

678.06:615.4

H 348 d

1997-425
✓

MFN: 5417



TÜRKİYE BİLİMSEL VE
TEKNİK ARAŞTIRMA KURUMU

THE SCIENTIFIC AND TECHNICAL
RESEARCH COUNCIL OF TURKEY

**DİŞ TEDAVİSİNDE KULLANILAN ORGANİK
GEÇİRGENLİK, BAĞLANMA DİRENCİ,
PROTEİN EMİLİMİ ÇALIŞMALARI**

1997-425
✓ **PROJE NO: TBAG-1173** ✓

TÜRKİYE BİLİMSEL VE
TEKNİK ARAŞTIRMA
KURUMU KÜTÜPHANESİ

TÜRKİYE BİLİMSEL VE
TEKNİK ARAŞTIRMA
KURUMU KÜTÜPHANESİ

Temel Bilimler Araştırma Grubu

Basic Sciences Research Grant Committee

02

678.06 : 615.4

M 348 d

Diş tedavisinde kullanılan organik geçirgenlik, bağlanma direnci, protein emilimi çalışmaları

DIŞ TEDAVİSİNDE KULLANILAN ORGANİK GEÇİRGENLİK, BAĞLANMA DİRENCİ, PROTEİN EMİLİMİ ÇALIŞMALARI

1997-425

PROJE NO: TBAG-1173

TÜRKİYE BİLİMSEL ve
TEKNİK ARAŞTIRMA

KURUMU KÜTÜPHANESİ

PROF.DR.NESRİN HASIRCI
PROF.DR.A. KEVSER AYDIN

ODTÜ
Kinyalı Bl.

S. 77

R. 96

Anahtar Kelimeler: Ağız tedavisi, organik geçirgenlik, bağlanma direnci, protein emilimi, dental protez, liner madde

ŞUBAT 1994
ANKARA

Bağış - Kısım, 1994

19239

ÖZ

Diş hekimliğinde restorasyon ve protez için kullanılan maddeler çok çeşitlidir ve amalgam, krom alaşımları, porselenler, sentetik organik polimerler gibi pek çok farklı yapıyı içerir. Bu çalışmada, diş hekimliği alanında kullanılan sentetik organik maddelerden bir kısmı model maddeler olarak seçilmiş ve bu maddelerde geçirgenlik, bağlanma direnci, suda şişme, tükürük ile ıslanabilme, zaman içinde mekanik değişim gibi bazı özellikleri incelenmiş ve birbiri ile kıyaslanmıştır.

Birinci bölümde kavite astar maddesi olarak kullanılan altı sentetik organik madde seçilmiş, şişme ve ıslanabilme özellikleri incelenmiş ve kimyasal yapıları ile bu özellikler arasındaki ilişki araştırılmıştır.

İkinci bölümde konvansiyonel sıcak bir protez kaide akriliği ile model olarak seçilen beş astar maddesi arasındaki bağlanma direnci, çekme ve kırma test metodları kullanılarak incelenmiştir.

Üçüncü bölümde değişik formülasyonlar ile hazırlanan yapay tükürüklerin akrilik protez kaide materyalini ıslatabilme özellikleri temas açısı ölçümleri ile incelenerek doğal tükürük ile karşılaştırılmıştır.

Anahtar Kelimeler: Ağız kuruluğu, akrilik protez, astar maddeleri, bağlanma direnci, dental protez, liner maddeleri, yapay tükürük, xerostomia

ÖZ

Diş hekimliğinde restorasyon ve protez için kullanılan maddeler çok çeşitlidir ve amalgam, krom alaşımları, porselenler, sentetik organik polimerler gibi pek çok farklı yapıyı içerir. Bu araştırmada, diş hekimliği alanında kullanılan sentetik organik maddelerden bir kısmı model maddeler olarak seçilmiş ve bu maddelerde geçirgenlik, bağlanma direnci, suda şişme, tükürük ile ıslanabilme, zaman içinde mekanik değişim gibi bazı özellikleri incelenmiş ve birbiri ile kıyaslanmıştır.

Birinci bölümde kavite astar maddesi olarak kullanılan altı sentetik organik madde seçilmiş, şişme ve ıslanabilme özellikleri incelenmiş ve kimyasal yapıları ile bu özellikler arasındaki ilişki araştırılmıştır.

İkinci bölümde konvansiyonel sıcak bir protez kaide akriliği ile model olarak seçilen beş astar maddesi arasındaki bağlanma direnci, çekme ve kırma test metodları kullanılarak incelenmiştir.

Üçüncü bölümde değişik formülasyonlar ile hazırlanan yapay tükürüklerin akrilik protez kaide materyalini ıslatabilme özellikleri temas açısı ölçümleri ile incelenerek doğal tükürük ile karşılaştırılmıştır.

Anahtar Kelimeler: Ağız kuruluğu, akrilik protez, astar maddeleri, bağlanma direnci, dental protez, liner maddeleri, yapay tükürük, xerostomia

ÖNSÖZ

Türkiye'de diş hekimliği alanında kullanılan bazı polimerik maddelerin bu çalışma kapsamında incelenmesi ve karşılaştırılması, klinik ve laboratuvar uygulamalarda hekim için daha uygun hasta için daha kabul edilebilir materyal seçimi amaçlanmıştır. Bu nedenle, ticari olarak bulunan çeşitli kavite astar maddelerinin hidrofilik özellikleri, akrilik reçine kombinasyonlarında bağlanma dirençleri ve çeşitli yapay tükürüklerin akrilik rezini ıslatabilme özellikleri incelenmiştir.

Daimi dolgu maddeleri katılma sırasında sıvı çekme yolu ile dentinde dehidrasyon, bünyesinde bulunan ve pulpayı irrite eden komponentlerin dentine sızması ve adaptasyon eksikliği nedeni ile restorasyon çevresinde mikro sızıntı gibi bazı problemlere yol açabilmektedirler. Kavite astarlama maddeleri altta bulunan dental dokuyu korumak ve marjinal sızıntıyı azaltmak amacı ile kullanılmaktadırlar. Dolayısıyla maddelerin hidrofilik özellikleri önem taşır. Çalışmanın birinci bölümünde, konvansiyonel beş kavite astar maddesi ile poliüretan izosiyanat adeziv olan bir kavite lakının hidrofilik özellikleri incelenmiştir. Örnekler likid ve polimerik film halinde iken yapılarında bulunan polar gruplar spektrofotometrik analiz yöntemi ile değerlendirilmiştir. Polimerik film haline getirilen örneklerde su temas açısı ve su absorplama ölçümleri yapılmış ve hidrofilik özellikler karşılaştırılmıştır.

İki farklı materyal kullanılarak başarılı bir protez hazırlanması kısmen materyaller arasında yeterli bağlanma olması esasına dayanır. Tüm çalışmalar kaide maddesi ile astar maddesi arasında oluşan uyumun ve bağlanma direncinin önemini vurgulamaktadır. Çalışmanın ikinci bölümünde konvansiyonel sıcak bir protez kaide akriliğine bağlanma dirençlerini karşılaştırmak için kimyasal yapıları farklı beş astar maddesi seçilmiştir. Distile su ortamında üç ay muhafaza edilen örnekler belli aralıklarla alınmış, çekme ve kırma testleri ile bağlanma dirençleri incelenmiş ve karşılaştırılmıştır.

İÇİNDEKİLER

Protez ile ağız mukozası arasındaki ince tükürük filmi tutuculuğu artıran bir özelliktir. Tükürük bezlerini ilgilendiren akut ve kronik bir çok hastalık ağız kuruluğu ile sonuçlanır. Hastalar için nemli ağız ortamı sağlamak amacı ile geliştirilen yapay tükürüklerin akrilik protezleri ıslatabilme özelliklerine ilişkin bilgiler henüz yeterli değildir. Çalışmanın üçüncü bölümünde in vitro yapılan çalışmalarda değişik yapay tükürüklerin akrilik protez kaide materyalini ıslatabilme özellikleri, temas açısı ölçümleri ile incelenerek doğal tükürük standardı ile karşılaştırılmıştır.

Spor...

Geç...

Len...

SON...

TABE...

İKİNCİ

Bu araştırma TÜBİTAK- Temel Bilimler Araştırma Grubu tarafından desteklenmiştir.

DİNE...

Açık...

Sert...

Yumu...

Yumu...

Yumu...

Yumu...

Yumu...

Sifir...

Astar...

GELE...

Test...

Örne...

Test...

BULG...

ÖNER...

İÇİNDEKİLER

Sayfa

GİRİŞ.....	1
BİRİNCİ BÖLÜM.....	6
KAVİTE ASTAR MADDELERİNDE GEÇİRGENLİK ÇALIŞMALARI.....	6
GELİŞME.....	8
Kullanılan Ürünler.....	8
Spektroskopik İncelemeler.....	8
Geçirgenlik Çalışmaları.....	8
Temas Açısı Ölçüm Çalışmaları.....	9
SONUÇLAR.....	9
TARTIŞMA.....	15
İKİNCİ BÖLÜM.....	17
AKRİLİK REÇİNE KOMBİNASYONLARINDA BAĞLANMA DİRENCİ.....	17
Astar Maddelerinin Sınıflandırılması.....	18
Sert Astar Maddeleri.....	18
Yumuşak Astar Maddeleri.....	21
Yumuşak Astar Maddelerinin Endikasyonları.....	21
Yumuşak Astar Maddelerinin Sorunları.....	22
Yumuşak Astar Maddelerinde Aranılan Özellikler.....	22
Yumuşak Astar Maddelerinin Sınıflandırılması.....	22
Silikon ve Akrilik Esaslı Yumuşak Astar Maddelerinin Karşılaştırılması.....	24
Astar Maddeleri ile İlgili Çalışmalar.....	26
GELİŞME.....	33
Test Maddeleri.....	33
Örneklerin Hazırlanması.....	34
Test Yöntemleri.....	36
BULGULAR.....	39
ÖNERİLER.....	54

ÜÇÜNCÜ BÖLÜM.....	55
YAPAY TÜKÜRÜKLERİN AKRİLİK REÇİNESİNİ İSLATABİLME ÖZELLİKLERİ.....	55
Tükürük.....	55
Tükürüğün Fonksiyonları.....	56
Tükürük Azalmasının Sebepleri.....	56
Semptomatoloji.....	57
Tedavi.....	58
Yapay Tükürükler.....	58
Yapay Tükürük Çeşitleri ve İçerikleri.....	59
Yapay Tükürük Uygulanma Şekilleri.....	61
Yapay Tükürük ile İlgili Çalışmalar.....	61
GELİŞME.....	63
BULGULAR.....	67
TARTIŞMA.....	68
ÖNERİLER.....	70
REFERANSLAR.....	71
Şekil 16: Sert tükürük.....	
Şekil 17: Yumuşak tükürük.....	
Şekil 18: Sert tükürük.....	
Şekil 19: Yumuşak tükürük.....	
Şekil 20: Maxin esnek tükürük.....	
Şekil 21: CMC esnek tükürük.....	
Şekil 22: Yum esnek tükürük.....	
Şekil 23: Doğal tükürük.....	

ŞEKİLLER

Şekil 1: Temas açısı ölçüm metodu	9
Şekil 2: IR Spektraları	10
Şekil 3: Filmler üzerinde temas açısı ölçümü	13
Şekil 4: Filmlerin su absorplama özellikleri	14
Şekil 5: Bağlanma direnci örnekleri	36
Şekil 6: Kırılma test örnekleri	37
Şekil 7: Örneklerin mufla içinde görünümü	38
Şekil 8: Kontrol örneğin mukavemet-uzama eğrisi	41
Şekil 9: Triad örneğin mukavemet-uzama eğrisi	42
Şekil 10: Kooliner örneğin mukavemet-uzama eğrisi	43
Şekil 11: Molloplast örneğin mukavemet-uzama eğrisi	44
Şekil 12: Ufi Gel-P örneğin mukavemet-uzama eğrisi	45
Şekil 13: Express örneğin mukavemet-uzama eğrisi	46
Şekil 14: Sert astar örneklerinin mukavemet-zaman eğrisi	47
Şekil 15: Yumuşak astar örneklerinin mukavemet-zaman eğrisi	48
Şekil 16: Sert astar örneklerinin kopmadaki uzama-zaman eğrisi	49
Şekil 17: Yumuşak astar örneklerinin kopmadaki uzama-zaman eğrisi	50
Şekil 18: Sert astar örneklerinin elastik modülüs-zaman eğrisi	51
Şekil 19: Yumuşak astar örneklerinin elastik modülüs-zaman eğrisi	52
Şekil 20: Musin esaslı tükürük ile temas açısı ölçümü	65
Şekil 21: CMC esaslı tükürük ile temas açısı ölçümü	65
Şekil 22: İyon esaslı tükürük ile temas açısı ölçümü	66
Şekil 23: Doğal tükürük ile temas açısı ölçümü	66

ŞEKİLLER

Şekil 1: Temas açısı ölçüm metodu	9
Şekil 2: IR Spektraları	10
Şekil 3: Filmler üzerinde temas açısı ölçümü	13
Şekil 4: Filmlerin su absorplama özellikleri	14
Şekil 5: Bağlanma direnci örnekleri	36
Şekil 6: Kırılma test örnekleri	37
Şekil 7: Örneklerin mufla içinde görünümü	38
Şekil 8: Kontrol örneğin mukavemet-uzama eğrisi	41
Şekil 9: Triad örneğin mukavemet-uzama eğrisi	42
Şekil 10: Kooliner örneğin mukavemet-uzama eğrisi	43
Şekil 11: Molloplast örneğin mukavemet-uzama eğrisi	44
Şekil 12: Ufi Gel-P örneğin mukavemet-uzama eğrisi	45
Şekil 13: Express örneğin mukavemet-uzama eğrisi	46
Şekil 14: Sert astar örneklerinin mukavemet-zaman eğrisi	47
Şekil 15: Yumuşak astar örneklerinin mukavemet-zaman eğrisi	48
Şekil 16: Sert astar örneklerinin kopmadaki uzama-zaman eğrisi	49
Şekil 17: Yumuşak astar örneklerinin kopmadaki uzama-zaman eğrisi	50
Şekil 18: Sert astar örneklerinin elastik modülüs-zaman eğrisi	51
Şekil 19: Yumuşak astar örneklerinin elastik modülüs-zaman eğrisi	52
Şekil 20: Musin esaslı tükürük ile temas açısı ölçümü	65
Şekil 21: CMC esaslı tükürük ile temas açısı ölçümü	65
Şekil 22: İyon esaslı tükürük ile temas açısı ölçümü	66
Şekil 23: Doğal tükürük ile temas açısı ölçümü	66

ARSTIRMA

TABLULAR

In the

Tablo 1: Spektra sonuçlarından elde edilen pik yükseklik oranları.....	11
Tablo 2: Temas açısı ve d/h oranları	12
Tablo 3: Bazı kaide reçineleri ve sert astar maddeleri	20
Tablo 4: Yumuşak astar maddeleri	25
Tablo 5: Astar maddelerinde mukavemet	32
Tablo 6: Mekanik özelliklerdeki değişimler	53
Tablo 7: Ticari olarak mevcut bazı yapay tükürükler	59
Tablo 8: Yapay tükürüklerin içerikleri	60
Tablo 9: Test edilen tükürük çeşitleri	63
Tablo 10: Test edilen tükürük formülleri	64
Tablo 11: Yapay tükürük ile temas açısı ölçüm sonuçları	67

In the

base and

methods

In the

prepared

natural

Key words

depth, width

ABSTRACT

In the dental restorations and prosthodontic applications, various materials including dental amalgam, chrome containing alloys, porcelain and synthetic organic polymers are available. In the present study, some of the synthetic organic materials are chosen as model materials and the properties such as permeability, bonding strength, water absorption, salivary wettability and mechanical changes were examined and compared.

In the first part of the study, six synthetic organic cavity lining agents are examined to evaluate the water absorption and wettability properties, then the relation between these properties and the chemical structure was searched.

In the second part, the bonding strength between the conventional acrylic resin denture base and the five different lining materials are studied by using tensile and fracture test methods.

In the third part, the wettability of the acrylic denture base with the artificial saliva prepared by different formulations are comparatively investigated with that of the natural saliva by the contact angle measurements.

1. Scramble
2. Kollidone
3. Elastomer
4. Metal
5. Synthetic
6. Mucosa

Key words: Acrylic denture, lining materials, dental prostheses, artificial saliva, bonding strength, xerostomia

GİRİŞ

Diş hekimliği ağız içinde bulunan sert ve yumuşak dokuların hastalanması, bozulması, işlevini görememesi ve kaybolması durumlarında bunların metal, seramik ve organik gibi inert maddelerle ve kompozitlerle tedavi edilmesi, onarılması ve değiştirilmesini içerir. Restorasyon ve protez için kullanılan maddeler genellikle amalgam, krom alaşımları, organik ve inorganik simanlar, porselenler ve sentetik polimerlerdir. Bu protezlerin hazırlanması ve işlenmesi sırasında da değişik sentetik polimerler, reçineler, mumlar, hidrokolloidler ve başka maddeler kullanılır. Ağız içine konulan ve biyolojik ortam ile temas eden bütün bu maddeler için Amerikan Diş Hekimliği Organizasyonu (American Dental Association) tarafından geliştirilen ve önerilen spesifikasyonlar vardır. Bu spesifikasyonlar hem maddenin sertlik, yoğunluk, porozite, dayanıklılık, gerilme direnci, genleşme gibi fiziksel, mekanik ve termal özelliklerini ve hem de toksisite ve biyouyumluluk özelliklerini içerir.

Diş hekimliği alanında kullanılan malzemeler çok çeşitlidir. Bunları başlıca sekiz ana gruba ayırmak mümkündür:

1. Seramik ve seramik-organik maddeler
2. Kolloidler
3. Elastomerler
4. Metal ve metal alaşımları
5. Sentetik polimerler
6. Mumlar
7. Parlaticılar
8. Yapıştırıcılar

Bütün bu gruplar da kendi içlerinde kullanılan maddelerin kimyasal yapısına bağlı olarak değişik alt gruplara ayrılır. Bu sınıflama aşağıda kısaca özetlenmiştir.

1. Seramik ve seramik-organik maddeler

- (1) Simanlar: Tüm restorasyonlarda kullanılan maddelerin yaklaşık %50'sini kapsar. Uygulama alanları ve yapılarına göre başlıca aşağıda belirtilen gruplara ayrılırlar.
 - a) Çinkofosfat simanlar: kalsitli çinko ve magnezyumoksit yapısındadır.
 - b) Silikat simanlar: alumino silikatlar + Mg, F, Ca, Na, P
 - c) Çinkosilikat simanlar: çinkofosfat + silikat
 - d) Reçine simanlar: polimetilmetakrilat + CaCO_3 , silika, BaCO_3
 - e) Çinko oksit-Eugenol simanlar
 - f) Polikarboksilat simanlar: polikarboksilik asit + ZnO + Mg
 - g) Cam iyonomer simanlar: poliakrilik asit + aluminosilikat
- (2) Gypsum (alçı) ürünleri: $\text{CaSO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$ yapısında olup aşağıda belirtilen gruplara ayrılırlar.
 - a) Ölçü alçıları
 - b) Model alçıları
 - c) Dental alçılar
 - d) Yüksek dirençli dental alçılar
 - e) Dental revetmanlar
- (3) Porselen ürünleri: yapay diş, jaket kronlar ve inleyler, veneer materyallerinin yapımında kullanılır ve başlıca aşağıda belirtilen gruplara ayrılırlar.
 - a) Porselen
 - b) Porselen-metal kompozit

2. Kolloidler

- (1) Agar bazlı ölçü maddeleri
- (2) Aljinat bazlı ölçü maddeleri

3. Elastomerler

- (1) Polisülfid ölçü maddeleri
- (2) Silikon ölçü maddeleri
- (3) Polieter ölçü maddeleri

4. Metal ve metal alaşımları

- (1) Amalgamlar
- (2) Temel metal alaşımları: Başlıca aşağıda belirtilen gruplara ayrılırlar
 - a) Co-Cr, Cr-Ni, Ni-Cr-Co
 - b) Döküm krom alaşımları (bölümlü protezler için)
 - c) Döküm krom alaşımları (kron ve köprüler için)
 - d) Paslanmaz çelik
 - e) Elektroliz kaplamalar
- (3) Altın ve altın alaşımları
- (4) Platin ve platin alaşımları
- (5) Palladyum ve palladyum alaşımları
- (6) Altın ve gümüş lehimler
- (7) Metal-organik kompozitler
 - a) ZOE ölçü patı
 - b) Kalsiyum chelates (salisilatlar)
 - c) Kavite vernik ve astarları

5. Polimerler

- (1) Sentetik polimerler
 - a) Protez reçineleri (basınç ile şekillendirilen)
 - b) Protez reçineleri (enjeksiyon ile şekillendirilen)
 - c) Protez reçineleri (dökme yöntemi ile şekillendirilen)
- (2) Radyopak protez materyalleri
- (3) Onarım akriliği
- (4) Esnek astarlar

- (5) Ağız koruyucular
- (6) Restoratif reçineler
- (7) Çukur ve fissür örtücüleri
- (8) Dental ölçü bileşikleri

6. Dental mumlar

- (1) Kalıp mumları
- (2) İnley mumları
- (3) Baz plak mumları
- (4) Levha halinde ve şekillendirilmiş mumlar
- (5) Ölçü mumları
 - a) Ölçü mumları
 - b) Okluzal kayıt mumları
 - c) Disklosing mumları
- (6) İşleme mumları
 - a) Kutulama mumları
 - b) Sirkolantlar
 - c) Kenar şekillendirme mumları
- (7) Çalışma mumları

7. Aşındırıcılar

- (1) Aluminyumoksit
- (2) Silikatlar
- (3) Tripoli
- (4) Ruj
- (5) Tinokside
- (6) Tebeşir
- (7) Kum
- (8) Karbitler ve elmas
- (9) Zirkonyum silikatlar

8. Yapıştırıcılar

Diş hekimliği alanında restorasyon ve protez için kullanılan çok çeşitli amalgam, krom alaşımları, porselen, inorganik ve organik simanlar ve polimerler gibi kimyasal maddelerin varlığı, diş hekimlerini seçim yapma konusunda zorlamaktadır. Zira ağız içinde kullanılan ve biyolojik olarak ağız sıvısı ile temas eden bu maddelerin kimyasal, fiziksel ve mekanik özellikleri arzu edilen ölçülerde olmalıdır.

Diş hekimliği alanında polimerler kolay şekil verilebildikleri ve biyolojik ortama çok iyi uyum sağlayabildikleri için büyük önem taşırlar.

Bu proje kapsamında Türkiye'de diş hekimliği alanındaki uygulamalarda yaygın olarak kullanılan ve içlerinde polimerik yapı içeren bazı ticari ürünler ele alınmış, bu ürünlerin bazı özellikleri incelenmiş ve birbirleri ile kıyaslanmıştır.

Çalışmaları üç bölüm halinde incelemek mümkündür:

Birinci bölümde kavite astar maddesi olarak kullanılan altı sentetik organik madde seçilmiş, şişme ve ıslanabilme özellikleri incelenmiş ve kimyasal yapıları ile bu özellikler arasındaki ilişki araştırılmıştır.

İkinci bölümde konvansiyonel sıcak bir protez kaide akriliği ile model olarak seçilen beş astar maddesi arasındaki bağlanma direnci, çekme ve kırma test metodları kullanılarak incelenmiştir.

Üçüncü bölümde değişik formülasyonlar ile hazırlanan yapay tükürüklerin akrilik protez kaide materyalini ıslatabilme özellikleri temas açısı ölçümleri ile incelenerek doğal tükürük ile karşılaştırılmıştır.

BİRİNCİ BÖLÜM

KAVİTE ASTAR MADDELERİNDE GEÇİRGENLİK ÇALIŞMALARI

Dental koruyucuların hidrofilik özelliklerinin, dentini izole etme, dentin dehidrasyonunu önleme ve mikro sızmaları engelleme açısından çok önemli olduğu bilinmektedir. Operasyon sonrası hassasiyeti minimum düzeye indirmek için iyi izolasyon sağlamak ve dentinden su kaybını önlemek gerekir.

Toz halinde bulunan dental ürünlerde hidrofobik özellik, toz ürün üzerine konulan su damlasının ıslatma yapmadan ve penetre etmeden en az beş dakika durabilmesi olarak, hidrofilik özellik ise su damlasının toz ürüne hızlı bir şekilde penetre etmesi olarak açıklanmıştır (Misra ve Bowen, 1977).

Smith ve Feltner (1977) Restoratif materyallerin bir kısmı hidroskopiktir ve dentini dehidrate edip dentin tubullerinde sıvı akışı oluşturabilirler. Belirgin sıvı kaybı hastada ağrıyı ve hücre aspirasyonunu başlatabilir (Johnson ve Brannstom, 1971; Duncanson ve ark.,1986; Dippel ve ark., 1987). Kavite lak ve astar maddeleri, hidroskopik etkisi olan bu tip bir restoratif materyal altında ve dentinin korunmasının sağlanması için özellikle önerilmektedirler. Bu yüzden kavite lak ve astar maddeleri, restoratif dental maddeleri ile dentin arasında koruyucu olarak kullanılırlar (Johnson ve Brannstom, 1971; Lund ve ark.,1978; Dippel ve ark.,1987).

uygulanmasını önermiştir. Diş hekimliğinde kullanılan dolgu maddelerinin kullanımında negatif olan bazı hususlar vardır. Yumuşak halde iken diş uygulanan dolgu maddesinin sertleşme sırasında dentinden su çekerek onu dehidrate etmesi, dolgu maddesi içindeki bazı kimyasalların dentine sızarak pulpayı irrite etmesi, dolgunun diş boşluğuna tam adapte olamaması neticesinde etrafında mikro sızıntı oluşması bu negatif hususlardan bazıları olarak sayılabilir (Dippel ve ark, 1987).

Dental restore edici maddelerin tümü mikro sızıntı gösterebilir ve bunun neticesinde de restoratif maddede bozunma, renk değişimi, bakteri üremesi oluşabilir (Sandoval ve ark.,1989). Kavite astar maddeleri, eskiden beri mikro sızıntıyı engelleyici olarak kullanılmaktadırlar (Skinner ve Philips, 1967; Philips ve ark.,1969; Philips, 1982; Derkson ve ark., 1986; Tjan ve ark 1987; Sandoval ve ark.; 1989).

Kavite astar maddelerinin klinik kullanımındaki esas, dental dokuyu korumak ve mikro sızıntıları önlemektir. Kavite astar maddeleri genellikle kopal, reçine gibi doğal zamklar veya aseton, eter, kloroform gibi organik çözücülerde çözülmüş sentetik reçinelerdir (Skinner ve Philips, 1967; Philips ve ark., 1969; Anderson,1976; Philips, 1982; Smith ve Peltoniemi, 1982; Bayırlı ve Şirin, 1985; Tveit ve ark.,1985). Ticari olarak bulunan ve çok kullanılan diğer bir madde de içinde kalsiyum hidroksit, çinko oksit içeren doğal veya yapay reçinelerdir (Skinner ve Philips, 1967; Philips ve ark., 1969; Philips, 1982; Smith ve Peltoniemi, 1982; 1985; Tveit ve ark.,1985).

Kavite astar maddelerinin pulpa üzerindeki histolojik etkilerini ve asiditelerini inceleyen Plant ve Tyas (1970), pulpadaki en büyük zararın bu maddelerin su absorplayarak dehidrasyona neden olması ile açıklamışlardır. Younis (1977) bu tür dört maddeyi incelemiş bunların ıslatabilme ve su absorplama özelliklerini kıyaslamış ve sonuçta hidrofobik ve temas açısı büyük olan örneklerin sızıntıyı önlemek amacıyla kavite kenarlarında kullanılmasını, temas açısı daha küçük ve hidrofilik özellikleri belli derecede olan örneklerin ise dişin vital yapılarını korumak amacı ile pulpa zeminine uygulanmasını önermiştir. Dippel ve arkadaşları (1987), kaviteye uygulandığında kavite laklarının hidrofobik özelliklerinin dentin üzerinde homojen yayılmadığını ve kesintili bir yapı yarattığını belirtmişlerdir. Kavite astarlama maddelerinin izole etme ve kaviteyi kapatma özellikleri birbirinden farklı sonuçlar içermektedir (Lund ve ark, 1978; Dippel ve ark.,1987).

GELİŞME:

Kullanılan ürünler: Araştırmanın bu bölümünde incelenen değişik firmalara ait altı kavite astar maddesi aşağıda belirtilmiştir:

1. Copalite (Teledyne, Getz, ELK, ABD)
2. Cavi-Line (Caulk Dentsply, ABD)
3. Express (Alcos Corp., Kanada)
4. Cavite-Lak (Stomatic, Türkiye)
5. Dentin- Protector (Vivadent, Liechtenstein)
6. Amalgam Liner (Voco Chemie, Almanya)

İncelenen ürünler patentli olduklarından bileşimleri ve kimyasal yapıları detaylı olarak bilinmemektedir.

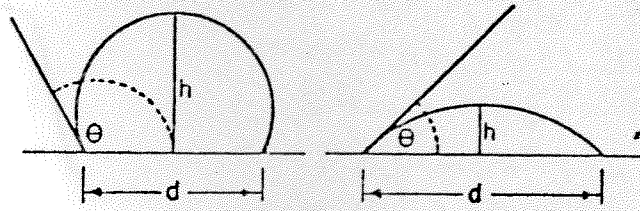
Spektroskopik incelemeler: Nicolet-510 Fourier Transform Infrared Spektrofotometresi kullanılarak yapılmıştır. Bu amaçla örnekler NaCl kristal hücrelere konmuş, spektraları alınmış ve belli grupların pik yükseklikleri ölçülerek baz olarak alınan nötral C-H bağının pik yüksekliği ile oranlanmış ve elde edilen değerler karşılaştırılmıştır.

elektiriksel yük dağılımı bulundukları ortamla etkileşimden dolayı değişmektedir.

Geçirgenlik çalışmaları: Dental ürünler, petri kaplarında bulunan civa üzerine ince bir tabaka halinde dökülerek ve çözücüleri ortamdaki uzaklaştırılarak polimerik filmler hazırlanmıştır. Çözücünün ortamdaki uzaklaştırılması ile ince membran haline getirilen örnekler 35 °C de ve hümiditenin 100% olduğu bir ortamda tutularak zamana göre su absorplama kapasiteleri gravimetrik olarak ölçülmüştür.

Verileri sunulmuştur.

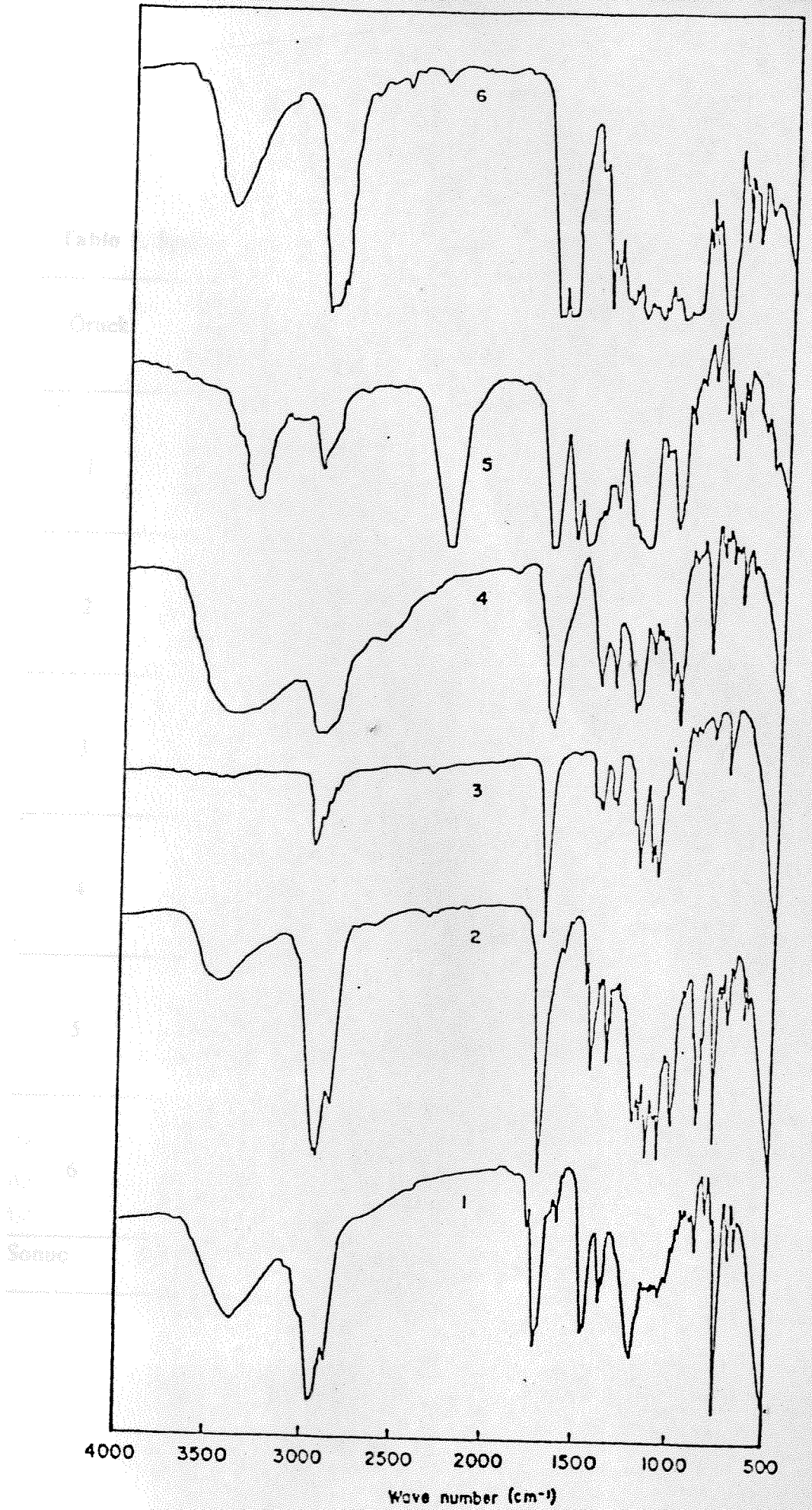
Temas açısı ölçüm çalışmaları: Ticari olarak bulunan ve çalışma kapsamında incelenen kavite astar maddeleri cam levhalar üzerine sürülmüş ve çözücülerin ortamdaki uzaklaşması sonucunda cam yüzeyinde çok ince filmler elde edilmiştir. Bu filmlerin hidrofilik özellikleri temas açısı ölçüm metodu ile ölçülerek bulunmuştur. Bu amaçla filmler üzerine mikropipet ile distile su damlatılmış ve anında fotoğrafları çekilmiştir. Bu işlem her örnek için en az sekiz kez tekrarlanmıştır. Fotoğraflar üzerinden Şekil 1'de gösterildiği gibi temas açısı= θ , damlanın yüzeye değdiği çap= d , damlanın yüksekliği = h değerleri ölçülmüştür.



Şekil 1: Temas açısı ölçüm metodu

SONUÇLAR:

Maddelerin suya karşı ilgileri kimyasal yapılarındaki polar grupların varlığı ile olmaktadır. Su molekülleri kendi yapılarının polar olması neticesinde, yapısında elektriksel yük dağılımı bulunan ve polar olan kimyasallara karşı etkindir. Hatta bu etkileşmenin ileri olduğu durumlarda su molekülleri ile hidrojen bağı oluşması mümkündür. Bu nedenle daha önce belirtilen ticari ürünlerin kimyasal yapıları spektroskopik olarak incelenmiş ve yapılarındaki polar gruplar tespit edilmiştir. Elde edilen spektrallerde hidroksi, karbonil ve karboksilik asit gibi polar grupların pik yükseklikleri ölçülmüş ve baz olarak alınan nötral C-H bağı absorpsiyon piki ile oranlanmıştır. Elde edilen spektraller Şekil 2'de ve pik oranlarını içeren sonuçlar Tablo 1'de verilmiştir.



Şekil 2: IR Spektraları

Tablo 1. Spektra sonuçlarından elde edilen pik yükseklik oranları

Örnek	$\frac{\text{O-H } 3400}{\text{C-H } 2900}$	$\frac{\text{C=O } 1720}{\text{C-H } 2900}$	$\frac{\text{O-C=O } 1580}{\text{C-H } 2900}$	$\frac{\text{HO-C=O } 1408}{\text{C-H } 2900}$
1	$\frac{3.9}{7.0} = 0.557$	$\frac{6.5}{7.0} = 0.928$	$\frac{2.0}{7.0} = 0.286$	$\frac{4.7}{7.0} = 0.671$
2	$\frac{2.5}{8.6} = 0.291$	$\frac{9.5}{8.6} = 1.105$	$\frac{1.5}{8.6} = 0.174$	$\frac{4.9}{8.6} = 0.570$
3	—	$\frac{6.5}{2.7} = 2.407$	—	$\frac{4.7}{2.7} = 0.630$
4	$\frac{4.8}{5.2} = 0.923$	$\frac{6.0}{5.2} = 1.154$	$\frac{2.1}{5.2} = 0.404$	$\frac{4.8}{5.2} = 0.923$
5	$\frac{4.1}{3.0} = 1.367$	$\frac{5.9}{3.0} = 1.967$	$\frac{5.7}{3.0} = 1.900$	$\frac{4.6}{3.0} = 1.533$
6	$\frac{5.0}{8.5} = 0.588$	$\frac{8.5}{8.5} = 1.000$	—	$\frac{5.5}{8.5} = 0.647$
Sonuç	5>4>6-1>2	3>5>4>2>6>1	5>4>1>2	5>4>1-6-3>2

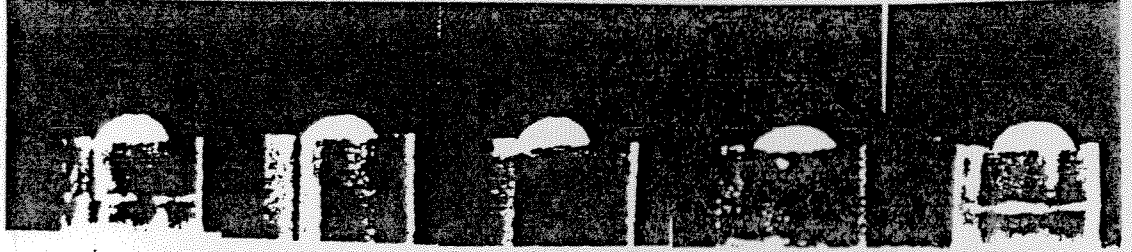
Sonuçlar incelendiğinde 3,4 ve 5 numaralı Express, Cavite-Lak ve Dentin-Protector ürünlerinin yüksek, 1 ve 2 numaralı Copalite ve Cavi-Line ürünlerinin düşük polariteye sahip olduğu gözlemlenmiştir.

Cam kalıplar üzerine örnek sürülerek hazırlanan polimerik filmlerin üzerine su damlatılmış ve alınan fotoğraflardan bir örnek Şekil 3.de verilmiştir. Her örnek için çok sayıda ve en az sekiz, en çok onaltı ölçüm yapıldıktan sonra bulunan ortalama temas açısı değerleri ve d/h oranları Tablo 2'de belirtilmiştir. Temas açısının küçük olması ve d/h oranlarının büyük olması yüzeyin hidrofilik özelliğini yansıtmaktadır.

Tablo 2. Temas açısı ve d/h oranları

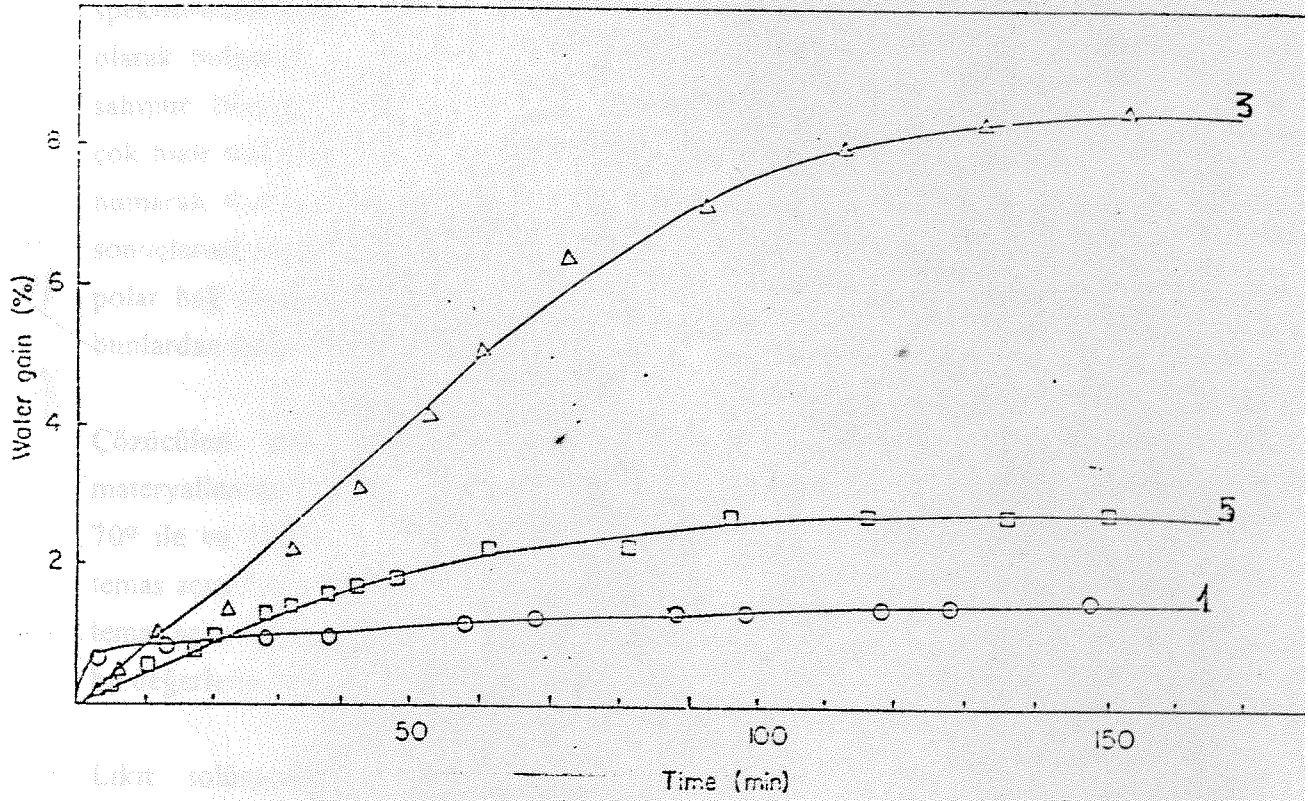
Örnek	Temas açısı	d/h oranı
1	70+2	2.155
2	61+2	2.773
3	60+2	3.037
4	53+2	3.398
5	60+2	3.027
6	56+2	3.123
Sonuç	4>6>3-5>2>1	4>6>3>5>2>1

Temas açısı ve d/h oranları karşılaştırıldığında 4 ve 6 numaralı Cavite-Lak ve Amalgam Liner'in en fazla, 1 ve 2 numaralı Copalite ve Cavi-Line ürünlerinin ise en az hidrofilik özellik taşıdığı gözlemlenmiştir.



Şekil 3: Filmler üzerinde temas açısı ölçümü

Kavite astar maddelerinin cam kalıplarda hazırlanan filmlerinin, çift hücreli difüzyon hücrelerinde kullanılması ve geçirgenlik çalışmalarının bu difüzyon hücrelerinde yapılması amaçlanmış ancak elde edilen filmlerin en küçük streslerde bile parçalanmaları ve çok kırılgan olmaları nedeni ile difüzyon hücrelerine yerleştirilmeleri imkansız olmuştur. Filmlerin su emme kapasiteleri, 35 derecede ve %100 hümid bir ortamda, özel olarak hazırlanmış bir düzenekle yapılmış ve ağırlık değişimleri gravimetrik olarak takip edilmiştir. Bu ölçümler ile ilgili sonuçlar 1,3 ve 5 numaralı Copalite, Express ve Dentin- Protector örnekleri için Şekil 4.de verilmiştir. Diğer örnekler ise deney şartlarında bozunma ve parçalanma göstermiş, dolayısıyla bu örnekler için düzenli data elde edilememiştir.



Şekil 4: Filmlerin su absorplama özellikleri

TARTIŞMA:

İncelenen maddeler içinde 5 numaralı olan Dentin-Protector sıvı örneklerden alınan spektrofotometrik analiz sonuçlarına göre en fazla hidrofilik özellik gösteren materyal olarak bulunmuştur. Bu örnek klasik kavite astar maddelerinden farklı bir bileşime sahiptir. Diğer polar gruplardan farklı olan izosiyanat grubu son derece aktiftir ve su ile çok hızlı reaksiyona girer. Polar bağlarının absorpsiyon pikleri oldukça düşük olan 2 numaralı Cavi-Line örneği en az hidrofilik özelliğe sahiptir. Spektroskopik analiz sonuçlarına göre, 1,6 ve 3 numaralı Copalite, Amalgam-Liner ve Express örneklerinin polar bağ absorpsiyon piklerinin benzer olduğu, 4 numaralı Cavite-Lak örneğinin bunlardan daha fazla hidrofilik özelliğe sahip olduğu gözlenmiştir.

Bu çalışmada

Çözücüleri uzaklaştırıldıktan sonra katı film haline getirilen polimerik test materyallerinde yapılan temas açısı ölçümü sonuçlarına göre ise; 1 numaralı Copalite 70° ile en büyük

temas açısı dolayısıyla en hidrofobik yapıyı, 4 numaralı Cavite-Lak 53° ile en küçük temas açısı dolayısıyla en hidrofilik yapıyı göstermişlerdir. Diğer örnekler için sonuçlar bu değerlerin arasında değişmektedir.

dentin dchidatçısı

Likit solüsyonlarda ve polimerik katı filmlerde sıralamanın aynı olmadığı bulgulanmıştır. Likit halde iken en fazla hidrofilik özellik gösteren Dentin-Protector; polimerik formda bu özelliğini belli bir miktarda kaybetmiştir. Bu örneğin yapısında bulunan izosiyanat bağlarının su ile reaksiyona girdikten sonra üre bağlarına dönüşmesi sonucu hidrofilik özellik değişmiştir. 2 ve 4 numaralı Cavi-Line ve Cavite-Lak örnekleri likit ve film hallerinde benzer hidrofilitate göstermişlerdir. Likid örnekler için hidrofilitenin bir kısmının çözücü yapısında bulunan polar bağlarla ilgili olduğu yorumu yapılabilir.

Su buharı adsorpsiyon deneylerinde tüm örneklerin iki saat içinde denge durumuna ulaştığı gözlenmiştir. 1,3 ve 5 numaralı Copalite, Express ve Dentin-Protector örneklerinde su adsorpsiyon ve temas açısı sonuçları benzer karakter ve sıralama göstermiştir. 6 numaralı amalgam liner örneği ise temas açısı ölçümlerinde yüksek hidrofilisite göstermekle beraber, su adsorpsiyon testlerinde çok düşük değerler vermiştir. Bu sonuç, likit örneğin yapısında bulunan atomize gümüş partiküllerinin civa ile etkileşimine bağlı kaybı ile açıklanabilir. Temas açısı ölçümleri için cam üzerinde hazırlanan filmlerde atomize gümüş partiküllerinin varlığı gözlenirken, su adsorpsiyon testleri için civa üzerinde hazırlanan filmlerde atomize gümüş partiküllerinin büyük oranda film yapısından çıktığı gözlemlenmiştir.

Bu çalışmanın sonucunda likit ve film hallerinin ikisinde de 2 numaralı Cavi-Line örneğinin hidrofilik olduğu bulgulanmıştır. Likit halde iken hidrofobik eğilim gösteren 3 numaralı Ekspres ve 6 numaralı Amalgam-Liner örnekleri polimerik film formunda iken hidrofilik eğilim göstermişlerdir.

Katılma süresi kısa olan kavite astar maddelerinin likit halleri için hidrofilik özellik iyi örtücülük yönünden tercih edilmelidir. Polimerik statü için ise marjinal sızıntı ve dentin dehidrasyonunu önlemek üzere hidrofobik materyal tercih edilmelidir.

İncelenen örnekler içinde Copalite'in likit halde iken ılımlı hidrofilisiteye sahip olması ve polimerik film halinde iken hidrofobik potansiyel kazanması olumlu bir değişim olarak değerlendirilmiştir.

Dental kavite astar materyallerinin hidrofilisite yönünden laboratuvar incelemelerinden sonra klinik ve histolojik olarak da değerlendirilmeleri önerilmektedir.

İKİNCİ BÖLÜM

AKRİLİK REÇİNE KOMBİNASYONLARINDA BAĞLANMA DİRENCİ

Tam veya bölümlü protezlerin başarısı estetik, rahatlık ve fonksiyon kavramları ile bağlantılıdır. Ancak protezi destekleyen dokuların sağlığı, fonksiyon sırasında yaratılan yüksek stress konsantrasyonları tarafından olumsuz yönde etkilenebilir. Protezi destekleyen yumuşak mukoza, sert protez kaidesi ile çene kemiği arasında yer alır. Çiğneme fonksiyonu sırasında protezi destekleyen dokularda önemli hasar meydana gelebilir. Bu ise kronik acı yarattığı gibi patolojik değişiklikler ve kemik kaybı ile sonuçlanabilir (Dootz, Koran, Craig, 1993). Meydana gelen kronik acı diabet ve bunun gibi bitkinleştirici hastalığı olan protez hastaları ve birçok geriatrik hasta için önemli bir problemdir. Ek olarak yoğun diş sıkma veya gıcırdatma alışkanlığı olan hastalar da aynı kronik acı problemi ile karşı karşıya bulunmaktadır.

Hareketli protezlerde kaide plağı ile alttaki dokular arasında uyumun bozulması, retansiyon ve stabilitenin azalmasına yol açar. Normal fonksiyonlarını rahatlıkla ve kolaylıkla yapamayan hasta şikayet eder. Bu tür doku değişimleri en sık immedat protezlerin takılmasını takib eden günlerde ayrıca çok ve hızlı kilo kayıplarından sonra görülebilir. Bazen de protez kaide plağının doku yüzeyi mufladan istenildiği gibi çıkmamış, alçı kaide plağına yapışmış ve bunun temizlenebilmesi için akrilik hafifçe möllenerek aşındırılmış olabilir (Çalikkocaoğlu, 1988). İşte bu ve buna benzer durumlar esas olarak kaide plağı ile dokular arasında bir boşluğun ortaya çıkmasına bir başka deyişle kaide plağının dokulara uyumunun bozulmasına yol açar. Uyumun yeniden sağlanabilmesi için endikasyon hangisini gerektiriyorsa besleme veya rebazaj yapılır (Arena, Evans, Hilton, 1993; Chaining, 1984; Çalikkocaoğlu, 1988; Ulusoy, Aydın, 1988).

Orjinal kaide plağı ile değişen doku kontürleri arasındaki boşluğu doldurmak için protezin doku yüzeyine yeterli miktarda kaide plağı maddesi ekleme işlemine besleme (astarlama, hudut yenilemesi, relining, basit rebazaj), protez kaide plağının tamamıyla değiştirilmesi ve yeni bir kaide plağı hazırlanması işlemine ise rebazaj (kaide yenileme, rebasing) denir (Çalikkocaoğlu, 1988; Ulusoy, Aydın, 1988).

Kimyasal yapısı polimetilmetakrilat (PMMA) olan protez kaide materyali; renk, boyutsal stabilite, doku uyumluluğu ve direnç açısından olumlu özelliklere sahiptir. Ayrıca polimerizasyon tamamlandıktan sonra bile yeniden rezine bağlanabilme yeteneği gösterir (Arena, Evans, Hilton, 1993).

Astarlama işlemi klinikte direkt ağızda veya endirekt olarak laboratuvarda muflaya alınıp yapılabilir. Astarlanan protezin fonksiyon sırasında kırılmaya karşı yeterli dirence sahip olması gerekir. Kaide plağı ile astar maddesi arasındaki zayıf bağlanma, bakteri birikimi, lekelenme, iki materyal arasında ayrılma ile sonuçlanabilir. Bu işlem için sert veya yumuşak astar maddeleri kullanılmaktadır.

Astar Maddelerinin sınıflandırılması:

Ticari olarak bulunan ve dental uygulamalarda kullanılan astar maddelerini aşağıda belirtildiği gibi sınıflandırmak mümkündür.

1. Sert Astar Maddeleri:

a) Isı ile polimerize olan sert astarlar: En daimi ve genellikle en uygun protez astarlarıdır. Protez kaidelerinin yapıldığı madde ile eşdeğerdirler.

b) Ağızda polimerize olan sert astarlar: Isı ile polimerize olan astar maddeleri kullanılmadığında bu tür astar maddeleri uygulanır. Genellikle rijid otopolimerizan akrilik rezinler protezleri ağızda doğrudan astarlamak için kullanılır. Gevşek protez daimi olarak astarlanıncaya veya yeni protez yapılıncaya kadar mevcut protezin uyumunu düzeltmek için yalnızca geçici amaçla kullanılırlar. Bu tür astarlar PMMA ve bir peroksit başlatıcı içeren bir toz karışımı ve metilmetakrilat, yumuşatıcı ve amin akseleratör içeren bir likitten oluşurlar (Bunch, Johnson, Brudvik, 1987; Wyatt, Harrop, MacEntee, 1986). Otopolimerizan veya kimyasal olarak polimerize olan astar sistemleri tertier aminler, sülfirik asitler veya sülfirik asidin daha dayanıklı tuzları gibi akseleratörlerin eklendiği polietilmetakrilat (PEMA) esaslı da olabilirler (Arena, Evans, Hilton, 1993). Polimerizasyon ve sertleşme işlemi ısı gerektiren astarlama yönteminden daha kısa sürede tamamlanır ve klinik olarak da önemli boyutsal değişim veya protez kaidesinde deformasyonla sonuçlanmazlar (Bunch, Johnson, Brudvik, 1987). Bununla beraber genellikle mukozada kimyasal yanmaya sebep olurlar, renk stabiliteyi iyi değildir ve genellikle gözenekli bir yapıya sahip olurlar (Hickey, Zarb, 1980; Segal, Glasman, 1982). Ayrıca kokuları hoş değildir ve hatalı konumlandırıldıklarında ağızdan çıkartılmaları güçtür (Hickey, Zarb, 1980). İlgili diğer problemler ağır akış ve kötü bağlanmadır (Bunch, Johnson, Brudvik, 1987). Serbest monomerin varlığı fiziksel özellikleri düşürmüş ve ekzotermik polimerizasyon reaksiyonu kullanımlarını kısıtlamıştır (Razavi, Khan, Fraunhofer, 1990).

c) Görünür ışın ile polimerize olan (VLC) sert astarlar: Bu tip rezinler üretilen metakrilat (UDMA) matriksi ve bir akrilat kopolimerinden oluşur. Bunlara çok ince toz halinde silis dolgu maddeleri ve fotobaşlatıcı sistem eklenmiştir. İkili (kimyasal ve ışınla) polimerize olan astar maddeleri mikrodoldurucu kompozit rezinlerdir ve PEMA veya PMMA/PEMA kombinasyonlu kopolimerleri içerirler. Görünür ışınla polimerize olan ve 'Triad' patent ismi ile piyasada bulunan madde sıklıkla kullanılmaktadır.

Triad içinde irritan madde olarak bilinen MMA yoktur. Bunlarla ilgili olarak yapılan biyolojik testler toksik olmadıklarını ve biyolojik açıdan uyumlu olduklarını göstermiştir (Ogle, Sorensen, Lewis, 1986; Razavi, Khan, Fraunhofer,1990). Lekelenme potansiyeline karşılık yeterli mekanik özelliklere sahip olduğu belirtilmiştir (Khan, Fraunhofer, Razavi, 1987). Triad rezin sisteminde hareketli protezlerin ağız içinde doğrudan astarlanmaları için varyasyonlar geliştirilmiştir (Razavi, Khan, Fraunhofer,1990). Yaygın olarak kullanılan bazı kaide rezinleri ve sert astar maddeleri Tablo 3. de gösterilmiştir.

(1986, arnis)

resin sistemleri

irritant defektler

Tablo 3: Bazı kaide reçineleri ve sert astar maddeleri

Kaynak: Kocazoglu, 1993

*** Kaide reçineleri**

- Isı ile polimerize olanlar

Lucitone 199 (Dentsply International, York, Pa.)

- Görünür ışın ile polimerize olanlar

Triad VLC (Dentsply International York, Pa.)

*** Sert astarlar**

- Otopolimerizanlar

Flexacryl Hard (Lang Dental Mfg. Wheeling, Ill.)

Kooliner (Coe Laboratories, Chicago, Ill.)

- Dual polimerize olanlar

Extoral VLC (Pro-Den Systems, Portland, Ore.)

Light Liner (Harry J. Bosworth, Skokie, Ill.)

- VLC

Triad VLC (Dentsply International York, Pa.)

Hi-Flow rezin materyali

Dental Research 1963, Cull, 1983, arnis

Mack, 1989)

2. Yumuşak Astar Maddeleri:

Yumuşak astar maddeleri ilk olarak 19. yüzyılın ikinci yarısında tam protezlerin astarlanması için düşünülmüş ve uygulanmıştır. Yumuşak doğal lastik 1869 larda yumuşak protez astarı olarak kullanılmıştır (Mack, 1989). Klinik tecrübeler bu materyallere karşı doku toleransının ve hastanın benimseme derecesinin iyi olduğunu göstermiştir (Hickey, Zarb, 1980; Huband, 1992). Henüz ideal denilebilecek bir madde bulunmamakla beraber çalışmalar devam etmektedir.

Çok geniş bir uygulama alanı olan yumuşak ve esnek astar maddeleri ortodontide ve periodontolojide çeşitli şine ve plakların hazırlanmasında, çene-yüz protezlerinde ve cerrahi defektlerin düzeltilmesinde, obtüratör, epitez ve kaide plaklarının yapımında, yapay dişlerin imalinde, astar maddesi olarak hareketli protezlerde kullanılmaktadır (Çalikkocaoğlu, 1988). Daha ziyade hormonal faktörlerin etkisiyle olduğu düşünülen ve kesin tedavisinin pek mümkün olmadığı ve mukozanın aşırı hassas olduğu vakalar gözlenmiştir (Chaining, 1984; Çalikkocaoğlu, 1988). Böyle vakalarda normal sert akrilik kaide plaklı bir protezle hastaları tatmin edebilmek mümkün olamaz. Bir önlem olarak doku yüzeyinin yumuşak bir astar maddesi ile kaplanması çiğneme basıncını azaltır ve bu hastaların yemek yiyebilmesini mümkün kılar (Bolouri, 1987; Çalikkocaoğlu, 1988; Douglas, 1982; Khan, Martin, Collard, 1989; O'Brian, 1989). Sözü edilen yumuşak ve esnek madde protez hazırlanırken ya da yapım sonrasında yerleştirilebilir (Huband, 1992; Ulusoy, Aydın, 1988).

Yumuşak Astar Maddelerinin Endikasyonları:

Yumuşak Astar Maddelerinin Kullanılması

Yumuşak astar maddelerinin belli başlı endikasyonları aşağıda özetlenmiştir:

1-İleri derecede senil afrofi görülen alt tam protez vakalarında, 2-Bilateral undercut olan vakalarda, 3-Orta palaten rafenin sert olduğu vakalarda, 4-Obtüratörlerde, 5-Tek protez vakalarında, 6-Bruksizm vakalarında endikasyona sebep olabilirler (Council on Dental Research,1963; Craig,1985; Çalikkocaoğlu, 1988; Douglas,1982; Huband,1992; Mack, 1989).

Yumuşak Astar Maddelerinin Sorunları:

Yumuşak astar maddelerinde karşılaşılan belli başlı sorunlar aşağıda özetlenmiştir:

1-Sert kaide maddesinden ayrılma kopma ve yırtılmaları, 2-Protezlerde kırılmaya sebep olmaları, 3-Mantar türü bakterilerin üremesi ve yüzeyde beyaz nokta fenomeni, 4-Bazı silikonlarda su kaybı veya kazancı ile büyük hacimsal değişim göstermeleri başlıca sorunlardır (Çalikkocaoğlu, 1988; Mack, 1989; Phillips,1991; Wright, 1984).

Yumuşak Astar Maddelerinde Aranılan Özellikler:

Yumuşak astar maddelerinde aranılan özellikler aşağıda özetlenmiştir:

1-Uygulanması kolay olmalı, 2-Sert kaide maddesi ile devamlı yapışık kalabilmeli, 3-Yumuşaklığını ve esnekliğini devamlı koruyabilmeli, 4-Şekli hacmi ve boyutları sonradan değişmemeli, 5-Çiğneme kuvvetleri altında ezilmemeli bozulmamalı kopma ve çatlama göstermemeli, 6-Rengi sabit kalmalı, 7-Tadı ve kokusu fena olmamalı, 8-Bulunduğu ortamda su emmemeli ve mikroorganizmaların barınmasına olanak sağlayacak şekilde porozite göstermemeli, 9-Sağlığa zararlı maddeler içermemeli, 10-Destek dokularında allerji yanma ve irritasyona sebep olmamalı, 11-Yapıştığı protez kaide plağının direncini azaltmaması için minimal bir kalınlıkta bile esneme gösterebilmeli, 12-Kolayca temizlenebilmeli, 13-Kolay işlenip cilalanabilmelidirler (Çalikkocaoğlu, 1988).

Yumuşak Astar Maddelerinin Sınıflandırılması:

Yumuşak astar maddeleri değişik şekillerde sınıflandırılabilir ve bunların başlıcaları aşağıda belirtilmiştir.

- 1) Hazırlanış şekillerine göre
 - a) Oda sıcaklığında polimerize olanlar (RTV)
 - b) Isı altında polimerize olanlar (HTV)

2) Kullanım amaçlarına göre

- a) Geçici olarak kullanılanlar
- b) Daimi olarak kullanılanlar

Geçici amaçla kullanılanlar oda sıcaklığında hazırlanırlar ve kullanım süreleri genellikle birkaç haftadır. Daimi olanlar ısı altında pişirilir ve ortalama ömürleri 6 ay ile 5 yıl arasındadır. Fakat zaman içinde maddede bozulmalar görülür (Çalikkocaoğlu, 1988).

3) Kimyasal yapılarına göre

- a) Kendi kendine veya ısı ile polimerize olan plastifayanlı akrilik reçine

Kendi kendine polimerize olan reçinelerde PEMA, PMMA veya değişik akrilat kopolimerleri ile % 60-80 oranında dibütilfitalat gibi plastifayan içeren aromatik ester-etanol sıvısı karıştırılır. Sıvı olan komponent monomer içermez. Bu materyal gerçekte doku şartlandırıcıdır ve daimi yumuşak besleme maddesi olarak isimlendirilmemelidir. Isı ile polimerize olan reçine tipi plaka halinde bulunabilirse de genellikle toz ve likit karıştırılarak konvansiyonel mufla yöntemiyle polimerize edilir (Brown,1988; Philips,1991).

- b) Vinil reçineler

Plastifayanlı akrilik reçineler gibi plastifayanlı polivinilklorit ve polivinilasetat reçineler zaman içinde plastifayanların polimer matriks yapısından sızıp kaybolması sonucunda sertleşirler.

- c) Poliüretanlar ve polifosfazin lastikler

Bu maddeler 'diğer polimerler' olarak bilinmektedir.

- d) Silikon lastikler

Bu maddeler elastik özelliklerini korumakla beraber zaman içinde proteze olan yapışkanlıklarını kaybederler (Philips, 1991). Oda sıcaklığında doğrudan polimerize edilen (RTV) silikonlar geçici yumuşak besleme maddeleridir. Bu iki bileşenli sistemin bileşimi ve polimerizasyonu kondansasyon kinetiği ile polimerize olan elastomerik silikon ölçü maddeleri ile aynıdır.

Bu materyalin sert akrilik protez kaidesine bağlanabilmesi için bağlayıcı bir ajan kullanılır (Philips, 1991). Isı ile mufla içerisinde polimerize olan (HTV) silikonlar da mevcuttur. Bunlar genellikle oksijen katalizörü içeren tek bileşenli hamur veya jel halindeki sistemlerdir (Philips, 1991).

Günümüzde silikon esaslı astar maddeleri arasında en çok kullanılan Molloplast-B patent ismiyle piyasada bulunan ve sıcakta polimerize olan bir maddedir (Schmidt, Todo, Bolender, 1986; Segall, Glassman, 1982; Whitsitt, Battler, Jarosz, 1984). Yapılan klinik bir araştırmanın sonuçlarına göre bu maddenin 4-6 yıllık bir ömrü vardır (Schmidt, Smith, 1983).

Ticari olarak bulunan ve yaygın olarak kullanılan bazı yumuşak astar maddeleri Tablo 4'de gösterilmektedir.

Silikon ve Akrilik Esaslı Yumuşak Astar Maddelerinin Karşılaştırılması

Silikon ve akrilik esaslı yumuşak astar maddeleri özellikleri açısından farklılıklar gösterirler. Bunları kısaca aşağıdaki gibi özetleyebiliriz.

1. Daimi yumuşaklık farkı: Silikon esaslı astar maddeleri akrilik esaslı olanlara kıyasla daha uzun süre yumuşaklıklarını koruyabilirler.
2. Kaide plağına bağlanma farkı: Kaide plağı ile aynı yapıda oldukları için akrilik esaslı maddeler kaide plağına silikon esaslı olanlardan daha iyi bağlanmaktadır.
3. Su absorpsiyonu farkı: Silikon esaslı olanlar yapılarının hidrofobik olmasından dolayı daha az su emerler.
4. Mantar üremesi farkı: Akrilik tipi maddeler daha çok bakteriostatik etkiye sahiptirler.
5. Elastikiyet farkı: Silikon esaslı olan maddeler daha elastiktirler (Brown, 1988; Chaining, 1984; Council of Dental Research, 1963; Çalikkocaoğlu, 1988; Douglas, 1982; O'Brien, 1989; Philips, 1991; Segal, Grassman, 1982).

Tablo 4. Yumuşak astar maddeleri

-
1. Plastifayanlı akrilik ve kopolimer reçineler
 - a. Soğuk uygulananlar
 - Flexene (Cosmos Dental Products, Inc., USA)
 - Coe-Soft (Coe Laboratories, Inc., USA)
 - Soft Oryl (The William Getz Corp., USA)
 - b. Sıcak uygulananlar
 - Coe Super Soft (Coe Laboratories, Inc., Ill.)
 - Verno Soft (Vernon-Benshoff Co., Albany N.Y.)
 - Esscheem (Eschem Div. of Leksi Inc. Essington, Pa.)
 - Tru-Soft (Harry J. Bosworth, Chicago, Ill.)
 2. Vinil reçineler
 - Vinasoft (NuDansu Inc., Augusta, Ga.)
 - Corvic (Dental Mfg. Co., England)
 3. Poliüretanlar
 - Perform Soft (VLC) (Whaledent GmbH, Friedberg, Germany)
 - Polifosfazin lastik
 - Novus (The Hygenic Corp., Akron, Ohio)
 4. Silikon lastikler
 - a. RTV
 - Flexibase (Flexico Developments, Ltd., London)
 - Per-Fit (Dental Products, Unlimited, California)
 - Prolastic (Young Dental, Maryland, Heights, Mo.)
 - b. HTV
 - Molloplast-B (Molloplast Regneri GmbH and Co., KG, Karlsruhe, Germany)
-

Astar Maddeleri İle İlgili Çalışmalar:

İki farklı materyal kullanan bir protezin başarısı materyaller arasında yeterli bağlanma olması esasına dayanır (Wright,1982). Protez astarlanırken kaide akriliğinin mecburen 1-2 mm aşındırılması kaide plağını zayıflatır. Çekme-bağlanma direnci yüksek olan besleme maddeleri kaideyi daha etkili olarak takviye eder (Smith, Powers, 1991).

Akrilik reçineler bazı hallerde plastifayan eklenmiş akrilik kopolimerlerdir. Kullanılan monomerler protez kaide reçineleri için genellikle çözücü olduklarından linerin proteze çok iyi adezyonu beklenir (Hayakawa ve arkadaşları, 1984). Yumuşak astarlı protezde en yaygın başarısızlık sebebi iki materyalin farklı temel bileşimde olması dolayısıyla astar maddesi ile protez kaidesi arasındaki adezyon zayıflığıdır (Wright, 1984). Yumuşak astar maddeleri sulu ortama bırakıldıklarında iki olay cereyan eder: plastifayanlar ve diğer çözünebilen maddeler su ortamına difüzenirken aynı zamanda yumuşak akrilik reçineler suyu (veya tükürüğü) absorbe eder. Bu olaylar liner maddelerinin şişmesine bozulmasına ve giderek sertleşmesine neden olur. Bu yüzden uzun klinik kullanım için uygun değildirler. Açıklanmış olan iki olay arasındaki denge, uyumu ve stabiliteyi etkiler. İdeal materyal, içinde çözünebilir maddesi olmayan ve su emilimi düşük olan maddedir (Braden,Wright, 1983; Kazanji, Watkinson, 1988).

Esnek astar maddelerinin adeziv özellikleri üzerinde sonuç klinik başarı yönünden suyun etkisi çok önemlidir. Bağlanma direncindeki azalma, şişme ve ara bağlanma yüzeyinde stress oluşması veya esnek astar maddesinde viskoelastik özelliklerin değişmesi sonucu oluşur. Materyal gevrekleşir ve dış kuvvetleri bağlanma bölgesine aktarır (Polyzois,1992). Silikon lastikler esneklik ve su absorpsiyonuna öncül direnç yönünden üstündürler. Bununla beraber zamanla su absorbe eder ve bozulmaya başlarlar. Linerler bir adeziv ile protez kaide reçinelerine bağlanırlar fakat bu iyi bir bağlanma değildir ve iki materyal arasında sıklıkla ayrılımlar oluşur. Bu maddeler cilalanamaz ve uygun olarak düzeltilemezler. Bu tür maddeler için mikrobiyal bozunma da söz konusudur (Hayakawa ve arkadaşları, 1984).

İlgili literatür incelendiğinde gerek mekanik testler ve gerekse araştırma yöntemleri farklı olduğu için zaman zaman farklı sonuçlar alınmakla birlikte genelde bulguların uyumlu olduğu görülmektedir.

Otopolimerizan astar maddelerinin çeşitli kaide maddelerine bağlanma direncini inceleyen Bunch, Johnson ve Brudvik (1987) örnekleri test öncesi 12 saat distile suda bekletmiş ayrılmanın genellikle adeziv olduğunu ve ortalama bağlanma direncinin 6.2 ile 7.6 MPa. arasında değiştiğini açıklamışlardır. Otopolimerizan ve VLC tipi çeşitli sert astarların konvansiyel ve VLC tipi kaide akriliğine bağlanma direncini transvers flexural test yöntemi ile inceleyen Arena, Evans ve Hilton (1993) ilgili değerlerin Kooliner için 45.68 N ve adeziv başarısızlık, Triad VLC için 49.22 N ve adeziv başarısızlık, kontrol grubu için ise 130.34 N ve koheziv başarısızlık olduğunu bulgulamışlardır. Graham ve arkadaşları (1990) intraoral sertleşen iki yumuşak astarı bir ay süre ile klinik olarak değerlendirmiş ve 24'üncü saatte önemli uyum azalması olduğunu ve bu durumun bir ay boyunca devam ettiğini açıklamışlardır.

Esnek astar maddelerinde çekme direncini inceleyen Craig ve Gibbons (1961) suda 4 hafta bekletilme sonrası adezyonun etkilenmediğini çekme direnci değerlerinin suda bekletilme ile arttığını bu değerlerin 20 hafta sonunda 170-560 psi arasında değiştiğini, klinik kullanım için 10 psi 'lık adeziv değerini yeterli olduğunu, kontrol olan PMMA için bu değerini 7000 psi olduğunu belirtmişlerdir. Çekme testi ile benzer çalışma yapan Kawano ve arkadaşları (1992) başarısızlık için gereken kuvvetin 9.6 kg/cm^2 veya daha yüksek olması gerektiğini ileri sürmüşlerdir. Araştırmacılar RTV silikon lastik, vinil ve kopolimer esaslı ürünler için oldukça düşük ($9.6-11.3 \text{ kg/cm}^2$), polifosfazin esaslı ürün için en yüksek (26.1 kg/cm^2), plastifayanlı sıcak akrilik reçine polifosfazin ve HTV silikon lastik (Molloplast-B) için ara değerler ($16.7-17.6 \text{ kg/cm}^2$) bulgulamışlardır.

İlgili literatür incelendiğinde gerek mekanik testler ve gerekse araştırma yöntemleri farklı olduğu için zaman zaman farklı sonuçlar alınmakla birlikte genelde bulguların uyumlu olduğu görülmektedir.

Otopolimerizan astar maddelerinin çeşitli kaide maddelerine bağlanma direncini inceleyen Bunch, Johnson ve Brudvik (1987) örnekleri test öncesi 12 saat distile suda bekletmiş ayrılmanın genellikle adeziv olduğunu ve ortalama bağlanma direncinin 6.2 ile 7.6 MPa. arasında değiştiğini açıklamışlardır. Otopolimerizan ve VLC tipi çeşitli sert astarların konvansiyel ve VLC tipi kaide akriliğine bağlanma direncini transvers flexural test yöntemi ile inceleyen Arena, Evans ve Hilton (1993) ilgili değerlerin Kooliner için 45.68 N ve adeziv başarısızlık, Triad VLC için 49.22 N ve adeziv başarısızlık, kontrol grubu için ise 130.34 N ve koheziv başarısızlık olduğunu bulgulamışlardır. Graham ve arkadaşları (1990) intraoral sertleşen iki yumuşak astarı bir ay süre ile klinik olarak değerlendirmiş ve 24'üncü saatte önemli uyum azalması olduğunu ve bu durumun bir ay boyunca devam ettiğini açıklamışlardır.

Esnek astar maddelerinde çekme direncini inceleyen Craig ve Gibbons (1961) suda 4 hafta bekletilme sonrası adezyonun etkilenmediğini çekme direnci değerlerinin suda bekletilme ile arttığını bu değerlerin 20 hafta sonunda 170-560 psi arasında değiştiğini, klinik kullanım için 10 psi'lik adeziv değerini yeterli olduğunu, kontrol olan PMMA için bu değer 7000 psi olduğunu belirtmişlerdir. Çekme testi ile benzer çalışma yapan Kawano ve arkadaşları (1992) başarısızlık için gereken kuvvetin 9.6 kg/cm^2 veya daha yüksek olması gerektiğini ileri sürmüşlerdir. Araştırmacılar RTV silikon lastik, vinil ve kopolimer esaslı ürünler için oldukça düşük ($9.6-11.3 \text{ kg/cm}^2$), polifosfazin esaslı ürün için en yüksek (26.1 kg/cm^2), plastifayanlı sıcak akrilik reçine polifosfazen ve HTV silikon lastik (Molloplast-B) için ara değerler ($16.7-17.6 \text{ kg/cm}^2$) bulgulamışlardır.

vonFraunhofer ve Sichina (1994) ıslatma sonrası Molloplast'in daha yüksek çekme direnci gösterdiğini ileri sürmüşlerdir. Esnek astar maddelerinin VLC kaide maddesine adezyonunu çekme bağlanma direnci ile inceleyen ve distile suda bekleyen test örneklerini 48 saat ve 30 gün sonunda değerlendiren Khan, Martin ve Collard (1989) yumuşak astarlar için 10 lb/inch² (4.5 kg/cm²) lik değerin yeterli olduğunu, ayırma kuvvetinin 21.4-193.5 lb (95.2-860.7 N) arasında değiştiğini ileri sürmüşlerdir. Benzer çalışmayı suda 4 aylık süre ile bekletilen test örneklerinde kayma (shear) testleri ile yürüten Polyzois (1992) su içinde bekletmenin bağlanma direncini azalttığını ayrılma kuvvetlerinin 29.5-128.4 N arasında değiştiğini ve başarısızlığın polifosfazın esaslı ısı ile polimerize olan maddede ve VLC esaslı maddede koheziv, ısı ile polimerize olan maddede ise adeziv olduğunu açıklamıştır. Yumuşak astarların PMMA'ya adezyonunu su içinde bekletilen örneklerde 168 günlük peryotta peeling testi ile inceleyen Wright (1982) HTV silikon lastik ve akrilik reçinelerde yeterli, RTV silikon lastik materyalde yetersiz adeziv özellikler olduğunu ileri sürmüştür.

Bolouri, Marker ve Sarampote (1989) sıcak akrilik ile soğuk akrilik ve VLC reçine arasındaki bağlanmayı bükme testi ile değerlendirmiş ve VLC için çok düşük değerler bulmuşlardır. Benzer çalışma ile VLC reçinenin sıcak ve soğuk akriliğe bağlanmasını ele alan Curtis ve arkadaşları (1989) ilgili değerin sıcak-soğuk akrilik arası bağlanmaya oranla daha düşük olduğunu, suda 48 saat bekletme sonrası VLC astar reçinesinin sıcak kaide akriliğine bağlanmasını kayma ve çekme testleri ile inceleyen Razavi, Khan ve Fraunhofer (1990) elde ettikleri sonuçların klinik olarak uygulanabilir olduğunu belirtmişlerdir.

Bir grup araştırmacı protez dişleri ile protez reçineleri arasındaki bağlanma direncini ele almışlardır. Bunlardan Clancy ve Boyer (1989) en kuvvetli bağın sıcak akrilikte en düşük direncin VLC akrilikte belirildiğini açıklamışlardır. Konvansiyonel ve VLC protez reçineleri ile benzer çalışma yapan Clancy ve arkadaşları (1991) en kuvvetli çekme bağlanma direncini ısı ile polimerize olan reçinelerde bulmuşlardır.

Akrilik dişler ve sırasıyla konvansiyonel, soğuk ve VLC kaide akrilikleri arasındaki bağlanmayı bükme testi ile değerlendiren Kawara ve arkadaşları (1991) geleneksel akrilikte en yüksek bağlanma direnci, soğuk akrilikte ise başarısızlık olduğunu açıklamışlardır.

bekletme ve ayrılma

Craig ve Gibbons (1961) esnek protez astarlarının çekme direnci değerlerinin suda bekletilme sonucu genellikle arttığını ve 20 hafta bekletilme sonrası bu değerlerin 170-560 psi arasında değiştiğini bulgulararak suda 4 hafta bekletilme sonrası adezyonlarının etkilenmediğini ve klinik kullanım için 10 psi adeziv değerinin yeterli olduğunu belirtmişlerdir. Benzer çalışma yapan Bates ve Smith (1965) RTV silikonlar dışında test maddelerinin yeterli çekme direncine sahip olduklarını belirtmişlerdir.

sonuçlara oranla klinik sonuçları

PMMA maddelerdeki onarımların transvers direncini değerlendiren Leong ve Grant (1971), bu değerlerin ısı ile polimerize olan akrilik için orjinal kaidenin % 80'i, basınçlı kalıpta polimerize olan akrilik için % 75'i ve otopolimerizan akrilik için de % 65'i olduğunu açıklamışlardır. Sıcak ve soğuk akrilikler için transvers dayanımı inceleyen Economou ve arkadaşları (1980) tüm ikili materyal kombinasyonlarının birleşme arayüzünde kırılması gerçeğinden hareketle bu tür kombinasyonlarda gerçek bir kimyasal bağ gelişmediği sonucunu çıkarmışlardır.

Wright (1982) yumuşak astarların PMMA ile adezyonunu , bu kombinasyonları su içinde bekleterek 168 günlük sürede peeling testleri ile ölçmüş ve sonuçta ısı uygulanan silikon lastik ve akrilik reçinelerde yeterli adeziv özellikler olduğunu, RTV silikon lastik materyallerin ise yetersiz özelliklere sahip olduğunu açıklamışlardır.

(b: 952-860 7 N) olarak

Hayakawa ve arkadaşları (1984) yüksek bağlanma direnci gösteren ve su emilimi düşük olan floropolimer bir yumuşak astarı klinik olarak değerlendirmişlerdir. Yumuşak astar maddelerinin klinik kullanımdaki başarı statüsünü değerlendiren Wright (1984) pek çok vakada başarısızlık gözlendiğini bulgulamıştır. Wyatt, Harrop ve MacEntee (1986) otopolimerizan akrilik astar maddelerinin bazı özelliklerini karşılaştırmışlardır.

çıkartmışlardır.

Otopolimerizan astar maddeleri ile değişik kaide maddeleri arasında bağlanma direncini araştıran Bunch, Johnson ve Brudvik (1987) testten önce örnekleri 12 saat su içinde bekletmiş ve ayrılmanın genellikle adheziv olduğunu ve pek çok örnek için ortalama bağlanma dirençlerinin 6.2-7.6 mPa arasında değiştiğini gözlemlemişlerdir. EMA kopolimeri olan maddenin ise oldukça az (3.5 mPa) çekme direnci gösterdiğini bulgulamışlardır.

Absorpsiyon ve emilim konuları için yumuşak astarları değerlendiren Kazanji ve Watkinson (1988) yapay tükürük ile yapılan deneylerde sonuçların su için elde edilen sonuçlara oranla klinik açıdan daha uygun olduğunu açıklamışlardır.

McMordie ve King (1989) silikonun kaide maddesine bağlanması için kullanılan primerleri değerlendirmişlerdir.

Protez dişleri ile çeşitli protez reçineleri arasındaki bağlanma direncini inceleyen Clancy ve Boyer (1989) en kuvvetli bağın sıcak akrilikte en düşük direncin ise VLC akrilikte oluştuğunu belirtmişlerdir.

Esnek astar maddelerinin VLC protez kaide maddesine adezyon özelliklerini ele alan Khan, Martin ve Collard (1989) distile suda 48 saat ve 30 gün bekletilen örneklerde çekme ve bağlanma direncini karşılaştırmış ve tüm test maddeleri için yeterli ve olumlu sonuçlar aldıklarını belirtmişlerdir. Yapılan bu çalışmada ayrılma kuvvetleri 21.4-193.5 lb. (95.2-860.7 N) olarak kaydedilmiş ve yumuşak astarların 10 pound/ inch²- 4.5 kg/cm² ye sahip olmasının yeterli olacağı söylenmiştir.

Razavi, Khan ve Fraunhofer (1990) VLC astar reçinesi için suda 48 saat bekletme sonrası sıcak kaide akriliklerine bağlanma direncini kayma (shear) ve çekme (tensile) testleri ile araştırmış ve klinikte intraoral olarak uygulanabilir olduğu sonucunu çıkartmışlardır.

Plastik dişlerin kaide reçinelerine (soğuk, konvansiyonel ve VLC) bağlanmasını kayma testi ile inceleyen Kawara ve arkadaşları (1991) geleneksel maddede en yüksek bağlanma direnci değerleri ve başarılı sonuçlar gözlemiş soğuk akrilik sistemde ise düşük bağlanma direnci ve başarısızlık bulgulamışlardır. Konvansiyonel ve VLC protez reçinelerinin protez dişlerine çekme-bağlanma direncini inceleyen Clancy ve arkadaşları (1991) en kuvvetli bağlanmanın ısı ile polimerize olan reçinelerde olduğunu ortaya koymuşlardır.

Curtis ve arkadaşları (1989) termal işlem (thermocycling) sonrası VLC reçinesinin sıcak ve soğuk reçinelere bağlanma direncini incelemiş ve bu değerlerin soğuk akriliğe bağlanan sıcak akriliğinkinden daha düşük olduğunu belirtmişlerdir. Sıcak akrilik blokları soğuk akrilik ve VLC reçine ile birleştiren ve bükme testi uygulayan Bolouri, Marker ve Sarampote (1989) VLC reçine için test değerlerini soğuk akriliğinkine oranla çok daha düşük bulmuşlardır. Intraoral sertleşen iki esnek protez astarının (Veltec ve Coe Comfort) klinik olarak uygunluğunu bir aylık sürede değerlendiren Graham ve arkadaşları (1990), her iki örnekte de uyum azalmasını gözlemlemişler ve bu durumun test süresince devam ettiğini, 14'üncü güne kadar Coe Comfort'un klinik uyumunun daha iyi olduğunu ancak 24'üncü saatte her ikisinde de önemli uyum azalması olduğunu bulgulamışlardır.

VLC astar maddelerinin özelliklerini sıcak akrilik için in-vitro inceleyen Smith ve Powers (1991) önceden karıştırılmış tek komponent olarak sunulan astar maddesinin toz-likit halinde sunulanlara oranla daha yüksek çekme-bağlanma direnci gösterdiğini belirtmişlerdir. Polyzois (1992) kimyasal terkihi farklı üç esnek astar maddesinin VLC protez kaidesi için adhezyon özelliklerini 4 ay suda bekletme sonrası kayma testi ile araştırmış ve test maddelerinin klinik kullanım için uygun olduğunu ancak suda bekletmenin bağlanma direncini azalttığını açıklamışlar ve yaptıkları çalışmada ayrılma kuvvetlerinin 29.5 ile 128.4 N arasında değiştiğini belirtmişlerdir. Diğer taraftan polifosfazın esaslı ısı ile polimerize olan (heat cured) madde 'Novus' ve VLC olan Perform Soft koheziv; ısı ile polimerize olan kopolimer esaslı madde 'Flexor' ise adeziv başarısızlık göstermişlerdir.

Yumuşak astarların kaide reçinesine bağlanma direncini iki fazlı çekme testi ile karşılaştıran Kawano ve arkadaşları (1992) tarafından test maddelerinde başarısızlık için gereken kuvvetin 9.6 kg/cm^2 ' den daha yüksek olması gerekliliği açıklanmıştır. Bu çalışmada en yüksek bağlanma direnci 26.1 kg/cm^2 olarak polifosfazin esaslı maddede (Novus), en düşük bağlanma dirençleri ise 9.6 ile 11.3 kg/cm^2 olarak sırasıyla RTV silikon lastik (Prolastik), vinil esaslı (VinaSoft) ve kopolimer esaslı (Flexor) maddelerinde gözlenmiştir. Plastikfayanlı sıcak akrilik (Super Soft), polifosfazin (Novus) ve HTV silikon lastik (Molloplast-B) de ise değerler 16.7 ile 17.6 kg/cm^2 arasında değişmiştir.

Yumuşak astar maddelerinde çeşitli fiziksel ve mekanik özellikleri karşılaştıran Dootz, Koran ve Craig (1993) 24 saat ve hızlandırılmış yaşlanma ile 900 saat sonra elde edilen bulgular sonucu test maddeleri arasında önemli farklılık olmadığını açıklamışlardır.

Arena, Evans ve Hilton (1993) otopolimerizan (Flexacryl, Kooliner), dual cured (Extoral VLC, Light Liner) ve VLC (Triad VLC) sert akrilik maddelerinin iki kaide akriliğine (konvansiyel ve VLC) bağlanma dirençlerini transvers flexural test ile değerlendirmiş, konvansiyel akrilik için kırılma mukavemet değerleri ve başarısızlık modeli Tablo 5. de verildiği gibi bulunmuştur.

Tablo 5: Astar maddelerinde mukavemet

Madde	Mukavemet	Bağlanma şekli
Flexacryl	43.34 N	Adeziv
Kooliner	45.68 N	Adeziv
Extoral	32.90 N	Koheziv
Light Liner	59.86 N	Adeziv
Triad	49.22 N	Adeziv
Kontrol	130.34 N	Koheziv

Tablo 5 incelendiğinde en iyi bağlanmanın adeziv özellik ve en yüksek mukavemet gösteren Light-Liner maddesi için olduğu görülmektedir.

Polifosfazin (Novus) ve silikon esaslı (Molloplast-B) iki esnek protez astarının fiziksel ve viskoelastik özelliklerini karşılaştıran vonFraunhofer ve Sichina (1994) ıslatma sonrası silikon esaslı astar maddesinin polifosfazine göre daha yüksek çekme direnci gösterdiği sonucunu elde etmişlerdir.

Arena, Evans ve Hilton (1993) tarafından yapılan araştırma temel alınarak, bu çalışmada ADA spesifikasyonları 12 ve 17 uyarınca kısa sürede sertleşen astar maddeleri distile suda 50 saat bekletildi. Klinik olarak iki materyalin ara yüzeyine uygulanan stress kayma ve yırtılma ile daha yakından ilgili olmakla beraber, Kawano ve arkadaşlarının belirttiği gibi in vitro çekme testi bağlanma direncinin değerlendirilmesinde etkili bir yöntem olduğundan, incelenen örneklerin değerlendirilmelerinde çekme test sonuçlarından faydalanıldı.

GELİŞME

Test Maddeleri: Çalışmalarda kullanılan malzemeler aşağıda belirtilmiştir.

a) **Dental alçı :** Amberok (Model Stone Laboratorio Chimico Zeus) maddesi kullanıldı.

b) **Protez akriliği:** Konvansiyonel heat cured bir protez akriliği olan 'Paladent 20 ' (Heraeus Kulzer GmbH, Wehrheim, Germany) kullanılmıştır.

c) Astar Maddeleri: Kimyasal bileşimleri ve yapıları farklı astar maddeleri kullanılmıştır.

1) VLC astar maddesi (Hi-Flow reline maddesi):

Triad VLC (Dentsply, York Division, Dentsply International Inc., York, PA. USA),

tek komponentli, hamur formunda

2) Otopolimerizan akrilik astar maddeleri:

Kooliner (Coe Laboratories, Inc., Chicago, Ill.), toz ve likit formunda

Express (Alcos Corp., USA), toz ve likit formunda

3) HTV silikon lastikler:

Molloplast-B (Regneri GmbH and Co. KG Karlsruhe, Germany), hamur formunda tek komponentli

Ufi Gel-P (permanent), (Voco, Cuxhaven, Germany), hamur formunda baz ve katalizör

4) Heat cured kaide akriliği :

Paladent 20 (Heraeus Kulzer GmbH, Wehrheim, Germany), toz ve likit formunda

Test maddeleri olarak ikisi sert (Kooliner ve Triad VLC) , üçü yumuşak (Express, Ufi Gel-P, Molloplast-B) astar maddeleri ve kontrol grubu olarak da kaide akriliği (Paladent 20) kullanılmıştır.

Örneklerin Hazırlanması:

Triad VLC: İlgili yüzeylere bağlayıcı ajan sürüldükten sonra iki dakika bekletildi ve ışın cihazında iki dakika süre ile aktive edildi. Akrilik kaide maddesindeki boşluğa nemli olarak ve baskılanarak uygulanan Triad VLC' nin fazlalıkları alındı. Mufla kapatılmadan önce dışarıda 10 saniye ışın uygulandı ve mufla kapatıldıktan sonra ışın cihazında 10 dakika bekletildi. Belirtilen sürenin sonunda örnekler alçıdan çıkartılıp ters çevrildi ve dışarıda 30 saniye süre ile tekrar ışın uygulandı. Möl ve zımpara diskler yardımı ile tesviye işlemi tamamlandı.

Kooliner: Toz ve likit oranlı olarak 30 saniye karıştırıldı. Bir dakika beklendikten sonra, akrilik kaide maddesindeki boşluğa uygulandı ve açıkta 10 dakika süre ile polimerize olması beklendi. Tesviye için mül ve zımpara diskler kullanıldı.

Express: Akrilik bonding primerinin sürülmesini takiben, toz ve likit oranlı olarak 30 saniye karıştırıldı. İki dakika beklendikten sonra akrilik kaide maddesindeki boşluğa uygulandı ve 20 dakika açıkta polimerize olması beklendi. Düzeltme aşamasında keskin bistüri kullanıldı.

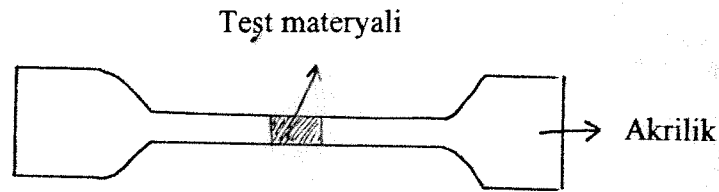
Ufi Gel-P: Temiz ve kuru yüzeyler alkol emdirilerek kurutuldu. Bağlantı yüzeylerine ince bir tabaka halinde sürülen 'Adeziv likit'in kuruması için bir saat bekletildi. Eşit uzunlukta alınan baz ve katalizör pastaları bir dakika süre ile karıştırıldı ve spatül yardımı ile akrilik kaide maddesindeki boşluğa uygulandı. Muflalar açık olarak basınçlı kap içine yerleştirildi. Otuz dakika süre ile 35-40 °C de 2-4 atmosferlik basınç uygulandı. Polimerizasyondan iki saat sonra makas ve bistüri ile fazlalıklar alınarak düzeltme işlemi yapıldı.

Mooloplast-B: Kesit yüzeylerine alkol uygulandıktan sonra Ufi Gel-P nin bonding ajanı sürüldü. 60 dakika bekletildikten sonra hazır hamur kıvamındaki madde akrilik kaide maddesindeki boşluğa bastırılarak yerleştirildi. Bilinen presleme işlemlerinden sonra tedrici kaynama sağlandı ve iki saat süre ile kaynatma yapıldı. Açıkta 30 dakika bekletildikten sonra bistüri ile düzeltme işlemleri yapıldı.

Çekme Testleri İçin Hazırlanan Örnekler:

Standart çekme örneği şekli alüminyumda elde edildikten sonra aynı boyutlarda olacak şekilde bir tabaka kalınlığındaki pembe mumdan çekme kalıpları çoğaltıldı.

Bir test maddesi için her periyotta 4 örnek olmak üzere 16 ve kontrol grubu dahil olmak üzere altı test maddesi için toplam 96 adet mum kalıp elde edildi. Preparasyon ve manipülasyon işlemleri tüm örnekler için standardize edildi. Mufla için kullanılan dental alçı önceden tartıldı ve yapımcının önerdiği toz / su oranında karıştırılarak kullanıldı. Standart koşullarda muflaya alınan pembe mum örnekler konvansiyonel muflalama esası ile sıcak akriliğe dönüştürüldü. Bu sırada su ısısının yapımcı önerilerine göre 20 dakikada 100 °C ye ulaşması sağlandı. 20 dakikalık kaynatma süresinden sonra muflaların oda sıcaklığına kadar soğuması için bekletildi. Polimerize olan örnekler muflalardan çıkartılarak düzeltildi. Şekil 5.de gösterildiği gibi üç milimetrelik bölüm akrilik örneklerin tam ortalarına lokalize olacak şekilde fissür frezlerle kesilerek çıkartıldı.



Şekil 5: Bağlanma direnci örnekleri

Paralel olarak hazırlanan kesit yüzeylerine zımpara kağıdı (240 grid) uygulandı. Bağlantı yüzeylerinde yeterli temizleme ve kurutma işlemlerinden sonra örnekler yeniden muflaya yerleştirildi. Arada kalan boşluklara yapımcı önerilerine bağlı kalınarak test maddeleri uygulandı ve polimerize olmaları sağlandı. Testlere geçmeden önce otopolimerizan örnekler 50 saat bekletildi. Tesviye işlemi tamamlanan test örnekleri distile su içinde ve 37°C de muhafaza edildi.

Test Yöntemleri

Çekme Testleri:

Çekme testleri Instron Tensile Tester kullanılarak yapıldı. Örnekler oda sıcaklığında ve dakikada 1.24 cm. lik ayırım uygulanarak çekildi.

Kırma Testleri:

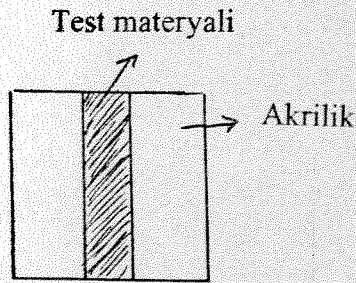
İki tabaka kalınlığındaki pembe mum konvansiyonel muflalama yöntemi ile sıcak akriliğe dönüştürüldü. Frez ve separeler yardımı ile kare şeklinde 1cmx1cm boyutlarında test örnekleri elde edildi. Bir test maddesi için her periyotta bir örnek olmak üzere 4; kontrol grubu da dahil olmak üzere 6 test maddesi için toplam 24 adet kırma örneği elde edildi. Preparasyon ve manipulyasyon işlemleri tüm örnekler için standardize edildi. Alçı ile desteklenmiş üst kısmına Optosil ölçü maddesi eklenmiş olan muflanın birinci yarısına kare şeklindeki test örnekleri yerleştirildi ve muflanın ikinci parçasına alçı yerleştirilerek örneklerin negatifleri elde edildi. Ek olarak orta kısımlarda 3 mm'lik bölüm kesilerek çıkartıldı (Şekil 6). Kesit yüzeylerine zımpara uygulandı ve temizlenerek kurutuldu. Her test maddesi için daha önce anlatılmış olan ara yüzey işlemleri tamamlandıktan sonra boşluk yüzeylerine yapıcı önerilerine göre test maddeleri uygulandı (Şekil 7) ve polimerize olmaları beklendi.

mat oda sıcaklığında bekletildi.

de muhafaza edildi.

çinc burundaki donanma

elektron mikroskopu ile



Şekil 6: Kırma test örnekleri

Test Yöntemleri

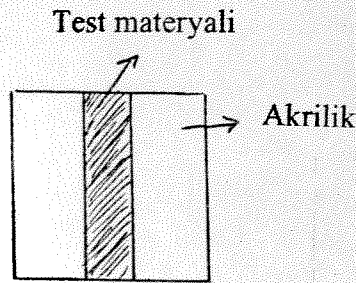
Çekme Testleri:

Çekme testleri Instron Tensile Tester kullanılarak yapıldı. Örnekler oda sıcaklığında ve dakikada 1.24 cm. lik ayırım uygulanarak çekildi.

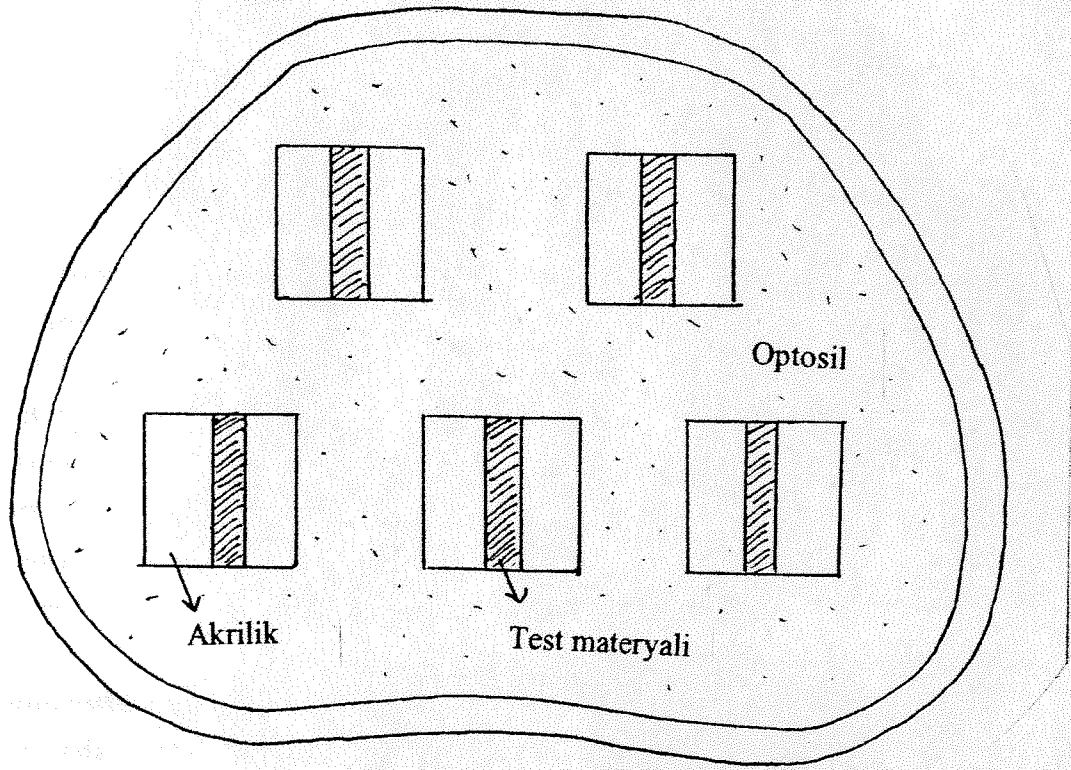
Kırma Testleri:

İki tabaka kalınlığındaki pembe mum konvansiyonel muflalama yöntemi ile sıcak akriliğe dönüştürüldü. Frez ve separeler yardımı ile kare şeklinde 1cmx1cm boyutlarında test örnekleri elde edildi. Bir test maddesi için her periyotta bir örnek olmak üzere 4; kontrol grubu da dahil olmak üzere 6 test maddesi için toplam 24 adet kırma örneği elde edildi. Preparasyon ve manipülasyon işlemleri tüm örnekler için standardize edildi. Alçı ile desteklenmiş üst kısmına Optosil ölçü maddesi eklenmiş olan muflanın birinci yarısına kare şeklindeki test örnekleri yerleştirildi ve muflanın ikinci parçasına alçı yerleştirilerek örneklerin negatifleri elde edildi. Ek olarak orta kısımlarda 3 mm'lik bölüm kesilerek çıkartıldı (Şekil 6). Kesit yüzeylerine zımpara uygulandı ve temizlenerek kurutuldu. Her test maddesi için daha önce anlatılmış olan ara yüzey işlemleri tamamlandıktan sonra boşluk yüzeylerine yapıcı önerilerine göre test maddeleri uygulandı (Şekil 7) ve polimerize olmaları beklendi.

Her test maddesi için daha önce anlatılmış olan ara yüzey işlemleri tamamlandıktan sonra boşluk yüzeylerine yapıcı önerilerine göre test maddeleri uygulandı (Şekil 7) ve polimerize olmaları beklendi.



Şekil 6: Kırılma test örnekleri



Şekil 7: Örneklerin mufla içinde görünümü

Düzeltilme işlemleri tamamlandı ve testlere geçmeden önce otopolimerizan akrilikler 50 saat oda sıcaklığında bekletildi. Hazırlanan örnekler distile su içine konuldu ve 37 °C 'de muhafaza edildi. Belli aralıklarla (15 gün, 1 ay ve 3 ay) alınan örnekler sıvı azot içine batırılarak donduruldu, kuvvet uygulanarak kırıldı ve kırılma yüzeyleri taramalı elektron mikroskobu ile incelendi.

BULGULAR

İncelenen örnekler için elde edilen mekanik test sonuçları, mukavemet değerlerine karşı maddedeki uzama yüzdeleri olarak grafiklere geçirilmiş ve Kontrol (Şekil 8), Triad (Şekil 9), Kooliner (Şekil 10), Molloplast (Şekil 11), Ufi Gel-P (Şekil 12), Express (Şekil 13) gösterilmiştir. Ayrıca, bu grafiklerden elde edilen değerler, örnekleri arasındaki farkı daha rahat gözlemleyebilmek amacı ile ayrı ayrı grafiklere aktarılmıştır. Sert ve yumuşak örnekler için kopmadaki mukavemet (Şekil 14 ve 15), kopmadaki uzama (Şekil 16 ve 17), elastik modülüs değerleri (Şekil 18 ve 19) grafiklerle gösterilmiştir.

Kopmadaki mukavemet: Örnekler incelendiğinde, ısı ile polimerize olan ve akrilik yapısında bulunan kontrol grubu test örnekleri içinde en yüksek mukavemeti göstermiştir. Bunu özellikle sert astar maddeleri grubunda bulunan ve ışın ile polimerize olan Triad ve otopolimerizan akrilik olan Kooliner maddeleri takip etmiştir. Daha sonra yumuşak astar maddelerinden Molloplast (HTV silikon lastik) izlemiştir. Diğer yumuşak astar maddelerinden Express (otopolimerizan akrilik) ile Ufi Gel-P (HTV silikon esaslı) için en düşük ve birbirine yakın değerler tespit edilmiştir.

Kontrol grubu için değerler 0.gün için 36 MPa iken 1. ayda 32 MPa'a düşüş göstermiş, 3.ayın sonunda artarak 42 MPa değerine artmıştır. Örnekler distile su içinde üç ay bekletildiklerinde, değerler Triad grubu için 18 MPa'dan 10 MPa' a, Kooliner grubu için 8 MPa'dan 6 MPa' a, Ufi Gel-P grubu için 0.9 MPa'dan 0.4 MPa' a düşerken, Express grubu için 0.05 MPa' dan 1.0 MPa'a yükselmiştir. Molloplast grubu ise oldukça stabil bir karakter sergilemiş ve değerler 1.6 ila 1.8 MPa arasında değişmiştir.

Kopmadaki uzama: Sert örnekler incelendiğinde kontrol grubunda dahil olmak üzere 3.ayın sonunda kopmadaki uzama değerlerinde önemli bir değişim olmadığı gözlenmiştir. Yumuşak örneklerde ise değerler Express için 20 den 270'e % 1250 artış ve Molloplast için 160 tan 185'e %15 artış gösterirken; Ufi Gel-P için 115 ten 80'e %30'luk bir azalma göstermiştir.

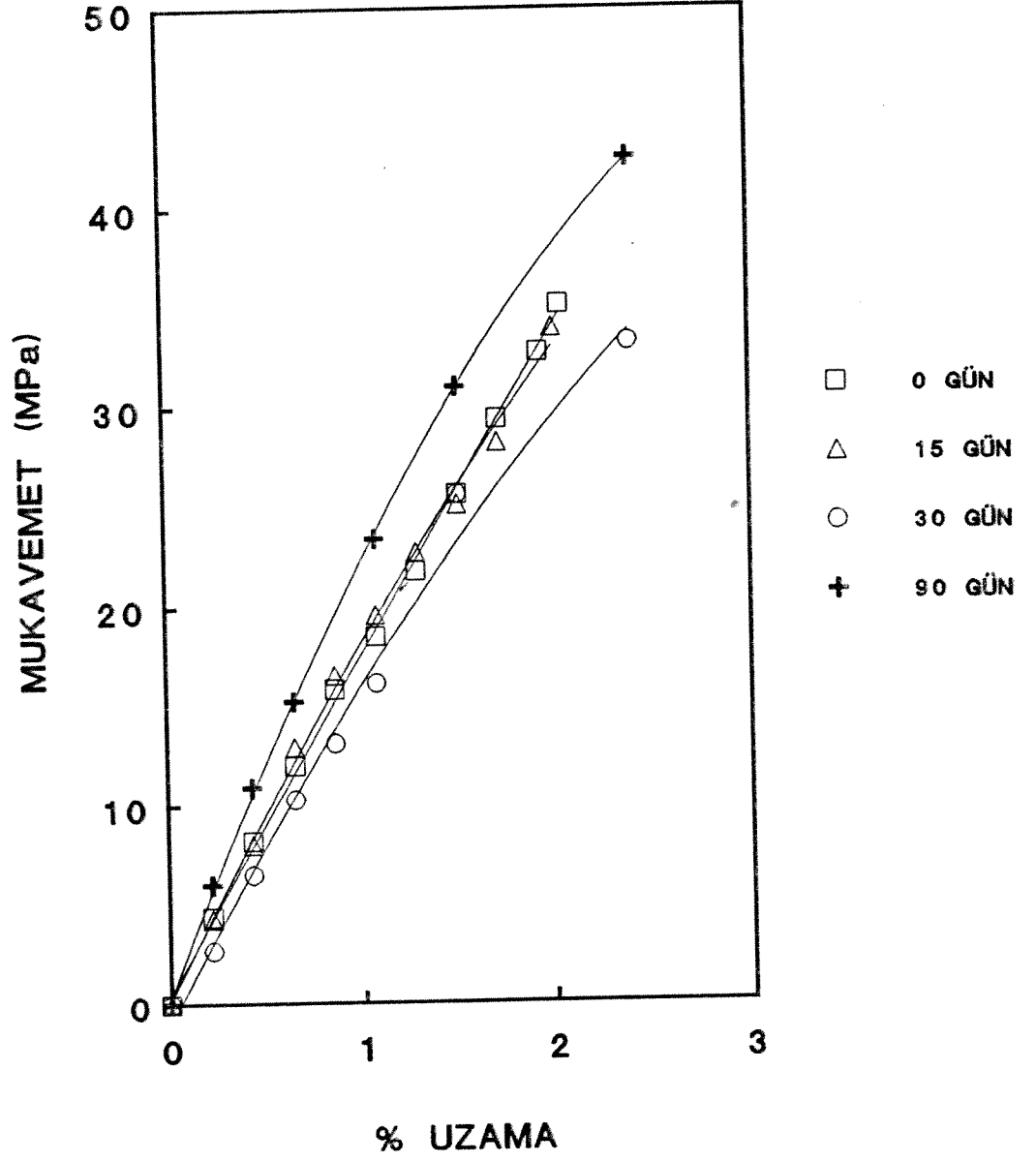
Elastik Modülüs: Kontrol grubu için 3.ay sonunda 22.3 GPa değeri ile en yüksek modülüs elde edilmiştir. Bunu sert astar maddelerinden Triad 20.5 GPa ile ve Kooliner 12 GPa ile izlemişlerdir. Suda bekletme sonucu kontrol grubunda artış olurken Triad ve Kooliner grupları başlangıç değerlerini büyük ölçüde korumuşlardır. Yumuşak astar maddelerinden Molloplast ve Ufi Gel-P elastik modülüs değerlerinde ilk iki hafta içinde büyük düşme göstermiş ancak 1 ay ve 3 aylık ölçümlerde bu değerlerde artış gözlenmiştir. Express ise ilk iki haftada sabit kalırken daha sonra artmış ve 3. ay sonunda 4.5 MPa dan 14.1 MPa'a çıkarak %300'lük bir artış göstermiştir.

Araştırmamız sırasında, bağlanma direnci değerlerinde suda bekletme sonucu yumuşak astar maddelerinden ikisinde (Molloplast ve Express) artma, birinde (Ufi Gel-P) azalma olduğu bulgulanmıştır. Bu sonuçlar, suda bekletmenin bağlanma direncini azalttığını açıklayan Polyzois (1992) in aksine, esnek protez astarlarının çekme direnci değerlerinin suda bekletilme sonucu genellikle arttığını söyleyen Craig ve Gibbons (1961) ile RTV silikonlar dışında test maddelerinin yeterli çekme dayancına sahip olduğunu belirten Bates ve Smith (1965), peeling testi ile benzer çalışma yapan ve HTV silikon lastik ile akrilik rezinlerde yeterli adeziv özellikler olduğunu belirten Wright (1982) ve yine ıslatma sonrası Molloplast'ın daha yüksek çekme direnci gösterdiğini açıklayan von Fraunhofer ve Sichina (1994) nın bulguları ile aynı paraleldedir.

Bağlanma direnci değerlerinde suda bekletilme sonucu sert astar maddelerinden Triad ve Kooliner'de azalma olurken kontrol grubunda 3. ayda artış gözlenmiştir. En kuvvetli bağlanmanın sıcak akrilik grubunda olduğuna ilişkin bulgumuz, Clancy ve Boyer (1989), Kawara ve arkadaşları (1991), Clancy ve arkadaşları (1991) ile Arena, Evans ve Hilton (1993) un araştırma sonuçları ile uyum içinde bulunmaktadır.

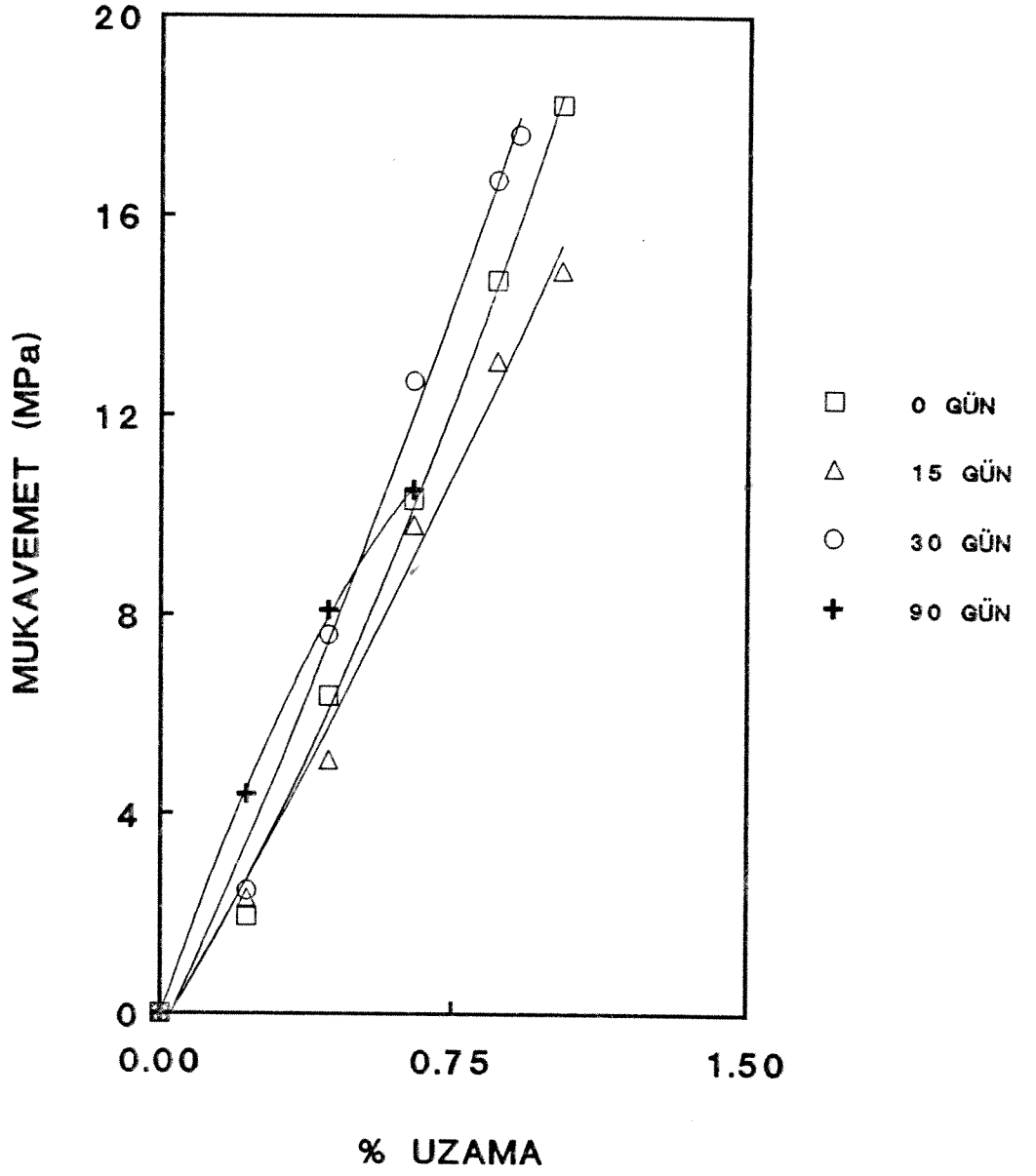
Araştırmamız sırasında VLC rezine ait test değerleri, Curtis ve arkadaşları (1989) ile Bolouri, Marker ve Sarampote (1989) nin sonuçlarından farklı olarak soğuk akrilik örneklere ait değerlerden daha yüksek bulunmuş olup, Arena, Evans ve Hilton (1993) ve Kawara ve arkadaşları (1991) in araştırma bulguları ile benzerlik göstermektedir.

KONTROL



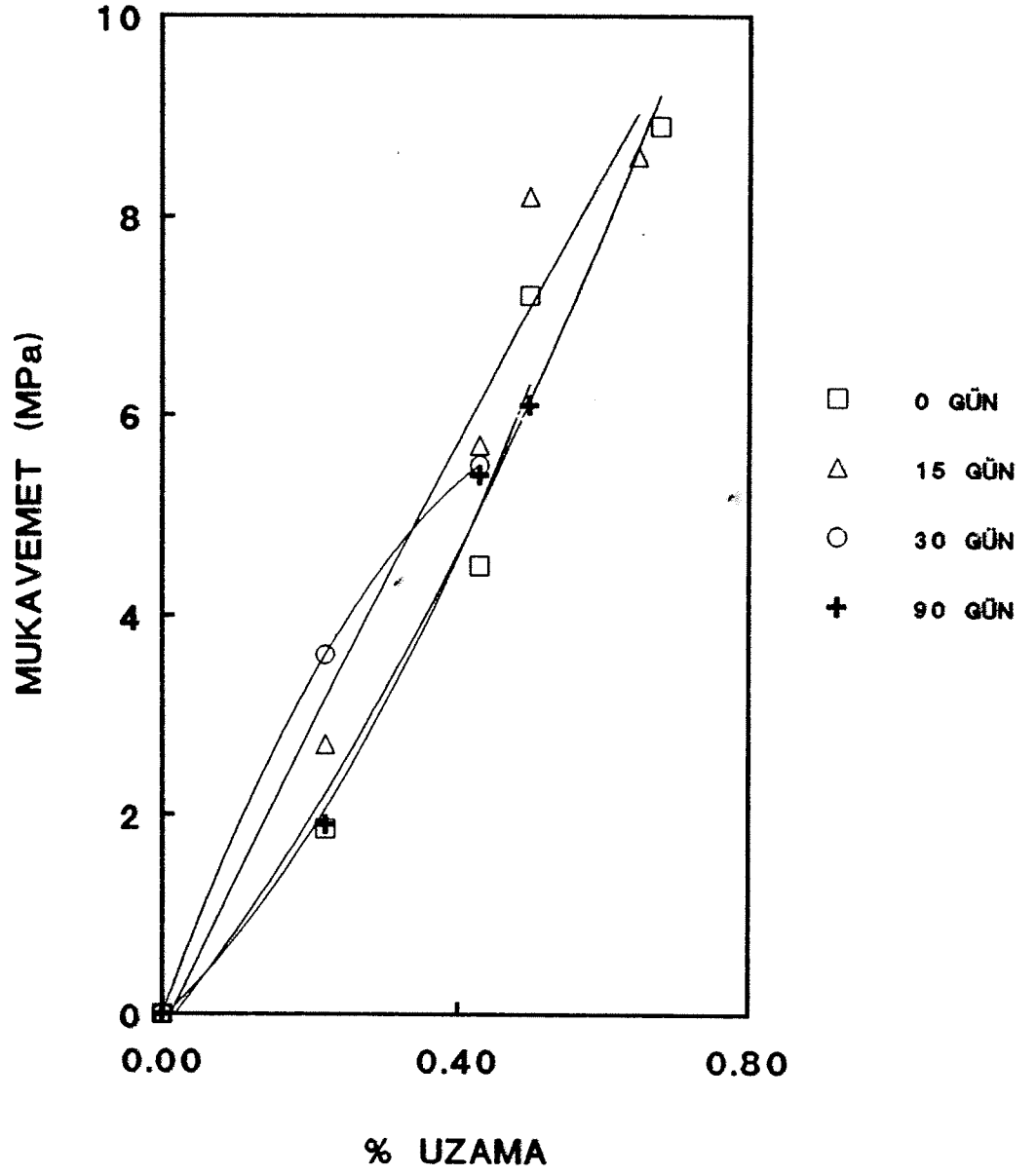
Şekil 8: Kontrol örneğin mukavemet-uzama eğrisi .

TRIAD



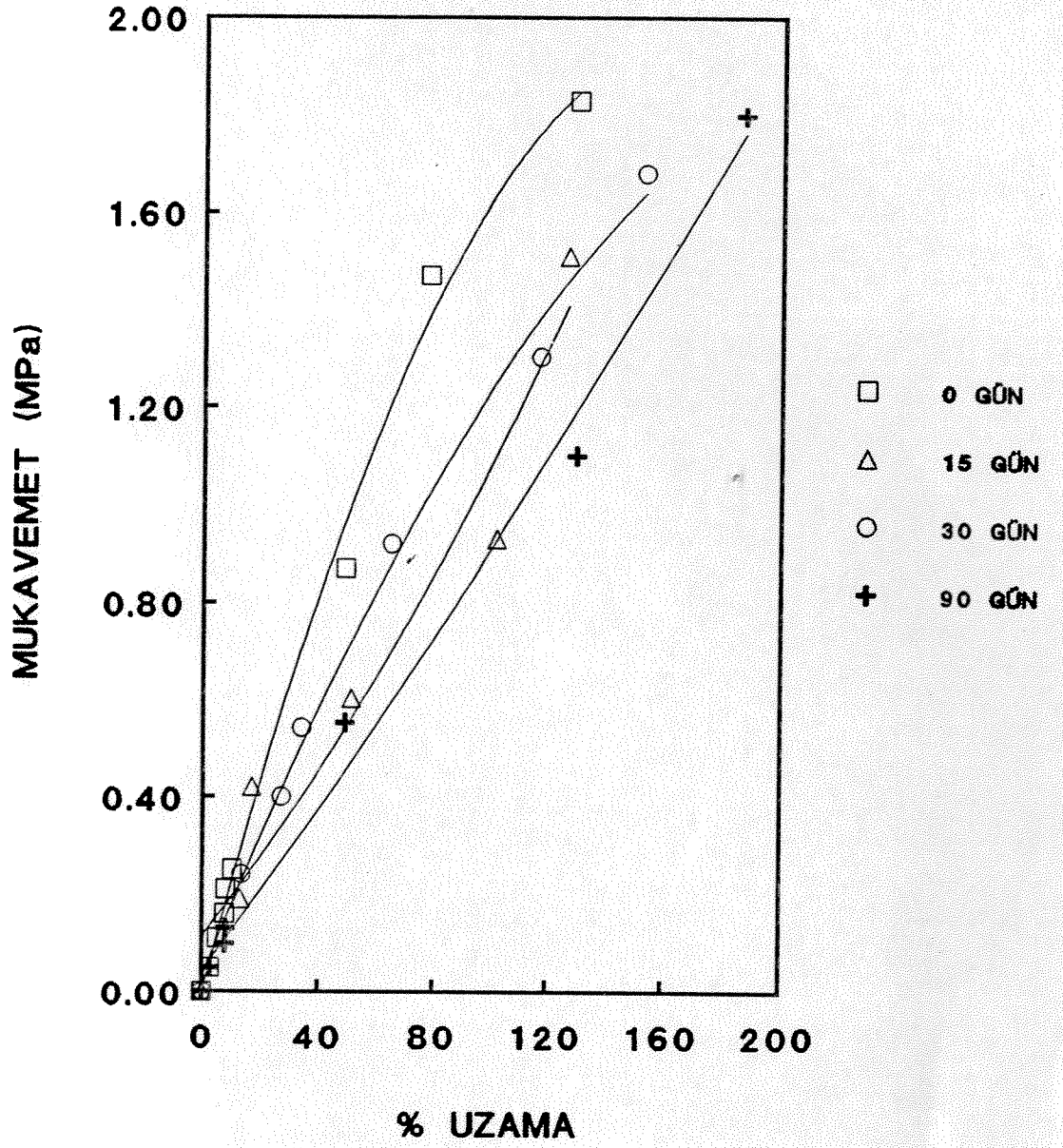
Şekil 9: Triad örneğin mukavemet-uzama eğrisi

KOOLINER



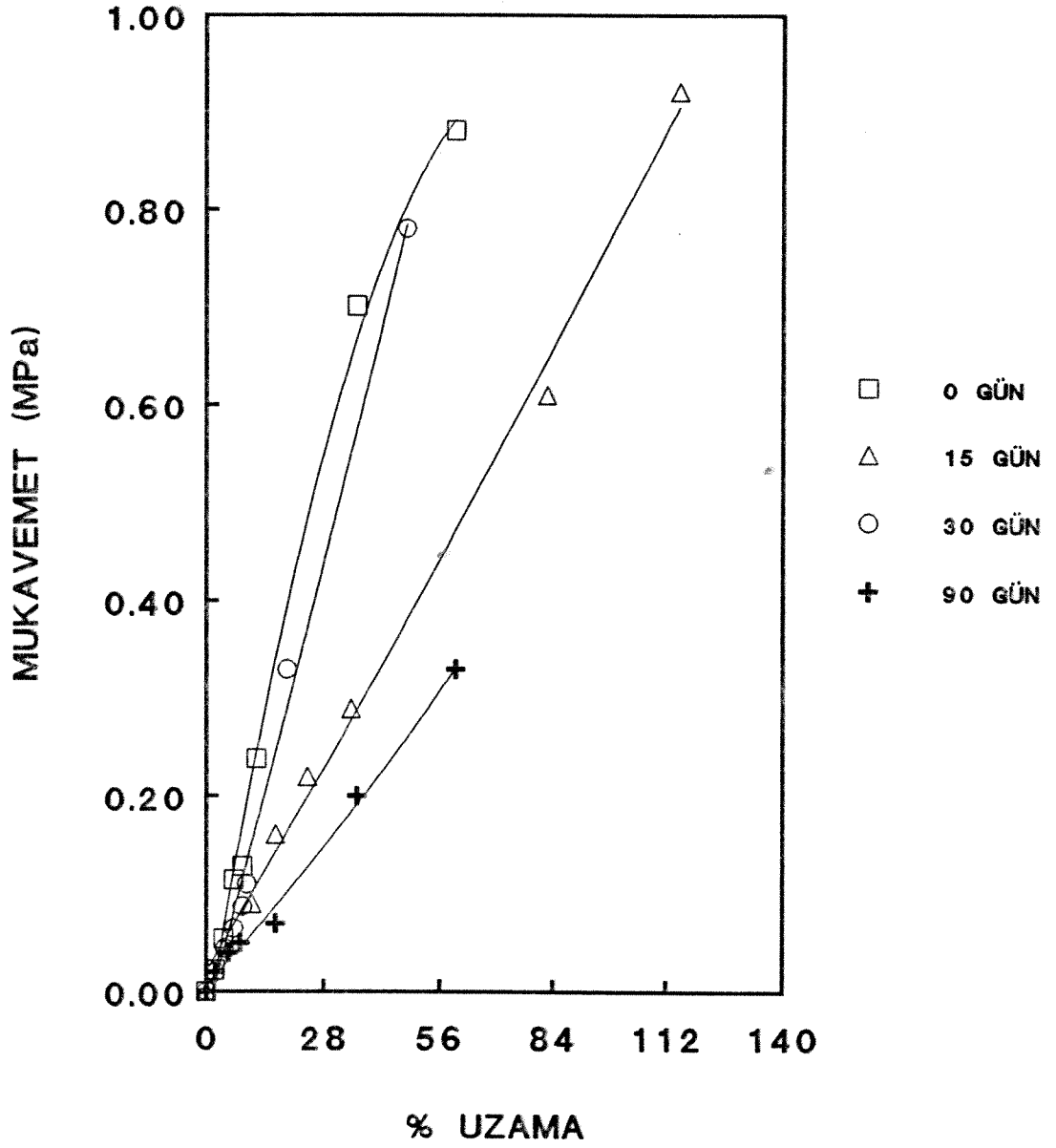
Şekil 10: Kooliner örneğın mukavemet-uzama eğrisi

MOLLOPLAST

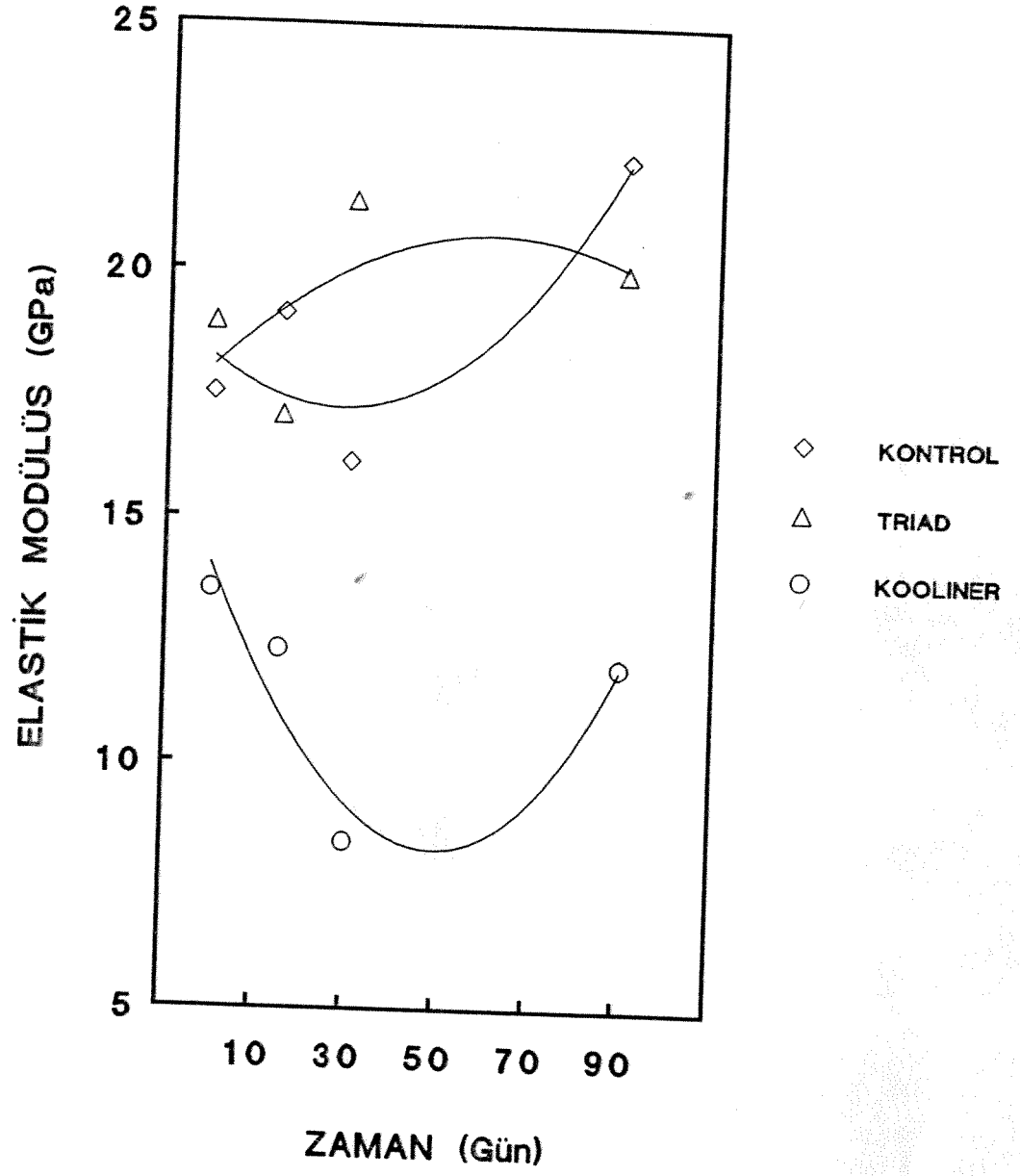


Şekil 11: Molloplast örneğin mukavemet-uzama eğrisi

UFI-GEL P

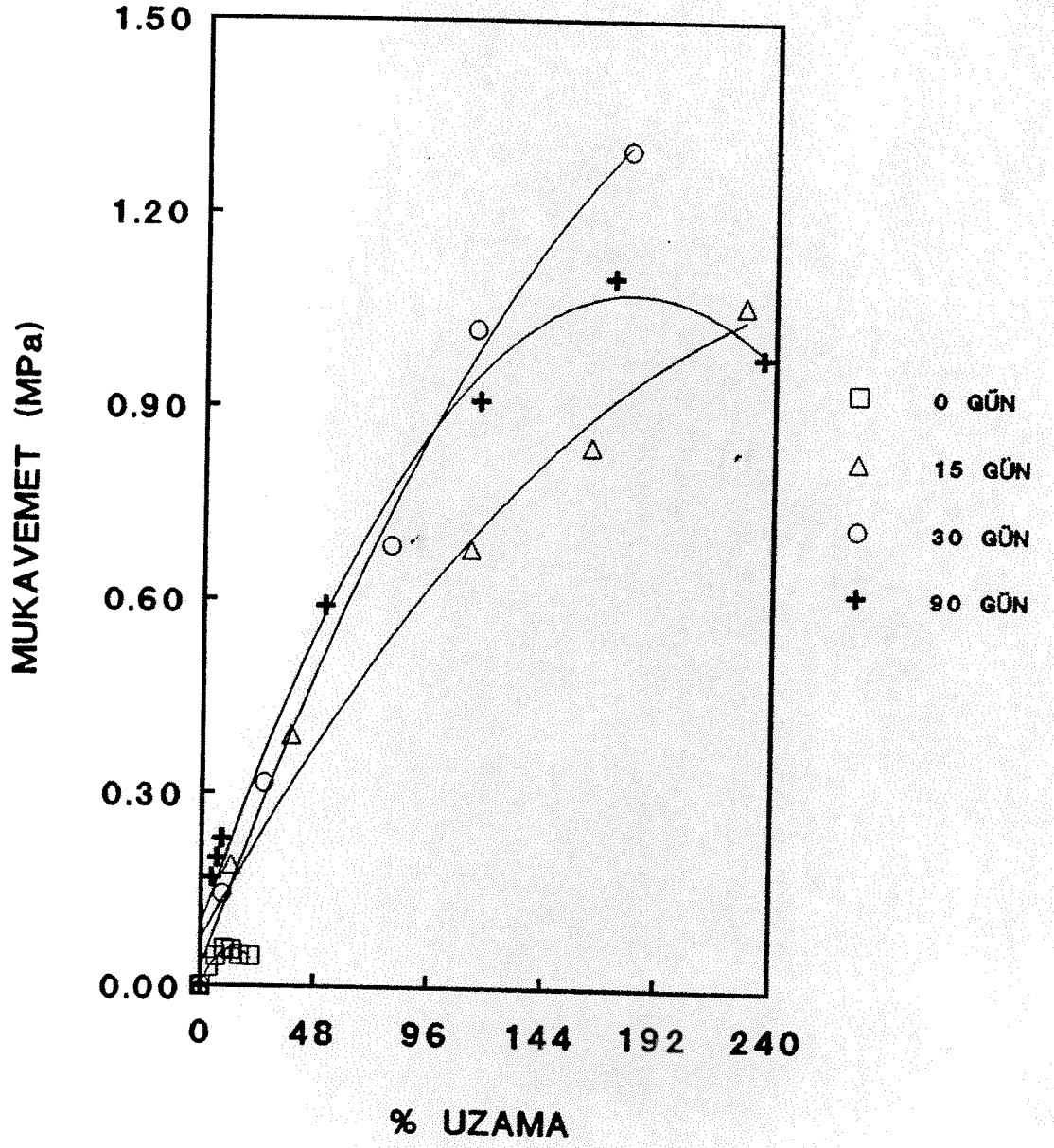


Şekil 12: Ufi Gel-P örneğinin mukavemet-uzama eğrisi

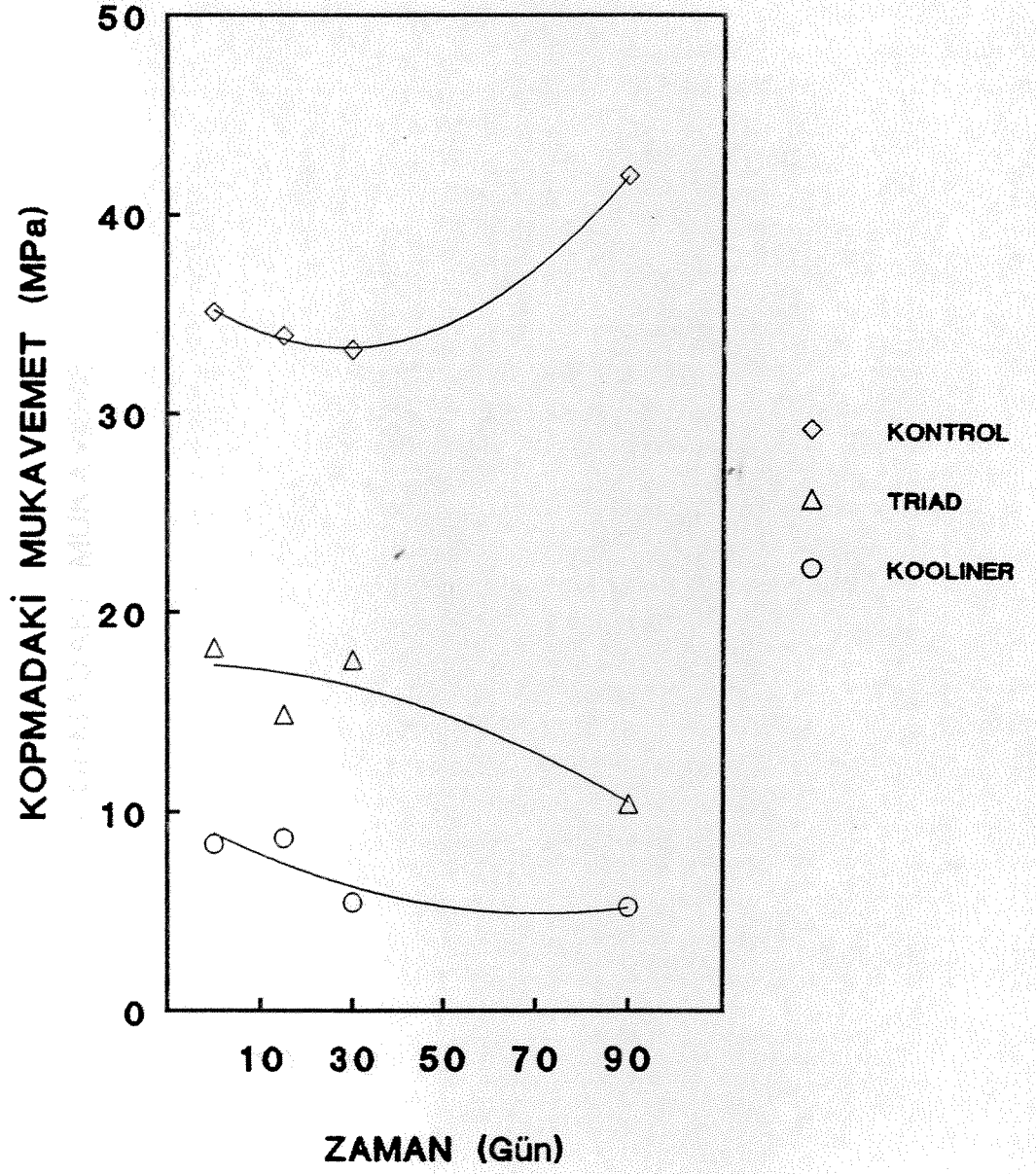


Şekil 18: Sert astar örneklerinin elastik modülüs-zaman eğrisi

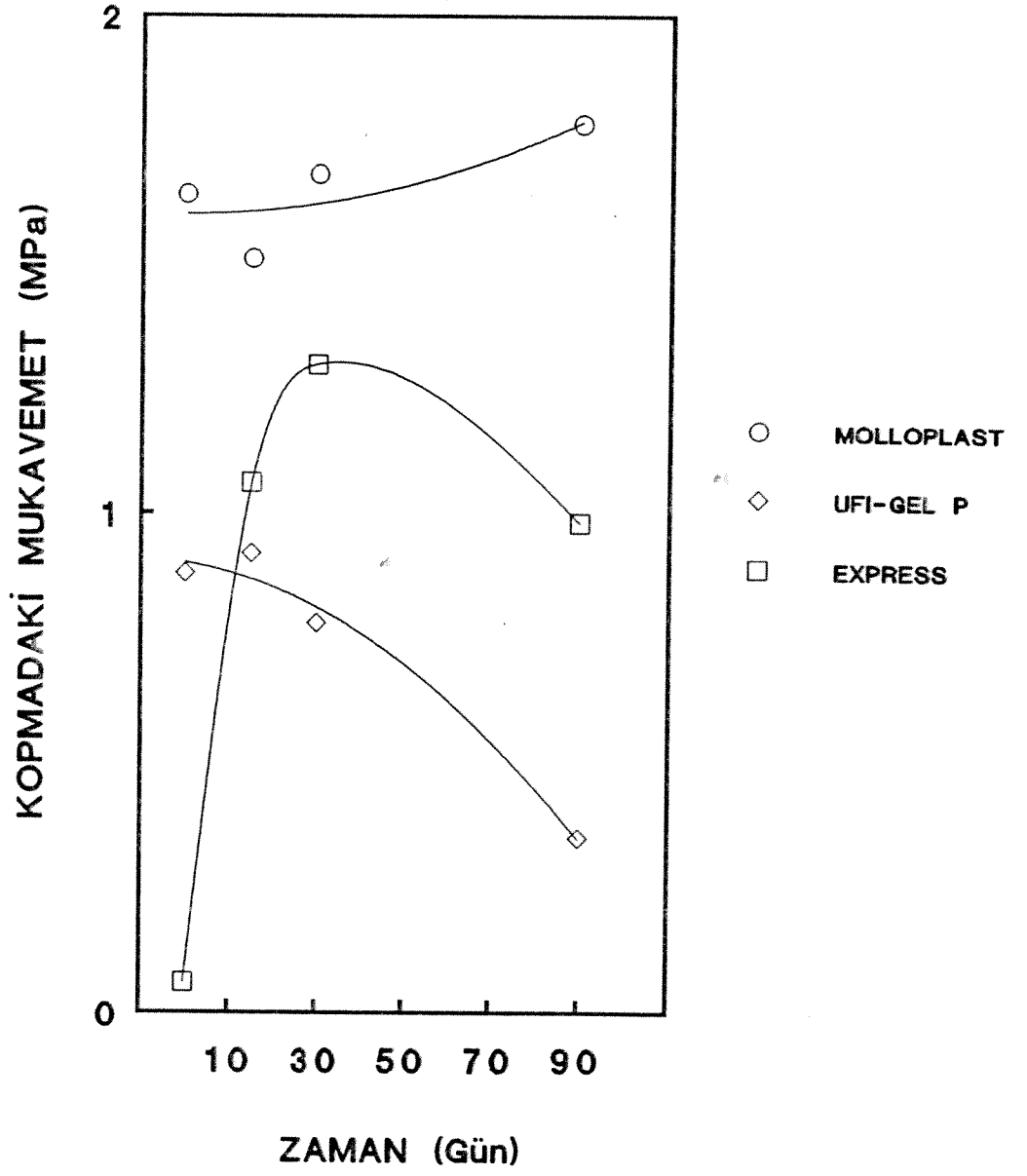
EXPRESS



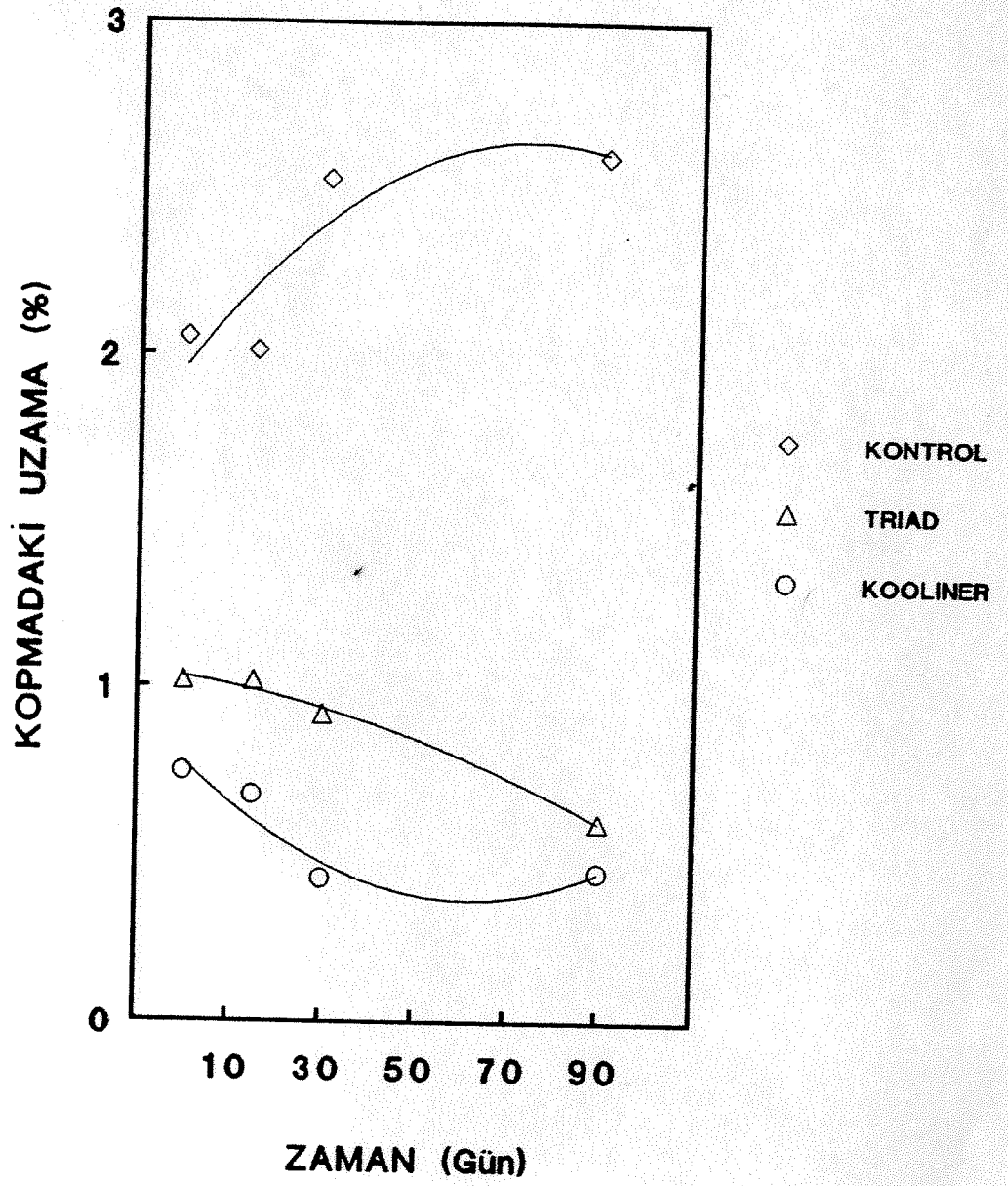
Şekil 13: Express örneğın mukavemet-uzama eğrisi



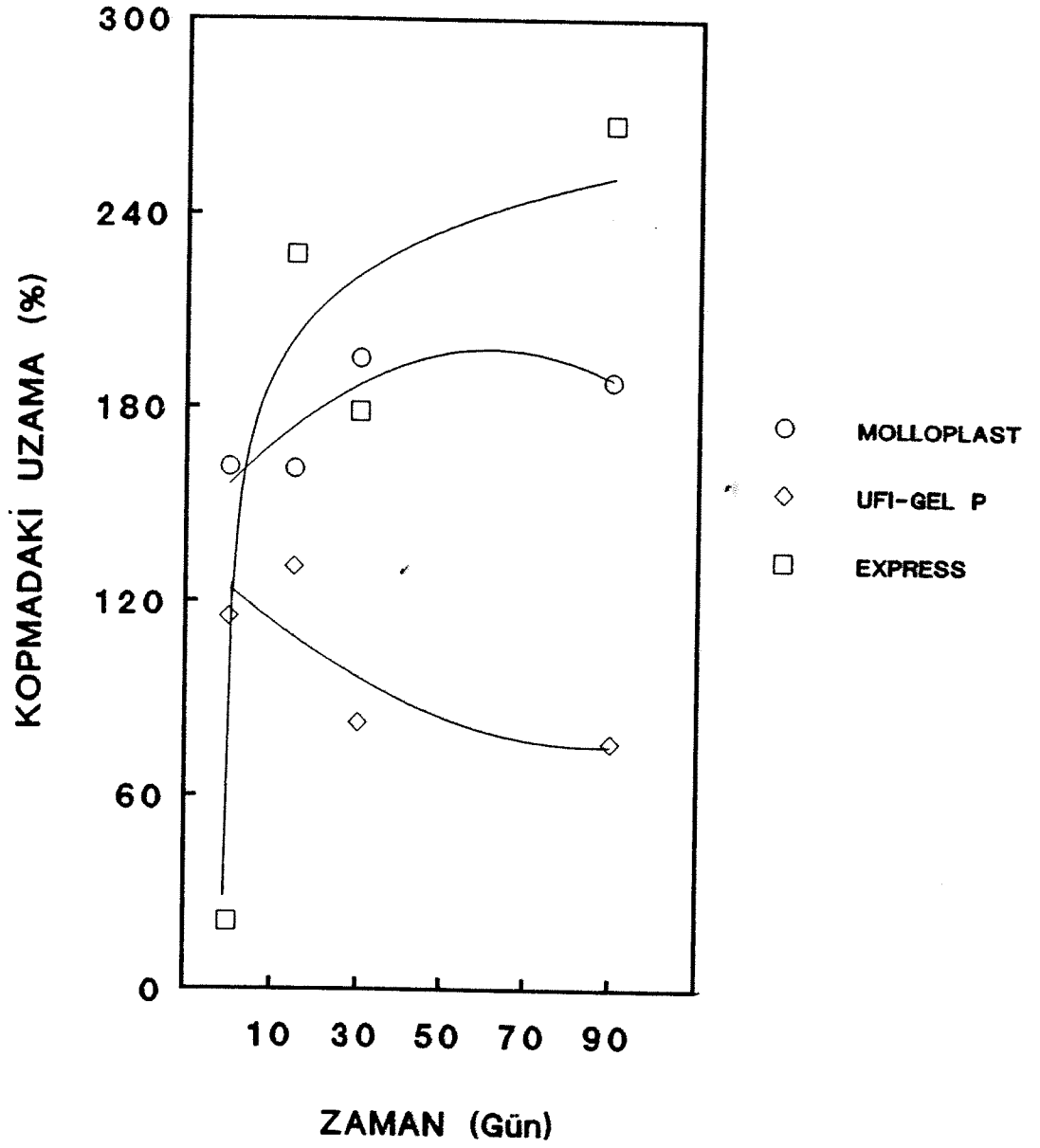
Şekil 14: Sert astar örneklerinin mukavemet-zaman eğrisi



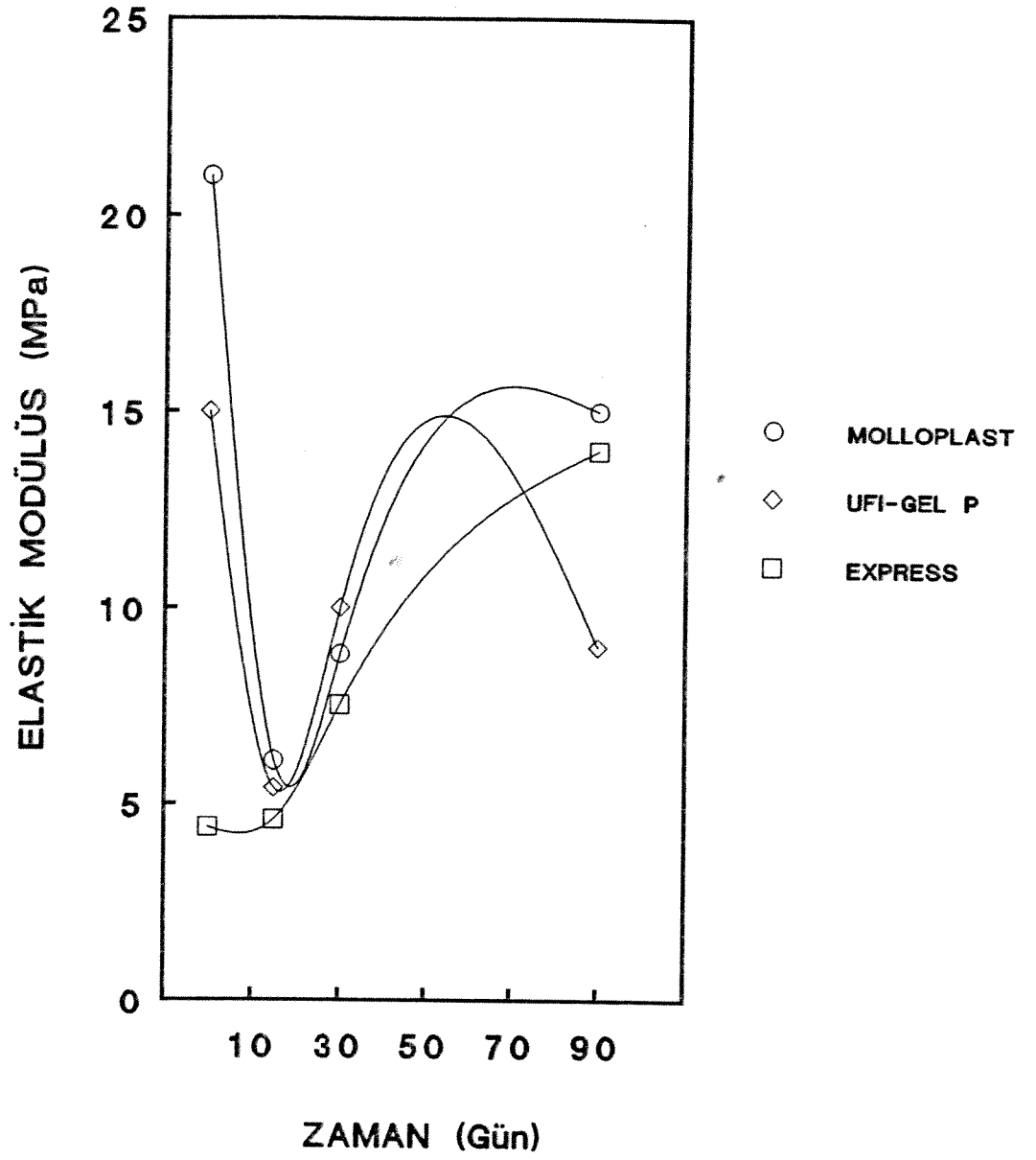
Şekil 15: Yumuşak astar örneklerinin mukavemet-zaman eğrisi



Şekil 16: Sert astar örneklerinin kopmadaki uzama-zaman eğrisi



Şekil 17: Yumuşak astar örneklerinin kopmadaki uzama-zaman eğrisi



Şekil 19: Yumuşak astar örneklerinin elastik modülüs-zaman eğrisi

Grafiklerden elde edilen sonuçlar özetlenerek Tablo 6'ya aktarılmıştır.

Tablo 6. Mekanik özelliklerdeki değişimler

Örnek	0.gün	15.gün	30.gün	90.gün
Kopmadaki uzama (%)				
Kontrol	2.1	2.0	2.5	2.6
Triad	1.0	1.0	0.9	0.6
Kooliner	0.7	0.6	0.4	0.4
Molloplast	160	160	190	185
Ufi Gel-P	115	130	85	80
Express	20	225	180	270
Kopmadaki mukavemet (MPa)				
Kontrol	36	33	32	42
Triad	18	15	17	10
Kooliner	8	8	6	6
Molloplast	1.6	1.5	1.7	1.8
Ufi Gel-P	0.9	0.9	0.8	0.4
Express	0.0	1.1	1.3	1.0
Elastik modülüs (GPa)				
Kontrol	17.5	19.2	16.2	22.3
Triad	19.0	17.0	21.5	20.5
Kooliner	13.5	12.2	8.3	12.0
Molloplast	21.0*	6.1*	8.8*	15.0*
Ufi Gel-P	15.0*	5.2*	10.0*	9.2*
Express	4.5*	4.6*	7.5*	14.1*

* Belirtilen değerler MPa birimleri ile verilmiştir.

Çekme testi sonuçları bir bütün olarak değerlendirildiğinde yapının sağlamlığı hakkında bilgi veren 'elastik modülüs' yönünden 3. ay sonunda bağlanma direncinin ölçütü olan 'kopmadaki mukavemet' değerlerine paralel sonuçlar alındığı gözlenmiştir. Yapıdaki yumuşamayı gösteren 'maksimum uzama değerleri' yönünden de sert örnekler başlangıç değerlerini önemli ölçüde korumuşlardır.

Esnek astar maddelerinde çekme direncini değerlendiren Craig ve Gibbons (1961) ile Khan, Martin ve Collard (1989) iyi bir bağlanma için 10psi=4.5 kg/cm² lik adeziv değerini yeterli olduğunu, Kawano ve arkadaşları (1992) da bu değerini en az 9.6 kg/cm² veya daha yüksek olması gerektiğini açıklamışlardır. Bu çalışma kapsamında incelenen örnek astar maddelerinin kopmadaki mukavemet değerleri yukarıdaki araştırmacıların bulguladığı değerler ile karşılaştırılırsa, 3.ayın sonunda Molloplast (1.8 MPa= 18.4 kg/cm²) ve Express (1.0 MPa= 10.2 kg/cm²) klinik kullanım için uygun bulunmuştur. Üçüncü ayın sonunda kopmadaki mukavemet değeri Ufi Gel-P (0.4 MPa= 4.1 kg/cm²) örneği için oldukça düşük bulunmuştur.

Kırma testlerine ait bulgular EK kısmında verilmiştir.

ÖNERİLER:

Akrilik protezlere uygulanacak astarlama işleminin başarılı olması için tercihan aynı temel bileşimde olan sıcak akrilik kullanılmalıdır. Alternatif yaklaşımlar olarak ise kopmadaki mukavemet ve daha önce açıklanmış olan diğer özellikleri nedeni ile sert astar maddeleri yumuşak astar maddelerine ; yumuşak astar maddeleri arasında da HTV silikon lastik esaslı olanlar otopolimerizan akrilik örneklerle tercih edilmelidir.

Klinik şartları taklit eden laboratuvar çalışmaları iyi bağlanma özellikleri gösterse de, özellikle esnek astar maddeleri in vivo olarak ve diğer fiziksel özellikleri ile birlikte test edilmelidirler.

ÜÇÜNCÜ BÖLÜM

YAPAY TÜKÜRÜKLERİN AKRİLİK REÇİNESİNİ ISLATABİLME ÖZELLİKLERİ

Protez tutuculuğu protetik apereyin vertikal ve torsiyonel kuvvetlere direnci veya yerleştirilme yönüne ters yönde çıkarılmaya karşı direnci olarak tanımlanır. Tam protezlerin tutuculuğu fiziksel, fizyolojik, mekanik ve cerrahi olarak sınıflandırılan değişken faktörler tarafından etkilenmektedir. Fiziksel kuvvetler protez ile doku arasındaki ince tükürük filmi ile fonksiyon görür ve sırasıyla adezyon, kohezyon, kapillarite, atmosferik basınç, yüzey gerilimi ve viskozite gibi faktörlerle ilgilidir. Protezin destekleyen dokulara yeterli adezyonu için tükürük temas ettiği yüzeyi ıslatacak şekilde tüm yüzeye kolayca akmalıdır (Kilani ve arkadaşları, 1984). Tükürük ağız sağlığının korunmasının yanısıra protez tutuculuğunun artmasında da önemli bir rol oynar (Edgerton, Tabak, Levine, 1987; Kawazoe, Hamada, 1978; Niedermeier, Kramer, 1992; Toljanic, Saunders, 1984; Ulusoy, Aydın, 1988).

Tükürük:

Ağız içinde major tükürük bezleri ağız salgısının önemli kısmını oluştururken minor tükürük bezleri de minimal oranda katkıda bulunurlar (Edgerton, Tabak, Levine, 1987; Toljanic, Zucuskie 1984). Parotis bezleri en büyük tükürük bezleri olup total salgının %25'ini oluştururlar. Parotis salgısı yapı olarak serözdür. Salivanın %70 ini oluşturan submandibular veya submaxillar bezlerin salgısı seromusinözdür. Sublingual bezler kalan %5 ten sorumludur ve bunların sekresyonu musinözdür (Berne, Levy, 1990; Toljanic, , Zucuskie, 1984). Kombine halde tükürük bezleri normalde hergün 1000-1500 mL tükürük salgırlar (Edgerton, Tabak, Levine, 1987; Ganong, 1989; Toljanic, , Zucuskie, 1984).

Tükürüğün Fonksiyonları:

Tükürük, lingual lipaz ve pityalin (a-amilaz) olarak adlandırılan iki parçalayıcı enzim içerir. Ağız salgısı aynı zamanda yiyeceği kayganlaştıran ve glikoprotein yapısında olan musin de içerir (Berne, Levy, 1990; Fomon, 1974; Ganong, 1989; Guyton, 1991; Mandel, 1987; Martini, 1989; Routh, Eyman, Burton, 1973). Tükürüğün pH sı yaklaşık 7.0 dir (Ganong, 1989; Lippold, Wilton, 1979).

Tad alma, konuşma, yutkunma gibi pek çok oral fizyolojik aktivite için yeterli tükürük sekresyonu zorunludur (Fox ve arkadaşları, 1985). Tükürük solvent, antimikrobiyal ve tampon aksiyonlarına ek olarak temizleme, nemin korunması, kayganlaştırma ve su dengesinin regülasyonu gibi fonksiyonları da yerine getirir (Mandel, 1987; Toljanic, Zucuskie, 1984). Salivanın miktar ve akışkanlığı protez kullanımında önemli iki fonksiyona sahiptir. Bunlardan biri protez ile mukoza arasındaki ince tükürük filminin tutuculuğu arttıran özelliği (Edgerton, Tabak, Levine, 1987; Kawazoe, Hamada, 1978; Niedermeier, Kramer, 1992; Ulusoy, Aydın, 1988), diğeri ise protez kaidesinin iç yüzeyi ile ağız mukozası arasındaki sürtünmeye bağlı tahrişi önleme özelliğidir (Edgerton, Tabak, Levine, 1987; Ulusoy, Aydın, 1988).

Tükürük Azalmasının Sebepleri:

Tükürük bezlerini ilgilendiren akut ve kronik bir çok hastalık xerostomia (kuru ağız, hiposalivasyon, asialorrhoea) ile sonuçlanır. Ortaya çıkan sıkıntıların derecesi 'rahatsız edici' olmak ile 'takati kesici' olmaya kadar değişebilir. Mevcut hastalığın tedavisi ile uğraşılırken hastanın rehabilitasyonu konusu ihmal edilmemelidir (Levine ve arkadaşları, 1987; Toljanic, Zucuskie, 1984). Diabetes ve nephritis gibi sistemik hastalıklarda semptomatik belirti olarak xerostomia veya aptyalism (salya azlığı) görülür. Keza trankilizan ve antikolinerjik ilaçların uzun süre alınması ağız kuruluşuna yol açar. Korku, depresyon gibi ruh halleri de geçici tükürük azalmasına neden olabilir (Duxbury, Thakker, Wastell, 1989; Ulusoy, Aydın, 1988).

Sjögren sendromunda ve Sarkoidosis hallerinde tükürük azalır (Duxbury, Thakker, Wastell, 1989; Edgerton, Tabak, Levine, 1987; Fox ve arkadaşları, 1985; Ulusoy, Aydın, 1988; Vissink ve arkadaşları, 1986). Ayrıca B-kompleks vitaminlerinin eksikliği gibi beslenme bozuklukları da saliva azlığına sebep olabilir. Asabi tansiyon geçici ağız kuruluğu yapabilir (Ulusoy, Aydın, 1988). Baş ve boyun bölgesindeki tümöral oluşumların tedavisinde uygulanan radyoterapilerde tükürük bezleri merkez ışının etkisi ile atrofiye uğradığı için tükürük akışında azalma görülür (Duxbury, Thakker, Wastell, 1989; Fox ve arkadaşları, 1985; Jones, Wagner, 1992; Levine ve arkadaşları, 1987; Ulusoy, Aydın, 1988; Vissink ve arkadaşları, 1986). Radyasyon tedavisinin ikinci veya üçüncü haftasında xerostomia başlar. Semptomlar yapı itibariyle progressivdir. Radyoterapi sonrası sekresyon fonksiyonlarının normale dönüşü son derece değişken olup verilen dozla ilgilidir (Toljanic, Saunders, 1984).

Semptomatoloji:

Tükürük salgılanmasındaki azalma sonucu çiğneme, yutkunma ve konuşma işlemleri güçleşir veya imkansız hale gelir. Kuruyan ağız mukozası çatlamaya ve ülser oluşumuna eğilim gösterir (Duxbury, Thakker, Wastell, 1989; Toljanic, Zucuskie, 1984; Vissink ve arkadaşları, 1986). Protez kullanımı son derece rahatsız edicidir. Saliva, tat alma tomurcuklarının korunması ve fonksiyonu için de önemlidir. Tükürük olmadığında hastalar çoğu yiyeceğin donuk tatlı veya lezzetsiz oluşundan bahseder (Edgerton, Tabak, Levine, 1987; Toljanic, Zucuskie, 1984).

Oral rahatsızlıklar ve tat alma şikayetleri ile kombine halde xerostomia, hastaların iştahsız olmalarına ve zayıflayıp kendilerini bitkin hissetmelerine neden olur. Ayrıca dişlerdeki çürüklerin de tükürük azalması ile ilişkili olduğu bildirilmiştir (Duxbury, Thakker, Wastell, 1989; Toljanic, Zucuskie, 1984; Vissink ve arkadaşları, 1985).

Radyasyon ile teşvik edilen xerostomia'nın ağız mikroflorasında daha asidojenik bakteri popülasyonuna ve tükürüğün koruyucu özelliklerinde değişime neden olduğu bulunmuştur. Çiğneme rahatsızlıkları genellikle hastayı kariyojenik yumuşak diyetle yönlendirir ve bu tip bir diyet te çürük probleminin ilerlemesine yardım eder (Toljanic, Zucuskie, 1984).

Tedavi:

Konuya ilişkin yaklaşımlar xerostomik hastalar için nemli ağız ortamı sağlanması yönünde olmuştur. Bu çerçevede mekanik ve kimyasal stimulanlarla rezidüel tükürük aksiyonunun başlatılmasına çalışılmış diğer bir yaklaşımda ise hasta için uygun kabul edilebilir nitelikte yapay tükürükler formüle edilmiştir. Bu amaçla geliştirilmiş olan çeşitli yapay tükürüklerden belirli derecede başarılı sonuçlar alınmıştır (Duxbury, Thakker, Wastell, 1989; Toljanic, Saunders, 1984; Toljanic, Zucuskie, 1984, Vissink ve arkadaşları, 1985).

Yapay Tükürükler:

Kayganlaştırma, yoğunluk, doku hidrasyonu, veya antimikrobiyal özellikler gibi tükürüğün temel fonksiyonlarını yerine getirmek üzere formüle edilmişlerdir. Mevcut ürünler kısa sürelerle etkili olmaları, hoş olmayan tatları veya mukozayı irrite etmeleri nedeniyle henüz ideal kabul edilmekten uzaktırlar (Levine ve arkadaşları, 1987). Büyük baş hayvanların submaxillar gland extrelerinden 1974'te elde edilmeye başlanan yapay tükürük halen Avrupa'da kullanılmaktadır (Hatton ve arkadaşları, 1987).

Yapay Tükürük Çeşitleri ve İçerikleri:

Yapay tükürükler karboksimetil selüloz (CMC) ve müsin esaslı olmak üzere iki gruba ayrılırlar (Levine ve arkadaşları, 1987; Vissink ve arkadaşları, 1986). Ticari olarak mevcut bulunan bazı yapay tükürükler Tablo 7'de verilmiştir.

Tablo 7: Ticari olarak mevcut bazı yapay tükürükler

I. CMC Esaslı Olanlar

Moi-stir (Kingswood Lab, Inc., Carmel, IN)

Salivart (Westport Pharmaceuticals, Westport, CT)

Xero-Lube (Scherer Lab, Dallas, TX)

Orex (King's Speciality Co, Fort Wayne, Ind., USA)

Saliva Substitute (Roxane Lab, Inc.; Columbus, OH)

VA Oralube (Oral Disease Research Lab, VA Hospital, Houston, TX)

II. Musin Esaslı Olanlar

Saliva Orthana (A/S Orthana Kemisk, Fabrik Kastруп, Denmark)

CMC kayganlaştırma ve viskozite için kullanılan temel elemandır. Sorbitol veya ksilitol yüzey aktivitesini düzeltmek için eklenir ve tatlandırıcı olarak fonksiyon görürler (Levine ve arkadaşları, 1987; Vissink ve arkadaşları, 1985). CMC ve sorbitol kombinasyonu doğal tükürüğünke oranla daha yüksek yüzey gerilimi olan son derece viskoz bir karışım verir. Son zamanlarda viskozite ve yüzey gerilimini azaltmak amacı ile yapay tükürüğün içine domuz mide dokularından veya büyük baş hayvanların submaxillar glandlarından elde edilen hayvansal müsinler eklenmiştir (Levine ve arkadaşları, 1987).

Daha fizyolojik ve kayganlaştırma özelliği olan bu müsin esaslı yapay tükürüklerin besin emülsiyonunu kolaylaştırdığı, yutkunmaya yardım ettiği, konuşma ve uyumayı olumlu yönde etkilediği, ağızdaki kuru yanma duygusunu azalttığı ve yapay tükürüğün oral muköz membranlar üzerinde daha muntazam dağılmasını sağladığı ileri sürülmüştür (Edgerton, Tabak, Levine, 1987; Vissink ve arkadaşları, 1983). Musin esaslı olanların daha uzun nemlendirme periyodu sağladığı, mukozada daha az irritasyona yol açtığı ve reolojik özelliklerinin CMC esaslı olanlardan daha iyi olduğu literatürde belirtilmiştir (Olsson, Axell, 1991; Vissink ve arkadaşları, 1986).

Yapay tükürüklere remineralizasyon potansiyeli için kalsiyum, fosfat ve florit iyonları, doğal tükürüğün elektrolit miktarını taklit amacıyla da tuzlar eklenmektedir (Levine ve arkadaşları, 1987). Yapay tükürüklerin içerdiği başlıca kimyasalların listesi Tablo 8'de verilmiştir.

Tablo 8. Yapay tükürüklerin içerikleri

-
1. CMC
 2. hayvansal musin
 3. ksilitol veya sorbitol
 4. mineral tuzları
 5. floritler
 6. koruyucular
 - a. metil p-hidroksibenzoat
 - b. hipotiyosiyanat ($KSCN+H_2O_2$)
-

Yapay Tükürük Uygulanma Şekilleri:

Yutkunmadaki güçlükler ve mukozadaki rahatsız edici kuruluğa yardım amacıyla yapay tükürükler özellikle yemeklerden önce ve yatma vakti kullanılabilirler (Jones, Wagner, 1992). Sprey halinde veya ağız içi yapay tükürük rezervuarı ile uygulanabilirler (Vissink ve arkadaşları, 1984; Vissink ve arkadaşları, 1986; Weerkamp ve arkadaşları, 1987).

Birinci alternatif yaygın spreyleme ile ağızın nemlendirilmesi ve dil aracılığı ile maddenin tüm ağız boşluğuna dağıtılması ve kalanın yutulması gereklidir. Sprey ile uygulandıklarında musin esaslı yapay tükürükler 30 dakika süre ile ağız boşluğunu ıslatmaktadır. İkinci alternatif yaklaşım olan ağız içi yapay tükürük rezervuarı kullanıldığında ağız boşluğu yaklaşık 4 saatlik sürede sürekli nemli kalmaktadır (Vissink ve arkadaşları, 1986).

Palatal rezervuar tekniği geniş bir uygulama alanına sahiptir. Böyle bir rezervuar, yapay tükürüğün yerleştirilebileceği bir yer olarak bölümlü veya üst tam protezlere dahil edilebilir (Toljanic, Schweiger, 1985; Toljanic, Zucuskie, 1985; Vissink ve arkadaşları, 1984; Vissink, Huisman, Gravenmade, 1986).

Yapay Tükürük İle İlgili Çalışmalar:

Ticari olarak mevcut dört tükürüğü inceleyen ve bunların viskozitelerini ve sürtünme test cihazı ile kayganlaştırıcı özelliğini karşılaştıran Levine ve arkadaşları (1987), musin içermeyen yapay tükürüklerin çok az kayganlaştırıcı özellik gösterdiğini, musin esaslı olanın ise insan tükürüğüne yakın değerler verdiğini bulmuşlardır. Ayrıca Vissink ve arkadaşları (1984) viskozite ölçümlerinde de musin esaslı olan yapay tükürüklerin total insan tükürüğüne çok yakın değerler gösterdiğini ileri sürmüşlerdir.

Ticari olarak mevcut beş yapay tükürüğün viskozitelerini ve sürtünme test cihazı ile kayganlaştırıcı özelliğini karşılaştıran bir araştırma sonucunda yine musin esaslı olan yapay tükürüğün daha iyi kayganlık sağladığı belirlenmiştir (Hatton ve arkadaşları, 1987). Kilani ve arkadaşları (1984), CMC esaslı sentetik bir saliv ve distile suyun çeşitli kaide maddelerini ıslatma özelliğini temas açısı ölçümleri ile değerlendirmişlerdir.

CMC ve musin içeren ticari yapay tükürüklerin insan ağız mukozasında (in vivo) ve pürüzlü veya cilalı insan diş minesinde (in vitro) ıslatma özelliklerini temas açısı ölçümleri ile inceleyen Vissink ve arkadaşları (1986) mukoza için en iyi sonuçları musin içeren yapay tükürükler için vermişlerdir. Diğer taraftan CMC içeren yapay tükürükler ve insan total tükürüğünün ıslatma özellikleri karşılaştırılabilir bulunmuştur. Yine bu çalışma sonucunda insan minesi için her iki grup yapay tükürüğün ıslatma özellikleri total insan tükürüğüne oranla daha iyi olarak bulgulanmıştır.

Kazanji ve Watkinson (1988) yaptıkları araştırmalarında yapay tükürük ile distile suyu karşılaştırmış ve yapay tükürük sonuçları distile su için elde edilen sonuçlara oranla klinik olarak daha uygun bulunmuştur. Duxbury, Thakker ve Wastell (1989), xerostomia'nın semptomatik rahatlatılması için musin içeren yapay tükürüğün yararlı olduğunu açıklamışlardır. İki tip ticari yapay tükürüğü altı hastada objektif ve subjektif olarak değerlendiren Olsson ve Axell (1991) her iki üründe de friksiyon değerlerinin suyunkinden çok fazla olduğunu ancak kuru ağız semptomları üzerinde yeterince uzun süre etkili olmadıklarını belirtmişlerdir. Olsson ve arkadaşları (1993) çeşitli polimer esaslı yapay tükürükleri yedi hastada subjektif ve mukoza friksiyon ölçümü ile objektif olarak değerlendirmiş ve çalışma sonucunda test polimerleri arasında önemli farklılık gözlenmediğini ileri sürmüşlerdir.

Bu çalışmada in vitro ortamda tarafımızdan formüle edilen değişik yapay tükürüklerin akrilik protez kaide materyalini ıslatabilme özelliklerinin incelenerek doğal tükürük standardı ile karşılaştırılması amaçlanmıştır.

GELİŞME

Bu araştırmada ısı ile polimerize olan konvansiyonel bir akrilik protez kaide materyali (Paladent 20) kullanıldı. Düz yüzeyli test materyallerinin elde edilmesi için bir tabaka pembe modelaj mumu düz bir cam yüzeye adapte edilerek muflaya alındı. Yapımcı firmanın kurallarına uygun olarak akrilik tepimi işlemleri tamamlandıktan sonra 10x30x3 mm boyutlarında 96 adet örnek hazırlandı ve tüm örneklere standart tesviye işlemleri uygulandı. Protezlerin doku yüzeyi ile benzerlik sağlaması için test örneklerine polisaj işlemleri uygulanmadı. Akrilik örnekleri temizlemek için standardize bir yöntem kullanıldı.

Bu araştırmada kullanılan, Vissink ve arkadaşları (1985) tarafından verilen formüllere göre hazırlanan yapay tükürüklerin çeşitleri Tablo 9.da verilmiştir. Musin esaslı yapay tükürüklerin hazırlanması sırasında domuz gastrik mukozasından elde edilen hayvansal musin (Bacto Musin Bacteriological, Difco 0709-15-7) kullanıldı.

Tablo 9. Test edilen tükürük çeşitleri

-
1. Musin + iyonlar+ tampon çözelti
 2. CMC + iyonlar+ tampon çözelti
 3. Konsantre iyonlar+ tampon çözelti
 4. Doğal tükürük (kontrol)
-

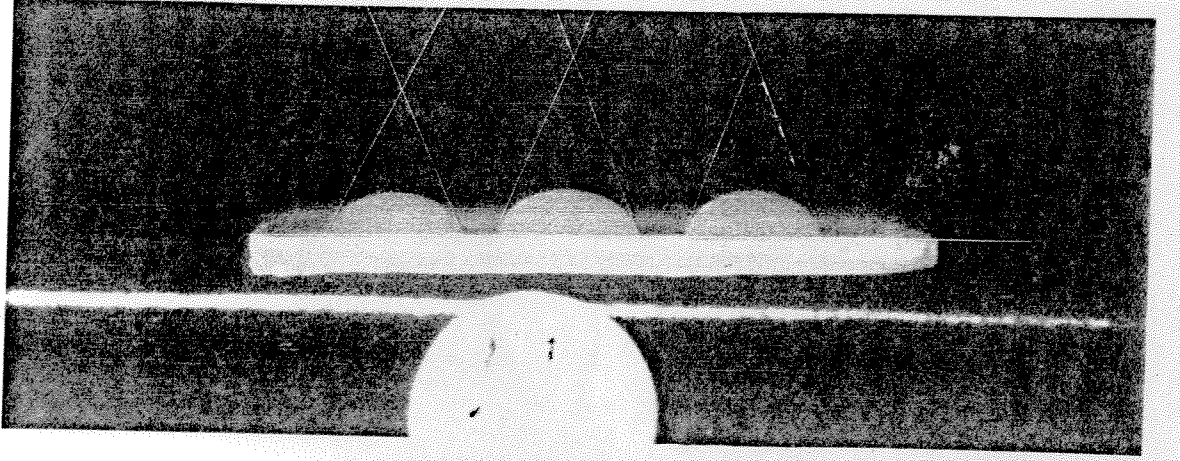
Hazırlanan yapay tükürük örneklerinin kimyasal içerikleri Tablo 10.da detaylı olarak verilmiştir.

Tablo 10. Test edilen yapay tükürük formülleri

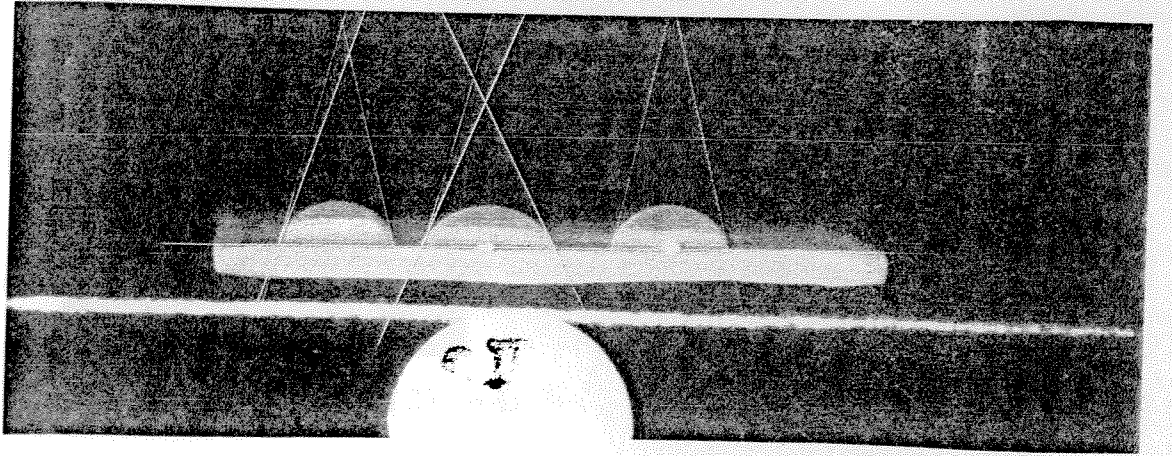
Kimyasal (mg)	Tükürük örnekleri		
	1	2	3
Musin	15000	-	-
CMC	-	5000	-
Sorbitol	15000	15000	15000
KCl	600	600	1800
NaCl	425	425	1275
MgCl ₂ .6H ₂ O	25	25	75
CaCl ₂	50	50	150
K ₂ HPO ₄	175	175	525
NaF	2.2	2.2	6.6
H ₂ O	(Tüm çözeltiler 500 mL'ye tamamlandı)		

İyi adhesiv performans için adheziv ile temas yüzeyi arasında homojen ve kuvvetli moleküler kontak olmalıdır. Bir adhezivin yüzeyde yayılma ve yüzeyi ıslatma miktarı, adhezivin viskozitesine, temas yüzeyindeki düzensizliklerin şekline ve temas açısına bağlıdır. Temas açısı azalırken likidin yayılma eğilimi arttığı için, temas açısı yayılabilme veya ıslatabilme özelliğinin bir göstergesidir. Likit-katı sistemlerde karakteristik sabitler olan temas açılarının ölçülme işlemleri sırasında yüzeylerin temiz ve harici kirler ile kontamine edilmemiş olmasına dikkat etmek gerekir. Ayrıca likit ve katı karşılıklı birbiri içinde çözülmemeli ve kimyasal reaksiyona girmemelidir. Temas açısı ölçümlerinde yabancı kontaminantları uzaklaştırmak için çok etkili temizleme yöntemleri gereklidir (Kilani ve arkadaşları, 1994).

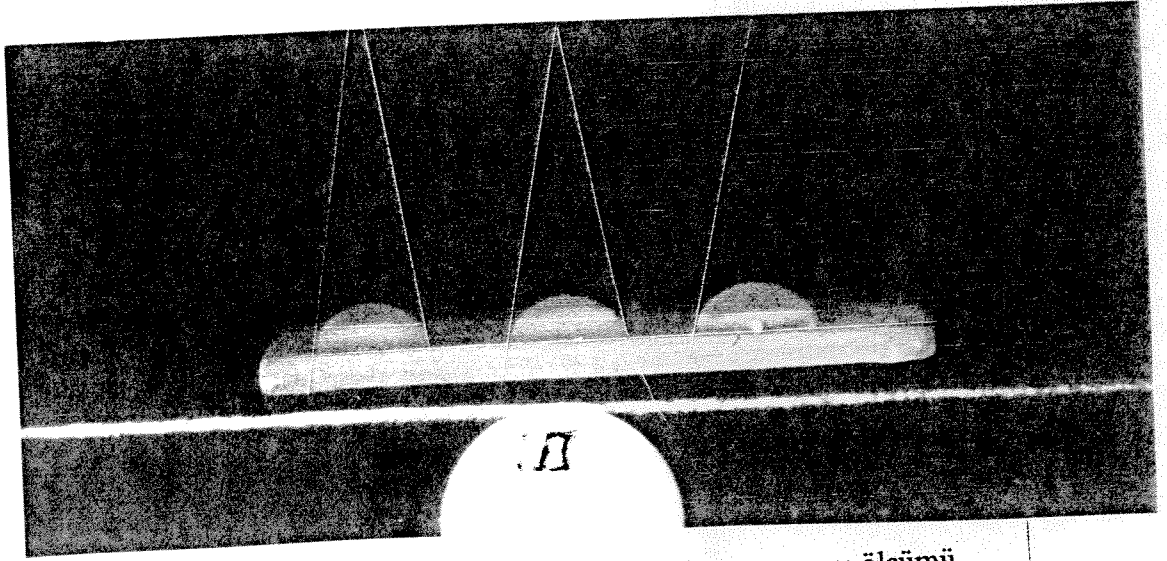
Bu araştırmada PMMA üzerine hazırlanan yapay tükürükler Pastör-pipet yardımı ile damlatılarak fotoğrafları alındı ve fotoğraflar üzerinden temas açısı ölçümleri yapıldı (Şekil 20-23). Her örnek için ortalama 35 değer ölçüldü ve bulunan değerler istatistiksel olarak değerlendirildi.



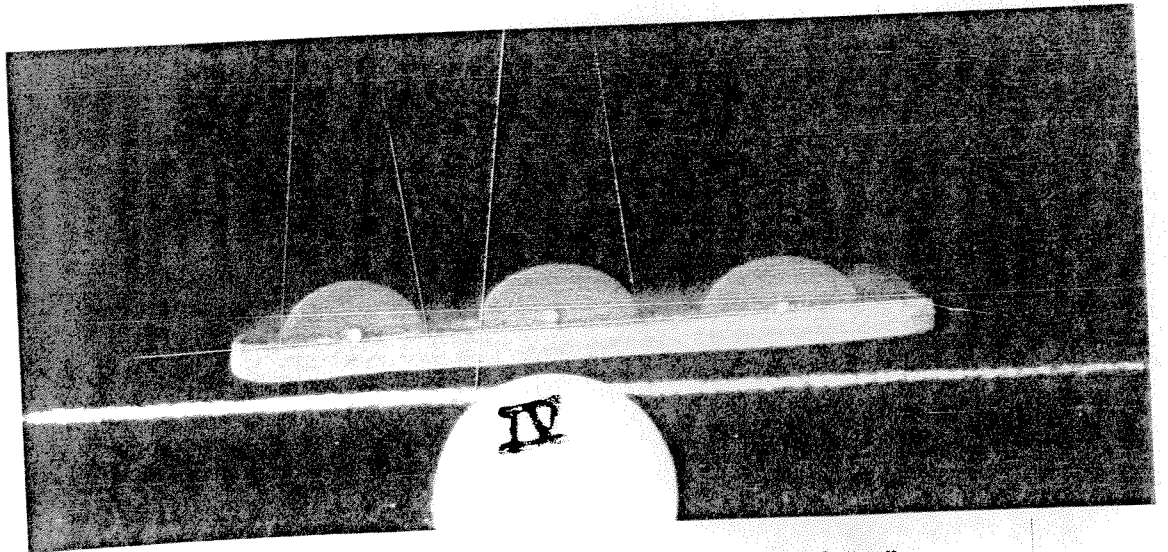
Şekil 20: Musin esaslı tükürük ile temas açısı ölçümü



Şekil 21: CMC esaslı tükürük ile temas açısı ölçümü



Şekil 22: İyon esaslı tükürük ile temas açısı ölçümü



Şekil 23: Doğal tükürük ile temas açısı ölçümü

BULGULAR:

Hazırlanan yapay tükürük örnekleri ve kontrol olarak kullanılan doğal tükürük ile PMMA kaide materyali arasındaki temas açısı ölçüm sonuçları Tablo 11.de verilmiştir.

Tablo 11. Yapay tükürük ile temas açısı ölçüm sonuçları

Tükürük örnekleri	Temas açıları
1	70.90 ± 3.85
2	77.57 ± 1.99
3	78.10 ± 2.98
Kontrol (Doğaltük.)	84.93 ± 1.60

Tablodan da görüldüğü gibi en düşük temas açısı değeri musin esaslı yapay tükürük (1 numaralı test maddesi), en yüksek temas açısı değeri doğal tükürük (kontrol maddesi) için elde edilmiştir. CMC esaslı yapay tükürük (2 numaralı test maddesi) ile konsantre iyon kullanılarak hazırlanan yapay tükürük (3 numaralı test maddesi) örnekleri birbirine çok yakın değerler vermişlerdir.

TARTIŞMA

İÇEREN YAPAY

Xerostomia bir hastalık veya tedavi olayının yalnızca bir semptomu olmakla beraber hasta için ciddi bir komplikasyon olabilir. Tükürüğün kalitesinde değişim veya miktarında azalma sağlıklı ve ağırlı bir ağız ortamı yaratır. Baş ve boyun bölgesindeki karsinom nedeni ile çoğu hasta mandibulanın ışınlanması gerektiren radyasyon tedavisi görür. Dokular mandibular protezin kullanımı nedeniyle travmatize olur ise kemik ve vasküler elemanlardaki sonuç dejenerasyon tedavi sonrası osteoradyonekroz riskini artırır (Toljanic, Zucuskie, 1984). Komplikasyonların boyutunun kabul edilmesi ve bunların hafifletilmesi gerekir. Bu yönde sialagogların ve yapay tükürüklerin kullanılması önemli bir aşamadır.

TÜKÜRÜKLER

Yapay tükürükler xerostomia'nın palyatif tedavisi için yararlı ajanlardır ve tükürük stimulanlarına genellikle tercih edilirler. Çünkü stimulanlar ancak fonksiyonel olarak kusursuz salivar dokular var ise anlam taşır ve işlem görür. Ayrıca çeşitli stimulanlar demineralize edici olup dental dokulara zarar verebilirler (Duxbury, Thakker, Wastel, 1989). Her iki grup yapay tükürüğün potansiyel yeniden sertleştirici özelliğe sahip olduğu açıklanmıştır (Vissink ve arkadaşları, 1985).

XEROSTOMIA'LI BÖLGE

Xerostomia hastalarında mine yüzeylerine uygulanmak üzere yapay tükürük formülasyonunda proline zengin glikoprotein (PRG)'lere yer verilmesi önerilmiştir. Bu tür vakalarda PRG oligosakkaritler içeren yapay tükürük, mastikatör kayganlaştırmayı kolaylaştırır ve xerostomia ile ilgili muhtemel aşınmayı azaltabilir (Levine ve arkadaşları, 1987). Yapay tükürük formülüne eklenen ksilitol sorbitole oranla Strep.mutans tarafından metabolize edilemez. Sorbitol yerine ksilitol eklenmesi yapay tükürüğün yeniden sertleştirme potansiyelini optimize eder (Vissink ve arkadaşları, 1985).

İlgili literatür incelendiğinde viskozite ve kayganlaştırma özellikleri yönünden musin içeren yapay tükürüklerin önerildiği görülmektedir (Levine ve arkadaşları, 1987; Hatton ve arkadaşları, 1987). Mukoza ve mine için iki tip yapay tükürüğün ıslatma özelliklerini inceleyen Vissink ve arkadaşları (1986) CMC esaslı yapay tükürük ile insan tükürüğünün ıslatma özelliklerini mukoza için karşılaştırılabilir bulmuşlar ve musin esaslı yapay tükürüklerin temas açısının insan total tükürüğüne oranla daha küçük olduğunu açıklamışlardır.

Musin içeren yapay tükürüklerin yüzey gerilimleri insan total tükürüğünden daha düşük olup, insan total tükürüğünün yüzey gerilimi de CMC içeren yapay tükürüklere ait olan değerlerden daha düşüktür. Mukoza için suyun temas açısı değeri insan total tükürüğüne oranla daha büyük bulunmuştur ve mukozanın su tarafından yeterince ıslanmamasının klinik öneme sahip olduğu üzerinde durulmuştur Vissink ve arkadaşları (1986).

Altı hastada musin ve CMC esaslı iki tip yapay tükürüğü objektif ve subjektif olarak değerlendiren Olsson ve Axell (1991) bu ürünlerin friksiyon değerlerinin suya oranla çok fazla olduğunu belirtmişlerdir. Duxbury, Thakker ve Wastell (1989) da xerostomia'lı bireyler için musin içeren yapay tükürük kullanımını önermişlerdir.

Araştırmamızda bulgularan sonuçlar literatürdeki açıklamaları ve raporları doğrular ve tamamlar niteliktedir. Şöyle ki, her iki tip yapay tükürük (1 ve 2 nolu test maddeleri) doğal tükürüğe oranla PMMA protez kaide materyali için daha iyi ıslatma değerleri vermiş, iki tip yapay tükürük arasında ise musin esaslı olan (1 nolu test maddesi) CMC esaslı olana (2 nolu test maddesi) oranla daha iyi ıslatma özelliği sergileyerek test solüsyonları arasında en düşük temas açısı değeri göstermiştir.

Nitekim Vissink ve arkadaşları (1986) da mukoza için musin esaslı olanların CMC esaslılara oranla daha iyi ıslatma özellikleri sergilediğini, CMC esaslı olanların doğal tükürüğe daha yakın değerler verdiğini, mine için de her iki grup yapay tükürüğün doğal tükürüğe oranla daha iyi sonuçlar verdiğini, yüzey gerilimi yönünden ise musin esaslı, doğal ve CMC esaslı olanların giderek azalan değerler gösterdiğini açıklamışlardır. Yine musin içeren yapay tükürüklerin doğal tükürüğe yakın kayganlaştırıcı özellik (Levine ve arkadaşları,1987) ve viskozite değerleri (Vissink ve arkadaşları,1984) gösterdiği bilinmektedir.

Araştırmamız sonucunda, konsantre iyonlu yapay tükürüğün (3 nolu test maddesi) musin ve CMC esaslı olan örneklerden (1 ve 2 nolu test maddeleri) daha yüksek temas açısı göstermesi dikkat çekici bulunmuştur.

ÖNERİLER

Oral ve dental sağlık açısından tükürüğün önemi göz önünde tutularak tükürük fizyoloji ve kimyasında yoğun araştırmalar planlanmalıdır. Vakanın özelliğine göre hazırlanan yapay tükürük terapilerinin geliştirilmesi, salivar disfonksiyonla bağlantılı xerostomialı veya orak komplikasyonlu milyonlarca insanın etkili olarak tedavi edilmesi için zorunludur.

Xerostomialı bireylerde yaşam kalitesi musin içeren yapay tükürük kullanılması ile düzeltilebilir. Oral mukozanın yanı sıra PMMA protez kaide materyali içinde musin içeren yapay tükürük uygulanması tercih edilmelidir. Tekrarlanan hasta eğitimi ve yoğun ağız hijyeni ile yaygın caries ve candidosis önlenilebilir. İyi sonuçlar alınması bir ölçüde hastalara verilen talimata ve onların uyum yeteneğine bağlıdır.

Gelecekte tükürük bezi disfonksiyonunun yapısı ve kullanılacak olan protez tipi esas alınarak hasta gereksinimine uygun formülasyonlar düzenlenmelidir.

EK

KIRMA TESTLERİNE AİT BULGULAR

Test edilen sert ve yumuşak astar maddeleri için yapışma ara yüzeyleri SEM ile incelenmiştir. Ayrıca kaide akriliği ile de kontrol grubu oluşturularak bu iki yüzey arasındaki bağlanma incelenmiş ve test örnekleri ile karşılaştırmak amacıyla kullanılmıştır. Her örnek için bulgular aşağıda belirtilmiştir.

Kontrol Grubu: Konvansiyonel ısı ile polimerize olan kaide akriliği (Paladent 20)'ne ait gerek 0.gün kuru ve gerekse 90 gün su içinde ve 37 °C de bekletilen örnekler için görüntülerde her iki yüzeydeki yapının aynı olduğu, aynı zamanda kopmadaki mukavemet değerlerine paralel olarak son derece iyi bir adezyon gösterdiği bulgulanmıştır (Resim 1 ve 2).

Sert Astar Grubu Örnekleri:

Triad Grubu: Işın ile polimerize olan bu grupta polimerizasyon sırasında gaz çıkışı olduğunu belirten gözenekli bir yapı gözlenmiştir. Bu gruba ait görüntülerde, kontrol grubu kadar olmasa bile ara yüzeyde iyi bir adezyon farkedilmektedir. İlk günlerde gözlenen yaklaşık 1mikron düzeyindeki ayrımların sulu ortamda beklemekle yok olduğu bulgulanmıştır. Bu sonuçlarda örneklerin su içinde beklediği zaman su absorplayarak şişmesi ile açıklanabilir. Ancak kopmadaki mukavemet değerleri gözüne alırsa bu şişmenin adezyonu artırmadığı yorumuna varılabilir (Resim 3 ve 4).

Kooliner Grubu: Otopolimerizan gruba ait görüntülerde ilk günlerde iyi görünen yapışmanın zaman içinde ayrılmalar gösterdiği ve 90. gün sonunda iki yüzey arasında 3-5 mikron gibi ayrılmalar olduğu gözlenmiştir (Resim 5 ve 6).

Yumuşak Astar Grubu Örnekleri:

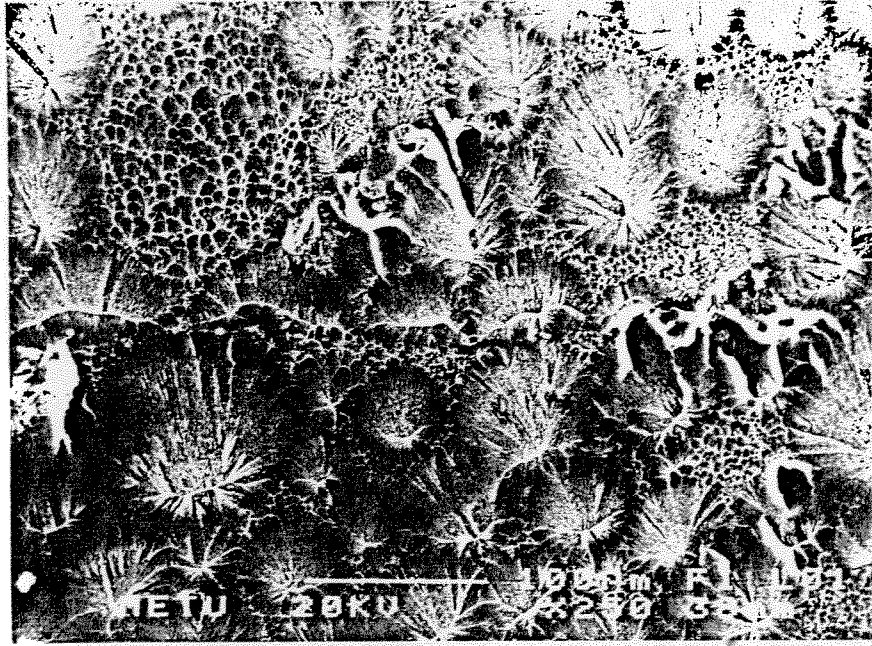
Express Grubu: Otopolimerizan bir polimer olan bu gruba ait görüntülerde birleşme yüzeylerinde ayrılmalar gözlenmiştir. Mekanik test sonuçlarına göre ise kopmadaki mukavemet değerindeki artma adezyonun iyi olduğunun göstergesidir. Birbirine ters gibi görünen bu sonuçlar kırma örneklerinin sıvı azot içine batırılması sırasında, kaide akriliği ile test maddesi arasındaki genleşme farklılığından kaynaklanmaktadır (Resim 7 ve 8).

Ufi Gel-P: Silikon esaslı bu grupta yapışma yüzeyini oluşturan iki yapının birbirinden çok farklı ancak adezyonun iyi olduğu gözlenmiştir. Bununla beraber 30. günden itibaren ara yüzeylerde yer yer 1 mikron civarında açılmaların olduğu da bulgulanmıştır (Resim 9 ve 10). Nitekim kopmadaki mukavemet değerlerinde de buna paralel olarak bir azalma farkedilmektedir.

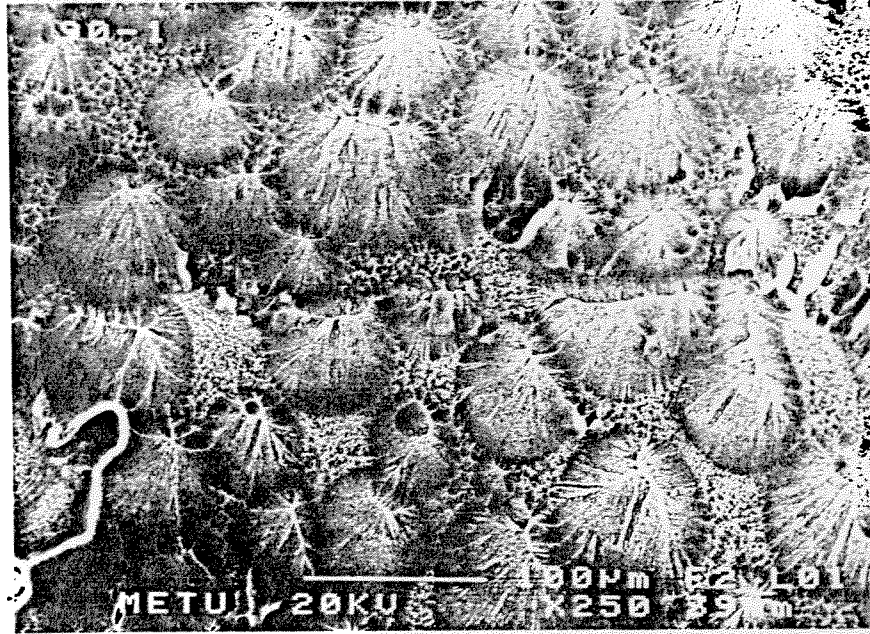
Molloplast: Silikon esaslı bu gruba ait görüntülerde çok iyi bir adezyon olduğu gözlenmektedir. Mekanik test sonuçlarına göre kopmadaki mukavemet değerlerinde de adezyonun iyi olduğunu belirten bir artış bulgulanmıştır (Resim 11 ve 12).

Kontrol örneğinde sulu ortamda 90 gün bekleme sonunda bile adezyonun çok iyi olduğu bulgulanmış ve bu ideal durum olarak ele alınmıştır. Kontrol örneği ile karşılaştırıldığında sert astar grubundan Triad, yumuşak astar grubundan da Molloplast ideale en yakın örnekler olarak görülmektedir.

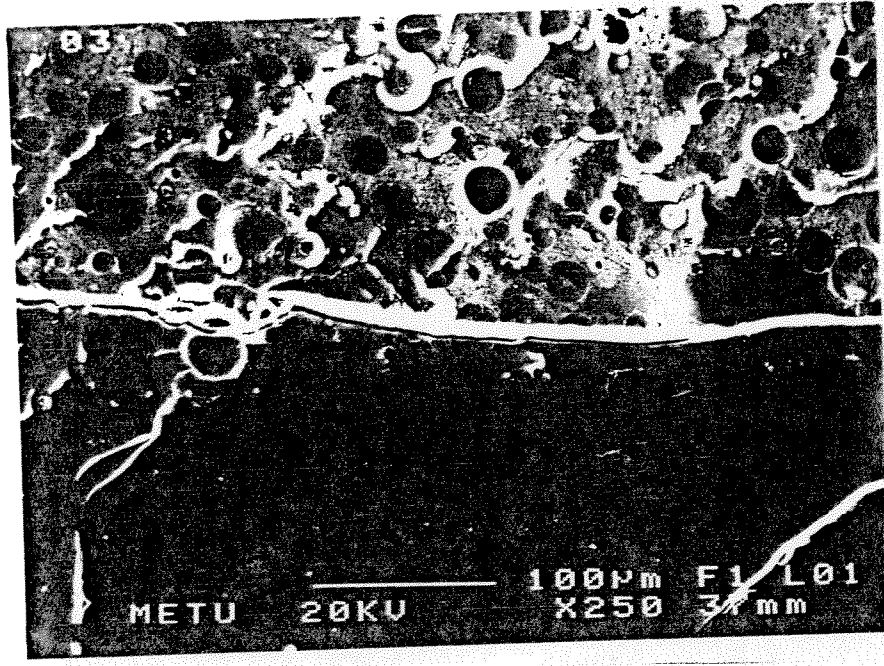
Otopolimerizan astar maddelerinden olan gerek sert astar grubundan Kooliner ve gerekse yumuşak astar grubundan Express örneklerinde zaman içinde kaide akriliğinden ayrılmalar gözlenmiştir. Bu örnekler için, sulu ortamda buldukları sürede yapılarında bulunan katkı maddelerinin difüzlenererek ortamdan ayrıldığı, yapının genleşme özelliğinin giderek değiştiği ve bunun sonucunda sıvı azota konulduklarında kaide akriliği ile farklı büzülme göstermeleri nedeniyle ara yüzeylerin birbirinden ayrıldığı yorumu getirilebilir.



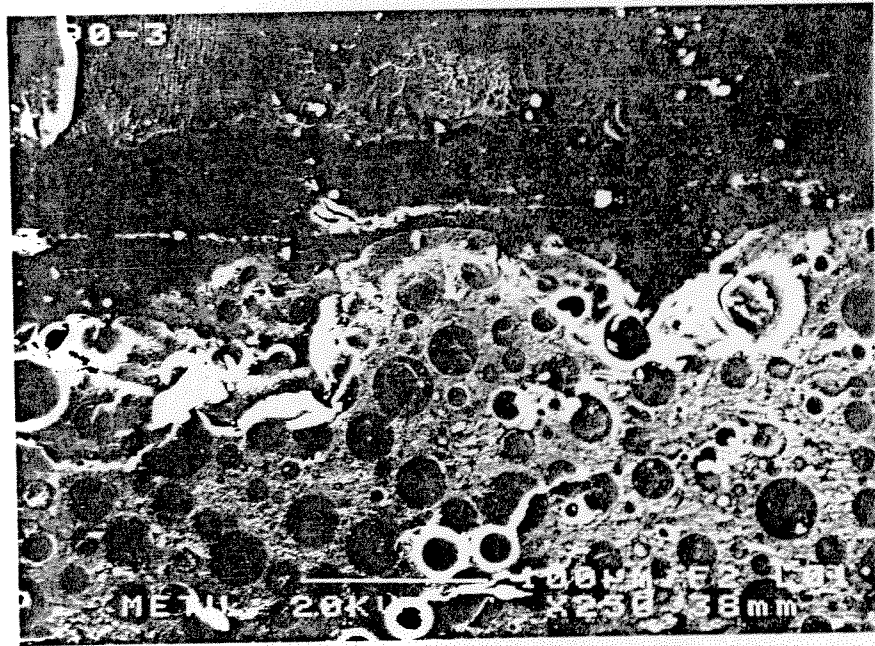
Resim 1: Kontrol örneği 0. gün SEM görüntüsü



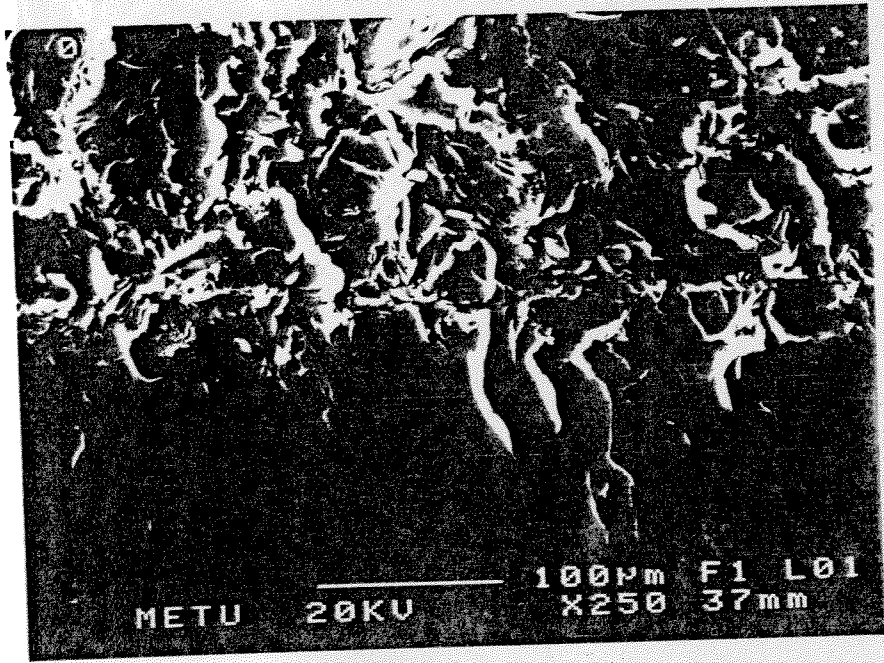
Resim 2: Kontrol örneği 90. gün SEM görüntüsü



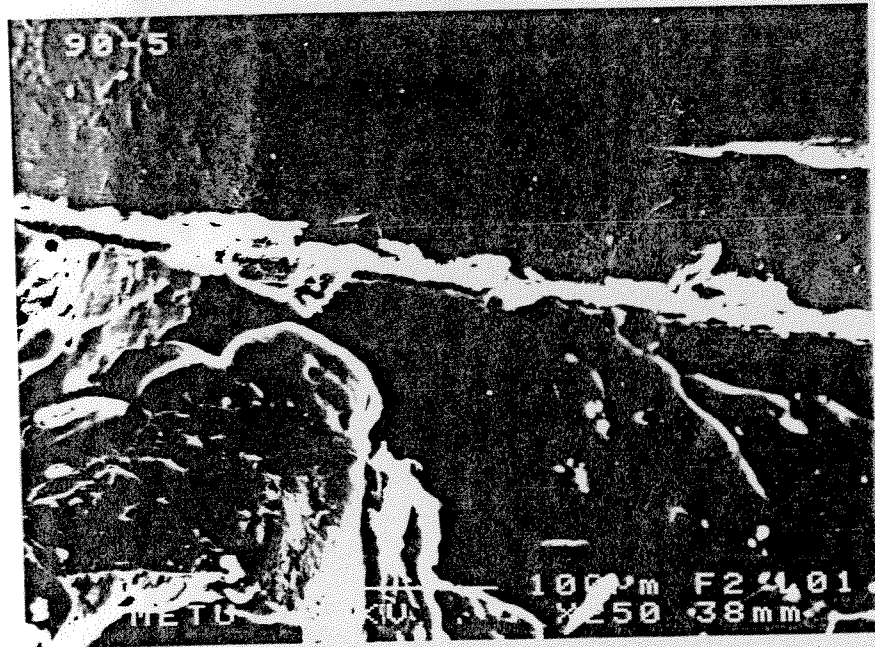
Resim 3: Triad örneği 0. gün SEM görüntüsü



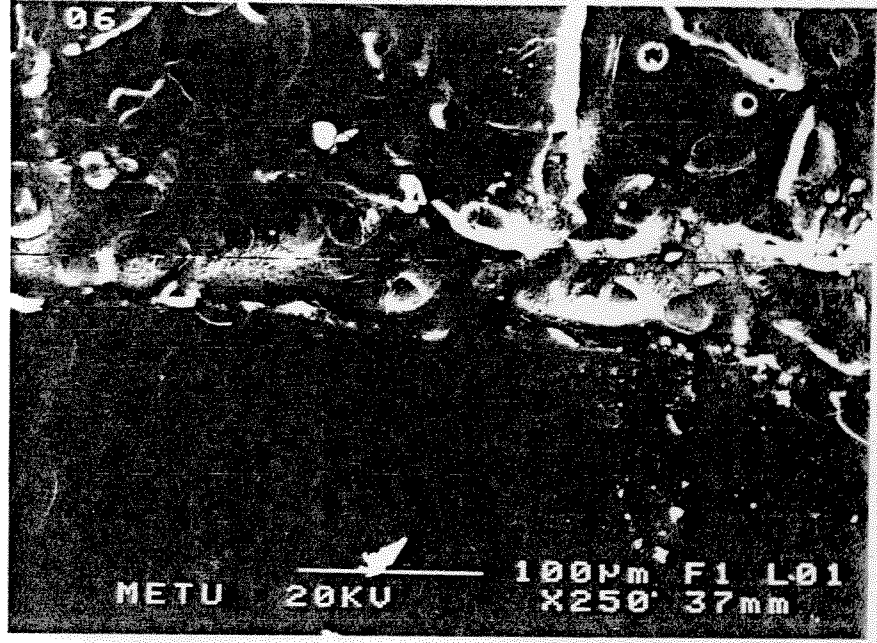
Resim 4: Triad örneği 90. gün SEM görüntüsü



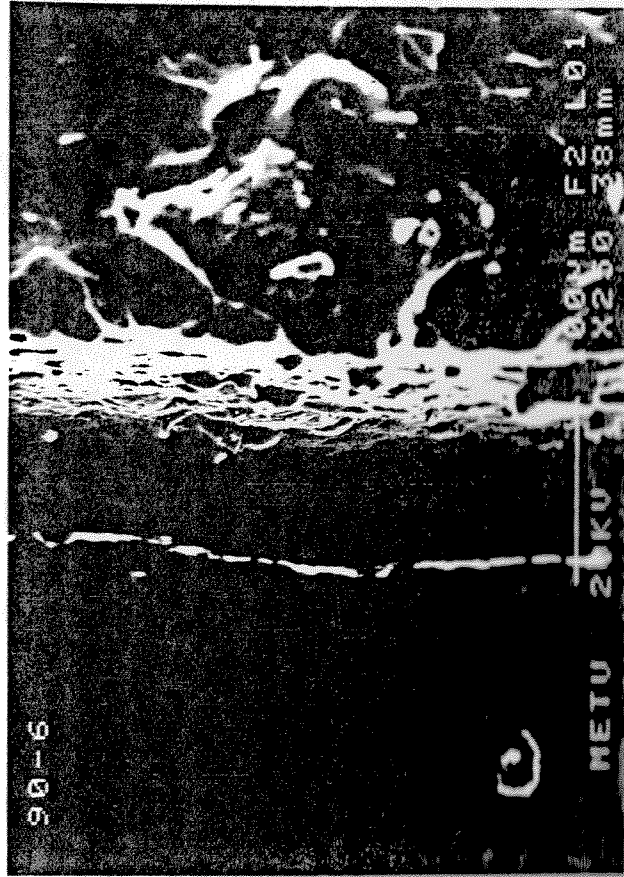
Resim 5: Kooliner örneği 0. gün SEM görüntüsü



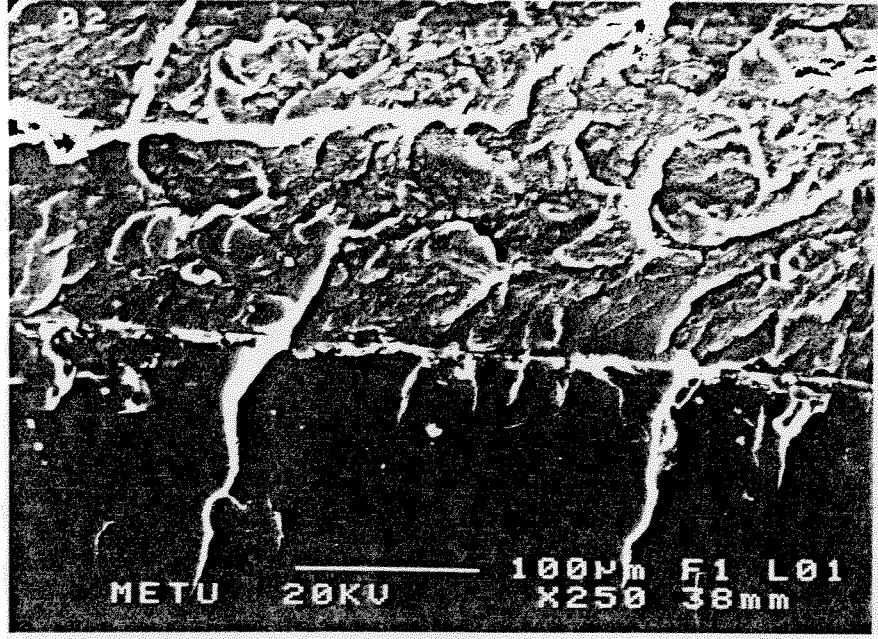
Resim 6: Kooliner örneği 90. gün SEM görüntüsü



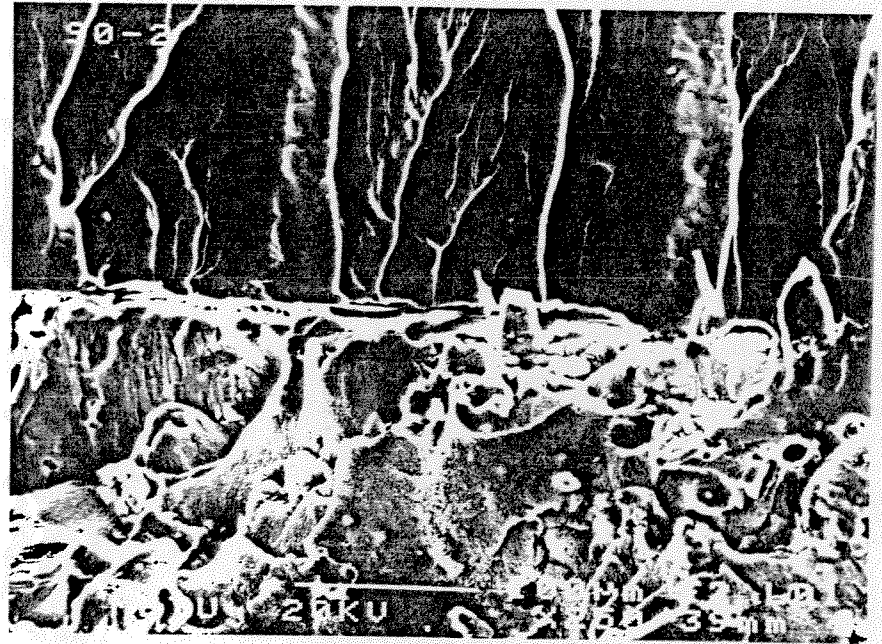
Resim 7: Express örneği 0. gün SEM görüntüsü



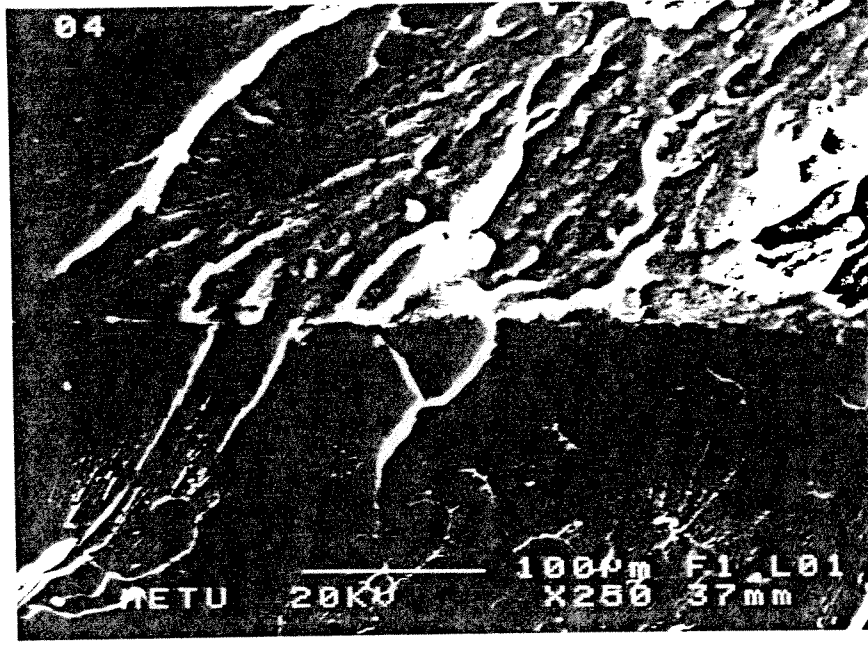
Resim 8: Express örneği 90. gün SEM görüntüsü



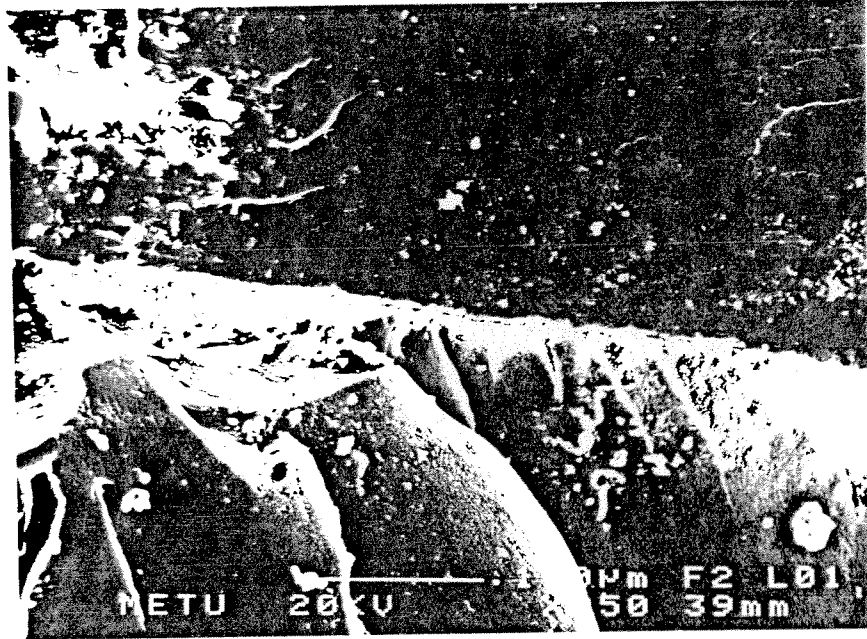
Resim 9: Ufi Gel-P örneği 0. gün SEM görüntüsü



Resim 10: Ufi Gel-P örneği 90. gün SEM görüntüsü



Resim 11: Molloplast örneği 0. gün SEM görüntüsü



Resim 12: Molloplast örneği 90. gün SEM görüntüsü

RERERANSLAR

- Amalgam Liner Prospectus. Voco Chemie GmbH, Cuxhagen, Germany.
- Anderson JN Applied dental materials. ed 5. Blackwell Scientific Publications, Oxford (1976). 34, 35, 353, 354.
- Arena CA, Evans DB, Hilton TJ. A comparison of bond strengths among chairside hard relined materials, *J Prosthet Dent*, 70(2): 126-31, 1993.
- Bates JF, Smith DC. Evaluation of indirect resilient liners for dentures : laboratory and clinical tests. *J A D A*, 70: 344-53, 1965.
- Bayırlı GS., Şirin S. Restoratif tedavi, Taş Matbaası, İstanbul (1985) ,pp: 124-6.
- Beech DR. Adhesion to teeth : Principles and mechanism, Biocompatibility of Dental Materials, eds: Smith DC., Williams DF., Vol II, Boca Raton: CRC Press, Inc., (1982).pp:89, 90.
- Berne RM, Levy MN. Principles of Physiology. Wolfe Publishing Limited, Int. Student Edition, London (1990), pp: 374-5.
- Bolouri A, Marker VA, Sarampote R. Comparison of a visible light curing and chemically activating repair resins (Abstract), *J Dent Res*, 68: 337, 1989.
- Bolouri A, A silicone rubber spacer for processed resilient liner in removable prosthodontics. *J Prosthet Dent*, 57(1): 117-21, 1987.
- Braden M, Wright PS. Water absorption and water solubility of soft lining materials for acrylic dentures, *J Dent Res*, 62(6) : 764-8, 1983.
- Brown D. Resilient soft liners and tissue conditioners. *Br Dent j*, 164(11): 357-60, 1988.
- Bunch J, Johnson GH, Brudvik JS. Evaluation of hard direct relined resins. *J Prosthet Dent*, 57(4): 512-9, 1987.
- Çalikkocaoğlu S. Tam Protezler, cilt II, Doyuran Matbaası, İstanbul (1988), pp: 111-122.
- Chaining BKP. Polymers in the service of prosthetic dentistry. *J Dent*, 12(3): 203-14, 1984.

- Clancy JMS, Boyer DB. Comparative bond strengths of light-cured, heat-cured, and autopolymerizing denture resins to denture teeth. *J Prosthet Dent*, 61(4): 457-62, 1989.
- Clancy JMS, Hawkins LF, Keller JC, Boyer DB. Bond strength and failure analysis of light-cured denture resins bonded to denture teeth. *J Prosthet Dent*, 65(2): 315-24, 1991.
- Council on Dental Research : Resilient Liners. *J A D A*, 67: 558, 1963.
- Craig RG, ed. Restorative dental materials. ed 7. CV Mosby Co, St Louis (1985), pp:496.
- Craig RG, Gibbons P. Properties of resilient denture liners. *J A D A*, 63:382-90, 1961.
- Craig RG.(ed) (1989). Restorative dental materials. 8th ed. St. Louis : Mosby, 216.
- Curtis D, Eggleston T, Watanabe L, Marshall S. Visible light cured resin as a relining material (Abstract), *J Dent Res*, 68: 337, 1989.
- Dentin Protector Prospectus. Instruction for use Vivadent, Schaan, Liechtenstein.
- Derkson GD, Pashley DH, Derkson MF ,. Microleakage measurement of selected restorative materials. A new invitro method. *J Prosthet Dent* 56:453-40, 1986.
- Dippel HW, Borggreven JPM, Hoppenbrouwers PMM, The sealing capacity of intermediary base materials. *J Prosthet Dent* 58:166-70, 1987.
- Dootz ER, Koran A, Craig RG. Physical property comparison of 11 soft denture lining materials as a function of accelerated aging. *J Prosthet Dent*, 69(1): 114-9, 1993.
- Douglas WH. Resilient lining materials and tissue conditioners. *Biocompatibility of Dental Materials*, eds: Smith DC, Williams DF, Volume IV, CRC Press, Inc. Boca Raton, Fla (1982), pp: 152-156.
- Duncanson MG, Miranda FJ, Probst RT , Resin dentin bonding agents-rationale and results. *Quintessence Int*. 17:625-9, 1986.
- Duxbury AJ, Thakker NS, Wastell DG. A double-blind cross-over trial of a mucin-containing artificial saliva. *Br Dent J*, 166(25): 115-20, 1989.
- Economou PN, Fischer TE, Lemons J, Castleberry DJ. Bond strength of bimaterial acrylic resin combinations. *J Prosthet Dent*, 44(6): 604-607, 1980.
- Edgerton M, Tabak LA, Levine MJ. Saliva: A significant factor in removable prosthodontic treatment. *J Prosthet Dent*, 57 (1): 57-66, 1987.

- Fomon SJ. *Infant Nutrition*, ed 2. WB Saunders Co, Philadelphia and London (1974), pp: 95.
- Fox PC, van der Ven PF, Sonies BC, Weiffenbach JM, Baum BC. Xerostomia: evaluation of a symptom with increasing significance. *JADA*, 110 (4): 519-25, 1985.
- Ganong WF. *Review of Medical Physiology*, ed 14. Prentice-Hall International Inc. Appleton and Lange, Connecticut (1989), pp: 413.
- Graham BS, Jones DW, Thomson JP, Johnson JA. Clinical compliance of two resilient denture liners. *J Oral Rehabil*, 17: 157-63, 1990.
- Guyton AC. *Textbook of Medical Physiology*, ed 8. WB Saunders Co, Philadelphia and London (1991), pp: 711.
- Hatton MN, Levine MJ, Margarone JE, Aguirre A. Lubrication and viscosity features of human saliva and commercially available saliva substitutes. *J Oral Maxillofac Surg*, 45: 496-9, 1987.
- Hayakawa I, Kawae M, Tsuji Y, Masuhara E. Soft denture liner of fluoroethylene copolymer and its clinical evaluation. *J Prosthet Dent*, 51 (3): 310-3, 1984.
- Hickey JC, Zarb GA. *Boucher's prosthodontic treatment for edentulous patients*. ed 8. CV Mosby Co, St Louis (1980), pp : 560.
- Huband ML. Spacer made from a visible light-cured resin for processing denture soft liners. *J Prosthet Dent*, 68 (3): 542-4, 1992.
- Johnson G, Bronnstrom M. Dehydration of dentin by some restorative materials. *J Prosthet Dent* 26:307-13, 1971.
- Jones JL, Wagner S. *Management of Radiotherapy and Chemotherapy. Principles of Oral and Maxillofacial Surgery*, eds: Peterson JL, Indresano AT, HMarciiani RD, Roser SM, Volume two, JB Lippincott Co, Philadelphia (1992), pp: 817.
- Kawano F, Dootz ER, Koran A, Craig RG. Comparison of bond strength of six soft denture liners to denture base resin. *J Prosthet Dent*, 68 (2): 368-71, 1992.
- Kawara M, Carter JM, Ogle RE, Johnson RR. Bonding of plastic teeth to denture base resins. *J Prosthet Dent*, 66(4): 566-71, 1991.

- Kawazoe Y, Hamada T. The role of saliva in retention of maxillary complete dentures. *J Prosthet Dent*, 40 (2): 131-6, 1978.
- Kazanji MNM, Watkinson AC. Soft lining materials: their absorption of, and solubility in, artificial Saliva. *Br Dent J*, 165 (6): 91-4, 1988.
- Khan Z, Fraunhofer JA, Razavi R. The staining characteristics, transverse strength, and microhardness of a visible light-cured denture base material. *J Prosthet Dent*, 57(3): 384-6, 1987.
- Khan Z, Martin J, Collard S. Adhesion characteristics of visible light-cured denture base material bonded to resilient lining materials. *J Prosthet Dent*, 62 (2): 196-200, 1989.
- Kilani BHZ, Retief DH, Guldag MV, Castleberry DJ, Fischer TE. Wettability of selected denture base materials. *J Prosthet Dent*, 52 (2): 288-91, 1984.
- Leong A, Grant AA. The transverse strength of repairs in polymethyl methacrylate. *Aust Dent J*, 16: 232-4, 1971.
- Levine MJ, Aguirre A, Hatton MN, Tabak LA. Artificial Salivas: Present and Future. *J Dent Res*, 66 (Spec Iss): 693-8, February 1987.
- Lippold OCJ, Winton FR. *Human Physiology*, ed 7. Churchill Livingstone, Edinburgh and London (1979), pp: 313-4.
- Lund NH, Matthews JL, Miller AW. Cavity varnish and its applications: 'Once is Amnot enough' *J Prosthet Dent* 40:534-7, 1978.
- Mack PJ. Denture soft lining materials: clinical indications. *Aust Dent J*, 34(5): 454-8, 1989.
- Mack PJ. Denture soft linings : materials available. *Aust Dent J*, 34 (6): 517-21, 1989.
- Mandel ID. The functions of Saliva. *J Dent Res*, 66 (Spec Iss): 623-7, February 1987.
- Martini F. *Fundamentals of Anatomy and Physiology*. Prentice Hall, Englewood Cliffs, New Jersey (1989), pp: 682.
- McMordie R, King GE. Evaluation of primers used for bonding silicone to denture base material. *J Prosthet Dent*, 61 (5): 636-9, 1989.

- Misra DN, Bowen RL . Sorption of water by filled-resin composites. *J Dent Res.* 56:603-12, 1977.
- Niedermeier WHW, Kramer R. Salivary secretion and denture retention. *J Prosthet Dent*, 67 (2): 211-6, 1992.
- O'Brien WJ. *Dental Materials Properties and Selection*. Quint Pub.Co, Chicago and London (1989), pp: 157-76.
- Ogle RE, Sorensen SE, Lewis EA. A new visible light-cured resin system applied to removable prosthodontics. *J Prosthet Dent*, 56 (4): 497-506, 1986.
- Olsson H, Axell T, Carlsson A, Bogentoft C. Objective and subjective efficacy evaluation of various polymer-based saliva substitutes. *Scand J Dent Res*, 101(1): 37-9, 1993.
- Olsson H, Axell T. Objective and subjective efficacy of saliva substitutes containing mucin and carboxymethylcellulose. *Scand J Dent Res*, 99: 316-9, 1991.
- Phillips RW . *Skinner's science of dental materials*, 8th ed, WB Saunders Co, Philadelphia, (1982), pp: 490-4.
- Phillips RW. *Skinner's Science of Dental Materials*, ed 9. WB Saunders Co, Philadelphia and London (1991), pp: 203-6.
- Phillips RW, Swartz ML, Norman RD. *Materials for the practicing dentist*. CV Mosby Co, St Louis (1969), pp:15-26
- Plant CG, Tyas MJ. Lining materials with special reference to Dropsin. *Br Dent J* 19: 486-91, 1970.
- Polyzois GL. Adhesion properties of resilient lining materials bonded to light-cured denture resins. *J Prosthet Dent*, 68 (5): 854-8, 1992.
- Razavi R, Khan Z, Fraunhofer JA. The bond strength of a visible light-cured reline resin to acrylic resin denture base material, *J Prosthet Dent*, 63 (4): 485-7, 1990.
- Routh JI, Eyman DP, Burton DJ. *Essentials of General, Organic and Biochemistry*, ed 2. WB Saunders Co, Philadelphia and London (1973), pp: 532-3.
- Sandoval VA, Cooley RL, Barnwell SE . Evaluation of potassium oxalate as a cavity liner. *J Prosthet Dent* 62: 283-7, 1989.

Schmidt WF, Smith DE. A six-year retrospective study of Molloplast-B-lined dentures. Part II: Liner serviceability. *J Prosthet Dent*, 50 (4): 459-65, 1983.

Schmidt WF, Todo J, Bolender CL. Laboratory management of Molloplast-B-lined dentures. *J Prosthet Dent*, 56 (1): 113-118, 1986.

Segall BW, Glassman A. Use of a medical-grade silicone adhesive as a denture liner in the treatment of idiopathic oral mucosal irritation. *J Prosthet Dent*, 47 (1): 85-7, 1982.

Skinner EW, Phillips RW. *Science of dental materials*. WB Saunders Co, Philadelphia: (1967) pp:510-5

Smith DC, Peltoniemi A. Release and enamel retention of fluoride from tooth coatings and other dental materials. *Biocompatibility of Dental Materials*. eds: Smith DC, Williams DF, editors. Vol 1. CRC Press, Inc, Boca Raton (1982) pp:200.

Smith LT, Powers JM. In vitro properties of light-polymerized reline materials. *Int J Prosthodont*, 4 (5): 445-8, 1991.

Tjan AHL, Grant BE, Nemetz H. The efficacy of resin-compatible cavity varnishes in reducing dentin permeability to free monomer. *J Prosthet Dent* 57: 179-85, 1987.

Toljanic JA, Saunders VW. Radiation therapy and management of the irradiated patient. *J Prosthet Dent*, 52 (6): 852-8, 1984.

Toljanic JA, Schweiger JW. Fabrication of an artificial saliva reservoir denture system for xerostomic management. *Quint Dent Technol*, 9 (6): 355-8, 1985.

Toljanic JA, Zucuskie TG. Use of a palatal reservoir in denture patients with xerostomia. *J Prosthet Dent*, 52 (4): 540-4, 1984.

Tveit AB, Riordan PJ, Olsen HC. Cavity varnish and cavity liner appearance on enamel and dentin. *J Prosthet Dent* 53: 199-203, 1985.

Ulusoy M, Aydın AK. Bölümlü Protezler. AÜ Basımevi, Ankara (1988), pp:383-4, 530-3.

Vissink A, 's-Gravenmade EJ, Gelhard TBFM, Panders AK, Franken MH. Rehardening properties of mucin-or-CMC-containing saliva substitutes on softened human enamel. *Caries Res*, 19: 212-8, 1985.

- Vissink A, 's-Gravenmade EJ, Panders AK, Olthof A, Vermey A, Huisman MC, Visch LL. Artificial saliva reservoirs. *J Prosthet Dent*, 52 (5): 710-5, 1984.
- Vissink A, 's-Gravenmade EJ, Panders AK, Vermey A, Petersen JK, Visch LL, Schaub RMH. A clinical comparison between commercially available mucin-and CMC-containing saliva substitutes. *Int J Oral Surg*, 12 (4): 232-8, 1983.
- Vissink A, De Jong HP, Busscher HJ, Arends J, 's-Gravenmade EJ. Wetting properties of human saliva and saliva substitutes. *J Dent Res*, 65 (9): 1121-4, 1986.
- Vissink A, Huisman MC, 's-Gravenmade EJ. Construction of an artificial saliva reservoir in an existing maxillary denture. *J Prosthet Dent*, 56(1): 70-4, 1986.
- Vissink A, Panders AK, 's-Gravenmade EJ, Vermey A. Treatment of oral symptoms in Sjögren's Syndrome. *Scand J Rheumatol, Suppl* 61: 270-3, 1986.
- Von Fraunhofer JA, Sichina WJ. Characterization of the physical properties of resilient denture liners. *Int J Prosthodont*. 7 (2): 120-8, 1994.
- Weerkamp AH, Wagner K, Vissink A, 's-Gravenmade EJ. Effect of the application of a mucin-based saliva substitute on the oral microflora of xerostomic patients. *J Oral Pathol*, 16(9): 474-8, 1987.
- Whitsitt JA, Battle LW, Jarosz CJ. Enhanced retention for the distal extension-base removable partial denture using a heat-cured resilient soft liner. *J Prosthet Dent*, 52 (3): 447-8, 1984.
- Wright PS. Characterization of the adhesion of soft lining materials to poly(methyl methacrylate). *J Dent Res*, 61 (8): 1002-5, 1982.
- Wright PS. The success and failure of denture soft-lining materials in clinical use. *J Dent*, 12 (4): 319-27, 1984.
- Wyatt CCL, Harrop TJ, MacEntee MI. A comparison of physical characteristics of six hard denture reline materials. *J Prosthet Dent*, 55 (3): 343-51, 1986.
- Younis O. Permeability and wetting properties of four cavity liners. *J Am Dent Assoc* 94:690-5, 1977.

BİBLİYOGRAFİK BİLGİ FORMU	
1- Proje No: TBAG - 1173	2- Rapor Tarihi: 28. HAZİRAN 1994
3- Projenin Başlangıç ve Bitiş Tarihleri: 1.9.1992 — 28.2.1994	
4- Projenin Adı: DİŞ TEDAVİSİNDE KULLANILAN ORGANİK MADDELERDE GEÇİRGENLİK, BAĞLANMA DİRENCİ, PROTEİN EMİLİMİ ÇALIŞMALARI	
5- Proje Yürütücüsü ve Yardımcı Araştırmacılar: PROF. DR. NESRİN HASIRCI PROF. DR. AKEVŞER AYDIN DT. HAKAN TERZİOĞLU ATL. GÖZ. KEZZAN ULUBAYRAM	
6- Projenin Yürütüldüğü Kuruluş ve Adresi: ODTÜ - KİMYA BÖL. A.Ü - DİŞ HEKİMLİĞİ BÖL.	
7- Destekleyen Kuruluş(ların) Adı ve Adresi: ODTÜ AÜ	
8- Öz (Abstract): Diş hekimliğinde restorasyon ve protez için kullanılan maddeler çok çeşitlidir ve amalgam, kron alaşımları, porselenler, sentetik organik polimerler gibi pek çok farklı yapı içerir. Bu araştırmada, diş hekimliği alanında kullanılan sentetik organik maddelerden bir kısmı model maddeler olarak seçilmiş ve bu maddelerde geçirgenlik, bağlanma direnci, suda şişme, tükürük ile ıslanabilirlik, zaman içinde mekanik değişim gibi bazı özellikler incelenmiş ve bazıları ile kıyaslanmıştır.	
Anahtar Kelimeler: Ağız kuruluğu, akrilik protez, astar maddeleri, bağlanma direnci, dental protez	
9- Proje ile ilgili Yayın/Tebliğlerle ilgili Bilgiler	
10- Bilim Dalı: Doçentlik B. Dalı Kodu: Protetik Diş Tedavisi ISIC Kodu: 1020201 Uzmanlık Alanı Kodu: "	
11- Dağıtım (*): <input type="checkbox"/> Sınırlı <input type="checkbox"/> Sınırsız	
12- Raporun Gizlilik Durumu: <input type="checkbox"/> Gizli <input type="checkbox"/> Gizli Değil	

(*) Projenizin Sonuç Raporunun ulaştırılmasını istediğiniz kurum ve kuruluşları ayrıca belirtiniz

BİBLİYOGRAFİK BİLGİ FORMU	
1- Proje No: TBAG - 1173	2- Rapor Tarihi: 28. HAZİRAN 1994
3- Projenin Başlangıç ve Bitiş Tarihleri: 1.9.1992 — 28.2.1994	
4- Projenin Adı: DIŞ TEDAVİSİNDE KULLANILAN ORGANİK MADDELERDE GEÇİRGENLİK, BAĞLANMA DİRENCİ, PROTEİN EHLİMİ ÇALIŞMALAR I	
5- Proje Yürütücüsü ve Yardımcı Araştırmacılar: PROF. DR. NESRİN HASIRLI PROF. DR. AKEVSER AYDIN DT. HAKAN TERZİOĞLU ATL. GÖZ. KEZZAN ULUBAYRAM	
6- Projenin Yürütüldüğü Kuruluş ve Adresi: ODTÜ - KİMYA BÖL. A.Ü - DIŞ HEKİMLİĞİ BÖL.	
7- Destekleyen Kuruluş(ların) Adı ve Adresi: ODTÜ AÜ	
8- Öz (Abstract): Diş hekimliğinde restorasyon ve protez için kullanılan maddeler çok çeşitlidir ve amalgam, kron alaşımları, porselenler, sentetik organik polimerler gibi pek çok farklı yapıyı içerir. Bu araştırmada, diş hekimliği alanında kullanılan sentetik organik maddelerden bir kısmı model maddeler olarak seçilmiş ve bu maddelerde geçirgenlik, bağlanma direnci, suda şişme, tükürük ile ıslanabilme, zaman içinde mekanik değişim gibi bazı özellikleri incelenmiş ve bazıları ile kıyaslanmıştır.	
Anahtar Kelimeler: Ağız kuruluğu, akrilik protez, astar maddeleri, bağlanma direnci, dental protez	
9- Proje ile ilgili Yayın/Tebliğlerle ilgili Bilgiler	
10- Bilim Dalı: Doçentlik B. Dalı Kodu: Protetik Diş Tedavisi ISIC Kodu: 1020201 Uzmanlık Alanı Kodu: ..	
11- Dağıtım (*): <input type="checkbox"/> Sınırlı <input type="checkbox"/> Sınırsız	
12- Raporun Gizlilik Durumu : <input type="checkbox"/> Gizli <input type="checkbox"/> Gizli Değil	

(*) Projenizin Sonuç Raporunun ulaştırılmasını istediğiniz kurum ve kuruluşları ayrıca belirtiniz