkları çeşitli şekillerdeki mekanik retansiyonların tutuculuğu arttırdığı sonucuna varmışlardır.

Ritchie ve ark. 1983 yılında sıvı akriliklerle yaptığı çalışmada (68) dişleri iç bükey, dış bükey ve düz olarak hazırlamıştır. En iyi sonucun düz olan

dişlerde görüldüğünü iddia etmiştir. Aynı araştırmacı 1984 yılında yaptığı çalışmada (69) ise uygulanan basınçları değiştirmiştir. Sonuçlar arasında anlamlı fark bulamayan araştırmacı konuya belirgin bir öneride getirememiştir.

Kawara ve ark. (48) sıcak akrilik, oto-polimerizan akrilik ve VLC akriliği ile yaptığı deneylerde dişlerde hiç bir şekil değişikliği yapmamıştır. Araştırmacı sıcak akrilikle diş arasında yeterli bağlantı oluştuğunu ve herhangi bir işleme gerek olmadığını iddia etmiştir.

Spratley araştırmasında (81) aşındırma yaptığı dişlerdeki bağlanma dayanımı değerlerini daha düşük bulmuştur. Bunun muhtemel sebebi olarakta pürüzlü yüzeyden mum temizlemenin güçlüğünü ileri sürmüştür.

Huggett ve ark. yaptıkları çalışmada (44) dişin kret yüzünün aşındırılmasının bağlanmayı azalttığını ileri sürmüşlerdir. Araştırmacı çalışmasının sonuçlarına göre klasik işlemlerin yeterli olduğunu dişlerde hiç bir işlem yapılmasına gerek olmadığını iddia etmektedir.

Morrow ve arkadaşları da (61) Spratleyin çalışmasını destekler sonuçlar elde etmişlerdir. Yani dişin kret yüzünün aşındırılmasının bağlama dayanımını azalttığını iddia etmişlerdir.

Civjan ve ark. sıvı akrilikle yaptıkları çalışmada (18) dişin kret yüzünün aşındırılmasının bağlanmayı arttırdığını bulmuşlardır.

Hayakawa ve ark. (40) da aşındırma işleminin tutuculuğu ileri derecede anlamlılık düzeyinde arttırdığını öne sürmüşlerdir.

Cunningham ve Beninton da araştırmalarında (25) aşındırma yapılan ve yapılmayan dişlerin bağlanma dayanımları arasında anlamlı bir fark bulamamıştır.

Yamauchi ve ark. (96) ise dişin kret yüzünün aşındırılmasının bağlanmayı arttırdığını iddia etmişlerdir.

Görüldüğü gibi dişin kret yüzünün aşındırılmasının etkileri hakkında değişik görüşler vardır. Bizim çalışmamızdan elde ettiğimiz bulgulara göre ise dişlerin kret yüzünün aşındırılması bağlanma dayanımını anlamlı derecede arttırmaktadır. Diş farkı göz önüne alınmadan aşındırma işlemi yapılanların ortalama bağlanma değeri 343 kg/cm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur. Halbuki aşındırma yapılmayan dişler için ise aynı değer 259 kg/cm<sup>2</sup> dir. Bu fark istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı (p<0,001) düzeydedir. Gene her grubu kendi içinde karşılaştırdığımız zamanda anlamlı derecede fark görülmektedir (Çizelge 10). Sadece Acron-MC akriliğinde AOa-AOb karşılaştırmasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır. Aynı akrilikteki A1a-A1b grupları arasında ise yine anlamlı fark vardır. Literatürde konumuzla ilgili mikrodalga akriliğiyle yapılan bir çalışma vardır. Yamauchi ve ark. (96) dişin kret yüzünün aşındırılmasının mikrodalga akriliğine bağlanma dayanımını arttırdığını iddia etmişlerdir. Bu görüş bizim sonuçlarımıza uymaktadır, fakat araştırıcının mikrodalga akriliğinin diğer akriliklerden biraz daha fazla bağlanma dayanımı gösterdiği iddiası çalışmamızla çelişmektedir. Yalnız Optodent dişinde aşındırma yapılan bütün grupların ortalama değeri 353 kg/cm<sup>2</sup>, üreticiden alındığı gibi bırakılan dişlerin ortalama bağlanma dayanımı değeri ise 271 kg/cm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur. (Şekil 21). Aradaki fark

ileri derecede anlamlı düzeydedir. Ivoclar dışında de aşındırma yapılan bütün grupların ortalama bağlanma dayanımı 332 kg/cm<sup>2</sup> üreticiden alındığı gibi bırakılan dişler için ise 247 kg/cm<sup>2</sup> dir. Buradaki fark da ileri düzeyde anlamlıdır.

Bu sonuçlardan da görüldüğü gibi aşındırma bağlanma dayanımını çok açık şekilde arttırmaktadır. Dişlerin incelenmesinde de aşındırma yapılan dişlerde kimyasal bağlantı oluştuğu, aşındırma yapılmayanlarda ise kimyasal bağ oluşmadığı açıkça görülmektedir. Aşındırmanın dişin cilasını kaldırarak kaide akriliğinin monomerinin daha kolay difuze olmasını sağladığı iddia edilmektedir (16,17,18,35,96). Aksi görüşü savunan araştırmacılar ise cilalı yüzeyden de akrilik monomerinin difuze olabileceğini aşındırma işlemine gerek olmadığını iddia etmişlerdir. Hatta bu işlemin sonucunda yüzeyin düzensizliğinden dolayı mum temizleme işleminin tamamiyle yapılamayacağını böylece bağlanma dayanımının azaldığını ileri sürmüşlerdir (20,25,44,48,81).

Plastik diş-akrilik kaide maddesi arasındaki bağlantıyı kuvvetlendirmek için denenen diğer bir yöntemde bazı solusyonlar ve akrilik reçinenin monomerini kullanmaktır. Araştırmacıların değişik sonuçlar bulduğu bu yöntem de tartışmaya açıktır.

Ritchie ve ark. (68) yaptıkları çalışmada adeziv olarak dimetil klorid kullanmışlardır. Araştırma sonucuna göre adeziv kullanılan bütün akriliklerde bağlanma dayanımı değerlerini azaltmıştır.

Kawara ve ark.(48) ise sıvı akrilikle yaptıkları çalışmada 60/100 oranında toz -likit karışımını adeziv olarak kullanmışlardır. Araştırmacı aynı çalışmasında VLC akriliğinde de üretan dimetakrilatı kullanmıştır. Her iki solusyonunda bağlanma dayanımı değerlerini arttırdığını iddia eden araştırmacı benzer solüsyonlarında kullanmayı tavsiye etmektedir.

Spratley (81) araştırmasında da dişin kret yüzüne monomer sürülmesini bu uygulamanın bağlanmayı arttırdığını öne sürmektedir.

Rupp ve ark. (73) ise sıvı akrilikle yaptıkları çalışmada dişlere metilen klorid - monomer karışımını sürmenin dişler üzerinde çözücü bir etki yaptığını ve bağlanmayı %80 oranında arttırdığını ileri sürmüşlerdir.

Huggett ve ark. (44) sıvı akrilikle yapılan deneylerde etil asetat kullanmışlar ve bu uygulamanında bağlanmayı arttırmadığını öne sürmüşlerdir.

Morrow ve ark. (61) diş monomer /polimer karışımı uygulamışlar ve buldukları sonuçlara göre de bu uygulamanın bağlanma dayanımını arttırmadığını söylemişlerdir.

Suzuki ve ark. (84) yaptıkları çalışmada adeziv dayanımını arttırdığını ifade etmişlerdir.

Chiba ve ark.'da (22) gene 4-META maddesini kullanmışlar ve bu araştırmacıda bağlanmanın arttığını öne sürmüştür.

Yamauchi ve ark. (96) de 4-META 'nın bağlanma dayanımını arttırdığını bulmuşlardır.

Araştırma sonuçlarından da görüldüğü gibi adeziv olarak kullanılan çeşitli solüsyonlar değişik sonuçlar vermiştir. Bunun muhtemel sebebi her araştırmacının değişik materyal ve yöntem izlemeleri olabilir. Fakat son yıllarda 4-META üzerinde yapılan çalışmaların hepsinin olumlu yönde olması bu madde üzerine dikkatleri toplamaktadır. Genede bu konunun üzerinde daha çok araştırma yapılması gerektiğine inanmaktayız.

Konumuzla ilgili araştırmalarda çeşitli akrilik kaide madderi kullanılmıştır.

Caswell ve Norling (17) araştırmasında çapraz bağlantılı (K33) ve koruculukla kuvvetlendirilmiş çapraz bağlantılı akrilik (Lucitone 199) kullanmıştır. Araştırmacı iki akrilik arasında fark bulamamıştır.

Cardas ve ark. (21) ise iki çeşit akrilik kullanmışlardır. Çapraz bağlantılı high-impact akrilik klasik akriliğe göre anlamlı düzeyde daha fazla bağlanma dayanımı değerlerini göstermiştir.

Ritchie ve Fletcher (35) üç çeşit sıvı akrilik (Levopress, Palapress,SOS) ve bir sıcak akrilik (QC 20) kullanmışlardır. Araştırmacı en iyi sonucu sıcak akrilik QC 20'nin verdiğini bildirmiştir. Aynı araştırmacılar bu konuda gene aynı akrilikleri kullanarak fakat dişin şekli ve uygulanan kuvvetleri değiştirilerek iki çalışma daha yapmışlardır (68,69). Elde ettikleri sonuçlara göre araştırmacılar sıcak akrilik QC 20'nin gene en iyi bağlanma dayanımı değerleri gösterdiğini söylemişlerdir.

Kawara ve ark. (48) araştırmalarında görünür ışıkla polimerize olan akrilik (Triad), sıvı akrilik (Hygenic) ve çapraz bağlantılı akrilik (Lucitone 199) kullanmışlardır. Araştırıcı en iyi sonuçları Lucitone 199'la elde etmiştir. Sıvı akrilik ise en düşük değerleri vermiştir. Görünür ışıkla polimerize olan akrilik ise çelişkili sonuçlar göstermiştir.

Huggett ve ark. (44) oto-polimerizan akrilik (De Trey Self Cure) ve sıcak akrilik (De Trey Trevalon ) ile yaptıkları çalışmada sıcak akrilikle daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri elde etmişlerdir. Araştırıcılar bu sonuçları soğuk akriliğin polimerizasyonun hızlı olmasına dolayısıyla da dişe bağlanmak için yeterince zaman bulamamasına bağlamaktadır.

Morrow ve ark. (61) klasik akrilik (Lucitone) ve high-impact akrilik (Lucitone 199) ile yaptığı çalışmada high-impact akriliğin %11 oranında daha fazla bağlanma dayanımı gösterdiğini ama aradaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığını ileri sürmüşlerdir.

Hayakawa ve ark. (40) görünür ışıkla polimerize olan akrilikle (Eporex-R) ve sıcak akrilik (Acron) ile yaptıkları çalışmada sıcak akriliğin bütün deneylerde daha yüksek bağlanma dayanımı gösterdiğini bulmuşlardır.

Clancy ve ark. (23) gene sıcak akrilik (Microlon) ve iki çeşit görünür ışıkla polimerize olan akrilikle (Triad ve Extoral) yaptıkları çalışmada en yüksek bağlanma dayanımı değerlerini sıcak akrilik ile elde etmişlerdir. VLC akrilikler arasında da Triad daha yüksek değerler vermiştir.



Yamauchi ve ark. (96) araştırmalarında mikrodalga akriliği ile klasik sıcak akrilik iye 4-META için en sıcak akriliği karşılaştırmışlardır. Araştırmacılar mikrodalga akriliğinin bağlanma dayanımı değerlerini diğer akriliklere göre biraz daha fazla bulmuşlardır. Bu bulgu bizim çalışmamızla çelişmektedir. Araştırmamıza göre üç çeşit akrilik kaide maddesi arasında en düşük değer mikrodalga akriliğinde bulunmuştur.

Araştırma sonuçlarına göre genel olarak fikir birliğine varılan konu çapraz bağlantılı high-impact akrilik kaide maddesinin en yüksek bağlanma dayanımı gösterdiğidir. Çalışmamız da bu konuyu desteklemektedir. Araştırmamızda kullandığımız üç çeşit akrilik kaide maddesinden en yüksek değer 351 kg/cm<sup>2</sup> ile kauçukla kuvvetlendirilmiş sert akrilik olan Lucitone 199 vermiştir. Daha sonra klasik sıcak akrilik olan Meliodent 305 kg/cm<sup>2</sup> ile gelmektedir. En düşük değerleri ise mikrodalga akriliği Acron-MC 247 kg/cm<sup>2</sup> ile göstermiştir.

Plastik diş-akrilik kaide maddesi arasındaki bağlanma dayanımı konusunda uzun zamandır bir çok araştırma yapılmış olmasına rağmen henüz kesin bir fikir birliği yoktur. Bu konuyu etkileyen çok çeşitli faktörlerin olması konuyu daha da karışık hale getirmektedir. Genel olarak kabul edilen görüş laboratuvar işlemleri sırasında çok dikkatli çalışılması gerektiğidir. İzolan maddelerin dişe bulaşması, işlemler sırasında dişin mum emmesi, mum eritme işlemlerinin etkili bir şekilde yapılmaması, akrilik kaide maddesinin çabuk polimerize olması, başarısızlığın en büyük nedenleri olarak gösterilmektedir. Kullanılan diş ve akriliklerin de çok çeşitli olmasının farklı sonuçlar elde edilmesinde etkili olduğunu düşünmekteyiz. Araştırmacıların hemfikir olduğu bir noktada çapraz bağlantılı plastik dişlerin daha zayıf

bağlanma dayanımı gösterdiğidir. Araştırmamız da bu görüşü desteklemektedir. Daha az çapraz bağlantılı olan Optodent 312 kg/cm<sup>2</sup> ile Ivoclardan daha yüksek değer vermiştir. Bağlanma dayanımı açısından plastik dişlerde dezavantaj olan çapraz bağlantı akrilik kaide maddelerinde ise avantaj olmakta, bu tip akrilikler daha yüksek değerler göstermektedir. Gene bütün araştırmacıların birleştiği bir noktada sıvı akriliklerde bağlanmanın zayıf olduğu ve muhakkak bir çözücü kullanılması veya mekanik retansiyon açılması gerektiğidir.

Bu konu üzerinde daha fazla araştırılma yapılması gerektiğine inanmaktayız.



## 7. SONUÇLAR

Bu çalışmada üç çeşit akrilik kaide maddesi ve iki çeşit akrilik yapay dişin ADA N0:15 4.3.4 normuna uygun şekilde hazırlanan örneklerde bağlanma dayanımı incelenmiştir. Çekme dayanımı uygulanan örneklerden elde edilen sonuçlar şöyledir.

1) Akrilik ve aşındırma işlemi farkı gözetmeksizin Optodent dişlerinin bağlanma dayanımı  $312 \text{ kg/cm}^2$ , Ivoclar dişlerin ise  $289 \text{ kg/cm}^2$  olarak bulunmuştur. Aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır.

2) Diş ve aşındırma işlemi dikkate alınmadan Lucitone 199 akriliğinde bağlanma dayanımı değeri  $351 \text{ kg/cm}^2$  , Meliodent akriliğinde  $305 \text{ kg/cm}^2$  ve Acron-MC akriliğinde ise bu değer  $247 \text{ kg/cm}^2$  olarak bulunmuştur. Akrilikler arasındaki bu fark istatistiksel olarak ileri derecede anlamlıdır.

3) Akrilik ve diş farkı dikkate alınmadan aşındırma yapılan ve yapılmayan gruplar arasında da istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı fark vardır. Aşındırma yapılan dişlerde bağlanma dayanımı değeri  $343 \text{ kg/cm}^2$ , yapılmayan dişlerde ise  $259 \text{ kg/cm}^2$  olarak bulunmuştur.

4) Her akrilik grubunda da dişlerin aşındırılması bağlanma dayanımını ileri derecede arttırmıştır.

Bu sonuçların ışığında bağlanma dayanımını arttırmak için dişlerin kret yüzünden aşındırılma yapılmasını ve çapraz bağlantılı akrilik kaide maddeleri kullanılmasını önermekteyiz.



## 8. ÖZET

Akrilik yapay dişlerin protez kaide maddelerine kimyasal yolla bağlandığı kabul edilmesine rağmen diş-akrilik yüzeyinden kopmalar olması sık görülen bir durumdur. Bu problemin çeşitli sebepleri olmasına rağmen henüz kesin bir çözüm bulunamamıştır.

Bu çalışmada dişin kret yüzünün aşındırılmasının bağlanma dayanımına etkileri incelenmiştir.

Araştırmamızda üç çeşit akrilik kaide maddesi ve 2 çeşit akrilik yapay diş kullanılmıştır. Kullanılan akrilikler; bir klasik akrilik olan Meliodent, kauçukla kuvvetlendirilmiş çapraz bağlantılı high-impact akrilik Lucitone 199 ve mikrodalga enerjisiyle polimerize olan Acron-MC. Kullanılan akrilik yapay dişler ise Optodent ve Ivoclar'dır. Ayrıca dişlerin bir bölümünün kret yüzü 2 mm aşındırılmış, diğer bölümü ise üreticiden alındığı gibi bırakılmıştır. Örnekler ADA N0: 15 4.3.4 normuna uyularak hazırlanmış ve bir Instron test makinasında çekilerek koparılmıştır.

Elde edilen sonuçlara göre dişlerin kret yüzünün aşındırılması bağlanma dayanımını arttırmaktadır. Kullanılan akrilik kaide maddelerinin ve yapay dişlerin tipinin de bağlanma dayanımı üzerine etkili olduğu bulunmuştur.



## **9. SUMMARY**

Although acrylic resin teeth chemically bond to the denture base resin, the failure of the tooth to denture base resin bond is a very common problem. A number of causes have been given for this failure. However the problem has not been solved.

This study evaluates the effect of grinding of the ridge lab surface of the tooth on the tooth-denture base bond.

Three acrylic denture base materials and two different acrylic teeth were used. Acrylic denture base materials used were a conventional acrylic (Meliodent), a cross-linked high-impact acrylic (Lucitone 199) and a microwave cured acrylic (Acron-MC). Acrylic teeth used were Ophthodent and Ivoclar. In the first group the ridge lap surface of teeth were grinded 2 mm. Second group was kept as recieved from the manufacturer. The samples were prepared according to ADA No: 15 4.3.4 and the tensile strength testing was undertaken by using a Instron test machine.

The results showed that the grinding of ridge lap surface of tooth increased the bonding strength. The type of acrylic resins used also affected the tooth-denture base bond.

## **10. KAYNAKLAR**

**1-** ANSI/ADA Specification No. 12 for denture base polymers. Chicago: American Dental Association, 1987.

**2-** ANSI/ADA Specification No. 15 for acrylic resin teeth. Chicago American Dental Association, 1987.

**3-** ACRON-MC kullanma talimatı.

**4-** Al Doori D, Hugget R, Brooks SC, Bates JF. Microwave irradiation versus conventional water bath curing: effects on mechanical properties of acrylic resins. Quint. Dent. Tech Year Book 1988; 187-192.

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

**6-** Al Mulla MAS, Hugget R, Brooks SC, Murphy WM. Some physical and mechanical properties of a visible light-activated material. Dent Mater 1988; 4: 197-200.



**7-** Bafile M, Graser GN, Myers ML, Li EKH. Porosity of denture resin cured by microwave energy. J Prosthet Dent 1991; 269-74.

**8-** Baysal B. Polimer Kimyası, Bölüm I. ODTÜ yayınları, 1981.

**9-** Becker CM, Smith DE, Nicholls JI. The comparison of denture base processing techniques. Part I. Material characteristics. J Prosthet Dent 1977; 37: 330-337.

**10-** Beech DR. Molecular weight distribution of denture base acrylic. J Dent 1975; 3: 19-24.

**11-** Boddicker VS. Abrasion tests for artificial teeth. J Am Dent Assoc 1947; 35: 793-797.

**12-** Braden M. The absorption of water by acrylic resins and other materials. J Prosthet Dent 1964; 14: 307-316.

**13-** Braden M, Davy KWM, Parker S. Denture base poly (methyl methacrylate) reinforced with ultra-high modulus polyethylene fibres. Br Dent J 1988; 164: 109-113.

**14-** Brauer GM. Dental applications of polymers: A Review. J Am Dent Assoc. 1966; 72: 1151-1158.

**15-** Brennom EF. Use of a microwave oven for removal of casting wax. Dent Survey 1976; 52: 32.

**16-** Can G, Kansu G. Plastik dişler ile protez kaide materyelinin bağlanma dayanıklılığı. A.Ü. Diş Hek. Fak. Derg. 1990; 17; 17: 97-101.

**17-** Caswell CW, Norling BK. Comparative study of the bond strengths of three abrasion-resistant plastic denture teeth bonded to a cross-linked and a grafted, cross-linked denture base material. J Prosthet Dent 1986; 55: 701-708.

**18-** Civjan S, Huget FE, Simon LB. modifications of the fluid resin technique. J Am Dent Assoc 1972; 85; 109-112.

**19-** Cornel JA, Tucker JL, Powers CM. Physical properties of denture base materials. J Prosthet Dent 1960; 10; 516-524.

**20-** Cardash HS, Liberman R, Helft M. The effect of retention groove in acrylic resin teeth on tooth denture-base bond. J Prosthet Dent 1986; 55: 526-527.

**21-** Cardash HS, Applebaum B, Baharav H, Liberman R. Effect of retention grooves on tooth-denture base bond. J Prosthet Dent 1990; 64: 492-496.

**22-** Chiba E, Nishijima T, Kosakai T, Shinya A, Yokozuka S. effects of cross-linking agent on the bond strength of 4-META/MMA-TBB resin. Nippon Hotetsu Shika Gakkai Zasshi. 1989; 33(5): 1083-90 (Abstract)

**23-** Clancy JM, Hawkins LF, Keller JC, Boyer DB. Bond strength and failure analysis of light-cured denture resins bonded to denture teeth. J Prosthet Dent 1991; 65: 315-24.

**24-** Cralg RG. Restorative Dental Materials. 7. baskı, CV Mosby Company, St. Louis, 1985.

**25-** Cunningham JL, Benington IC. Bonding of plastic teeth to Denture base resin. J Dent Res 1992; 71: 562 (Abstract).

**26-** Çalikkocaoğlu S. Tam protezler, 1. Baskı, 1. Cilt. Doyuran Matbaası, İstanbul. 1988.

**27-** Darbar UR, Huggett R, Harrison A, Williams K. The tooth-denture base bond: Stress analysis using the finite element method. Eur J Prosthodont Rest Dent 1993; 1: 117-120.

**28-** De Boer 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.

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

**30-** De Clerck JP. Une nouvelle méthode de polymérisation des résins de méthacrylate de méthyl. Acta Odonto Stoma 1988; 163: 473-498.

**31-**Dirksen LC. Plastic teeth: their advantages, disadvantages and limitations. J Am Dent Assoc 1952; 44: 265-268.

**32-** Dixon DL, Ekstrand KG, Breeding LC. The transverse strengths of three denture base resins: J Prosthet Dent 1991; 66: 510-13.

**33-** Docking AR. The relative merits of porcelain and acrylic teeth. The Australian Journal of Dentistry 1952; 16: 158-164.

**34-** Fellman S. Visible light-cured denture base resin used in making dentures with conventional teeth. J Prosthet Dent 1989; 62: 356-9.

**35-** Fletcher AM, Al-Mulla MAS, Amin WM, Dodd AW, Ritchie GM. A method of improving the bonding between artificial teeth and PMMA. J Dent 1985; 13: 102-108.

**36-** Greener EH, Harcourt JK, Lautenschlager EP. Materials Science in Dentistry. Baltimore USA, 1972.

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

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

**39-** Hargreaves AS. Polymethylmethacrylate as a denture base material in service. J Oral Rehabilitation 1975; 2: 97-104.

**40-** Hayakawa I, Hirano S, Nagao M, Matsumoto T, Masuhara E. Adhesion of a new light-polymerized denture base resin to resin teeth and denture base materials. Int J Prosthodont 1991; 4: 561-568.

**41-** Hayden WJ. Flexural strength of microwave-cured denture baseplates. General Dentistry 1986; September-October: 367-371.

**42-** Honorez P, Catalan a, Angnes U. The effect of three processing cycles on some physical and chemical properties of a heat-cured acrylic resin. J Prosthet Dent 1989; 61: 510-17.

**43-** Hume WR, Makinson DF. Microwave radiation in dental sterilizing. J Dent Res 1975; 54: 652 (Abstract).

**44-** Huggett R, John O, Japeer RG, bates JF. Strength of the acrylic denture base tooth bond. Br Dent J 1982; 153: 187-190.

**45-** Ishigami K, Mashio T, Tsukui J, Umi T, Maeda M, Iwachi N, Ono F, Ujiie Y, Satoh Y, Aunzai M, Ohki K. Basic studies on visible light-curing resin as a denture base, Part 5- Its junctional strength with resin teeth. J. Nihon Univ Sch Dent 1987; 29: 35-41.

**46-** Jablonski S, Illustrated Dictionary of Dentistry. WB. Saunders Company, Philedelphia, 1982.

**47-** Jagger RG, Huggett R. The effect of cross-linking on indentation resistance, creep and recovery of an acrylic resin denture base material. J Dent 1975; 3: 15-18.

**48-** Kawara M, Carter JM, Ogle RE, Johnson RR. Bonding of plastic teeth to denture base resins. J Prosthet Dent 1991; 66: 566-71.

**49-** Kaya F. Plastikler, Katkı Maddeleri ve İşleme Metodları. Zafer Matbaası, İstanbul 1983.

**50-** Kimura H, Teraoka F, Ohnishi H, Saito T, Yato M., Applications of microwave for dental technique (Part 1) J. Osaka Univ Dent Sch 1983; 23: 43-49.

**51-** Kimura H, Teraoka F, Saito T. Applications of microwave for dental technique (Part 2) Adaptability of cured acrylic resins. J Osaka Univ Dent Sch 1984; 24: 21-29.

**52-** Knott N, Randall D, Bell G, Satgurunathan R, Bates JF, Hugget R. Are present denture base materials and standards satisfactory. Br Dent J 1988; 24: 198-200.

**53-** Lawrence EN. Mechanical Properties of Polymers and Composites, volume I. Marcel Dekker, Inc., New York, 1974.

**54-** McCabe JF. Anderson's Applied Dental Materials. 6. baskı, Blackwell Scientific Publications, Oxford, 1985.

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

**56-** Martin MV. Microwave sterilization Br Dent J 1985; 159: 318.

**57-** Martins EA, Peyton FA, Kingery RH. Properties of Custom-made plastic teeth formed by different techniques. J Prosthet Dent 1962; 12: 1059-65.

**58-** McKinstry RE, Zini I. How to make microwaveable denture flasks. J Prosthet Dent 1990; 104-110.

**59-** Mills LF, Andersen FA. Ultraviolet and microwave radiation in dentistry. *General Dentistry* 1981; November-December: 481-486.

**60-** Moffa JP, Jenkins WA, Weaver RG. Silane bonding of porcelain denture teeth to acrylic resin denture bases. *J Prosthet Dent* 1975; 33: 620-27.

**61-** Morrow RM, Matvias FM, Windeler AS, Runchs RJ. Bonding of plastic teeth to two heat-curing denture base resins. *J Prosthet Dent* 1973; 39: 565-568.

**62-** O'Brien WJ. *Dental Materials*. Quintessence Publishing Co. Inc, 1989.

**63-** Ogle E, Sorensen SE, Lewis EA. A new visible light-cured resin system applied to removable prothodontics. *J Prosthet Dent* 1986; 56: 497-506.

**64-** Ortman HR. Refitting denture bases with a visible light cured denture base resin. *NYS Dental J* 1986; April: 29-32.

**65-** Phillips RW. *Skinner's Science of Dental Materials*, 7. baskı, WB Saunders Company, Philadelphia, 1973.

**66-** Pryor J. Internal strains in denture base materials. *J Am Dent Assoc* 1943; 30: 1382-1389.

**67-** Reitz PV, Sanders JL, Lev in B. The curing of denture acrylic resins by microwave energy. *Physical properties*. *Quint. Int* 1985; 8: 547-551.

**68-** Ritchie GM, Fletcher AM, Amin WM, Dodd AW. Tooth bond characteristics of some acrylic denture base polymers. Eur Prosthodont Assoc 1983; 6: 32-34.

**69-** Ritchie GM, Fletcher AM, Amin WM, Al-Mulla M, Dodd AW, Fimeche C. Further mechanical tests on the bond between polymethy methacrylate teeth and some acrylic denture base polymers. Eur Prosthodont Assoc 1984; 7: 107-110.

**70-** Rodford R. The development of high impact strength denture-base materials. J Dent 1986; 14: 214-217.

**71-** Rohrer MD. Microwave sterilization. J Am Dent Assoc 1985; 110: 194-198.

**72-** Rohrer MD. Microwave sterilization. J Am Dent Assoc 1986; 112: 162.

**73-** Rupp NW, Bowen RL, Paffenbarger GC. Bonding cold-curing denture base acrylic resin to acrylic resin teeth. J Am Dent Assoc 1971; 83: 601-603.

**74-** Schneider RL. Diagnosing functional complete denture fractures. J Prosthet Dent 1985; 54: 809-814.

**75-** Schoonover IC, Fischer TE, Serio AF, Sweeney WT. Bonding of plastic teeth to heat-cured denture base resins. J Am Dent Assoc 1952; 44: 285-287.

**76-** Schreiber CK. Polymethymetacrylate reinforced with carbon fibres. Brit Dent J 1971; 130: 29-30.



**77-** Semmelman JO, Kulp PR. Silane bonding porcelain teeth to acrylic. J Am Dent Assoc 1968; 76: 69-73.

**78-** Shepard WL. Denture bases processed from a fluid resin. J Prosthet Dent 1968; 19: 561-572.

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

**80-** Soni PM, Powers JM, Craig RG. Physical and mechanical properties of acrylic and modified acrylic denture resins. J Michigan Dental Assoc 1977; 59: 418-422.

**81-** Spratley MH. An investigation of the adhesion of acrylic resin teeth to dentures. J Prosthet Dent 1987; 58: 389-392.

**82-** Stafford GD, Lewis TT, Huggett R. Fatigue testing of denture base polymers. J Oral Rehabilitation 1982; 9: 139-154.

**83-** Stafford GD, Huggett R. Fracture toughness of denture base acrylics. J Biomed Mater Res 1980; 14: 359-371.

**84-** Suzuki S, Sakoh M, Shiba A. adhesive bonding of denture base resins to plastic denture teeth. J Biomed Mater Res 1990; 24: 1091-1103 (Abstract).

**85-** Sweeney WT, Yost EL, Fee JG. Physical properties of plastic teeth. J Am Dent Assoc 1958; 56: 833-841.

**86-** Trudsø H, Jorgensen EB, Bertram U. A four-year follow-up study on processed pour acrylic resins. J Prosthet Dent 1980; 44: 495-6.

**87-** Truong VT, Thomasz FGV. Comparasion of denture acrylic resins cured by boiling water and microwave energy. Australian Dent J 1988; 33: 201-4.

**88-**Tuncer N, Tüfekçioğlu HB, Çalikkocaoğlu S. An investigation on the compressive strength of several gypsum products dried by microwave oven with different programs. J Prosthet Dent 1993; 69: 333-339.

**89-** Tuncer N, Külekçi G, Tüfekçioğlu HB, Arat E, İnan D, Balkanlı O. Alçı modellerle çapraz bulaşmanın önlenmesinde mikrodalga sterilizasyonunun etkinliği. Diş Hek Kli 1990; 3: 45-47.

**90-**Tüfekçioğlu HB, Kutay Ö, Tuncer N. Yumuşak astar maddelerinin mikrodalga enerjisi ile polimerizasyonuna ait bir ön çalışma. İ.Ü. Diş Hek Fak Derg 1993; 27: 1-7.

**91-** Tylman, Stanley D, Peyton Floyd A. Acrylics and other synthetk resins used in dentistry. JB Lippincott Company, USA, Philadelphia 1946.

**92-** Van Noort. Dent mater review. J Dent 1987; 15:57.

**93-** Van Victor A. Positive duplication of anterior teeth for immediate dentures. J Prosthet Dent 1953; 3: 165-177.

**94-** Wallace PW, Graser GN, Myers ML, Proskin HM. Dimensional accuracy of denture resin cured by microwave energy. J prosthet Dent 1991; 66: 403-9.

**95-** Wolfaardt J, Jones PC, Fatti P. The influence of processing variables on dimensional changes of heat-cured polymethylmethacrylate. J Prosthet Dent 1986; 55: 518-525.

**96-** Yamauchi M, Iwahori M, Sakai M, Koda T, Kawano J, Maeno T. Comparative bond strengths of plastic teeth to microwave-curing, heat-curing and 4-META containing denture base resins. Gifu Shika Gakkai Zasshi 1989; 16: 542-50.

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



## 11. ÖZGEÇMİŞ

1956 yılında Mardin'de doğdum. İlk ve orta öğrenimimi İstanbul'da Oruçgazi İlkokulu ve Pertevniyal Lisesi'nde tamamladım. İstanbul Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi'nden 1980 yılında mezun oldum. Fakültemizin Total-Parsiyel Protez Bilim Dalı'nda 1986 yılında Doktora çalışmama başladım. Halen araştırma görevlisi olarak çalışmamı sürdürmekteyim. Evliyim.