

**YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**POLİMERİK ESASLI DENTAL MADDELERİN
SENTEZ VE KARAKTERİZASYONU**

Kimya Müh. Sevil ÖZTÜRK

**FBE Kimya Mühendisliği Anabilim Dalında
Hazırlanan**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Tez Danışmanı : Y.Doç. Dr. İlknur KÜÇÜK

İSTANBUL, 2007

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
SİMGE LİSTESİ	v
KISALTIMA LİSTESİ.....	vi
ŞEKİL LİSTESİ.....	vii
ÇİZELGE LİSTESİ	viii
ÖNSÖZ	ix
ÖZET	x
ABSTRACT	xi
1 GİRİŞ	1
2 POLİMERLER	3
2.1 Polimerler ve Polimerizasyon	3
2.1.1 Bileşimleri	3
2.1.2 Molekül Ağırlığı	3
2.1.3 Uzaysal Yapı	3
2.1.4 Özellikleri.....	4
2.2 Polimerizasyon.....	6
2.2.1 Başlama.....	7
2.2.2 Büyüme.....	8
2.2.3 Sonlanma.....	8
2.3 Protez Esaslı Polimerler.....	8
2.3.1 Bileşim ve Üretim.....	10
2.3.1.1 Isıyla Sertleştirilmiş Akrilikler.....	10
2.3.1.2 Yüksek Etkili Akrilikler.....	12
2.3.1.3 Protez Tabanlarının Otopolimerizasyonu.....	12
2.3.1.4 Enjeksiyonla Kalıplama.....	12
2.3.1.5 Akrilik.....	13
2.3.1.6 Kendiliğinden Polimerize Olan Akrilikler.....	13
2.3.1.7 Polikarbonat.....	14
2.3.1.8 Naylon veya Poliamidler.....	14
2.3.1.9 Işıkla Aktive Edilmiş Maddeler.....	14
2.3.2 Üretimin Fiziksel ve Mekaniksel Özelliklere Etkisi.....	15
2.3.2.1 Isıyla Sertleşen Protez Taban.....	15
2.3.2.2 Işıkla Aktive Edilmiş Maddeler.....	17
2.4 Kalıcı Yumuşak Astarlı Maddeler.....	17
2.4.1 Yumuşak Akrilik Astarları.....	18
2.4.2 Yumuşak Silikon Astarlar.....	19
2.5 Geçici Yumuşak Astarlar ve Fonksiyonel Etki Maddeleri.....	20

3	POLİMERİK RESTORATİF MADDELER.....	21
3.1	Sınıflandırma.....	23
3.2	Polimerik Restoratif Maddelerin Oluşumu ve Reaksiyonları.....	26
3.2.1	Dolgu Oluşumu.....	26
3.2.2	Organik Matris.....	26
3.2.3	Çiftleşme Ajanları.....	26
3.2.4	Başlatıcı ve Hızlandırıcılar.....	27
3.2.5	Diğer İçerikler.....	27
3.3	Kompozit Üretme Sistemleri.....	28
3.4	Özellikleri.....	29
3.4.1	Sertleşmeye Başlama Zamanı.....	29
3.4.2	Polimerleşme Büzülmesi.....	29
3.4.3	Isıl Özellikleri.....	30
3.4.4	Su Emilimi ve Çözünürlük.....	30
3.4.5	Renk Sabitliği.....	31
3.4.6	Radyopaklık.....	31
3.4.7	Mekanik Özellikler.....	32
3.4.8	Yıpranma.....	32
3.4.8.1	Dolgu İçeriği, Parçacık Büyüklüğü ve Sertlik.....	34
3.4.8.2	Yaydaki Dış Pozisyonu.....	34
3.4.8.3	Gözeneklilik.....	34
3.4.8.4	Polimerleşme Derecesi.....	34
3.4.8.5	İkileme Etkeni.....	35
3.4.8.6	Cilalama Metodu.....	35
3.4.9	Sertleşme Derinliği.....	35
3.4.10	Biyolojik Uyumluluk.....	36
3.5	Kullanma.....	36
3.5.1	Yerleştirme.....	36
3.5.1.1	İki Macunlu Sistem.....	37
3.5.1.2	Tek Macun Sistemi.....	38
3.5.2	Bitirme.....	38
3.6	Malzeme Seçimi.....	39
3.6.1	Kompozitler Reçineler.....	40
3.6.2	Kopolimerler.....	40
3.6.3	Reçine İle Yenilenmiş Cam İyonomerler.....	41
3.7	Oyuk ve İnce Çatlak Dolgu Macunları.....	42
4	KONU İLE İLGİLİ YAPILMIŞ ÇALIŞMALAR.....	43
5.	DENEYSEL ÇALIŞMALAR.....	46
5.1	Kullanılan Kimyasal Maddeler.....	46
5.2	Kullanılan Cihazlar.....	46
5.3	Polimerizasyon Yöntemi.....	47
5.4	Jelleşme Zamanı Tayini.....	48
5.5	Lineer Polimerin Toz Olarak Elde Edilmesi.....	48
5.6	Polimer Macun Hazırlanması.....	50
5.7	Cure Zamanlarının Belirlenmesi.....	50
5.8	HEMA- TEGDMA Polimerleri.....	50
5.9	HEMA- EGDM Polimerleri.....	53
5.10	EDMA- EGDM Polimerleri.....	54

6. SONUÇLAR	57
KAYNAKLAR.....	61
ÖZGEÇMİŞ.....	62

SİMGE LİSTESİ

F	Dolgu parçaları
M	Matris
T_g	Camsı geçiş sıcaklığı

KISALTMA LİSTESİ

ACP	Amorf Kalsiyum
BPO	Benzoil peroksit
Bis GMA	Bisfenol A Glisidmetakrilat
CQ	Komforkinon
CaP	Kalsiyum Fosfat
DBS	Dibenziliden Sorbitol
EBPADMA	Etoksil Bisfenol A Dimetakrilat
EDMA	Etilendimetakrilat
EGDM	Etilenglikoldimetakrilat
HAL	Halojen
HEMA	2-hidroksietil metakrilat
MW	Molekül ağırlığı
PA	Plazma yayı
PMMA	Poli (metilmetakrilat)
RTV	Oda sıcaklığında sertleşenler
TEGMA	Trietilenglikoldimetakrilat
UDMA	Üretandimetakrilat

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 2.1	Polimer zincirleri (a) doğrusal zincir (b) dallanmış zincir (c) kopolimer zincirler (d) çapraz bağlı zincirler	4
Şekil 2.2	Dayanıklılık ve polimerin molekül ağırlığı arasındaki ilişki.....	5
Şekil 2.3	Sıcaklığın polimerlerin gerilme özelliklerine olan etkisi	6
Şekil 2.4	Metil metakrilat' ın polimerizasyon kademeleri	7
Şekil 2.5	Protez bazlar, astarlar ve doku şekillendiriciler.....	8
Şekil 3.1	Kompozit reçine mikro yapıları	24
Şekil 3.2	Üretan diakrilat oligomeri	26
Şekil 3.3	Kamforkinon ile başlamak için emme spektrumu ile beraber halojen (HAL), plazma yayı (PA) ve argon lazer içeren sertleşme ışığı spektrumu	28
Şekil 3.4	Dişçilikte kullanılan kompozitler için yıpranma mekanizmaları.....	33
Şekil 3.5	Dolgu hacim parçasının kırık dayanıklılığına etkisi	33
Şekil 5.1	Polimer çözeltileri	47
Şekil 5.2	Polimerlerin jel halleri.....	48
Şekil 5.3	Metanol içine konulmuş polimer çözeltileri	49
Şekil 5.4	Toz halindeki polimer örnekleri.....	49
Şekil 5.5	HEMA- TEGDMA polimerlerin FTIR spektrumu	52
Şekil 5.6	HEMA- EGDM polimerlerin FTIR spektrumu	54
Şekil 5.7	EDMA- EGDM polimerlerin FTIR spektrumu	56
Şekil 6.1	HEMA- TEGDMA ve/ HEMA- EGDM polimerlerin FTIR spektrumları	57
Şekil 6.2	HEMA- TEGDMA/ HEMA- EGDM/ EDMA- EGDM polimerlerin FTIR spektrumu	58

ÇİZELGE LİSTESİ

	Sayfa
Çizelge 2.1	Protez bazlı maddelerin karşılaştırılması..... 9
Çizelge 2.2	Yumuşak astarlı maddeler 18
Çizelge 3.1	Kompozit reçinelerin genel özellikleri 24
Çizelge 3.2	Klinik özellikler ve kompozit reçine seçimi 25
Çizelge 3.3	Direkt estetik maddeler ve kullanımları 39
Çizelge 3.4	Cam iyoner ve kompozit reçine kombinasyonlarının mekanik özellikleri..... 41
Çizelge 5.1	HEMA- TEGDMA (Farklı başlatıcı miktarına göre)..... 50
Çizelge 5.2	HEMA- TEGDMA (Farklı monomer miktarına göre) (1) 50
Çizelge 5.3	HEMA- TEGDMA (Farklı monomer miktarına göre) (2) 50
Çizelge 5.4	HEMA- TEGDMA (Farklı başlatıcı ve monomer miktarına göre) 51
Çizelge 5.5	HEMA- TEGDMA (Farklı monomer miktarına göre) (3) 51
Çizelge 5.6	HEMA- TEGDMA Kullanılarak sentezlenen polimerlerin jel zamanları..... 51
Çizelge 5.7	HEMA- TEGDMA Polimerlerinin cure zamanları..... 52
Çizelge 5.8	HEMA- EGDM (Farklı monomer miktarına göre)..... 53
Çizelge 5.9	HEMA- EGDM (Farklı başlatıcı ve monomer miktarına göre) 53
Çizelge 5.10	HEMA- EGDM Kullanılarak sentezlenen polimerlerin jel zamanları..... 53
Çizelge 5.11	HEMA- EGDM Polimerlerinden hazırlanan macunların cure zamanları 54
Çizelge 5.12	EDMA- EGDM (Farklı başlatıcı miktarına göre) (1) 54
Çizelge 5.13	EDMA- EGDM (Farklı başlatıcı miktarına göre) (2) 55
Çizelge 5.14	EDMA- EGDM Kullanılarak sentezlenen polimerlerin jel zamanları..... 55
Çizelge 5.15	EDMA- EGDM Polimerlerinden hazırlanan macunların cure zamanları 55
Çizelge 6.1	HEMA- TEGDMA Polimerleri 58
Çizelge 6.2	HEMA- EGDM Polimerleri 59
Çizelge 6.3	EDMA- EGDM Polimerleri 59
Çizelge 6.4	Üç Polimer için sertleşme (cure) zamanları (1) 60
Çizelge 6.5	Üç Polimer için sertleşme (cure) zamanları (2) 60
Çizelge 6.6	Üç Polimer için sertleşme (cure) zamanları (3) 60

ÖNSÖZ

Yüksek Lisans çalışmalarım sırasında engin bilgi ve deneyimlerini benden esirgemeyen ve bana her zaman destek olan Kimya Mühendisliği Bölümü Bölüm Başkan Yardımcısı değerli hocam Sayın Yrd. Doç. Dr. İlknur KÜÇÜK' e teşekkür ederim.

Tez çalışmalarım esnasında özellikle deneysel kısımda yardımlarını ve bilgisini esirgemeyen Sayın Doç.Dr. Ayfer SARAÇ'a teşekkür ederim.

Çalışmalarım boyunca yardımını ve moral desteğini hiç esirgemeyen arkadaşım Arş.Gör.Dr. Emel AKYOL'a teşekkür ederim.

Tüm öğrenim yaşamımda ve tez çalışmalarım sırasında her türlü yardım ve desteği sağlayan aileme teşekkür ederim.

ÖZET

Bu çalışmada, dental uygulamalarda kullanılmak üzere polimerler sentezlenmiştir. Bu amaçla akrilik esaslı farklı monomer ve çapraz bağlayıcılar olarak HEMA, EGDM, TEGDMA, EDMA kullanılmıştır. Farklı monomer, başlatıcı, çözücü oranlarında hazırlanan monomer çözeltileri, belirlenen polimerizasyon koşullarında polimerleştirilerek öncelikle jel zamanları tayin edilmiştir. Jel zamanları tayin edilen örnekler aynı miktarlarda tekrar hazırlanarak polimerizasyon ortamına konmuş bu kez jel zamanına varmadan ortamdan alınarak metanolün aşırısı içine konmuştur. Böylelikle, monomerlerin çapraz bağlanmaya ulaşmadan lineer polimer zincirleri halindeyken metanol içinde çöktürülmesiyle, kendi monomeri içinde çözünebilir, lineer polimer yapısı, metanolün uçurulması ile toz halinde elde edilebilmiştir. HEMA- TEGDMA, HEMA- EGDM, EDMA- EGDM olarak 3 farklı yapıda sentezlenen polimerlerin uygun UV başlatıcı ve hızlandırıcı ile önce macun haline getirilmiş daha sonra UV altında sertleştirilerek cure zamanları belirlenmiştir.

Anahtar Kelimeler : Akrilatlar, dental maddeler, diş dolgu malzemeleri, jelleşme zamanı
sertleştirme zamanı

ABSTRACT

In this study, polymers were synthesized for using in dental applications. For this goal, HEMA, EGDM, TEGDMA, EDMA were used as difference monomers based on acrylics and crossing agent. Monomer solution were prepared by varying monomer, solvent and initiator concentration and then gelation time were determined. New samples were reprepared in the same concentration, and were taken from polymerization medium before gelation time. Then were placed in excess methanol. Linear polymer chains in the polymerization medium were precipitated before the formation of crosslinking structure in methanol so that linear polymer structure than can be dissolve own monomers are synthesized as a powder by the evaporate methanol. First polymers, that were synthesized at 3 difference structures as HEMA-TEGDMA, HEMA- EGDM, EDMA- EGDM were transformed paste with UV initiator and accelerator in UV then cured and determined cure times.

Key Words : Acrylates, dental materials, dental filling materials, gelation time, curing time

1. GİRİŞ

Günümüzde tüm bilim dallarının öncelikli hedefi olan insan sağlığına hizmet etmek amacıyla üretilen biyomalzemeler, insan vücudundaki canlı dokunun işlevlerini yerine getirmek ya da desteklemek amacıyla kullanılırlar. Biyomalzeme olarak, diş çürüklerini tedavi amaçlı diş dolgularının geliştirilmesi yönündeki çalışmalar polimerik esaslı dolgular üzerinde yoğunlaşarak devam etmektedir. Araştırmacılar, hastalar ve diş hekimleri için amalgam ve diğer metallerin yerini alacak, orijinal dişe olabildiğince yakın, renk ve parlaklığını koruyan malzemelerin üretilmesine çalışmaktadırlar. Bu noktada, iyi bilinen katkıların kullanımıyla kolaylıkla renk alternatifleri çeşitlendirilebilen polimer kompozitler dişçilik uygulamalarında ön plana çıkmaktadır.

Biyomalzeme olarak dişçilikte kullanılan maddelerin tarihi çok eski zamanlara kadar uzanmaktadır. Mısır mumyalarında bulunan yapay göz, burun ve dişler bunun en güzel kanıtlarıdır. Altının diş hekimliğinde kullanımı 2000 yıl eskiye dayanmaktadır. Yine çok bilinen bir diş dolgu maddesi olan amalgam ise yüz yılı aşkın zamandır kullanılmaktadır. Bakır, gümüş, kalay ve çinkodan oluşan amalgam tozunun civa ile karıştırılması sonucu hazırlanan sert ve dayanıklı bir malzeme olan amalgamın estetik olmamasının yanında içerdiği civanın çevresel etkisi önemlidir.

Dişçilikte hem dolgu hem de protez taban olarak kullanılabilen ürünlerin geliştirilmesi gereken özellikler hala mevcuttur. Örneğin protez tabanlarda geliştirilmesi gereken özelliklerin başında X ışınını geçirmemesi, darbe dayanımı ve sertlik gelir. Bununla birlikte özellikleri iyileştirmek amacı ile kullanılan maddelerin estetik özellikleri bozmaması, mukavemeti azaltmaması ve en önemlisi toksik olmaması gerekir.

1937 yılında akrilik polimerlerin diş hekimliğinde kullanılmaya başlanması ile önceden kullanılan malzemelerde karşılaşılan yapım zorluğu, kolaylıkla kırılma, estetik görünüm eksikliği, kötü tat, istenmeyen renk değişimleri gibi dezavantajların büyük ölçüde giderilmesi sağlanmıştır.

Dişçilikte kullanılan yüksek dayanımlı polimer kompozit malzemeler, dimetakrilat monomerlerinin fotopolimerizasyonu ile üretilir. Polimer kompozitler sahip oldukları önemli özellikleri dolayısıyla da kullanımları dişçilikle bağlantılı pek çok uygulamada yaygın hale gelmektedir.

Son 40 yıldır dişin doğal renginde estetik dolgu malzemelerinin geliştirilebilmesi için yoğun çaba harcanmaktadır. Bu türün ilk malzemesi Bis-GMA (Bis fenol A-glisidil metakrilat) esaslı organik matris içerisine cam esaslı dolguların katılmasıyla hazırlanan kompozit reçinelerdir. Bu kompozit dolgu malzemeleri, içerdikleri başlatıcılar sayesinde 460- 480 nm dalga boyundaki görünür ışık ile çok kısa sürede polimeleşerek sertleşirler.

Öte yandan, polimerik diş kompozitleri hali hazırda ihtiyaca cevap vermekle beraber, boyutsal kararlılıklarının yetersiz olması uzun süreli kullanımlarda başarıya ulaşmayı engellemektedir. Polimerizasyonun uygulandığı yerde polimerizasyon esnasında monomerin polimere dönüşmesi sonucu oluşan büzülme diş ve malzeme arasında eksiliğe neden olur ve buda kendini dişte boşluklar şeklinde gösterir. Bu boşluklar suyun ve enfeksiyona neden olan bakterilerin diş içine kolaylıkla penetre olmasına yol açar.

Onarıcı dolgu maddeleri olarak polimerik kompozitlerle yapılan çalışmalardaki en son yenilikler esas olarak polimerizasyon büzülmesinin azaltılması, bio uyumluluğun geliştirilmesi, aşınma dayanımı ve yöntem özellikleri üzerinde odaklanmıştır.

Bu çalışmanın amacı, diş dolgu malzemelerinin dezavantajlarını ortadan kaldırmaya yönelik HEMA (2-hidroksietilmetakrilat) esaslı polimerik yapıların farklı çapraz bağlayıcı jelleşme zamanlarını belirlemek, jelleşme zamanı bilinen yapıları bir uv başlatıcı eşliğinde sertleştirmek ve sertleşme zamanlarını belirlemek ve böylelikle sentezlenen bu yapıları karakterize etmektir. (O'Brien, W.J., 2002).

2. POLİMERLER

2.1 Polimerler ve Polimerizasyon

2.1.1 Bileşimleri

Polimerler küçük tekrarlanabilir birimlerin oluşturduğu uzun zincirli moleküllerdir. Tekrarlanan birimler, “mer” olarak adlandırılır ve çoğunlukla maddenin isimlendirilmesinde esas alınır. Örneğin, polistiren, stiren birimlerinin bir araya gelmesinden oluşmuştur.

Senteze başlarken kullanılan küçük molekül ağırlıklı birimlere ise “monomer” adı verilir. Polimerizasyon esnasında monomerler birleşerek polimerleri oluşturan moleküllerdir ve bu meydana gelme süreci polimerizasyon olarak adlandırılır.

Tek tür monomerden çıkılarak sentezlenen polimerlere homopolimer denir. Örneğin saf haldeki polietilen, polistiren, politetrafloretillen polivinilklorür polimerleri birer homopolimerdir. İki veya daha fazla tip monomerin birleşmesinden de kopolimerler oluşur. Kopolimerler merlerin belli bir sırada olmadığı rastgele ya da aynı yapıdaki merin düzenli olarak bir arada bulunduğu blok yapıda olabilir. Polimer boyunca uzanan atomlar güçlü, birincil kovalent bağ ile bağlıdır (Saçak, M., 2004).

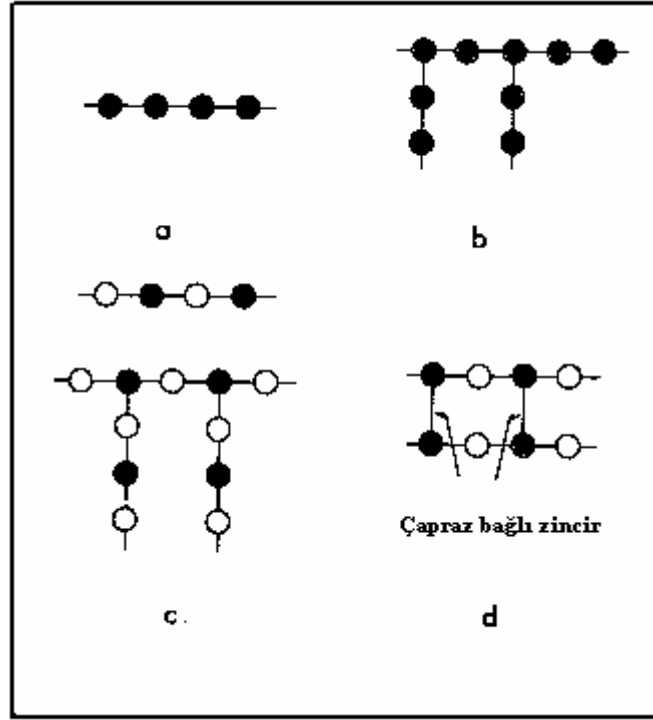
2.1.2 Molekül Ağırlığı

Polimerlerin derecesi polimer molekülündeki zincirlerde bağlanan merlerin sayısı olarak tanımlanabilir. Polimer molekülünün molekül ağırlığı ise merlerin molekül ağırlıklarının toplamıdır. Normal bir polimer molekülü binle milyon arasında değişen sayıda merden oluşur. Bir polimer için tek bir molekül ağırlığı vermek doğru olmaz çünkü polimer farklı uzunlukta ve molekül ağırlığında pek çok zincir içermektedir. Dolayısıyla polimerlerde bir molekül ağırlığı dağılımından bahsedilir. Molekül ağırlığı dağılımı polimerin özelliklerini etkiler (Saçak, M., 2004).

2.1.3 Uzaysal Yapı

Polimerlerin doğrusal, dallanmış ve çapraz bağlı olmak üzere üç temel yapısı vardır. Şekil 2.1’ de bu yapılar görülmektedir. Doğrusal ve dallanmış moleküller birbirinden farklı olmalarına rağmen birbirlerine zayıf, fiziksel bağlarla bağlıdır. Isı ile bu zayıf bağlar kopar ve zincirler birbiri üzerinden kayabilir bu da polimerin yumuşamasına neden olur. Aynı polimer

soğutulduğunda, bağlar düzelir ve madde sertleşir. Bu özellik polimerin ısı ile yeniden şekillendirilebilmesine olanak tanır. Polistiren, polivinil akrilikler, PMMA poli(metil metakrilat) termoplastik polimerlerin tipik örnekleridir. Bu özelliği gösteren maddelere termoplastik maddeler denir .



Şekil 2. 1 Polimer zincirleri (a) doğrusal zincir (b) dallanmış zincir (c) kopolimer zincirler, doğrusal (yukarıdaki) ve dallanmış (aşağıdaki); (d) çapraz bağlı zincirler.

Çapraz bağlı yapılar ağ örgülü kovalent bağ ile bağlı atomlardan meydana gelir; ilk bağlantılar zincirler arasında oluşur ve polimer dev bir makro moleküle dönüşür. Çapraz bağlı yapı ısı ile zincirlerin kaymasına izin vermez. Bundan dolayı ısı ile yumuşamazlar ve termosetler olarak adlandırılırlar. Silikonlar, cispoliizopren, bisfenol A-diakrilat ve çapraz bağlı PMMA çapraz bağlı termoset polimerlerin en tipik örnekleridir (O'Brien, W.J., 2002) .

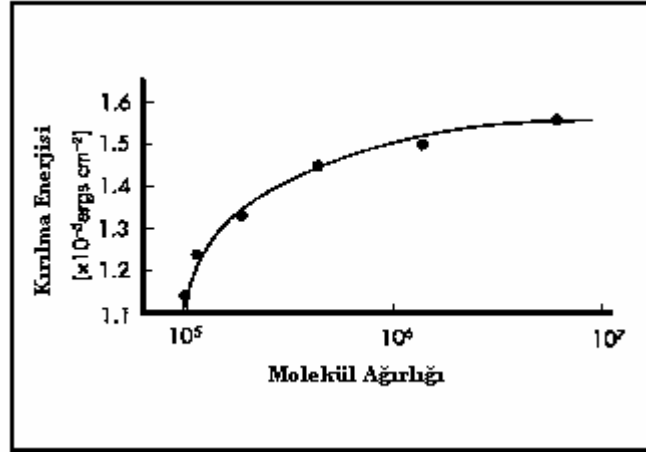
2.1.4 Özellikleri

Polimerlerin özelliklerini zincirin kimyasal yapısı, polimerizasyon derecesi, polimer zincirleri arasındaki dalların ve çapraz bağların sayısı gibi birçok faktör etkiler. Genelde, polimerin dayanıklılığı, sertliği, bükülmezliği ve kırılma direnci zincir uzadıkça ve moleküler ağırlığı fazlaştıkça artar. Polimerin molekül ağırlığı ile dayanıklılığı arasındaki ilişki Şekil 2.2' de verilmektedir. Mesela reçine bileşikler, yüksek

oranda çapraz bağlı matris yapılarıdır. Zincirler arasında oluşan güçlü kovalent bağlar molekülleri bükülmez, katı ve molekül ağırlığı büyük maddeler haline getirir. Dayanıklılık ve bükülmezliğin artması maddenin basınçlara dayanımını artırır (Mark, F.F., 1962).

Tam zıt olarak elastomerik etkili maddeler sadece birkaç çapraz bağlı, kendiliğinden soğumuş birincil zincirlerden oluşur. Bu moleküler yapı zincirlerinin geniş bir biçimde çözülmesini ve dolanmasını sağladığından maddelere yüksek elastiklik kazandırır.

Polimerde kristalleşmenin bulunması polimerin özelliklerini etkiler. İçinde bol miktarda kristal bulunduran maddelerin atomlarının dizilişleri düzenlidir. Sağlam, sert ve kristal olmayan maddelere göre daha az su absorbe ederler. Dişilikte kullanılan çok az polimer kristal yapılıdır. Birçoğu amorf yapılıdır yani atomların dizilişleri düzensizdir. Amorf polimerleri çoğunlukla camsı polimerlerdir.

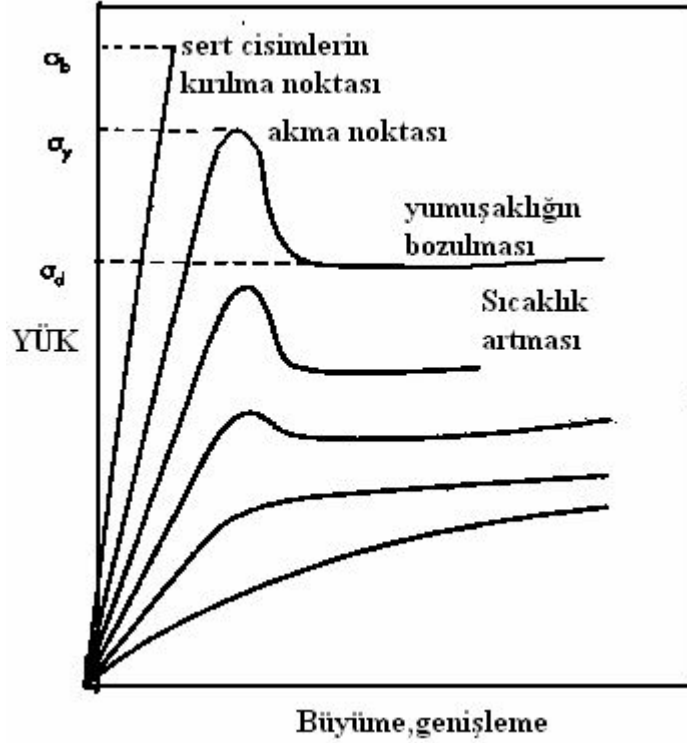


Şekil 2. 2 Dayanıklılık ve polimerin molekül ağırlığı arasındaki ilişki (Mark, 1962).

Küçük plastizer moleküller, çapraz bağlı olmayan ve sert polimerlere eklenirse dayanıklılıkları azalır. Bu küçük moleküller büyük bir molekülün etrafını sardığında, büyük molekül daha rahat hareket edebilir. Bir plastizer, polimerin camsı geçiş sıcaklığını (Tg) azaltır, böylece normalde sert oldukları sıcaklıklarda esnek hale gelebilirler. Tg polimerin camsı ve kırılğan olduğu sıcaklıktan lastiğimsi, yumuşak bir hale geldiği sıcaklıktır. Polimerin sıcaklığının, Şekil 2.3' te görüldüğü gibi, dayanıklılık özelliklerinde büyük etkisi vardır (Berry, J.P. ve Bueche A.M., 1962).

Polimerizasyon esnasında oluşan büzülme [doldurulmamış akrilik reçinelerde %21' e, protez reçinelerde %6' ya, kompozit reçinelerde %1- 3' e] ve iç baskılar sonucunda polimerde

hacimsel bir azalma olur. Şekildeki değişiklik çoğunlukla deformasyon olarak adlandırılır ve polimer yeniden ısıtıldığında oluşur. Ayrıca, polimerlerin bir miktar su absorblama yetenekleri vardır ve bu esnada bir miktar genişleme olabilir. (Berry, J.P. ve Bueche A.M., 1962).



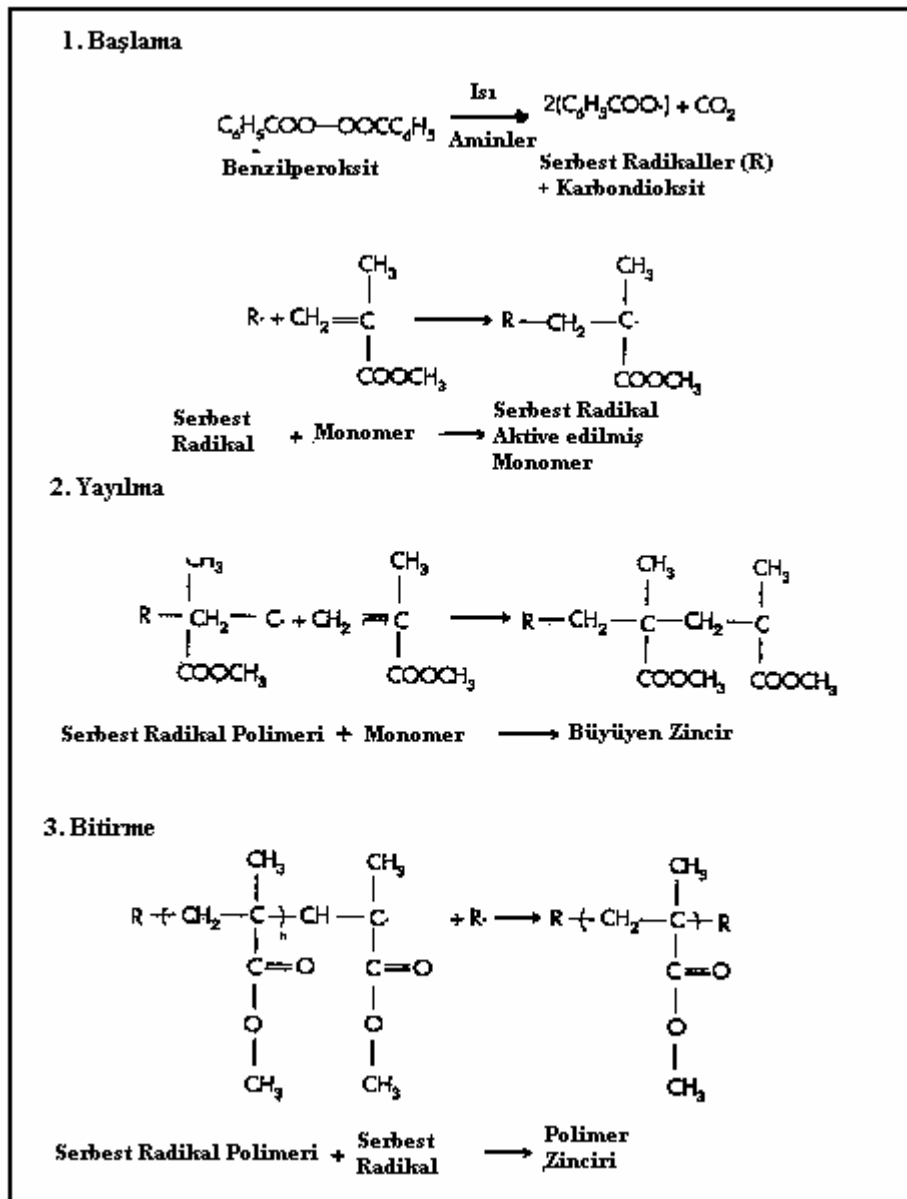
Şekil 2. 3 Sıcaklığın polimerlerin gerilme özelliklerine olan etkisi. Kırılma noktası bozulduğu sıcaklıkların altındaki sıcaklıklara camı geçiş sıcaklığı (T_g) denir (Berry, J.P. ve Bueche A.M., 1962).

2.2 Polimerizasyon

Polimerizasyon reaksiyonları yan ürünün oluşmadığı zincir polimerizasyonu ve su ya da alkol gibi düşük molekül ağırlıklı yan ürünlerin oluştuğu adım (kondenzasyon) polimerizasyonu olmak üzere iki şekilde oluşur. Adım polimerizasyonu ile elde edilen PMMA protezlerin yapımında kullanılır, bis-GMA ise kompozit reçine matrisin genel ana bileşenidir. Kondenzasyon mekanizmasıyla oluşmuş maddeler polisülfat, kauçuk ve bazı silikon etkili maddeler içerir. Serbest radikal polimerizasyonu reaksiyonları ise başlama, ilerleme ve sonlanma olmak üzere üç aşamada meydana gelir. Bu reaksiyonlar ısı, ışık ya da az miktardaki peroksitlerle hızlandırılabilir (Saçak, M., 2004).

2.2.1 Başlama

Başlama basamağı; polimer zincirinin büyümesini sağlayan serbest radikallerin oluşmasını içerir. Serbest radikal moleküllerin paylaşılmamış elektronlardan oluşan kimyasal grupları vardır. Kimyasal olarak aktive edilen sistemlerde radikaller, serbest, genellikle organik peroksit başlatıcı ve amin hızlandırıcının reaksiyonlarından oluşur. Işıқта aktive edilen sistemlerde, kamforkinonun bölünmesi ile oluşan iki molekülün her birinin bir paylaşılmamış elektronunun oluşmasına sebep olur. Serbest moleküller uygun monomer moleküllerin çift bağlarına yapışırlar; bu monomerin en sonundaki paylaşılmamış elektronun değişmesine ve aktive edilmiş monomer moleküllerin oluşmasına neden olur (O'Brien, W.J., 2002).



Şekil 2.4 Metil metakrilat' ın polimerizasyon kademeleri

2.2.2 Büyüme

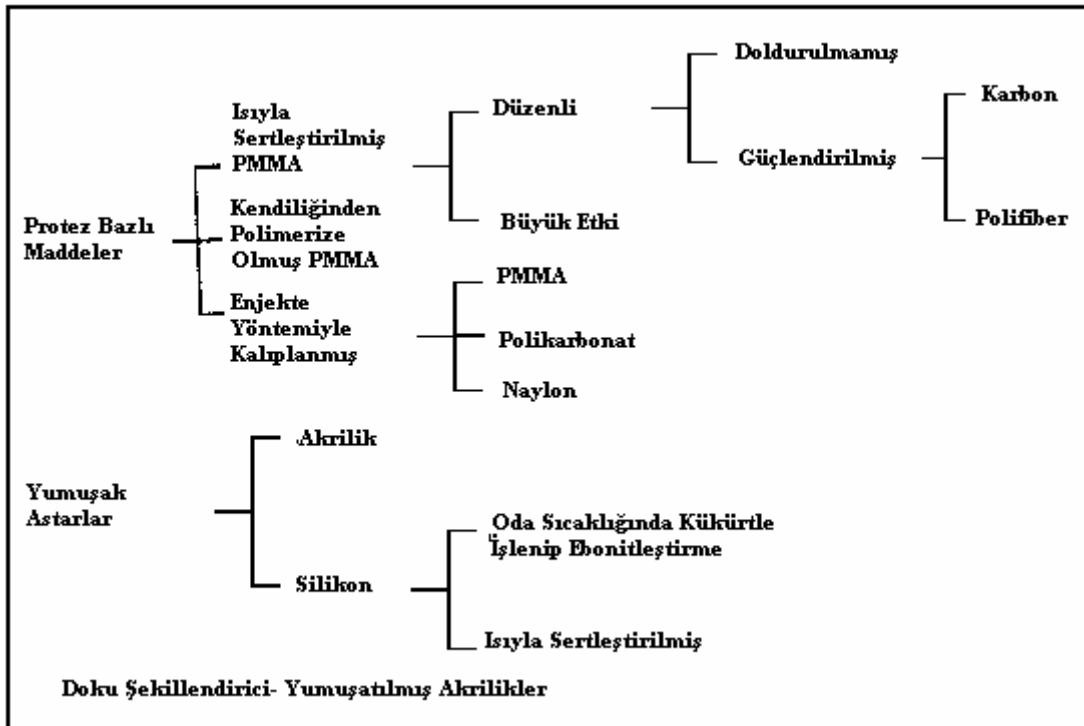
Aktive edilmiş monomerler, diğer uygun monomerlerin çift bağlarına yapışırlar bu da monomer moleküllerinin hızla serbest radikallere ilaveleri ile sonuçlanır. Böylece ilerleme evresinde zincir büyümeye devam eder (O'Brien, W.J., 2002).

2.2.3 Sonlanma

Büyüyen serbest radikalın sonlanma aşaması birkaç farklı mekanizma ile oluşabilir ve yapıda dallanmalar ve çapraz bağların oluşması ile sonuçlanabilir.

Hidrokinon gibi inhibitörler monomerin saklanma süresini uzatmak için az miktarda monomere eklenebilir. Hidrokinonlar serbest radikallerle reaksiyona girer ve böylece başlama evresinin başlama oranı düşer (O'Brien, W.J., 2002).

2.3 Protez Esaslı Polimerler



Şekil 2. 5 Protez bazlar, astarlar ve doku şekillendiriciler

Polimerik protez taban, ya dişlerin düzenlendiği basit sert bir temelden ya da sert altyapının sıkıştırılması ve daha fazla rahatlık ve koruma sağlaması için olan esnek astardan oluşur. Gevşek protezin altındaki doku mukozanın üzerindeki sert plastiğin sürekli hareketinden zarar görürse, doku şekillendirici viskoelastik jel protezin yüzeyle temas kurduğu alanda şekillenir.

Böylece doku iyileşebilir ve yeni, daha iyi bir protez yapmak için öncelikle zarar görmemiş bağlantı yüzeyine doğru baskı alınır. Şekil 2. 5' te protez esaslı maddelerin ve yumuşak astarlı maddelerin sınıflandırılması görülmektedir (O'Brien, W.J., 2002).

Günümüzdeki maddelerin kullanılabilirliği protez dizaynının gelişmesine yardımcı olur. 1800' lerdeki el oyması fildişleri ve ahşap protez baz' ları günümüzde mekanik aletlere dönüşmüştür, spring gibi. Goodyear'ın sertleştirilmiş kauçuk (vulcanite) icadı 1839'da, sadece uygun kalıp yapılabilen termoplastik madde değildi ayrıca parçalanmıyordu ve çiğnenmeden doğan güçlere yıllarca dayanacak kadar güçlüydü. Vulcanizenin hakiki siyah rengi ve ışık geçirmezliği canlı mukozanın yarı şeffaflığını ve yansımalarını taklit edemiyordu (O'Brien, W.J., 2002).

Çizelge 2. 1 Protez bazlı maddelerin karşılaştırılması

Madde	Avantajları	Dezavantajları	İdeal özellikler
Isıyla sertleştirilmiş	İyi görünüş Yüksek camsı geçiş sıcaklığı İşlemesi kolay Düşük sermaye İyi yüzey sonucu	Serbest monomer bileşeni yada formaldehide duyarlılığa neden olabilir Düşük darbe dayanıklılığı Zayıf protez dizaynların bozulması için yeterli düşük esneme dayanıklılığı Bozulma ömrü az	İyi görünüm Yüksek esneme dayanıklılığı Yüksek darbe direnci Yüksek sertlik Uzun bozunma ömrü Yüksek çatlak direnci Yüksek kırık direnci
Isıyla sertleştirilmiş kauçukla güçlendirilmiş	Artırılmış dayanıklılık etkisi	Azaltılmış sertlik	Düşük serbest monomer içeriği Dişlerle ve astarla iyi yapışkanlık
Isıyla sertleştirilmiş fiberle güçlendirilmiş	Yüksek sertlik Çok yüksek darbe dayanımı Uzun bozunma ömrü Polipropilen fiber: İyi geçirgenlik İyi yüzey sonucu	Karbon ve Kevlar fiber: Zayıf renk	Düşük çözünürlük Düşük su alımı Ölçüsel sabitlik Ölçüsel doğruluk
Kendi kendine sertleşmiş	Ölçüsel doğruluk Isıyla sertleştirilenden daha yüksek esneme dayanıklılığı	Uzun vadede ucuz değil Kırıklarda artış Serbest monomer içeriğinde artış Sabit olmayan renk Sertliğin azalması Dişe yapışmanın kaybı	
Enjeksiyonla kalıplanmış	Ölçüsel doğruluk Düşük serbest monomer içeriği Polikarbonat&Naylon İyi darbe dayanımı	Yüksek maliyet Kalıpların zor dizayn edilmesi Düşük çatlak direnci Düşük kırık direnci	
Işıkla aktive edilmiş	Metakrilat monomeri yok Azaltılmış polimerizasyon büzüşmesi	Elastikiyet modülü azalır	

İnsan yapımı polimerlerin 1930'larda ticari olarak uygunluğu, bazı optiksel parlaklığı olan polimerlerin dışılıkte uygulanmasına olanak sağladı. Bu yeni uygulamaya alışılması ve kullanılması biraz zaman aldı. Fakat serbest monomerlerin polimerizasyonu, doğal kütle hacim büzülmesi nedeniyle, ebonitleştirme(kükürtle işleyip sertleştirme) tekniklerinin kolayca kullanımına izin vermedi. İlk kez otuzların ortalarında açıklanan hamur tekniğinin kabulü, akriliklerin kullanımına imkan verdi. Hamur tekniğinde; sıvı bileşen (monomer), toz (pudra) bileşenle (polimer) karıştırılır. Monomer polimeri nemlendirerek hamur kıvamına getirir, ki bu kıvam daha önceden polimerizasyon için kalıba konmuştur. Yeni protez baz Amerika'da hızla yayıldı. Ancak Avrupa'da değişim 2. Dünya Savaşı boyunca kauçuk yokluğunun etkisi altındaydı. Savaşın sonlarında vulcanize' nin dışılıkte kullanımı hemen hemen bitmişti. Savaştan sonra uçak imalatına ve gelişen plastik endüstrisine reçineleri protez baz olarak kullanma konusunda teklif sunuldu ama hamur tekniğinin basitliği ve hayatta görünen canlı sonuçları akrilikleri bugün de piyasanın lideri yapmaya yetmektedir. Çizelge 2.1' de güncel protez bazlı maddelerin karşılaştırmaları verilmektedir (O'Brien, W.J., 2002).

2.3.1 Bileşim ve Üretim

2.3.1.1 Isıyla Sertleştirilmiş Akrilikler

Isıyla sertleştirilmiş akrilik protez yapılar günümüzde kolaylıkla yayılan toz ve bir sıvıdan elde edilir. Aslında toz, PMMA bloklarının öğütülmesiyle elde edilirdi. Ama küresel tanecikli polimerlerin kullanılmasıyla daha yumuşak daha tutarlı hamurlar elde edilebilmiştir. Monomer sıvısının ya yüzey aktif madde ya da suda çözünen polimer yardımıyla suda askıya alınmasıyla polimerizasyon hızı, su yüzeyindeki soğutma çalışmalarıyla daha iyi kontrol edilebilmektedir. Tanecikleri kolaylıkla elde edebilmek için gerekli olan katkı maddeleri, monomer kürelerinin içinde çok iyi çözünür fakat suyun içinde çözülmezler. Küreler katalizör olmadan ısıyla polimerize edilebilirler ama çoğunlukla benzil peroksit eklenir; bir kısmı taneciklerin polimerizasyonunda katalizör gibi davranır ve bir kısmı da, hamurun dental şişedeki polimerizasyonu boyunca topaklar, peroksi serbest radikalın kaynağı haline gelir (O'Brien, W.J., 2002).

Hamurun oluşmasına yardımcı olmak için ayrıca plastikleştirici, tanecik şeklindeki polimerle bir araya getirilir. Geçmiş yıllarda plastikleştiriciler, dış plastikleştirici olarak polimer zincirlerine bağlanmadan, polimer zincirleri arasına yerleştirilerek kullanıldı. Toksik özelliği olmayan dibutilfitalat bu özelliği sağlayan plastizer olarak oldukça sık kullanıldı. Günümüzde ise plastikleştirici olarak çeşitli metakrilat ya da akrilat içeren monomerler kullanılmaktadır.

Bu monomerler hamuru yer yer yumuşatarak monomerin, hamur safhasında, tanecikli yapılara daha hızlı ulaşmasını sağlar. Yuvarlak şekil verme metoduyla polimerizasyon esnasında ya da sonrasında pigmentler taneciklere eklenir. Bu metotla oldukça geniş moleküler ağırlık dağılımlı, örneğin 1 milyon sıralı ortalama molekül ağırlığı olan bir PMMA tanecikler üretilebilir. Hamur özelliklerini taneciklerin büyüklüklerine göre dağılımları, molekül ağırlıklarına göre dağılımları ve plastikleştirici oranı etkiler. Yüksek moleküler ağırlık dağılımı ve düşük plastikleştirici içeriği olan maddeler sertleştirilmiş protez tabanlarda daha iyi fiziksel ve mekaniksel özellikler sağladığı için tercih edilir (Nayır, E., 1999).

Hamura şekil vermek için kullanılan monomer, metil metakrilat tanecikleri oluşturmak için kullanılan monomerle hemen hemen aynıdır. Metil metakrilat temasla birlikte polimer taneciklerinin içine yayılır, onların şişmesine ve bazı molekül ağırlığı düşük polimerlerin taneciklerinin çatlakları arasında mahsur kalmış monomere eklenmesine neden olur. Tanecikler şiştiği için, yan yana duran taneciklerde karmaşa meydana gelir ve tanecik-monomer karışımı jel haline gelir. Monomerler her bir taneciğin kabuğunun içine çok iyi süzölmüş olsa da tanecikler tam anlamıyla çözünmezler. Şişme evresinde benzil peroksit tanecikten çatlaklara yayılabilir ve daha sonra orada hamurun sertleşmesini başlatır. Ayrıca taneciklere yayılabilen çapraz bağ ajanı, başlangıç aşamasında da mevcuttur (O'Brien, W.J., 2002).

Çapraz bağ ajanı sertleşen jele iki tane yararlı özellik kazandırır. Protez tabanların organik çözücülerdeki çözünürlüğünü azaltır ve protez tabanların stres nedeniyle oluşabilecek çatlaklara olan eğilimini azaltır. Ancak, çapraz bağ ajanı pratik açıdan bakıldığında protez yapımındaki kullanım kolaylığından dolayı son derece önemlidir. Monomerin katı bir polimere dönüştürülebilmesi için, oluşturulan polimer zincirinin belirli bir minimal büyüklüğe erişmesi gerekir. Molekül ağırlığı 5.000' in altında olan polimerler sıvı ve yapışkandır; esnek polimerlerin ise minimum molekül ağırlıkları 150.000 civarında olmalıdır. Çapraz bağlanma olmayan durumlarda reaksiyon azot atmosferinde gerçekleşir. Aksi durumda molekül ağırlığı istenilen büyüklüğe ulaşamaz ise protezin sertlik seviyesi düşük olur ve kırılmaya olan eğilimi artar. Çapraz bağ ajanı, sertleştirici sistemlerin molekül ağırlıklarının artışı hızlandırır ve oksijenin engellenmesiyle oluşan etkileri yok eder. Ama monomerdeki fazla miktardaki çapraz bağ protez tabanlarının fazla kırılmasına neden olur. En genel çapraz bağ ajanları, dimetakrilat, ya etilen glikol dimetakrilat yada 1,4-butilen glikol dimetakrilat' dır (O'Brien, W.J., 2002).

2.3.1.2 Yüksek Etkili Akrilikler

Yüksek etkili akrilik protez tabanları ısıyla sertleştirilmiş hamur metoduyla da elde edilebilir; etkiye olan direnç, kauçuk esaslı tanecikler süspansiyon polimerizasyonu ile elde edilir. Bazı kauçuk yapılar, monomer içinde çözünebilir. Kauçuk yapılar monomer globülde globülün polimer içeriği çok fazla olana kadar çözünen olarak kalır ve çökelmeye başlar. Bu çökeltmenin doğal akışı, PMMA' nın bazı büyüyen zincirlerinin butadien kauçuğa yapışık hale gelebilmesi gerçeğiyle güçleşebilir. Bu geri dönüşüm fazı olarak bilinen olay, taneciğin ince adalarının kauçuk içerikli küçük kalıntılarının kauçuk/PMMA eklenmiş(graft) kopolimeri boyunca dağılmasına neden olur (Zembilci, G. ve Çalikkocaoğlu, S., 1973).

2.3.1.3 Protez Tabanlarının Otopolimerizasyonu

Otopolimerizasyon ya da çağlayan tipi protez tabanı kimyasal olarak ısıyla sertleştirilmiş protez tabanına benzer, tek fark otopolimerizasyonda monomere azaltıcı etkenin eklenmesidir. Barbiturik asidin türevleri kullanıldığı halde azaltıcı etken genellikle tersiyer aromatik amin' dir. Azaltıcı etken benzil peroksit ile oda sıcaklığında tepkimeye girerek peroksi serbest radikaller oluştururlar ve bu peroksi serbest radikaller monomerin protez tabanındaki polimerizasyonunu başlatır. Taneciklerin içindeki polimerlerin molekül ağırlıkları çok geniş aralıkta değişebilir. Çapraz bağlayıcı konsantrasyonları çoğunlukla monomer sıvılarında %0' dan %9' a kadar değişebilir. Boyut, molekül ağırlığı ve plastik yapıcı miktarı, akriliğin kalıba birden boşalmasına izin veren karışımdaki yapışkanlığın çok erken artması ve plastik dişlerin iyi nemlenme olmadan, taneciğin içindeki monomere yüksek tesir vermesi için dengelenmelidir. Bu dengeye ulaşılması zordur ve çoğunlukla yüksek miktarda kalan serbest monomer içeriğine ve düşük çapraz bağ özkütlelerinin oluşmasına neden olur. Ürünün özelliğini etkileyen faktörlerin başında molekül ağırlığı ve çapraz bağ konsantrasyonu gelir (O'Brien, W.J., 2002).

2.3.1.4 Enjeksiyonla Kalıplama

Enjeksiyonla kalıplanmış plastikler oluşan ürünün molekül ağırlığı nedeniyle avantajlıdır ancak ekipmanın pahalı olması, düşük çatlak direnci ve dişlerle protez tabanın tutturulmasındaki zorluklar dezavantaj oluşturur. Polikarbonat ve naylon, enjeksiyonla kalıplanmış protez tabanı için önerilen plastiklerin başında gelir. Enjeksiyonla kalıplanmış plastikler, hastalarda hassasiyete neden olduğu bilinen metil metakrilat, kobalt ve nikel alternatif olmakla birlikte kullanımları çok yaygın değildir (O'Brien, W.J., 2002).

Enjeksiyonla kalıplanmış plastiklerde vakit kaybı azdır. Kalıplama sırasında buhar oluşumunun engellenmesi için kalıp kuru olmalıdır. Erimiş maddenin uygun sıcaklığa ulaşması ve kalıplanmadan sonra uygun bir biçimde soğuması zaman gerektirir. Dökümün iyi olmaması; erimiş maddenin yeterinden az ısıtılması ile kalıbın yeterinden az dolmasından kaynaklanabilir. Erimiş maddelerin fazla ısıtılması özellikle polikarbonatlar nemli kalıplara enjekte edildiğinde patlamalara neden olabilir (O'Brien, W.J., 2002).

Enjeksiyon kalıplamaların hemen hemen hepsi dişleri tutmak için mekanik kuvvetlerden destek alır. Düşük erime sıcaklıkları, enjeksiyon safhasında dişlerin yerleştirilmesi için güçlü kuvvetlere neden olurlar ve hatta plaster kalıplardan bazı azı dişleri sökebilirler. Eriyen maddenin aşırı ısıtılmasıyla oluşan depolimerizasyon ya da oksidasyon boşluklara, dayanıklılıkta azalmaya, renk değişimlerine ve bozulmanın artmasına neden olabilir (O'Brien, W.J., 2002).

2.3.1.5 Akrilik

Akrilikler düşük molekül ağırlıklı taneciklerden elde edilirler, dar bir molekül ağırlık değişim aralığı ve çok az miktarda artık serbest monomer içerirler. Kalıplama sırasında erime viskozitesini artıracığı için çapraz bağlanma yoktur. Plastikleşme azdır ve çoğunlukla düşük molekül ağırlığına rağmen, fazla miktardaki ısı kurutulmuş protez tabanda az bir sertleşme sağlar (Zembilci, G. ve Çalikkocaoğlu, S., 1973).

2.3.1.6 Kendiliğinden Polimerize Olan Akrilikler

1960' lı yıllardan itibaren dişçilikte kullanılan döküm tekniğinde akrilikler kıvamlı bir sıvı olarak hazırlanır ve çok miktarda hidrokolloidden oluşan çelik kalıba dökülür. Kalıbın deneme yüzeyi plaster modelin kendinden oluşur; akrilik dişler agar kalıptaki pozisyonlarını bilinen plaster kalıptaki gibi korurlar. Döküm tipi kalıbın tasarım açısından eksiklikleri vardır. Jelleşen agar dişlere sert plaster kadar kolaylıkla yapışmaz, dolayısıyla akriliğin dökümü esnasında dişin yerini alma eğilimi vardır. Kalıplamadan önce cilalama ve dişlerde kalan her bir cila monomerin yüzeyinin nemlenmesini önleyecektir. Bu sorun, çözeltisinin ve cilanın ısıyla sertleşme yöntemlerinde sıcaklığın yükseldiği durumlarda daha az ortaya çıkar (O'Brien, W.J., 2002).

Kalıp etrafında bir atmosferik basınç artışı yaratmak için kullanılan hidroflaskın 2 temel avantajı vardır:

- Monomerin kaynaması sonucu boşluk oluşması, kaynama noktasının uygun bir değere yükselmesi ile önlenir.
- Karışım sıkıştırılırken hava eklenir, kurutulmuş reçinenin özkütlesi artar ve enine dayanıklılığı iyileşir.

Yüksek sertliğe neden olan serbest monomer içeriğini azaltmak için toz/ sıvı oranı, çapraz bağlayıcı içeriği ve hızlandırıcı/ katalizör oranı iyi ayarlanmalıdır. Genellikle bu ürünlerde bozunma ısıyla sertleşen akriliklerden daha fazla görülür (O'Brien, W.J., 2002).

2.3.1.7 Polikarbonat

Polikarbonat dayanıklı plastik taneciklerden elde edilir ancak nemli kalıplara enjekte edilmesi uygun değildir. Yüksek erime viskozitesi vardır ve aşırı ısıtılmış su varsa patlayarak depolarize olabilir. Yine çapraz bağın eksikliği düşük çözücü ve çatlak direncine neden olur. Yüksek erime viskozitesi dişleri tuttururken sorunlara yol açar (O'Brien, W.J., 2002).

2.3.1.8 Naylon veya Poliamidler

Asit ve amin gruplarının arasındaki bağlı grupların fiziksel ve mekanik özellikleri yoğun polimer ailesinden olan naylon ve poliamidlere çeşitlilik kazandırır. Naylonun dişçilikte ilk kullanımı çok fazla su emmesi ve dolayısıyla çok fazla çatlağa ve bazen biyolojik bozunmalara neden olduğu için başarılı olmamıştır. Daha yakın zamanlarda yapılan çalışmalarda camsı katkıyla güçlendirilmiş, daha az su emen, naylonlar üretilmiş ve daha iyi sonuçlar elde edilmiştir. Bu naylonlar ya belirli kaplanmış cam taneciklerle ya da doğranmış cam fiberle doldurulur. Cam fiberler dolguları güçlendirmekle beraber hastalar değme yüzeylerinin aşındırılmaması konusunda uyarılmalıdır, böylelikle tahrişe neden olan fiberlere maruz kalınması engellenmiş olur (O'Brien, W.J., 2002).

2.3.1.9 Işıkla Aktive Edilmiş Maddeler

Son yıllarda ışıkla aktive edilmiş sistemler kullanılmaya başlanmıştır. Günümüzde proteze ilişkin pek kullanım alanı mevcuttur. Işıkla aktive edilmiş maddeler bir üretan- dimetakrilat matrisiyle birlikte bir akrilik kopolimerden oluşur ve mikro küçüklükte silika dolgu içerir. Ön karıştırma yapılmış levha veya iplikcik şeklinde bulunurlar. Maddenin dökümü, taban levhasına dökümü ve 400' den 500 nm' ye kadar ışıklı odada polimerizasyonu ile elde edilir. Dişler bu tabana ilave maddelerle birlikte yerleştirilir tekrar ışığa maruz bırakılır. Bu sistem balonlara, kaynatma tanklarına, dolgu preslerine ve ısıyla işlenen konvansiyonel protezlerin

yapımı için gereken ünitelere olan ihtiyacı yok eder. Hem dişçilik hem de laboratuarlarda daha az zaman harcanmasını sağlar (O'Brien, W.J., 2002).

2.3.2 Üretimin Fiziksel ve Mekaniksel Özelliklere Etkisi

Polimer yapılı bir protez taban üretilirken son polimerin fiziksel ve mekaniksel özellikleri önemlidir. Sertleşen polimer çiğneme esnasında emilen dişi tutacak ve protezin altında mukozaya binen değişken yükleri minimuma indirecek kadar sert olmalıdır. Eğer iyi bir emme sağlanabiliyorsa polimer çiğneme yükleriyle sünmemelidir. Polimerin sadece normal çiğneme kuvvetlerine karşı değil ayrıca etki kuvvetleriyle oluşan ani ve yüksek baskılara karşı da uygun dayanıklılığı ve esnekliği olmalıdır. Madde ağzın doğal ıslak ortamında bozulmamalı ve yiyecek, içecek ya da ilaçlarda bulunan çözücüler nedeniyle çatlaklar oluşmamalıdır. Sertleşmiş polimer biyolojik olarak cansız olmalıdır ve eğer ağız florasıyla karşılaşırse bozmak için yavaşlatmalıdır. Protezin üretimi esnasında oluşan fiziksel ve mekanik özellikleri sertleşme koşullarından ve seçilen maddelerden etkilenebilir. Her sertleşme döngüsü ve üretim tekniği, istenilen uygulamanın gerektirdiği şartlar düşünülerek en iyi şekilde kullanımı hedefleyen bir çeşit uzlaşma metodudur. Alerjik bir hasta için, serbest monomer içeriği sertlikten daha öncelikli olarak düşünülebilir. Yumuşak astara ihtiyacı olan hastada, eğer protezin düşürülen yüzey alanı hareketsizliğe ya da yükleme problemlerine yol açmıyorsa sertlik çok önemlidir (O'Brien, W.J., 2002).

2.3.2.1 Isıyla Sertleşen Protez Taban

Isıyla sertleşen protez tabanların hazırlanmasında son aşamaya gelinmeden önce bilinmesi gerekli olan kademeler vardır. Taneciklerin monomerle beraber başlangıçta erimesi; kumlaşma kademesi; taneciklerin dış katmanlarının şişmesi gibi ilk karışıklığın oluşumu; hamur uzaklaştırıldığında düşük molekül ağırlıklı bileşenlerin çözünmesi ve monomerdeki ince çatlaklar ince çizgi oluşumuna neden olabildiği kademelerdir. Son evrede hamur monomerin difüze olmasıyla taneciklerin tabakalarına ulaşarak elastik hale gelir, onları plastikleştirilir ve Tg sıcaklığı 125°C dereceden oda sıcaklığının altına düşürülür; böylece tanecikler kauçuklaşır. Monomerin taneciklerin katmanlarına yayılmasından önce hamurun sertleştirilmesi, bükülmeye olan dayanıklılığın azalmasına ve çapraz bağlı çatlak hali ve lineer taneciklerin arasında zayıf, çizgileri boyunca çoğalan kırılma eğilimine neden olur (O'Brien, W.J., 2002).

Monomer ve çapraz bağlayıcının taneciklerin merkezine yayılması baskının daha homojen yayılmasını ve hamurun oluşumunu; IPN olarak bildiğimiz iç içe geçmiş üç boyutlu amorf tanecikli polimerin oluşumunu sağlar.

Sertleşme döngüsü; yeterli benzoil peroksi radikallerinin oksijenin etkisini bertaraf etmek için üretilmesi ve serbest radikal katılma polimerizasyonu ile polimer zincirlerini oluşmasına neden olacak sıcaklık artışını sağlayacak şekilde tasarlanmıştır.

Sıcaklıktaki hızlı artış çok fazla miktarda radikal ve bunun sonucunda da büyüyen polimer zincirleri oluşur. Bu zincirler ya diğer radikallerle ya da diğer polimer zincirleriyle çarpışırlar, çatlaklara neden olan polimerlerin dallanmış ve çapraz bağlı olanlarında artış meydana gelir. Bu da sertliğin azalması demektir. Polimerizasyon tepkimeleri ekzotermiktir; eğer reaksiyon hızı çok yüksekse monomerin kaynama noktası aşılıncaya kadar hamurdaki ısı yükselir. Protezin son halindeki boşluklar, sonradan dayanıklılık ve güzelliğin kaybına ayrıca bozulma olasılığının artmasına neden olur (O'Brien, W.J., 2002).

Yavaş sertleşme protez tabanların daha sert olmasını, daha az dallanmaların ve çapraz bağların oluşmasını ve daha az sayıdaki polimer zincirleri her an büyüyebildikleri için çapraz bağlar arasındaki genel molekül ağırlığının yüksek olmasını sağlar. Serbest monomer içeriği çoğunlukla düşüktür çünkü sertleşen polimerlerin iç viskozitesindeki düzgün artış monomerin kolayca büyüyen serbest radikallere girmesine olanak tanır. Çapraz bağlayıcılar ısıyla sertleşen sistemlerde daha iyi polimerleşirler; reaksiyona girmeyen pendant çapraz bağlı grupların değişebilen plastikleştirici etkisi daha düşük sızma değerlerine neden olur.

Büzme; sıvı monomerin, sertleşen hamurun baskı altında tutulmasıyla dengelenebilen katı polimere dönüştürülmesi esnasında oluşur. Ama sertleşmemiş hamura kalıbın zıt tarafından kuvvet uygulanırken kalıbın bir tarafındaki hamurun polimerizasyonunun yavaşça başladığı hibrit sistemleri vardır. Sertleşme kalıpta ilerlerken kalıp alanı, ölçüsel doğruluğu geliştirmek için dolu tutulmalıdır. Bu sistemin avantajı kalıbın çok fazla hamurla doldurulması nedeniyle oluşan rahatsızlığın artmasına daha az eğilim bulunmasıdır, bilindik flasklarda bu durum ortaya çıkabilir.

Isıyla sertleşmiş sistemlerin kendiliğinden polimerize edilme ve enjeksiyonla-kalıplama metotlarından farklı olarak en önemli avantajı monomer yayılma hızının yüksek sıcaklıklarda hızlanmasıdır. Akrilik dişler kullanıldığında bu yöntem tercih edilir. Yöntem hamurun dişleri daha iyi nemlendirmesini ve dişlerle protez taban arasındaki kimyasal kaynakların oluşmasını sağlar. Sertleşme ile sıcaklık polimerizasyon büzülmesinden dolayı yapıda olan gerilime

neden olur. Eğer gerilim yayılmazsa bu çatlakların oluştuğu merkez haline gelebilir (O'Brien, W.J., 2002).

2.3.2.2 Işıklı Aktive Edilmiş Maddeler

Işıklı aktive edilmiş maddeler darbe dayanımı ve sertlikleri açısından bilinen ısıyla sertleşmiş maddelerle kıyaslanır, ancak ışıkla aktive edilmiş maddelerin elastik modülüsleri daha düşüktür. Işıklı aktive edilmiş madde ile yapılan protezin çiğneme kuvvetleri altında ısıyla sertleşmiş protezlerden daha fazla deforme olması ve daha fazla uzaması beklenir. Fakat enine dayanıklılığı bilinen maddelerden oldukça azdır.

Işıklı sertleşen sistemlerde kullanılan yüksek molekül ağırlıklı oligomerler sayesinde polimerizasyon büzülmesi klasik sistemlerde %6 iken, ışıkla sertleşen sistemlerde %3' tür. Bir araştırmaya göre görülebilen ışıkla üretilmiş protez tabanlar bilinen hızla ısıyla sertleşmiş reçinelerden daha uyumludurlar. İdeal olarak, polimerizasyon büzülmesinin olmaması daha iyi uygunluk sağlar.

Işıklı aktive edilmiş maddeler metil metakrilat monomer içermediği için hassasiyet gösteren hastalarda kullanılabilir. Işıklı aktive edilmiş protez tabanların formülü üretan dimetakrilatın kopolimeri ve silika dolgulu akrilik reçine içerir. Mavi ışık, bir ışık çemberi içinde ham plastiğin ince tabakalarının polimerize edilmesi için kullanılır (O'Brien, W.J., 2002).

2.4 Kalıcı Yumuşak Astarlı Maddeler

Kalıcı yüksek astarlı maddeler sert plastik protezin oturma yüzeyinin yerine kullanılan esnek polimerlerdir. Hastanın sert oturma yüzeyinden rahatsız olması durumunda ya da protezin kalıcılığını artırmak amacıyla kullanılırlar. Astar yumuşak olduğundan, ölçüsel sabitliği yani kalıcılığı ve bozulmaya olan direnci önemlidir. Yumuşak astarlı maddeler ağızda Tg' nin üstündeki maddeler olarak tanımlanırlar. Su absorblama çözünen bileşenlerin sızması ve bio bozunurluk gibi fiziksel özellikler klinik uygulamaların başarısında astardar olarak camsı polimerlerin kullanıldığı protez tabanlarda büyük bir rol oynar.

Diğer kauçuklar sınırlı klinik deneylerde kullanılmalarına rağmen akrilikler ve silikonlar genelde yumuşak astar olarak kullanılan polimerlerin iki temel ailesidir. Çizelge 2.2' de yumuşak astarlı maddeler ve özellikleri verilmektedir (O'Brien, W.J., 2002).

Çizelge 2. 2 Yumuşak astarlı maddeler

Madde	Avantajları	Dezavantajları	İdeal özellikler
Akrilik	Akrilik tabanlara karşı yüksek kabuk dayanıklılığı Yüksek kırılma mukavemeti Soğuyunca parlatılabilme Protez temizleyiciler tarafından zararlara uygun direnç	Zayıf esneklik Zamanla plastikleştiriciliğin kaybı Sudaki şekil kayıpları (eğilmeler)	Yüksek esneklik Sıvı çevre ve temizleyicilerden etkilenmezler Protez tabanla kuvvetli bağ Yüksek aşınma direnci
Silikon (RTV)	Esneklik	Yırtılmaya düşük dayanıklılık Protezlere zayıf bağlanma Temizleyicilerin zarar vermesi Suda kopçalanma Düşük aşınma direnci	Biyolojik olarak uyumlu Bozulmayı önleyici özellikler İyi ölçüsel sabitlik
Isıyla sertleştirilmiş silikon	Esneklik Akriliklerle yeterli bağ dayanıklılığı Sıvı çevrelere ve RTV' den daha temizleyici şeylere daha fazla direnç	Yırtılmaya düşük dayanıklılık Düşük aşınma direnci	
Doku şekillendiriciler	Rheolojik ve viskoelastik özellikleri neredeyse ideal Chairside uygulanabilir Protezler iyi oturur Her yere takılabilirler	Düşük yapıştırıcı dayanıklılığı Temizleyicilerden etkilenme Alkol iltihaplı mukozayı kaldırabilir	Sabit kuvvetle akma Yüksek dereceli deformasyonlarda esneklik Birkaç gün kalan yapışkanlık Protez tabanın muhafazasına katkı için yüksek miktarda yapışkanlık

2.4.1 Yumuşak Akrilik Astarları

Akrilikler ya yüksek derecede plastikleştirilmiş gerçek camsı polimerlerden ya da doğal Tg' si ağız içinde en az 25°C olan yumuşak akriliklerden oluşur. Akriliği yumuşatmak için kullanılan plastikleştirici akriliğe bağlanmamış olabilir ki bu durumda kullanım esnasında serbestçe yayılması esnekliğin kaybına neden olur, akrilik sertleşmiş matris içinde reaksiyona girebilir. Bir diğer durumda plastikleştirici önerilen akriliğin sertleşen matris içinde reaksiyona girmesidir çünkü bu yumuşak astarın klinik ömrünü uzatır ancak pratikte uygulaması güçtür (Nayır, E., 1999).

Reaktif plastikleştiricilerin polimerleşme hızları akrilik monomerlerinkinden çoğunlukla daha düşüktür. Bu, suyun yumuşak astarlar tarafından düzensiz kavranmasına sebep olan faz ayrımına neden olur. Su plastikleştiricinin zengin olduğu fazda toplanır ve polimerdeki

çözünen safsızlıklar şişmeye ve bükülmeye sebep olan osmotik basınç yaratır. Bu yüzden, iç plastikleştirici akrilikler ticari olarak üretilmesine rağmen, hassas formülleri, yetersiz sertleşme sonucu sık sık oluşan şekil bozulması dolayısıyla pratikte kullanılmamaktadırlar (O'Brien, W.J., 2002).

Plastikleştirilmiş akrilikler esas olarak etil metakrilat' tan oluşmuş kopolimerdir. Kopolimer 2-etoksietil metakrilat içerebildiği gibi n- ve isobutil metakrilat da içerebilir. Fakat ilk monomer (2-etoksietil metakrilat) çoğunlukla sıvı bileşende kullanılır. Tanecikler genellikle metakrilat homo polimerlerinden daha düşük Tg' si olan akrilatlar ile kopolimerize edilir, ancak hoş olmayan kokuları vardır. Tanecik polimerlerin Tg' si oda sıcaklığının üzerinde olduğunda tanecikler serbestçe akarlar. Monomerler genelde büyük fitalat ester olan plastikleştirici içerirler. Monomer plastikleştiricinin taneciğe girmesi için uygunca genişlemelidir. Sonra plastizer monomer polimerleşirken taneciğe girer ve polimer zincirler arasındaki serbest yol azalır. Tg' si yüksek olmasına rağmen metil metakrilat monomer olarak kullanılabilir; isobutil metakrilat polimerize olurken daha düşük Tg' ye sahip olduğu için tercih edilir. İsobutil metakrilat özellikler arasında denge sağlamak için kullanılır.

Su hidrofilik astarlarda plastikleştirici olarak kullanılabilir. Bu hidroksietil metakrilat yumuşak astarların arkasındaki temel prensiptir. Bununla birlikte günümüzde protez yapılırken su kullanılmaz ve su astarın genişlemesine neden olur. Suyla genişleyen astarlar iyonların matrislerine girmelerine izin verir, ve kristallenmeye yol açabilir, bu da polimerleşebilen plastikleştiricilerde osmotik basınç etkisine olduğu kadar astarlama sertliğine de yol açar (O'Brien, W.J., 2002).

2.4.2 Yumuşak Silikon Astarlar

Yumuşak astar olarak kullanılan silikonlar iki çeşittir: oda sıcaklığında sertleşenler (RTV) ve ısıyla sertleşenler. Silikonların esnekliği onları ilk bakışta ideal bir astar maddesi yapar. Fakat silikonların yırtılma dayanımları azdır, akrilik protez tabanlarına kendiliğinden yapışma yoktur ve eğer iyi sertleşmezlerse osmotik basınç etkilerine açıktırlar. RTV silikonlarının en büyük eksikliği akrilik ve silikonların birleşen köşelerindeki yapışkanlık problemidir. ısıyla sertleşmiş silikonlar formüllerinde, sertleşmiş protez tabanlarda ve ısıyla sertleşen silikonda polimerleşebilen siloxone metakrilat içerirler. RTV silikonlar, basma kauçuklarda kullanılanlar gibi orgono-tin türevleri esaslı kondenzasyon çapraz bağlanma sistemi kullanırlar. Çapraz bağlanma derecesinin düşük olması literatürde belirtildiği gibi kullanımda büzme ve bükülme ve protez temizleyicilere olan yüksek hassasiyetle artırır.

Bazı RTV silikonların kırılma mukavemeti bu maddenin uzun zaman suyla teması sonucu bozunması olarak tanımlanır. Isıyla sertleşmiş silikonlar yüksek derecede çapraz bağlanmaya ve daha uzun klinik ömre erişebilirler (O'Brien, W.J., 2002).

2.5 Geçici Yumuşak Astarlar ve Fonksiyonel Etki Maddeleri

Geçici yumuşak astarlar (doku koruyucuları) çok iyi formüle edilebildikleri durumlarda esnekliklerini koruyarak birkaç ay kullanılabilirle birlikte, normalde ağızda birkaç hafta kalabilirler. En önemli özellikleri viskoelastikliklerdir. Çiğneme ve konuşma esnasında oluşan kuvvetler altında akma özelliği yükleri mukozada dağıtır. İlk karışımlarında önce akarak serbest boşluk oluştururlar. Sonrasında yoğunlaşır ve protez boyunca mukozanın şeklinde oluşan değişiklikler gibi sürekli kuvvetlerden sorumlu olurlar. Bu şekilde, protez doku koruyucu astarla çiğneme kuvvetleri ve bütün eksik oturmaları girerek uyum sağlarken, uygun olmayan protezler tarafından zarar görmüş şişen mukoza da iyileştirilebilir.

Geçici astarlarla ilgili çalışmaların başlangıcında macun ve benzeri pek çok zehirsiz madde kullanılırdı. Günümüzde ise akrilik jeller bu amaçla kullanılmaktadırlar. Akrilik jel akrilik taneciklerin alkolle karışımından meydana gelir. PMMA ve akrilatlar tarafından oluşan kopolimerler yaygın olarak kullanılsa da, PMMA yumuşak astar kullanım için pek uygun değildir. Jelin ağızdaki yumuşaklığını korumak için, alkole polimer tanecikler arasında yayılan ve Tg' sini düşüren plastikleştirici katılır. Tanecikler düşük molekül ağırlıklı polimerler olarak sentezlenmiştir ve genişlerken yüksek yapışkanlığa sahiptir. Bu jelin kohesive bağ dayanıklılığının artması için bir avantajdır ve böylelikle akrilik protez tabanlar için iyi bir korunma sağlar.

Jelin sertleşmesinde polimerleşme ya da sertleşme reaksiyonu yoktur, sadece yan yana gelen taneciklerin dış polimer zincirlerine karışması vardır. Jelleşmenin hızı taneciğin molekül ağırlığı azaltılarak, boyutu küçültülerek ya da kopolimerlerindeki akrilat miktarı artırılarak artırılabilir. Sıvının alkol içeriği jelleşme hızının kontrolü için plastikleştirici molekülün boyutu kullanılabilir; ne kadar fazla alkol kullanılırsa jelleşme hızı o kadar artar. Fakat, alkol jelin dışına yayıldığı ve yalnızca bir kısmı yerine su geçtiği için, yüksek alkol içerikli jeller diğerlerinden çok daha hızlı sertleşirler. Ürünlerin alkol içeriğinden emin olunmalıdır aksi durumda ilk kullanımda batmalarla ve hatalarla karşılaşılabilir (O'Brien, W.J., 2002).

3. POLİMERİK RESTORATİF MADDELER

Günümüzde kullanılan geleneksel bileşikler çapraz bağlı dimetakrilatlar, cam veya silikondioksit dolgular ve foto başlatıcı sistemlerin karışımını içerir. Bunlar görünen ışıkla aydınlatılarak sertleştirilir. Restoratif dolgu maddeleri için olan polimerik bileşiklerdeki yeni gelişmeler temel olarak polimerleşme büzülmesinin azalması ve biyolojik uyumluluk, yıpranma dayanımı ve işleme özelliklerinin gelişmesiyle ilgilidir. Bunun bir kısmı yeni-tylor-yapımı monomerler ve optime edilmiş dolgu parçalarının kullanımıyla başarılıdır. Bu eleştiri yeni monomerlerin uygulamasının polimer kimyası açısından cyclic monomerler, sıvı-kristal monomerler, ormocerler, dallanmış monomerler, restoratif bileşikler için kopomerler veya bis-GMA analogları yerine geçenler. Ayrıca restoratif bileşiklerin gelişimi için yeni dolgu teknolojilerinde gereklidir (Moszner, N. Ve Salz, U., 2001).

Dişi gölgeleyen dişçilik restorasyonları gittikçe daha popüler olmaktadır. Arka bölgelerdeki küçük veya orta büyüklükteki bozuklukları karşıladıkları gibi öndeki lezyonların restorasyonu için doğrudan bileşik dolgu maddeleri kullanılır. Büyük bozukluklar için, prefabrike edilmiş seramik restorasyonlar yapışkan teknoloji kombinasyonunda bileşik tabanlı çimentolarla diş yapısına bağlanır. Daha iyi kapsamlılığın sebepleri için, bu eleştiri yapışkan teknolojisinde düşünülemez, fakat sadece polimer tabanlı restoratiflerde düşünülür. Her açıklamada, çeşitli bileşenlerin karışımı bir bileşiktir, dişçilikteki dolgu bileşiklerin durumunda, organik matriksin ve inorganik dolguların karışımıdır. Genelde organik matriks metakrilat kimyasına dayanır, özellikle çapraz bağlı dimetakrilatlar mesela 2,2-bis[4-(2-hidroksi-3-metacryloyloxypropil)fenil]propan (Bis-GMA), ethoxylated Bis-GMA (EBPDMA), 1,6-bis-[2-methacryloyloxyethoxycarbonylamino]-2,4,4-trimethylhexane (UDMA), dodecanediol dimethacrylate (D3MA) ya da triethyleneglycol dimethacrylate (TEGDMA) kullanılır.

Matriks monomerin özgür radikal polimerleşmesi tarafından üç boyutlu ağ yapısı oluşturulur. Monomerlerin seçimini mekanik özellikler, su alımı ve kuruyan bileşiğin su alımı tarafından olan genişlemesi gibi reaktivite, yoğunluk ve bileşik macunun polimerleşme büzülmesi etkiler. Küçük molekülü monomerlerin polimerleşme büzülmesi daha fazla gösterilir. Genelde 2 tip bileşik vardır, bunlar mikro dolgulu ve hibrit bileşik dolgu maddeleridir. Mikro dolgulu bileşikler homojen ve heterojen mikro dolgulular arasında farklılıklar yapılsa da, 10-250 nm parça büyüklüklü nano-dolgu kökenlidir. Daha iyi işleme ve fazla yük için, heterojen mikro dolgulu bileşikler %70- 80 arasında cam dolgudan ve %20- 30 oranında nano dolgudan oluşur (Moszner, N., Salz, U., 2001).

Dolgu maddelerinin klinik performansları büyük oranda restorasyonunun işaretine bağlıdır. Arka kısımdaki restorasyonda uygulanan baskı öndeki kısılmadan daha fazla gösterilir. Literatüre göre genelde hibrit bileşiğin sonraki MOD restorasyonundaki ortalama yaşam çemberi 4 yıldır, 8 yıl olan amalgam restorasyonu için karşılaştırılırsa. Bileşik dolgu maddelerinin klinik performanslarını artırmak için, yüksek moleküllü monomerlerle karşılaştırıldığında pek çok araştırma mevcuttur. Fakat yüksek moleküllü monomerler çok akışkandır.

Polimerleşme büzülmesi, dolgu yükü ve bileşiğin akışkanlığı arasında bağlantı vardır. Bu yüzden değişik dolguların kombinasyonunda yüksek moleküllü monomerler ve reaktif sulandırılancılardan özel, seçilmiş karışımları dişçilik bileşiklerinde kullanılır. Fiziksel özelliklerdeki dolguların temel etkileri yüzünden dişçilik dolgu bileşiklerinin sınıflandırılması kullanılan dolgu tipine ve parça büyüklüğüne bağlıdır. Temel olaylar şunlardır:

- Marjinal adaptasyonu artırmak ve tekrarlanan çürüklerden korunmak için polimerleşme büzülmesinin azalması;
- Yinelenen çürüklerin azaltılması için florid veya diğer maddelerin çıkışı;
- Mekanik özelliklerin artırılması;
- Bileşenlerin elution azaltılmasıyla biyolojik uyumluluğun artırılması;

Restoratif bileşik dolgu maddelerinin kullanım ve klinik performansını artırmak için olan çalışmalar temel olarak biyolojik uyumluluk, yıpranma dayanımı ve işleme özelliklerinin gelişmesi gibi polimerleşme büzülmesinin azalmasını da inceler. Marjinal adaptasyonu bozan polimerleşme büzülmesi cyclic monomerlerin açık döngü polimerleşmesiyle azaltılabilir. Serbest radikal polimerleşebilen cyclic monomerlerin temel dezavantajı metakrilatlarla karşılaştırıldığında düşük reaktiviteye sahip olmalarıdır. Katyonik polimerleşebilir monomerlerin durumunda monomer reaktivitesini artırmak ve toksikolojiyle olduğu kadar temeller ve suya karşı dayanıklılıkla ilgili olan problemlerin çözülmesi için önemlidir. Sıvı-kristal, hiper dallanmış veya dendritik monomerlerin yardımı polimerleşme büzülmesinin azalması için cyclic monomerlerle karşılaştırıldığında daha fazla sınırlandırılmıştır. Bu yüzden açık döngülü gruplarla olan bu monomer yapıların kombinasyonu gelecek vaat eder görünmektedir. Ayrıca bu monomerler dolgu bileşiklerinin işleme özelliklerini geliştirmeye yardımcı olabilir. Geliştirilen biyolojik uyumluluk ve yıpranma dayanımları ormocerler ve flourine içerikli monomerlerle sağlanır. Polimerleşebilen cyclic grupların kapsamı matriks

monomerler için çok etkilidir. Bazı durumlarda dolgusuz veya az dolgulu reçine sistemler gereklidir. Bu nedenle radyopaklık, yüksek derecelerde X ışınlarını emen yada yansıtan halojen içerikli monomerler yada nano parçalarla sağlanabilir. Biyoaktif bileşikler temel olarak yenilenen çürüklerden uzak durmak ya da azaltmak için dizayn edilir. Florid çıkışına ek olarak özel dolgular ya da monomerler bileşiklere ya bakteriyel büyümeyi azaltmak ya da yeniden mineralleşmeyi artırmak ve diş yapısının mineral yapısının bozulmasını engellemek için eklenir. Fiberler ya da tellerle yapılan güçlendirme günümüzde çalışma aşamasındadır. Yüksek ve düşük yoğunluklu bileşikler işlemeye olan bakışla dişçilerin olasılıklarını artırır. Özel floristatlı veya foto seramik renkler uygulama boyunca dişi gölgelendiren bileşiklerin görülmesini sağlar (Moszner, N., Salz, U., 2001).

Doğrudan estetik restorasyon için geliştirilen ilk madde silika çimentodur. 1800'lerin sonunda, çimento alumino-silica cam ve fosforik asit sıvıdan hazırlanmaktaydı. Ağız sıvılarında iyi çözünebilen silica hızlı bozunmasına rağmen 1950'lerin başına kadar en beğenilen madde olarak kullanıldı. Çözünme, solma, düşük geçirgenlik ve yeterli mekanik özelliklerin olmaması yerine kullanılabilir alternatif arayışını artırmıştı.

Kendiliğinden kuruyan dolgusuz akrilik reçineler 1945'lerde silikat çimentolar alternatif olmuşlardı. Bu maddeler protez taban reçineleriyle bağlanmışlardı, çözünürlükleri silikatlardan daha azdı ve daha fazla renk sabitlikleri vardı. Kullanımları kolay, parlatılabilir ve estetik açıdan güzellerdi. Ancak sorun temel polimerleşme esnasındaki yüksek büzülme, ısıyla ölçülerin fazla değişmesi, son rengin bozulmaması ve yüksek bozunma hızıydı.

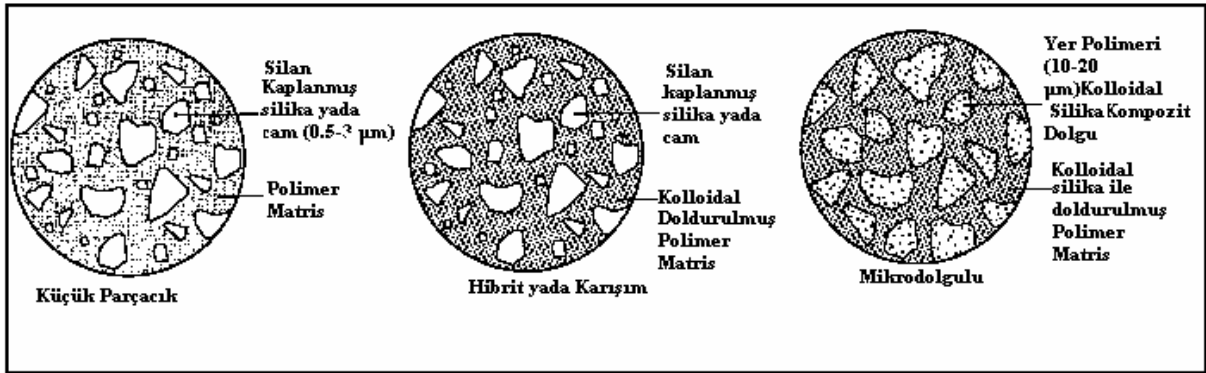
1960'larda kompozit reçineler sert inorganik dolgu parçalarının yumuşak dimetakrilat polimerlerle birleşmesiyle elde edilmeye başlandı. Dolgu fazının bağlanması ile, bu maddeler dentin ve diş minesinin özellikleri doğrultusunda dolgusuz reçinelerden çok daha iyi mekanik özellikler göstermekteydi.

Estetiğin önemli olduğu restorasyonlarda ışıkla sertleşme, diş yapısına bağlanma ve yıpranmayı azaltma gibi özellikler sağlamaktadır. Yıpranmaya karşı olan direncin gelişimi, dentin bağlanması ve polimerleşme büzülmesinin azaltılması sonraki restoratif olarak kullanımını artırmıştır (O'Brien, W.J., 2002).

3.1 Sınıflandırma

İki ya da daha fazla ayrı fazdan oluşan maddeler kompozit olarak adlandırılır. Diş için kullanılan kompozit reçineler, seramik maddelerin katılması ile estetik polimerize olabilen

reçine tabanların kolay kullanım özelliklerinin bir araya gelmesi ile elde edilir. Kompozitler reçineler seramik dolgu parçalarının boyutlarına göre sınıflandırılabilirler. Şekil 3. 1' de kompozit reçinelerin mikro yapıları görülmektedir. Çizelge 3.1' de kompozit reçinelerin genel özellikleri, çizelge 3.2' de klinik özellikler ve kompozit reçine seçimi verilmiştir (O'Brien, W.J., 2002).



Şekil 3. 1 Kompozit reçine mikro yapıları

Çizelge 3. 1 Kompozit reçinelerin genel özellikleri

Özellik	Mikrodolgulu	Mikrohibrit
İnorganik dolgu içeriği (%hacim)	20-55	60-70
Isı iletkenliği	Yalıtkan	Yalıtkan
Isıyla genişleme katsayısı ($/^{\circ}\text{C} \times 10^{-6}$)	50-68	20-40
Sertlik (Knoop)	22-36	50-60
Su Emme (mg/cm^2)	1.2-2.2	0.5-0.7
Sıkışma mukavemeti (Mpa)	225-300	300-350
Uzama mukavemeti (MPa)	25-35	35-60
Young' s Modulu	3-5	7-14
Polimerleşme Büzülmesi	2-4	1.5-1.7

Çizelge 3. 2 Klinik özellikler ve kompozit reçine seçimi

	Mikrodolgulu	Mikrohibrit	Küçük Tanecik
Dolgu büyüklüğü	0.01-0.12 μm	0.01-3.0 μm	0.5-3.0 μm
Görünüm	Optik özellikleri mineyle benzer	Gerçekçi görünüm, parlaklık ve yumuşaklık	Opak görünüm
Parlayabilirlik	Yüksek parlayabilme	Parlayabilme	Yarı parlayabilme
Kullanım	Baskı yaşamayan estetik restorasyonlar	Ön ve son restorasyonlar	Tabaka yapımında koruyucu son restorasyon

Küçük parçalı kompozit reçineler kompozit hacminin %60- %77' sini kaplayan çapı 0.5- 3.0 μm arasında değişen sert cam ya da quartz parçaları içerir. Dolguların yoğunluğu polimer matrisinden daha büyük olduğu için, dolgu ağırlığın yol açtığı kırık yaklaşık %70- %90 daha fazladır.

Mikrodolgulu reçine kompozitler çapları 0.01- 0.12 μm arasında değişen küresel kolloidal silika parçaları içerirler. Kolloidal silika, polimer matrisinin birleşmesi sonucu yoğunluğunu artıran 200 m^2/g ' lik ortalama yüzey alanından dolayı silikon bileşenlerin buhar fazda hidrolizi ile oluşur. Bu kompozitlerde dolgu yüklemesi hacmin %20- %55 ya da ağırlığın %35- %60' ı oranında sınırlandırılmıştır ve düşük yoğunluklu düşük molekül ağırlıklı organik seyrelticiler kompozitte uygun bir yoğunluk sağlamak amacıyla eklenir.

Polimerleşmiş mikrodolgulu kompozitin özellikleri, dolgu içeriğinin 10- 20 μm çapındaki silika parçalarının dolgu maddesi olarak kullanılıp dolgu içinde ezilmesi ile sonucu geliştirilebilir. Bir mikrodolgulu kompozitin yaklaşık olarak hacimce %40-%80' i, ağırlıkça ise %32- %66' sı dolgudur.

Hibrit kompozit reçineler dolgu olarak kolloidal ve küçük parçaların birleşimlerini içerirler. Kolloidal parçalar küçük parçaların arasındaki matrisi doldurur ve dolgu içeriğinin %60- %65 oranında olmasını sağlar.

Mikrohibrit kompozit reçineler mikrodolgulu ve küçük parçalı kompozitin birleşmesi ile elde edilir ve dolgu parçalarının çaplarının küçük olmasından dolayı(0.4- 0.1 μm) bu şekilde isimlendirilirler. Başlangıç ve son aşamadaki uygulamalarda hem estetik hem de yıpranma dayanıklılığı gösterdiği için bu maddelere genel kompozitler denir (O'Brien, W.J., 2002).

3.2 Polimerik Restoratif Maddelerin Oluşumu ve Reaksiyonları

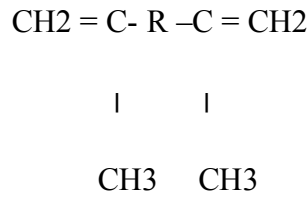
3.2.1 Dolgu Oluşumu

Dolgu parçaları inorganik oluşumlardandır. Quartz ek olarak, küçük boyutlu parçalar baryum ya da lityum alüminyum silikat camlardan oluşur; borosilikat cam; ya da baryum, stronyum ya da çinko camlar. Mikrodolgulu oluşumlarda parçalar koloidal silika' dır.

Kompozitler baryum, stronyum, zirkonyum ya da ytterbiyumun gibi yüksek atomik ağırlıklı elementlerin dolgu parçalarına katılmasıyla radyopak yapılabilir (O'Brien, W.J., 2002).

3.2.2 Organik Matris

Bugünkü uygun kompozitlerin içindeki organik polimer matris genelde bis-GMA ya da üretan dimetakrilat (UDMA) olan aromatik ya da üretan diakrilat oligomerdir, Şekil 3.2' de görülen basitleştirilmiş yapıyla ifade edilirler.



Şekil 3. 2 Üretan diakrilat oligomeri

Burada R organik grupların metil-, hidroksil-, fenil-, karboksil- ve amid- gibi herhangi bir numarası olabilir, serbest radikallerin varlığında genellikle oligomerlerin iki ucunda yaşayabilen reaktif çift bağ bulunur. Oligomer moleküller oldukça yoğundur ve düşük molekül ağırlıklı trietilen glikol dimetakrilat (TEGMA) gibi seyreltici monomerlerin ortamda artırılması gerekir, böylece istenilen yoğunluk dolgunun birleşmesiyle elde edilebilir(O'Brien, W.J., 2002).

3.2.3 Çiftleşme Ajanları

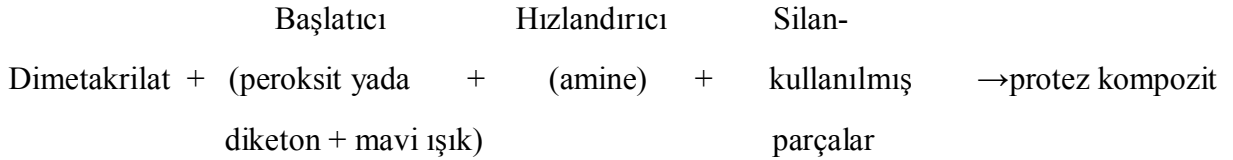
Oturan kompozitteki dolgu parçası ve matris arasındaki bağ organik silikon bileşik ya da silan çiftleşme ajanı tarafından sağlanır. Silan molekülün iki ucunda da reaktif gruplar vardır ve oligomerlerle karıştırılmadan önce üretici tarafından dolgu parça yüzeyi kaplanır. Polimerleşme boyunca, silan moleküldeki çift bağlar da polimer matrisle reaksiyona girer.

Dolgu ve matris arasındaki bağ işlev altında oluşan baskıların dağıtılmasını sağlar. Sonuç olarak dayanıklılık özellikleri olan madde tanecikli dolgu ya da matrisin ayrı olduğu maddeden büyüktür. Bağlanma kompozit yüzeylerde olan aşınma olayı süresince dolgu parçasının sızdırmama özelliğini artırır. Sonuç olarak yumuşak matrise katılan sert dolgu parçaları malzemenin aşınmaya karşı dayanıklılığını artırmada önemlidir (O'Brien, W.J., 2002).

3.2.4 Başlatıcı ve Hızlandırıcılar

Kompozitlerin polimerizasyonu kimyasal olarak kendiliğinden sertleşme ya da görünen ışık aktivasyonu ile yapılır. Çift yönlü (dual) sertleşme ise hem ışıkla ve hem de kimyasal sertleşme ile yapılabilir. Kimyasal olarak aktive edilmiş sistemler bir organik peroksit başlatıcısının üçüncül aminle hızlandırıcılarla reaksiyonundan, oligomer moleküllerinin ikili bağlarına saldıran ve polimerleşmeyi başlatan serbest radikallerden oluşur.

Işıқта aktive edilmiş sistemlerde polimerleşmenin başlaması başlatıcı molekülün, çoğunlukla kamforkinona, uygun dalga boyunun görünen ışığıyla parçalanmasına bağlıdır. Alifatik amin hızlandırıcının varlığında serbest radikaller oluşturulur ve polimerleşme başlar. İki sistemde de şu reaksiyonlar oluşur:



Dimetakrilat oligomerler dimetakrilat seyreltici monomerler gibi her iki ucunda da reaktif çift bağ içerir ve polimerleşmenin yüksek çapraz bağlı polimere ulaşmasına sebep olur(O'Brien, W.J., 2002).

3.2.5 Diğer İçerikler

Kompozitlere az miktarda inorganik asit pigmenti katılmasıyla standart tonlarda bir aralık elde edilir. Bu aralık çoğunlukla griden yeşile dört ton farklıdır. Kullanıcı istekleri doğrultusunda Biofrom ve Vita renk tonu kılavuzundaki gibi aralığın 16 ya da 25 tona genişletmesi önerilmiştir. Ayrıca standart tonlarla karışması için yüksek derecede pigmentlenmiş açık tonların- opaklar ve sırlar gibi yenilenmesi önerilir.

Polimerleşmeyi yavaşlatan ve sabitleyen maddeler raf ömrünü uzatmak için kompozitlere eklenir (O'Brien, W.J., 2002).

3.3 Kompozit Üretim Sistemleri

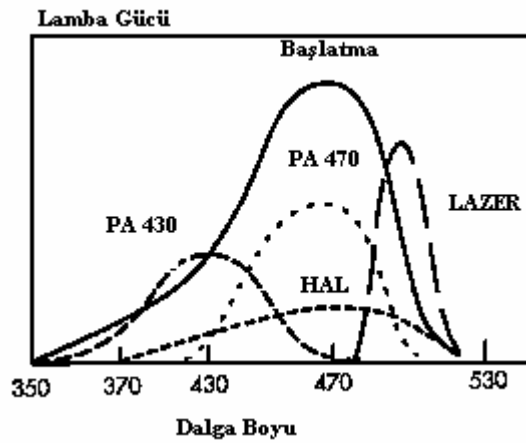
Kompozitler, iki farklı macun, tek bir macun ve şırınga ya da kapsül olarak hazırlanabilirler.

Kimyasal olarak sertleştirilmiş kompozitler iki macun olarak hazırlanırlar. Macunlardan biri dimetakrilat dolgu diğeri amine hızlandırıcı içerir. Başlatıcı ve hızlandırıcı, karıştırılmaya kadar ayrı tutulur. Çok az kompozit çift yönlü sertleşme sistemleri olarak önerilir. Sertleşme katalizör ve taban karıştırıldıktan sonra başlar ve ışıkla hızlandırılır.

Restoratif uygulamalar için tasarlanmış bugünkü kompozitler tek macun, tek kullanımlık şırınga ya da şırıngayla kullanmak için üretilmiş in color-coded kapsüller olarak hazırlanır. Işıkla aktive edilmiş kompozitler en fazla kullanılan sistemlerdir.

Sertleştirilmiş üniteler ışığı halojen lambadan sıvı dolgu iletim tüpü yoluyla ya da esnek kuartz fiber yığınının fiberoptik parçalara yapışmasıyla dış yüzeyine iletirler. Ultraviyole ışık genellikle ışık kaynağının dışında filtre edilir (O'Brien, W.J., 2002).

Birçok fotonla kurutulmuş monomer için ışık spektrumuna duyarlı başlatıcı kamforkinon' dur. Polimerleşmeyi başlatabilmek için, sertleşme ışıkları mavi aralıktaki spektrumda bulunan yayılma ışığı olmalıdır. Şekil 3. 3' te kamforkinon için ışık spektrumları görülmektedir.



Şekil 3. 3 Kamforkinon ile başlamak için emme spektrumu ile beraber halojen (HAL), plazma yayı (PA) ve argon lazer içeren sertleşme ışığı spektrumu

Filtre edilmiş halojen ışıklar kamforkinon spektrumuyla birlikte olan dalga boylarının geniş

aralığından oluşur ve standarttır.

Kullanılan ışığın spektrumuyla kullanılan ürünün uyumu önemlidir. Belirli reçine ürünler için PA 430 daha etkili bulunmuştur. Dar spektrumlarından dolayı lazerler hala gelişme sürecindedir. Plazma lambaları halojen ve lazer ışığı lambalarının spektrumları Şekil 3.3' te görülmektedir.

Halojen kurutmalı lambalar sürekli operasyonlar ve programlanmış döngüler için uygundur. Eski sertleşme ünitelerinde ultraviyole ışınlar kullanıldığı için, mavi ışığın retinal tahribatlara yol açabilme olasılığı vardı. Kompozit maddeler için sertleşme ışığını önemlidir (O'Brien, W.J., 2002).

3.4 Özellikleri

3.4.1 Sertleşmeye Başlama Zamanı

Kimyasal olarak aktive edilen kompozit sistemlerde sertleşmeye başlama zamanı karışım başladıktan sonra 3- 5 dakikadır. Sertleşmeye başlama zamanı başlatıcı ve hızlandırıcı konsantrasyonlarının kontrolüyle oluşan üretim zamanı olarak adlandırılır. Fakat araştırmalara göre 24 saatlik kuruma zamanından sonra polimerleşme tamamlanmamış ve ikili bağların %25- %45' i tepkimeye girmemiş durumda kalmıştır.

Sertleşmeye başlama zamanı ve ışıkla başlatılarak sertleşmiş maddelerin derinliği ışık ışınının şiddet ve nüfuzuna bağlıdır. Polimerleşme mavi ışığa maruz bırakıldıktan 10 dakika sonra %75 oranında tamamlanır ve kuruma en az 24 saatlik bir periyotta devam eder. 24 saatte, ikili bağların %30 kadarı hala tepkimeye girmemiş durumda kalır (O'Brien, W.J., 2002).

3.4.2 Polimerleşme Büzülmesi

Polimerleşmede oluşan büzülme diş kompozit ara biriminde kompozitler ve diş minesini ya da dentin arasındaki bağın dayanıklılığını aşabilecek yaklaşık ~18 MPa baskılar yaratırlar. Ara birimdeki bağın kopması ağız sıvılarının akışına sebep olur ve büyük, boyama ikincil çürümeler ve postoperatif duyarlılık olasılığına katkıda bulunabilir. Ayrıca, kompozit dişin ara birimindeki baskılar mine çubuklarına dik olan minenin çekme dayanıklılığını aşabilir, böylece diş minesinin ara birimleri boyunca kırıklara neden olur (O'Brien, W.J., 2002).

Büzülme kompozitin içindeki polimer matrisin hacim bozulmasının doğrudan fonksiyonudur ve büzülme küçük parçalı kompozit ya da hibritler yerine büyük dereceli mikrodolgu

kompozitlerde oluşur. Mikrodolgulu kompozitler %2- %4 arası sertleşmeden dolayı olan bir kısalma gösterirler, küçük parçalı kompozitlerde ise bu oran %1.0- %1.7' dir.

Büzülme probleminin üstesinden 2 yolla gelinebilir. Bu metodlardan ilkinde, ışıkla başlatılan maddenin ince tabakalarının artan polimerleşmesi ve eklenmesiyle toplam kuruma sebebiyle olan kısalma, kalan kuruyan tek kalın tabakayla karşılaştırıldığında daha azdır. Fakat, bu metod kompozit dış ara birimlerinde daha az baskıya neden olsa da, yine de büyük boşlukların olabileceğini görülmüştür.

İkinci büyük metotta hazırlanan kompozitin ya doğrudan olarak ağıza ya da laboratuvar prosedürü olarak dolaylı yoldan içeri sokulmasını içerir. Son prosedürde polimerleşme derecesini %100' e yaklaştıran dolgu ısıyla oluşturulmuştur ve sonrasında ağızda reçine çimentonun ince katmanıyla çimentolaştırılmıştır. Çok az miktarda büzülen ve düşük yüzeysel baskı yaratan reçine kompozit tabakaya olan ihtiyaç hacmi azdır. Bu yolla kompozitlerden üretilen dolgulardan artan fiziksel özelliklerden dolayı artan yıpranma karşı direnç ve ileri derecede sağlamlık beklenir (O'Brien, W.J., 2002).

3.4.3 Isıl Özellikleri

Organik polimer matrisinin ısı iletkenliği vardır bundan dolayı kompozitler diş hamuru için iyi ısı yalıtımı sağlarlar. Bütün kompozitlerin ısı iletkenlikleri mine ve dentinlerle uyşur ve diş amalgaminkinden çok daha azdır.

Polimer moleküllerinin bir arada tuttuğu zayıf fiziksel bağların sonucu olarak, polimerlerin genleşmeye karşı bir eğilimleri vardır ve sıcaklık değişimlerinden etkilenirler. Oysaki dişin yapısındaki yüksek inorganik içerikler bunu çok daha az derecede etkiler.

Ağızda oluşan ısı döngüsü sonucu olarak kompozitlerde oluşan ölçüsel değişim süzmenin olasılığını artırarak diş- kompozit arasındaki bağların diğer strain'ini oluşturur. Bu etki zengin reçineli mikrodolgulu kompozitlerde küçük parçalı maddeler ya da hibritlere nazaran daha fazla genişlemeye neden olur (O'Brien, W.J., 2002).

3.4.4 Su Emilimi ve Çözünürlük

Polimer matris kompozit bir miktar genişlemesine de neden olan su emme özelliğine sahiptir fakat bu polimerleşme büzülmesini ortadan kaldırmaya yeterli değildir. Kompozitlerin suyu almaları yüzey sertliğini ve yıpranma direncini azaltır. Matrislerin geniş hacim parçalarının sonucu olarak, mikrodolgulu kompozitlerin su emme değerleri çok yüksektir ve böylece suda

çözünen dolgular tarafından renklerinin solmasına yol açarlar.

Orijinal ağırlıklarının %1.5- %2' si arasındaki değerler reçine kompozitlerin çözünürlük aralıklarıdır. Suda tespit edilen en temel filtre edilebilen bileşenler artan oligomer ya da monomerleri içerirler; böylece kompozitin tamamlanmış polimerleşmesi çözünürlüğün artmasına neden olur. Ayrıca filtre edilebilen moleküller formaldehit, benzoik asit ve metakrilik asit gibi çeşitli kompozit bileşenlerin bozunmuş ürünlerini içerebilir. Çözünmenin en büyük kısmı yerleştirmenin ilk birkaç saatinde olur.

Dolgu parçalarından olan elementler suda çeşitli derecelerde çözünürler ve çözünme miktarları en fazla 180 $\mu\text{mol/g}$ ' dır. Boron ve silikon temel elementlerdir fakat baryum, stronsiyum ve kurşun, cam parçalara eklenen diğer maddeler de süzülür. Silikonun çözeltide bulunması dolgunun yüzey işleyişinin bozulmasına neden olabilir.

Alkol bis-GMA'nın çözücüsüdür ve aside edilmiş florlu jeller dolgu parçalarının çözünme hızını artırır. Bu nedenle alkolsüz duru ve doğal florlar kullanılmalıdır (O'Brien, W.J., 2002).

3.4.5 Renk Sabitliği

Kendi kendine sertleşen sistemlerde koyulaştırma ve yeşilden griye olan renk değişimleri sık görülür ve bu durum oksidasyon esnasında renklendirilmiş ürünler yapan üçüncü amin hızlandırıcıların varlığına bağlıdır. Foto başlatılmış sistemler üçüncü amin içermezler ve dolayısıyla renk sabitliğini çok uzun süre korurlar. Aşındırma odalarındaki hızlandırılmış yaşlanma durumlarında reçine matrisin erozyonu ve mikro dolgulu bileşenlerin dolgu parçalarının bunlara maruz bırakılması maddenin renginin açılmasına neden olur. Fakat mikro dolgulu bileşenlerdeki renk sabitliği erozyondan çok az etkilenir (O'Brien, W.J., 2002).

3.4.6 Radyopaklık

Radyopaklığın derecesinin diş minesininkini aştığı durumlar teşhis için kullanılabilir. Radyopaklığa yüksek atom numaralı birleşmiş elementler, dolgu içindeki baryum, stronsiyum ve zirkonyum, sebep olur. Bu atomların rölatif numaraları hala küçüktür fakat maddeler amalgamdan daha az radyopaktır. Birçok kompozitin bir parça radyopaklığı vardır ve son kullanım için radyopaklığı diş minesinden yüksek olanlar kullanılır (O'Brien, W.J., 2002).

3.4.7 Mekanik Özellikler

Mikro dolgulu kompozitlerle karşılaştırıldığında küçük parçaların ve hibrit kompozitlerin yüksek bastırma ve çekme dayanırlıkları vardır ve yüksek dayanımlı dolgu bileşenin hacim parçasının yansımasıdır. Bütün maddelerde baskı dayanımı çekme dayanımından oldukça yüksektir ve bu kompozitlerin kırılma özelliğini gösterir. Daha yüksek dolgulu kompozitlerin dentininkine yakın çekme dayanımları ve dentinle ya aynı ya da daha fazla bastırma dayanımı vardır. Birçok yüksek dolgulu kompozitin bastırma dayanımı diş minesininkinden fazladır.

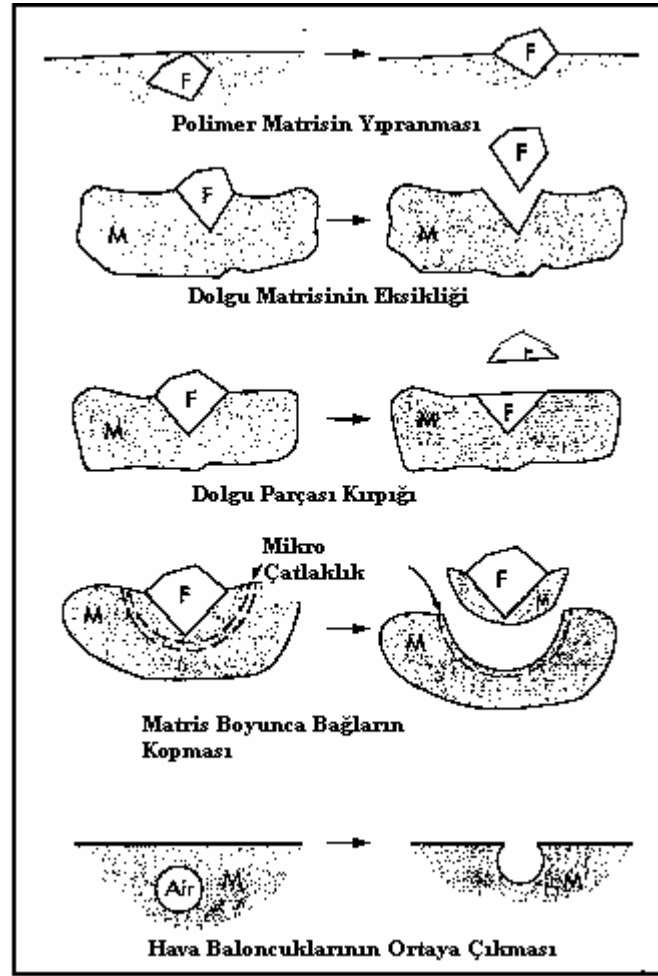
Elastik modülüs (Young's modulus) maddenin sertliğinin ölçüsüdür. Düşük elastik modüllü madde kuvvet altında yön değiştirir. Grup olarak, sadece diş minesinin bir kısmı olan kompozitlerin elastik modülü vardır. Fakat küçük parçalı maddelerin modülleri dentininkiyle aynıdır. Ağır yükler altında mesela çiğneme esnasındaki arka dişlerde restorasyon gerilmeleri bozulması diş kompozit bağlarını bozar. Bozunma ayrıca çekme kuvvetlerinin bitişik uçlarında olur.

Mikro dolgulu kompozitlerin düşük dolgu içeriği elastik modülüsün $\frac{1}{4}$ - $\frac{1}{2}$ oranında yüksek dolgulu küçük kompozitlerden daha fazla olmasını sağlar ve böylece boyutsal restorasyonlarda önerilir çünkü bozunma, diş kompozit ara birimindeki baskıyı azaltır.

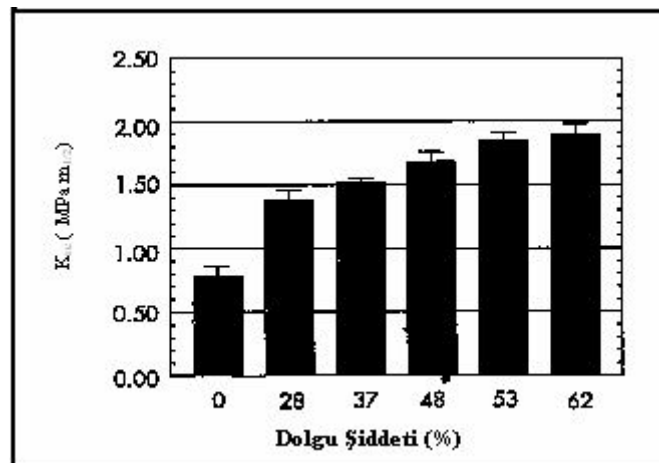
Kompozitlerin mikro içerikli sertlikleri sert, inorganik dolgu bileşenin hacim parçasıyla ilgilidir. Sertlik ayrıca polimerleşme derecesiyle de ilgilidir. Polimerleşme derecesini yükseltmek için ikincil ısı deneyleri sadece ışıkla sertleştirilmiş kompozitlerden daha fazla Knoop sertlik değeri gösterir. Sonuç olarak kompozitlerin sertliği diş minesinin kompozitlerinin parçasıdır (O'Brien, W.J., 2002).

3.4.8 Yıpranma

Kompozitlerin yıpranması birçok iç ve dış faktöre bağlı olan karmaşık bir olaydır. Birçok kompozit için biriktirilmiş bilgi standardı ölçüm tekniklerinin standardı olmadığı için karışıktır. Yıpranmış parçaların restorasyondaki uzun süreli görünüşleri erozyon varlığıyla karıştırılır, Şekil 3.4' te dişçilikte kullanılan kompozitler için yıpranma mekanizmaları ve yıpranmaya sebep olan faktörler görülmektedir (O'Brien, W.J ve Yee, J.J., 1980).



Şekil 3. 4 Dişçilikte kullanılan kompozitler için yıpranma mekanizmaları (F= dolgu parçaları, M= Matris). (O'Brien, W.J ve Yee, J.J., 1980)



Şekil 3. 5 Dolgu hacim parçasının kırık dayanıklılığına etkisi, K_{1c}.

3.4.8.1 Dolgu İçeriği, Parçacık Büyüklüğü ve Sertlik

Artan dolgu hacmi yıpranmayı azaltır. Emme olayları esnasındaki madde hacim kaybının mikro dolgulularda yüksek dolgulu küçük parçalı kompozitlerden daha fazla olduğunu kanıtlamıştır. Yüksek dolgu hacmi Şekil 3. 5' te görüldüğü gibi yüksek kırık dayanıklılığına neden olur.

Hacim sabit tutulduğunda, yıpranma direnci dolgu parçasının boyutu azaldıkça artar. Büyük, sert parçalar matrise basıncı iletir, bu da mikro çatlakların ve maddenin sonraki kayıplarına neden olur. Bunun tam tersi olarak, her parçanın azaltılan yükü eğer küçük parçaların büyük sayıları her ünite hacminde varsa sebep olur.

Kompozitlerin 1.0 μm ' den küçük dolgu parçalarıyla yıpranması zamanla sabit hızda olur. Kompozitlerin 1.0 μm ' den büyük dolgu parçalarıyla yıpranması ise en yoğun yerleştirmeden sonra 1 yıl içinde olur ve sonrasında zamanla azalır.

Yumuşak dolgu parçalarının sertleşmesi diş minesindeki yıpranmayı azaltan olayın aynısıdır. Yumuşak parçalar çiğneme esnasında üretilen enerjiyi sert parçalardan daha iyi emerler, böylelikle baskıyı düşük olarak matrise iletirler.

Sertlik değerlerinin diş minesinden fazla olduğu dolgu parçalarının varlığında karşı diş minesinin pürüzlülüğü zamanla artar (O'Brien, W.J., 2002).

3.4.8.2 Yaydaki Diş Pozisyonu

Genelde restorasyon ne kadar merkezden uzak yerleştirilirse, yıpranma hızı o kadar artar (O'Brien, W.J., 2002).

3.4.8.3 Gözeneklilik

İ gözeneklilik bazı baskı taşıyan alanlardaki yıpranmayı artırır. Gözenekler matristeki baskıları toplar ve yük altında mikro çatlakların oluşmasına neden olur. Ayrıca spatulama işleminde ya da üretimde dolguların varlığında oluşan boşluklar hava doludur. Tamamıyla polimerleşmemiş matrisin hava inhibe eden tabakası boşluk yüzeyinde oluşabilir. Spatulama istemeyen ışıkla başlatılmış sistemlerde yıpranma direncinin kendiliğinden kuruyan yzeylerinkinden fazla olduğu kanıtlanmıştır (O'Brien, W.J., 2002).

3.4.8.4 Polimerleşme Derecesi

Polimerlerin dayanıklılık özellikleri molekül büyüklükleriyle alakalıdır. Polimerleşme

esnasında, molekül büyüklüğü çok fazla artar. Isıyla işlenen kompozit dolgular ile yapılan bazı çalışmalarda yükseltelen yıpranma dayanıklılığının yüksek dereceli polimerleşmesiyle alakalı olduğu bulunmuştur (O'Brien, W.J., 2002).

3.4.8.5 İkileme Etkeni

Matris dolgusundaki silan ikileme etkeninin yokluğu yıpranma dayanıklılığını yarısı oranında azaltır (O'Brien, W.J., 2002).

3.4.8.6 Cilalama Metodu

Karbür ya da elmas cilanın kullanımı yıpranma dayanıklılığını azaltır. Bu maddeler, diş yüzeyi boyunca mikroçatlak oluşumunu azaltmak ve matris boyunca ısı üretimini dağıtmak amacıyla kullanılır. Bu işlemin sonucunda düşük yoğunluklu dolgusuz reçinelerin sertleşmesi ile yıpranmanın %50 oranında azalabildiği literatürde mevcuttur. Kompozitlerin yıpranma dirençlerinin geliştirilmesi ile ilgili çalışmalar hala devam etmektedir (O'Brien, W.J., 2002).

3.4.9 Sertleşme Derinliği

Polimerleşme hem kimyasal yolla hem de ışıkla aktive edilmiş kompozitlerde tamamlanmadığı ve dönüşüm derecesi %60- %75 arasında değiştiği durumda 24 saatteki reaktif olmayan çift bağların sayısı ışıkla aktive edilmiş sistemlerde kimyasal olarak aktive edilmiş sistemlerden fazladır ve bu duruma yol açan faktörlerin sayısı sertleşme derinliğine neden olur (O'Brien, W.J., 2002).

Yüzeydeki ışık şiddeti ve uygulama süresi önemlidir. Işık kaynağının tipi yüzeyden 3- 4 mm uzakta tutulmalıdır. Maddenin ışık yoğunluğu 2- 2.5 mm derinliğe 40 sn uygulanmalıdır. Daha koyu ve daha opak maddeler kullanıldığı durumda tüm derinliklerde polimerleşme derecesini artıran uygulama süresi artacaktır ve bu gerekli bir işlemdir. Cure işlemi ile kalınlığın azalması polimerleşmenin gerçekleşmesi için uygulanan sürenin artırılmasından çok daha önemlidir. Ayrıca sertleşen restorasyon maddesinin yüzeyindeki sertlik, alt yüzeydeki polimerleşmenin derecesini gösterebilecek iyi bir gösterge değildir. Cure derinliği ayrıca ışığın dalga boyundan ve aktive inhibe eden sistemlerin bir araya gelmesinden etkilenir. Reçine ve dolguların kırılma indisleri, parçaların sayısı, şekil ve boyutları kadar ışık kaynaklarının dalga dağılımı içinde önemlidir. Mikro dolgulu kompozitlerin küçük, çok yüksek kolloidal şekilli parçaları çok etkili bir biçimde çarpan ışığı dağıtır, bu da yeterli polimerleşme derecesine ulaşmak için daha uzun uygulama süresi gerektirir. Kimyasal yolla

aktive edilmiş sistemlerde kurutmanın derinliğinin sonsuz olduğu düşünülür (O'Brien, W.J., 2002).

3.4.10 Biyolojik Uyumluluk

Yumuşak dokuda kalan monomer moleküllerinin etkileri üzerine yapılan çalışmalar bunların düşük konsantrasyonlarda bile orta derecedeki cytotoksit olduğunu göstermiştir. Fakat geçmiş vivo biyolojik uygunluk çalışmaları tamamıyla kurutulmuş yada kurutulmamış reçine kompozitler, eğer tam marjinal dolgu varsa pulpta (hamurda) çok az tahrişe neden olurlar. Restorasyonun yerleştirilmesinden sonra oluşan duyarlılığın derecesi oral evrenin mikrop istilasının sonucu, maddenin kendisinin zehirliliğinin sonucu değildir.

İkinci olasılıkta postoperatif duyarlılık dentin oyuk zemindeki kompozitin arasındaki yapışmanın azalması sonucu olabilir ve çiğneme boyunca bir ihtimal tahriş ediciler yada bakteriyel zehirlerin diş kanallarına girişiyle dentinal sıvının pompalama olayının oluşumunu sağlar. Tam mekanizmaları içerenler anlaşılana kadar, pulpal koruma oyuk işlemlerinin en derin kısmında tavsiye edilir (O'Brien, W.J., 2002).

3.5 Kullanma

3.5.1 Yerleştirme

Euganol, reçine kompozitlerin polimerizasyonunu durdurur. Bu yüzden, euganol içerikli astarlar, tabanlar ve ara restorasyonlar önerilmezler. Kompozit restorasyonlarda oyuk verniğinin kullanılması önerilmez çünkü kompozitteki monomerler çözünebilir ve vernikli filmin bütünlüğünü bozar. Ayrıca vernik bağlanmayı önleyecektir.

İzleyen oyuk hazırlamaları ve kompozitin yerleştirilmesinden önce bazı tiplerin onaylanan prosedürleri gösterilir. Eğer herhangi bir bağlama etkeni kullanılırsa, kauçuk kaplama kullanımı durdurulur çünkü çıkartılan havadaki nem bağlanmayla engellenebilir. Dentin ilk olarak üreticini direktiflerine göre yapılır. Derin hazırlıklar cam iyonomerin yerleştirilmesine yada dentin üzerinde reçineyle yenilenmiş cam iyonomer astar yada tabana ihtiyaç duyulabilir. Çok derin oyuklar dentindeki pulp(hamur) boyunca kalsiyum hidroksit ürününün ince tabakalarının pulpal engellenmesinin oluşmasına ihtiyaç duyabilirler.

Diş minesini ve dentine üreticinin kullanılan bağlama etkeni doğrultusunda verdiği emirlerle işlem yapılır. Genellikle diş minesini ve dentin %35-%50 oranında fosforik asitle ya da asit jelle 15 sn eritilir. Yüksek derişimli jel eriticiler diş minesine duvarlarına olan uygulamalarda

kontrol kolaylığı sağladığından avantajlıdır. Bütün kalanların temizlenmesi için preparat 15 sn suyla yıkanmalıdır. Yüzey dikkatlice havayla kurutulmuştur ve bu noktada diş minesinin opak beyaz bir görünümü vardır. Bu işlemden sonra tükürük ile yapılan herhangi bir kirlenme yüzeyin temizlenmesi için yeniden asitle yıkama işlemi gerektirir.

Dentin bağlama etkeni üreticini direktifleri doğrultusunda temiz diş minesi ve dentine uygulanır. Bağlama reçinesi ince film uygulama sağlamak için dikkatlice havayla kurutulmalıdır. Dentin bağlama etkenleri diş minesinde diş minesi etkenleri kadar iyi çalışır. Bağlama sistemlerinin bileşenleri değiştirilmezse, birçok bağlama etkeniyle herhangi bir kompozit kullanılabilir. Geçirgen matris bant bazen restorasyon çizgisini göstermek için koyulur (O'Brien, W.J., 2002).

3.5.1.1 İki Macunlu Sistem

Matristeki dolgu parçalarının düzenli dağılımını sağlamak için, her macun düzenli olarak tek kullanımlık plastik karıştırma çubuklarıyla karıştırılmalıdır, çapraz kirletilmeden uzak durulduğuna emin olunmalıdır çünkü bu kavanozdaki macunların polimerleşmesine sebep olacaktır. Daha az parça çökmesi ve raf ömrünün uzatılması macunların soğuk ortamda tutulmasıyla mümkündür.

Eşit miktardaki iki macun karıştırma pedine tek kullanımlık iki uçlu spatulayla dağıtılır. Spatulanın bir ucu bir macunu diğeri diğeri macunu dağıtmak için kullanılır. Eğer gerekiyorsa 2 macun 20- 30 sn karıştırılır. Karıştırma esnasında havanın karışması engellenmelidir. Karıştırma için metal spatula önerilmez çünkü dolgu parçaları metalin bozulmasına ve az miktarda metalin kompozite karışmasına neden olabilir bu da renk bozulmasına yol açar.

İki macunlu sistemlerde, karışmadan sonra 1-1.5 dk içinde çalışılmalıdır ve kuruma zamanları 3-5 dk' dır. Her parçanın yoğunluğuna göre, karıştırılan madde iki yoldan biriyle yerleştirilir. Yoğun maddeler plastik malzemeler yardımıyla sertleşmemiş maddelere yapışmadığından daha iyi yerleştirilir. Plastik malzemenin ucundaki az miktardaki bağlanma reçinesi yapışmayı önleyecektir. Eğer yoğunluk yeterince az olursa, madde oyuğa bir şırıngayla enjekte edilebilir. Şırıngayla yerleştirme oyukların restorasyonlara katılmasını minimuma indirger.

Oyuk preparatı çok fazla doldurulmuştur. Karıştırmaya başlandıktan 3.5-4dk sonra matris bant kullanılmışsa alınır. Daha sonraki 2-6dk içinde bitirmenin başlaması için kompozit yüzey yeterince sertleşmiştir (O'Brien, W.J., 2002).

3.5.1.2 Tek Macun Sistemi

Tek macunla yapılmış ve serin yerde saklanmış kompozitlerin raf ömrü 1 yıldır.

Kompozitler ev iyi küçük tabakalarda polimerleşme büzüşmesini minimuma indirmek için bulunur. Eğer kompozit dişin her tabaka genişliğindeki alanı genişse, her tabakada büzüşme olur. Her tabaka en az 40sn ışıkla sertleştirilmelidir. Sertleştirmeden sonra yapışkan, hava tarafından sonraki tabaka bağlarında engellenmiş tabakalar oluşur. Mikro dolgulu kompozitler küçük parçalı kompozitlerden daha uzun uygulama zamanı isterler çünkü onların kolloidal büyüklükteki parçaları mavi ışığı daha etkili bir biçimde yayarlar (O'Brien, W.J., 2002).

3.5.2 Bitirme

Kompozitler bir fonksiyonel emilimsel ilişki kurmak ve destekleyen dokularla psikolojik olarak ahenk yaratmak için tamamlanır. Ayrıca uygun kontür ve yüksek parlaklık doğal diş görünümüne yenilenme katar ilk kompozitler büyük, siyah kuartz parçalarıydı. Parlatma reçine matrisi tercihen ortadan kaldırdı, ayrılan dolgu parçaları açığa çıktı ve yüzeye donuk bir görünüm verdi. Ayrıca kuartzın sertliği diş minesininkinden 2.5 kat fazladır ve sertlikleri diş minesiyle benzer olan camlarla karşılaştırıldığında parlatılması güçtür. $0.05\mu\text{m}$ ' den küçük parçalar gözle görülmezler ve cilalamayla yüksek parlaklık gösterirler. Küçük parçalı kompozitlerin mikro dolgulu parçaları yoktur, sadece yarı parlatılabilirler ve oldukça opak görünümleri vardır. Mikro dolgulu parçaları ışığı iyi dağıtır, bu da restorasyonlarda hoş bir estetik görünüm kazandırır. Hibrit kompozitler parlatılabilirler fakat mikro dolgulu kompozitler kadar geçirgen değildirler. Genel prophyloxis macunlar kompozitler için çok aşındırıcıdır ve cilalamak için kullanılmaları gerekir (O'Brien, W.J., 2002).

Kompozit yüzeyler plastik matris şeritle kontürlenebilir. Fakat sık sık bazı büyük azaltmalar gerekebilir. Bitirme büyük aşındırıcılarla başlar, mesela 9- ve 12- taraflı bitirme pürüzleri ve küçük elmaslar ve 16- ve 30- taraflı bitirme pürüzleri ve çok küçük elmaslar ve orta çakıl aşındırıcı noktalar, diskler ve şeritlerle devam eder. Cilalama alüminyum oksit parlatma macunuyla kauçuk kapta yavaşça tamamlanır. 40sn'lik ilk emilimi ayarlanan kurutmadan sonra yüzey sertleşir. Bu basamak yeniden asitle eritme ve yerleştirme ve düşük yoğunluklu doldurulmamış reçinenin kurutulması olarak devam eder. Reçine biten yüzeydeki mikro çatlakların içine işler, yıpranmayı azaltır. Cilamadan sonra mikro dolgulu-parçalı-güçlendirilmiş kompozitlerin yüzeylerinde çukurlar beklenir. Çukurların yeni reçinenin ve önceden polimerleşmiş reçine/dolguların birleşmesiyle olduğu düşünülmektedir bu da

susceptibility to chipping'de artmaya neden olur. Tam bir ön kompozit restorasyonunun yerleştirilmeden sonra beklenen ömrü 7- 10 yıl arasındadır. Son restorasyonlarda süre daha azdır. Herhangi bir kompozitin değişmesinin temel nedenleri estetiğin bozulması, içteki lekeler, yıpranma, mikro sızıntı ve ikincil çürüklerdir (O'Brien, W.J., 2002).

3.6 Malzeme Seçimi

Birçok madde direkt estetiksel diş renklendirilmeleri için uygundur: reçine kompozitler, kompomerler, hibrit iyonomerler ve cam iyonomerler. Hepsinin reçine bileşeni vardır yalnızca geleneksel cam iyonomerlerde yoktur. Bu maddelerin her birinin eşsiz özellikleri onları çeşitli uygulamalarda cazip kılar. En uygun maddeyi seçmek için maddenin cazip özellikleriyle uyması ve uygulamada kullanılması için işlenmesi gerekir. Reçine kompozitten cam iyonomere kadar olan estetik restoratif maddelerin sürekliliği ve kullanımları Çizelge 3.3'de anlatılmıştır (Albers, H.F., 1996).

Çizelge 3. 3 Direkt estetik maddeler ve kullanımları

Restoratif Madde	Kullanım
Akışkan reçine kompozit	Hava aşımını izleyen restorasyon 3. ve 5. sınıf küçük restorasyonlar Paketlenebilir kompozitin altındaki astar/tabana
Hibrit ve mikrohibrit reçine kompozit	Ön restorasyon Son restorasyon
Mikro dolgulu reçine kompozit	Estetik düşünce ön planda Ön restorasyon
Paketlenebilir reçine kompozit	1. ve 2. sınıf restorasyonlar
Poliasitle yenilenmiş reçine kompozit	3. ve 5. sınıf restorasyon Boyunsal erozyon veya aşınma yaraları Pediatrik hastalarda 1. ve 2. sınıf restorasyonlar
Cam iyonomer	Yüksek çürüme riskli hastalarda Boyunsal erozyon veya aşınma yaraları Estetiğin önemsizliği 5. sınıf restorasyonlarda
Reçine ile yenilenmiş cam iyonomer	3.ve 5. sınıf restorasyonlar Boyunsal erozyon yada aşınma yaraları Pediatrik hastalarda 1. sınıf restorasyonlar 2.Sınıf restorasyonlar için sandviç tekniği

3.6.1 Kompozit Reçineler

Günümüzde kompozit reçineler genelde direkt estetik restoratif madde olarak kullanılmaktadır. Çok iyi estetik, dayanım ve yıpranma direnci gösterirler fakat çok az yada floride çıkışı gözlenmez. Mikro dolgulu kompozitler ön uygulamalarda kullanılır ve hibrit kompozitler son uygulamalar için önerilir fakat ön ve son kompozitlerin arasındaki fark mikrohibrit kompozitlerin gelişimiyle çok aza inmiştir.

Kompozitler işlenme tarzlarına göre de seçilebilirler. Paketlenebilir kompozitler amalgamın alternatifi haline getirilmiştir. Her fiberle olan yüksek dolgu yükü, düzgün olmayan dolgu parçaları ya da yoğunluk yenileyiciler ön ve son kompozitleri birbirinden ayırır. 1. ve 2. sınıf oyuk işlemlerinde önerilirler. Çünkü sertleşmenin derinliğinin yüksek oluşu ve paketlenebilir kompozitlerin düşük polimerleşme büzüşmesi, yığma doldurma tekniği ile mümkün olabilir. Akışkan madde düzgün olmayan iç yüzeyleri doldurmak için ve paketlenebilir kompozitin yerleştirilmesinden önce anat paketler olarak kullanılabilir.

Akışkan kompozitler yada kompomerler, nemlenecek ve diş yüzeyine sealing edilmesi ve operasyon öncesi duyarlılığın azaltılmasıyla, uyum sağlayacaktır (Albers, H.F., 1996).

3.6.2 Kopolimerler

Kompomerler ya da plastikten yenilenmiş kompozitler, floride akışlı silika camlı poliasit grupları tarafından yenilenmiş monomerler içerir. Kompomerlerin özellikleri ve klinik karakterleri kompozit ve cam iyonomer bileşenleriyle alakalıdır. Kompomerler florid' i cam ve hibrit iyonomerlerdekine benzer bir sistemle bırakırlar fakat bırakmanın zamanı ve miktarı daha azdır. Ayrıca kompomerler floride işlemlerle ya da floridli diş macunlarıyla fırçalanarak cam ve hibrit iyonomerler gibi yenilenemezler. Kompozitler gibi kompomerler de diş yapısına bağlanmak için bağlanma etkenine ihtiyaç duyarlar. Asidik astar içeren single-bottle bağlama etkeni bazı kompomerlerde kullanılırdı. Asidik astarlar hem diş minesine hem de dentine fosforik asitle eritme işlemi olmaksızın bağlanacaklardır. Fakat deneyler ayrıca eritme işlemi uygulandığında bağın dayanıklılığının arttığını göstermiştir. Kompomerler ışıqla aktive edilmiş polimerleşmeyle ve diştan emilen sulu asit baz reaksiyonuyla kurur. Tek macun formülleriyle kapsüllerde ve şırıngalarda paketlenir. Kompomerler boyunsal yaralarda, yetişkinlerde 3. ve 5. sınıf restorasyonlarda, ilk dişlerde, çocuklarda 1. ve 2. sınıf restorasyonlarda, sandwich tekniği için 2. sınıf restorasyonlarda ve orta risk çürüklü hastalarda önerilir (O'Brien, W.J., 2002).

3.6.3 Reçine İle Yenilenmiş Cam İyonomerler

Reçine ile yenilenmiş cam iyonomerler ya da hibrit iyonomerler, floride bırakmış cam ya da poliasit monomerler içerir. Asit baz reaksiyonları tarafından ve hem kimyasal hem de ışıkla kurutulmuş serbest radikal reaksiyonlar tarafından sertleştirilirler. Boyunsal yaralarda, yetişkinlerde 3. ve 5. sınıf restorasyonlarda, ilk dişlerde, çocuklarda 1. sınıf restorasyonlarda, sandwich tekniği için 2. sınıf restorasyonlarda ve yüksek riskli çürüklü hastalarda önerilir. Reçine içerikleri nedeniyle bu restorasyonlar cam iyonomerlerden daha estetik ve sağlamdır. Hibrit monomerler toz-sıvı halde ya da amalgatörde karıştırılarak önceden küçültülmüş halde paketlenir.

Bağlama etkeninin yerleşmede öncelikle kullanımı önerilmez çünkü bu floride çıkışını azaltır. Hibrit iyonomerler bir kez diş poliakrilik asit ya da primerle yapılandırılmışsa doğal olarak diş yapısına bağlanırlar. Çeşitli hibrit iyonomerlerin özelliklerinin karşılaştırılması Çizelge 3.4'te verilmiştir (O'Brien, W.J., 2002).

Çizelge 3. 4 Cam iyoner ve kompozit reçine kombinasyonlarının mekanik özellikleri

Maddelerin Sınıfları	Esneme Dayanımı (MPa)	Esneme Modülüsü (MPa)	Bastırma Dayanımı (MPa)	Çapsal Çekme Dayanımı (MPa)	Shear bağ dayanımı (MPa)	Büzüşme (Hacim %)
Bilindik cam iyonomerler	25	8	180-200	22-25	3-5	3
Reçine ile yenilenmiş cam iyonomer	35-70	4	170-200	35-40	8-14	3.5
Kompomer	97	6-8	210-245	45-47	14	4.5
Floride-alınmış kompozit reçine	85	8	-	40	24	3
Akışkan kompozit reçine	111-167	4-8	-	-	20-22	5
Kompozit reçine	140	18	350	65-75	24-28	3

3.7 Oyuk ve İnce Çatlak Dolgu Macunları

Dolgu macunları(sealant) temelde çürüğe eğilimli dişlerin oyuk(pit) yüzeylerine ve bakteriyel olaylar sebebiyle olan ince çatlaklara(fissure) uygulanan sıvı reçinelerdir. Kullanılan madde yıpranma dayanımını artırmak için seramik dolgulu parçalarla doldurulmuş bis-GMA'dır. Sıvı monomerin uygulanmasından önce, diş minesi fosforik asitle eritilir. Sıvı reçinenin uygulanmasında ince boru olayıyla(capillary action) çukur ve çatlaklara doldurulur. Ayrıca eritilmiş diş minesi mikro yapısında da mikro mekanik olaylara neden olan "tag'lar(saçak)" oluşturmak için dolgu yapılır. Derin dolgu düşük yoğunluk, yüksek yüzey çekimi ve düşük değme açısı tarafından oluşturulan yüksek dolgu katsayısına (PC) yükselir.

Dolgu macunları birçok çalışmada etkili bulunmuşlardır. Uzun dönem çalışmalar göstermektedir ki macun yapılmış dişteki bozunmanın %50'si kontrollerle karşılaştırılmıştır. Yaklaşık %90'ı en azından parçaları, 5 yıllık çalışmalarda dayanmışlardır. Ayrıca bir kısmının kaybolması ya da dolgu macununun yıpranması onun derin çatlakları engelleyici rolünü değiştirmez. Tek dezavantajları kalan yemek artıkları nedeniyle çoğalan bakterilerin çürümeye devam edebilmesidir. Çalışmalara göre bazı yemek artıkları dolgu macunlarının altında kalmasına rağmen eğer iyi izole edilirlerse bakteriler cansızdır. Floride içerikli dolgu macunları uygundur (O'Brien, W.J., 2002).

4. KONU İLE İLGİLİ YAPILMIŞ ÇALIŞMALAR

Dişçilikle ilgili bileşiklerin polimerleşmesi için kullanılan ışık emen diod(LED) ışıkla cure edilmiş üniteler üreticiler tarafından her gün daha fazla kullanılmaktadır. Işıkla sertleştirilmiş ünitelerin(LCUs) kuruma potansiyellerinin gelişmesi ve sertleşme derinliği ile ilgili pek çok çalışma yürütülmektedir. Alexander Uhl, Robin W. Mills, Klaus D. Jandt ve arkadaşları fotobaşlatıcı kökenli bileşiklerin sertleştirme derinliği ve halojenli knoop sertliği ve LED ışıkla sertleştirilmiş (Curing) üniteler ile çalışmışlardır.

Yaptıkları çalışma ile penetrometre kullanılarak yapılan sertleşme derinliği testi, bileşiklerde eş başlatıcılar kullanıldığında LED ve halojen LCU' lar arasındaki sertleşme performansını belirtmede uygun olmadığını, sertleşme derinliği ve Knoop sertliği testleri ışıkla sertleştirilmiş bileşiklerin performansı için sertleşme zamanı ve bileşiğin dikkatli seçiminin önemli faktörler olduğunu göstermişlerdir. Çalışmadaki hiçbir test LED LCU' ların bileşikleri halojen LCU' lardan daha hızlı sertleştirdiğine kanıt bulamadıklarını, LED sertleşme üniteleri, LED LCU emitlerden daha kısa dalga boyunda emilen bileşik içerikli başlatıcılar için, dikkatli kullanılmaları gerektiğini belirtmişlerdir (Uhl,A., Mills, W.M. ve Jandt, K.D., 2003).

Elizabeth A. Wilder, Kristen S. Wilson, Janet B. Quinn, Drago Skrtic, Joseph M. Antonucci ve arkadaşları organik jelleştiricinin dişçilikte kullanılan bileşiklerin özellikleri üzerine etkisini araştırmışlardır.

Yaptıkları çalışma ile dibenziliden sorbitol (DBS)' nin EBPADMA/Zr-ACP bileşiklerinin vinil dönüşümünde etkisinin az olduğunu, DBS iki eksenli esneme dayanımlarını ve kuru bileşiğin sertliğini arttırmaya, dolgu yayılmasını arttırmaya ve polimerleşme büzüşmesini ve baskısını azalttığını bulmuşlardır. Ancak iyon çıkışlı çalışmalarda DBS EBPADMA/Zr-ACP bileşiklerinin iyon çıkışı yeteneklerini azalttığını, DBS cam ya da silika dolgulu bileşikler için ya da biyoaktif dolgu/reçine sistemlerinin kullanımı için daha uygun olabildiğini bulmuşlardır. Bu noktada DBS ağ yapısı ya da DBS'nin bilinmeyen etkileri yüzünden iki eksenli esneme dayanımındaki dayanım ve büzüşme ve baskı gelişme özelliklerindeki ilerlemenin olup olmamasına göre bazı noktalar tam açıklığa kavuşmamış olarak kalır. Yaptıklar çalışma ile organik jelleştiricilerin dayanımı artırmak ve dişçilikle ilgili bileşiklerin polimerleşme büzüşmesini azaltmak için kullanışlı bir katkı maddesi olduğunu göstermişlerdir (Wilder, E.A., Wilson, K.S., Quinn, J.B., Skrtic, D. ve Antonucci, J.M., 2005).

Khaldoon A. Al-Sharaa, David C. Watts ve arkadaşları ışıkla kurutulan reçine bileşiklerin

sertleşmeden önceki yapışkanlıkları üzerinde çalışmışlardır.

Diş oyuğundaki bileşik reçine restorasyon fabrikasyonunun bütün işlemleri oldukça zordur. Madde genelde şırınga yada kapsülde bulunur ve sıkıştırılmış olmak zorundadır ve gereken düzenin içinde şekillendirilmesi gerekir. Bu şekillendirilme matrikslerle ve aletlerin kullanımıyla başarılıdır. Sertleşmemiş maddenin sıvı haldeki karakteri çok çeşitlilikte işlenmesinden sorumludur.

Herhangi bir dişçilik maddesinin işleme karakterlerinin pratisyen tecrübelerinin hayatsal önemi vardır çünkü bunlar her uygulama için madde seçimini etkilerler. Eğer pratisyenin uygun zamanda istediğinin üretilmesi kontrol edilmezse, o madde kullanılamaz. Kuvvet uygulanana kadar ideal madde akışkanlık göstermez. Numaralı yeniden inceltirme geleneksel bileşiklerde geçen yüzyılda yapılmasına rağmen, bileşikler için 2 çekici klinik işleme karakteri çok eskilerde görülmez.

Khaldoon A. Al-Sharaa, David C. Watts ve arkadaşları çalışmaları ile birçok yapışkanlık için kabul edilen laboratuvar testi uygun olmadığı için , çalışmaları ile metotları geliştirmiş örneğin boşluklarda bileşiklerin kullanımları için düzgün sonuçlar elde etmişlerdir (Al-Sharaa, K.A. ve Watts, D.C., 2003).

D. Skrtic, J.M. Antonucci, E.D Eanes ve arkadaşları mineralleştirilmiş doku rejenerasyonu için olan amorf kalsiyum fosfat kökenli biyoaktif polimerik bileşikler ile çalışmışlardır.

Amorf kalsiyum fosfat (ACP) (biyolojik hydroxyapatite oluşumunda kabul edilen işaret) polimerleşmede matriks fazın oluşması için kullanılan dişçilik monomerleri olan biyoaktif polimerik bileşiklerde dolgu fazı olarak geliştirilmiştir. Mükemmel biyolojik uyuma ek olarak, bu bileşikler kalsiyum ve fosfat iyonlarının devamlı çıkışlarının taklit eden saliva milieus'a olmasını sağlar. Fizikokimyasal ve mekanik özellikleri artırmak ve yeniden mineralleştirilmiş ACP bileşiklerin daha çeşitli dişçilik operasyonlarında kullanımını genişletmek için çalışmalarında;

- Silika ve/ veya zirkon başlangıcı tarafından hibritleştirilmiş ACP;
- Potansiyel çiftleme etkenlerinin yararlı değerlendirilmesi;
- Reçine matrikslerin kimyasal yapılarının ve bileşim çeşitlerinin, kompozitlerin iyon çıkışı özellikleri ve mekanik dayanımları üzerindeki etkilerinin araştırılması;

- Bileşiklerin içsel yapışkanlıklarının reçine formulasyonlarda diş yapısı için benzerlikle iki fonksiyonlu monomerler tarafından kullanımının geliştirilmesini araştırmışlardır.

Çalışmalarının sonuçları, ACP bileşiklerin yeniden mineralleşme potansiyellerini Si ve Zr elementlerini dolgunun düşük sıcaklıkta sentezlenmesiyle geliştirilmesi mümkün olduğunu göstermiştir. Si ve Zr ACP'ler bileşik intro-ACP'nin HAP'a dönüşümlü yavaşlatma kabiliyeti boyunca olan mineral iyon çıkışının dayanımını artırır. Ayrıca BTHZr ile reçineler birleştirildiğinde, hibrit ACP'ler yenilenmiş ACP olarak kullanılan bileşiklerle karşılaştırıldığında gelişmiş mekanik özellikler gösterir. Ayrıca kimyasal yapı ve monomer sistemin oluşumu iyon çıkışından, su emiliminden ve bileşiklerin DC' sinden etkilenen matriks fazının oluşumu için kullanılır. EBPADMA' nın kullanımının temel monomer olarak bis-GMA'ya ek olarak kullanılması ve hidofilik HEMA'nın azaltan miktarını eklenmesi belki de reaktif olmayan monomerik maddelerin yüksek DC gibi düşük püskürmeleri boyunca dolgunun yeniden mineralleşmesini maksimuma çıkarmanın en iyi yolu olduğunu bulmuşlardır. Ancak reçine formulasyonlarındaki artı ayarlamalar bugünkü deneysel ACP bileşiklerin DC' sini artırmak için gerekli olmuştur. bis-GMA ve EBPADMA bileşiklerin mekanik doğruluğunun oluşmasında temel olduğu kanıtlanmışlardır. (Skrtic, D., Antonucci, J.M. ve Eanes, E.D., 2003) (Skrtic, D., Antonucci, J.M. ve Liu, D., 2006).

5. DENEYSEL ÇALIŞMALAR

5.1 Kullanılan Kimyasal Maddeler

- Benzoil peroksit (BPO) (C₁₄H₁₀O₄) (Acros Organics)
- 2- Hidroksietilmetakrilat (HEMA) (CH₂CCH₃COOCH₂CH₂OH) (Riedel)
- Trietilenglikoldimetakrilat (TEGDMA) [H₂C= C(CH₃)CO₂CH₂CH₂OCH₂-]₂ (Aldrich)
- Etilenglikoldimetakrilat (EGDM) [H₂C= C(CH₃)CO₂CH₂-]₂ (Aldrich)
- Etilendimetakrilat (EDMA) (C₁₀H₁₄O₄) (Acros Organics)
- Toluen (C₆H₅CH₃) (J.T. Baker)
- Metanol (CH₃OH) (Teknik)
- Potasyumbromür (KBr) (Merck)
- Kamforkinon (Polysciences, Inc)
- Etil 4-dimetilaminobenzoat (Aldrich)

5.2 Kullanılan Cihazlar

- Elektronik hassas terazi (Explorer- Pro)
- Su banyosu (Kerman, sıcaklık aralığı -20;+100°C)
- Su banyosu (Poly Science, sıcaklık aralığı -20;+100°C)
- Etüv
- Vakum etüvü (Binder)
- UV cure etme cihazı (Kerman)
- FTIR spektrofotometre (Perkin Emler Spectrum One)

5.3 Polimerizasyon Yöntemi

Akrilik esaslı, dental amaçlı uygulamalar için polimerler serbest radikal polimerizasyonu ile 1mm kalınlığında, 10mm çapında, 100 ve 200mm uzunluğundaki cam deney tüplerinde sentezlenmiştir. Polimer eldesinde kullanılan tipik bir yöntem aşağıda verilmektedir. 0,0021 g BPO başlatıcısı, 1,2 ml TEGDMA ve 1,2 ml HEMA monomerleri 7,2 ml Toluene içine eklenerek çözündürüldü. Hazırlanan çözelti bir deney tüpüne alınarak, deney tüpü kapatıldı. Reaksiyon ortamından oksijeni uzaklaştırmak amacıyla hazırlanan çözelti içinden 1 dakika süreyle azot gazı geçirildi. Şekil 5. 1' de içinden azot geçirilerek hazırlanmış çözeltiler görülmektedir.



Şekil 5.1 Polimer çözeltileri

5.4 Jelleşme Zamanı Tayini

Bölüm 5. 3' te anlatıldığı gibi hazırlanan çözeltiler $85^{\circ}\text{C} \pm 1'$ daki su banyosuna konularak jel zamanları tayin edildi. Jel halinde elde edilen polimerler Şekil 5. 2' de görülmektedir.



Şekil 5. 2 Polimerlerin jel halleri

5.5 Lineer Polimerin Toz Olarak Elde Edilmesi

Jel zamanları belirlenen monomer çözeltileri aynı oranlarda tekrar hazırlanarak $85^{\circ}\text{C} \pm 1'$ daki su banyosuna yerleştirildi. Örnekler daha önceden belirlenen jel zamanına ulaşmadan önce su banyosundan alınarak metanolün aşırısı içine konuldu. Şekil 5. 3' te jelleşme zamanından önce alınarak metanolün aşırısı içine konulan polimer örnekleri görülmektedir. Metanol içinde çöken polimer süzülerek vakum etüvünde $+40^{\circ}\text{C}'$ de kurutuldu ve böylelikle toz halinde elde edilmiş oldu. Şekil 5.4' de toz halinde elde edilmiş polimer örnekleri görülmektedir.



Şekil 5. 3 Metanol içine konulmuş polimer çözeltileri



Şekil 5. 4 Toz halindeki polimer örnekleri

5.6 Polimer Macun Hazırlanması

Jelleşme zamanından önce reaksiyon ortamından alınıp, metanol içinde çöktürülerek elde edilen toz karışım; ağırlıkça % 0,2 Kamforkinon % 0,8 Etil 4-dimetilaminobenzoat ve kendi monomeri ile karıştırılarak macun haline getirildi.

5.7 Cure Zamanlarının Belirlenmesi

Bölüm 5.6' da anlatıldığı gibi hazırlanan macunlar UV cure etme cihazına konularak setreleştirildi ve cure zamanları tespit edildi.

5.8 HEMA- TEGDMA Polimerleri

HEMA- TEGDMA polimerleri 1 mm kalınlığında, 10 mm çapında, 100 mm ve 200 mm uzunluğundaki cam deney tüplerinde HEMA, TEGDMA, Toluen, başlatıcı oranları değiştirilerek sentezlendi. Kullanılan başlatıcı, monomer, çözücü miktarları Çizelge 5. 1, 5. 2, 5. 3, 5. 4 ve 5. 5' de görülmektedir.

Çizelge 5. 1 HEMA- TEGDMA (Farklı başlatıcı miktarına göre)

POLİMER	I- HT	II- HT	III- HT	IV- HT	V- HT
BPO (gr)	0.0021	0.0023	0.0018	0.0022	0.0042
HEMA (ml)	1.2	1.2	1.2	1.2	1.2
TEGMA (ml)	1.2	1.2	1.2	1.2	1.2
Toluen (ml)	7.2	7.2	7.2	7.2	7.2

Çizelge 5. 2 HEMA- TEGDMA (Farklı monomer miktarına göre) (1)

POLİMER	VI- HT	VII- HT	VIII- HT
BPO (gr)	0.0022	0.0022	0.0022
HEMA (ml)	1.4	1.2	1.6
TEGMA (ml)	1.0	1.2	1.0
Toluen (ml)	7.2	7.2	7.0

Çizelge 5. 3 HEMA- TEGDMA (Farklı monomer miktarına göre) (2)

POLİMER	IX- HT	X- HT	XI- HT
BPO (gr)	0.0026	0.0026	0.0026
HEMA (ml)	1.4	1.2	1.6
TEGMA (ml)	1.0	1.2	1.0
Toluen (ml)	7.2	7.2	7.0

Çizelge 5. 4 HEMA- TEGDMA (Farklı başlatıcı ve monomer miktarına göre)

POLİMER	XII- HT	XIII- HT
BPO (gr)	0.0036	0.0044
HEMA (ml)	2.4	3.2
TEGMA (ml)	2.4	2.0
Toluen (ml)	14.4	14

Çizelge 5. 5 HEMA- TEGDMA (Farklı monomer miktarına göre) (3)

POLİMER	XIV- HT	XV- HT	XVI- HT
BPO (gr)	0.0052	0.0052	0.0052
HEMA (ml)	2.4	2.4	3.2
TEGMA (ml)	2.4	2.4	2.0
Toluen (ml)	12	14	14

HEMA ve TEGDMA kullanılarak hazırlanan monomer çözeltilerinin bölüm 5. 4' de anlatıldığı gibi tayin edilen jel zamanları Çizelge 5. 6' da verilmiştir.

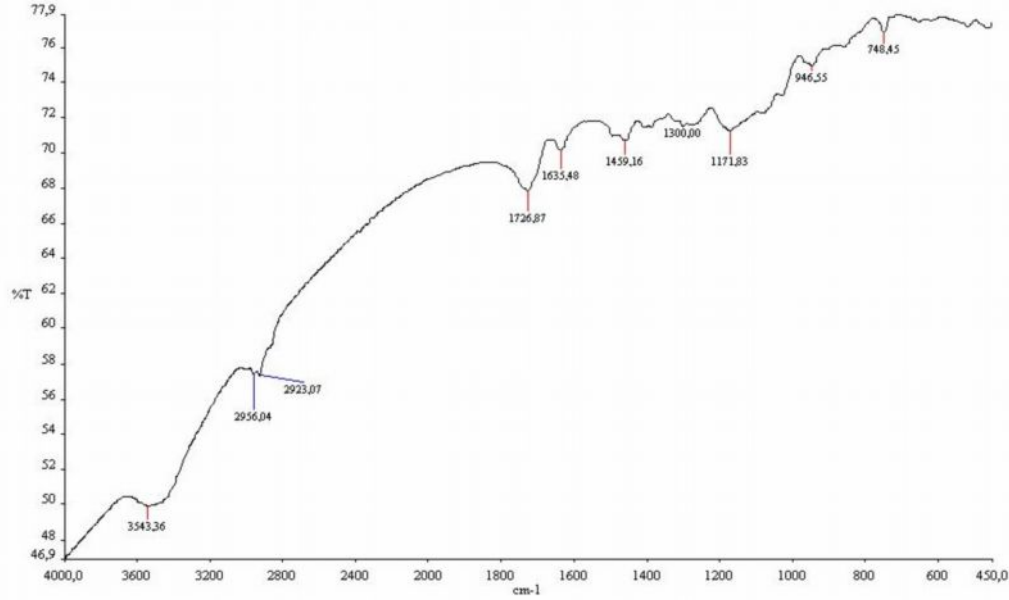
Çizelge 5. 6 HEMA- TEGDMA Kullanılarak sentezlenen polimerlerin jel zamanları

POLİMER	I- HT	II- HT	III- HT	IV- HT	V- HT
Başlama Saati	11:44	11:44	11:44	11:44	11:44
Bulanma Zamanı	15:50	14:25	15:02	15:00	13:27
Jel Zamanı	16:27	15:00	15:25	15:30	15:00
Jelleşme Süresi (dak)	283	196	221	226	196

POLİMER	VI- HT	VII- HT	VIII- HT	IX- HT	X- HT	XI- HT
Başlama Saati	11:51	11:51	11:51	11:51	11:51	11:51
Bulanma Zamanı	15:50	14:25	----	14:54	13:38	----
Jel Zamanı	15:55	15:00	13:38	15:11	14:31	13:38
Jelleşme Süresi(dak)	244	189	107	200	160	107

POLİMER	XII- HT	XIII- HT	XIV- HT	XV- HT	XVI- HT	
Başlama Saati	14:04	14:04	14:04	14:04	14:04	
Bulanma Zamanı	15:10	15:00	14:35	14:49	15:04	
Jel Zamanı	15:28	15:06	14:46	15:03	15:28	
Jelleşme Süresi (dak)	84	62	42	59	84	

Jel zamanları belirlenen monomer çözeltilerinin aynı oranlarda tekrar hazırlanması ve jel zamanına ulaşmadan önce su banyosundan alınarak metanolün aşırısı içinde çöktürülmesi ve metanolün uçurulmasını takiben toz halinde elde edilen HEMA- TEGDMA kopolimerinin yapı tayini FTIR ile yapıldı. Şekil 5. 5' te HEMA- TEGDMA polimerin FTIR spektrumu görülmektedir. Toz halinde elde edilen HEMA- TEGDMA polimerinden bölüm 5.6' da anlatıldığı gibi bir macun hazırlanmıştır. Hazırlanan bu macunlar UV cure etme cihazında setreleştirilerek cure zamanları tespit edildi. Tespit edilen cure zamanları Çizelge 5.7' de verildiği gibidir.



Şekil 5. 5 HEMA- TEGDMA polimerlerin FTIR spektrumu

Çizelge 5. 7 HEMA- TEGDMA Polimerlerinin cure zamanları

	XII- HT	XVI- HT
Cure Zamanı	4 dakika	15 dakika

5.9 HEMA- EGDM Polimerleri

HEMA- EGDM polimerleri HEMA, EGDM, toluen, başlatıcı oranları değiştirilerek sentezlendi. Kullanılan başlatıcı, monomer, çözücü miktarları Çizelge 5. 8 ve Çizelge 5. 9' da görülmektedir.

Çizelge 5. 8 HEMA- EGDM (Farklı monomer miktarına göre)

POLİMER	I- HE	II- HE	III- HE
BPO (gr)	0.0052	0.0052	0.0052
HEMA (ml)	2.4	2.4	3.2
EGDM (ml)	2.4	2.4	2.0
Toluen (ml)	12	14	14

Çizelge 5. 9 HEMA- EGDM (Farklı başlatıcı ve monomer miktarına göre)

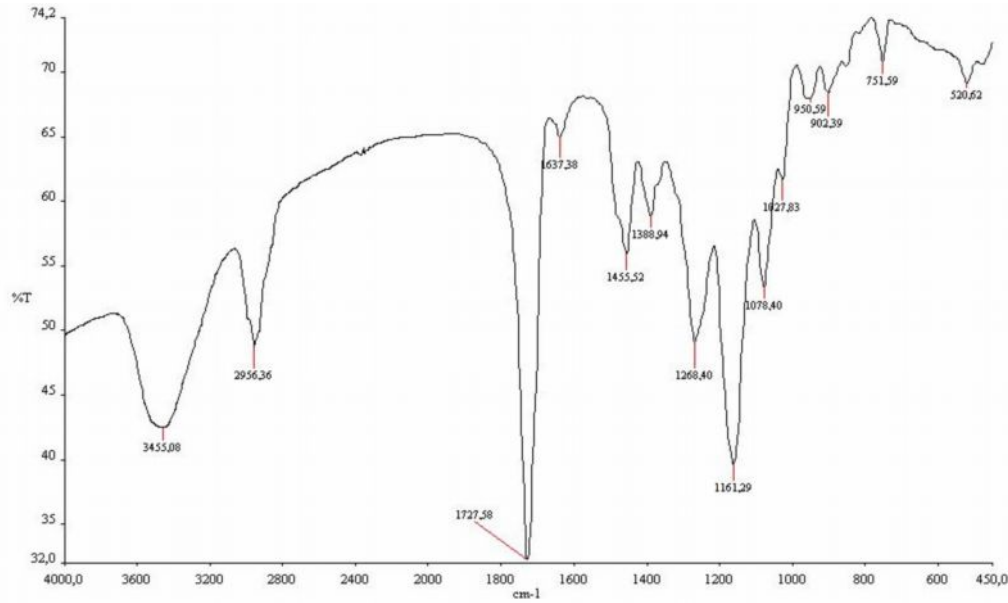
POLİMER	IV- HE	V- HE
BPO (gr)	0.0036	0.0044
HEMA (ml)	2,4	3.2
EGDM (ml)	2.4	2.0
Toluen (ml)	14,4	14

HEMA ve EGDM kullanılarak hazırlanan monomer çözeltilerinin tayin edilen jel zamanları Çizelge 5.10' da verilmiştir.

Çizelge 5.10 HEMA- EGDM Kullanılarak sentezlenen polimerlerin jel zamanları

POLİMER	I- HE	II- HE	III- HE	IV- HE	V- HE
Başlama Saati	13:47	13:47	13:47	13:47	13:47
Bulanma Zamanı	15:50	15:40	15:45	16:09	16:10
Jel Zamanı	16:05	15:49	16:00	16:29	16:20
Jelleşme Süresi (dak)	138	122	133	162	153

Toz halinde elde edilen HEMA- EGDM kopolimerinin yapı tayini FTIR ile yapıldı. Şekil 5. 6' da HEMA- EGDM polimerin FTIR spektrumu görülmektedir. Toz halinde elde edilen HEMA- TEGDMA polimerinden hazırlanan macunların UV cure etme cihazında setreleştirilmesi ile tayin edilen cure zamanları Çizelge 5.11' de verildiği gibidir.



Şekil 5. 6 HEMA- EGDM polimerlerin FTIR spektrumu

Çizelge 5. 11 HEMA- EGDM Polimerlerinden hazırlanan macunların cure zamanları

POLİMER	I- HE	II- HE	III- HE	IV- HE	V- HE
Cure Zamanı (dak)	4	4	4	16	8

5.10 EDMA- EGDM Polimerleri

EDMA- EGDM polimerleri EDMA, EGDM, toluen, başlatıcı oranları değiştirilerek sentezlendi. Kullanılan başlatıcı, monomer, çözücü miktarları Çizelge 5.12 ve 5.13' te görülmektedir.

Çizelge 5.12 EDMA- EGDM (Farklı başlatıcı miktarına göre) (1)

POLİMER	I- EE	II- EE	III- EE
BPO (gr)	0.0044	0.0048	0.0052
EDMA (ml)	3.2	3.2	3.2
EGDM (ml)	2.0	2.0	2.0
Toluen (ml)	14	14	14

Çizelge 5.13 EDMA- EGDM (Farklı başlatıcı miktarına göre) (2)

POLİMER	IV- EE	V- EE	VI- EE
BPO (gr)	0.0044	0.0048	0.0052
EDMA (ml)	2.4	2.4	2.4
EGDM (ml)	2.4	2.4	2.4
Toluen (ml)	14	14	14

EDMA ve EGDM kullanılarak hazırlanan monomer çözeltilerinin tayin edilen jel zamanları Çizelge 5.14' te verilmiştir.

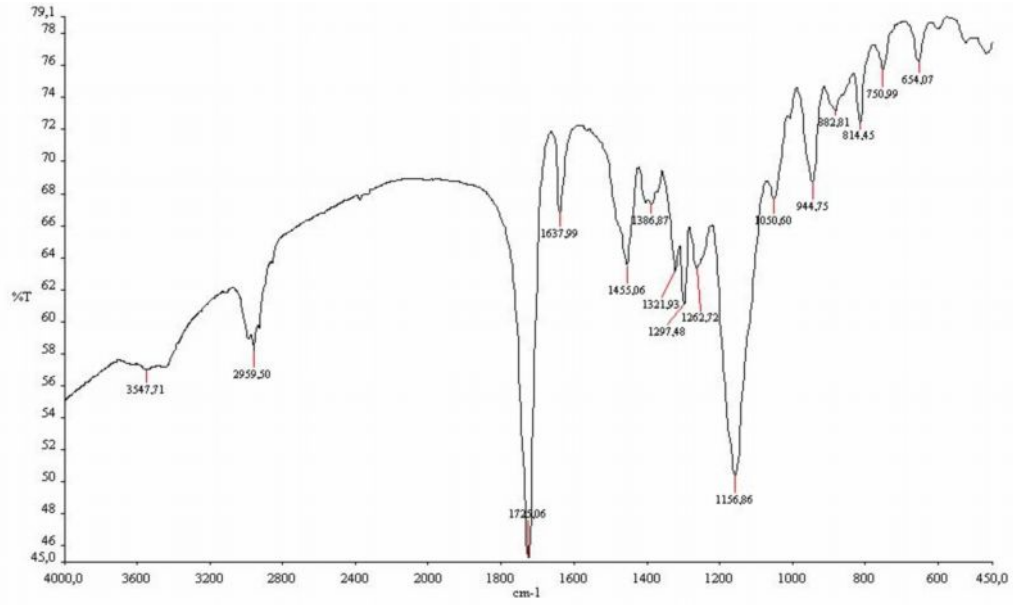
Çizelge 5.14 EDMA- EGDM Kullanılarak sentezlenen polimerlerin jel zamanları

POLİMER	I- EE	II- EE	III- EE	IV- EE	V- EE	VI- EE
Başlama Saati	10:22	10:22	10:22	10:22	10:22	10:22
Bulanma Zamanı	15:06	15:10	14:23	14:04	14:27	14:49
Jel Zamanı	15:22	15:26	14:37	14:14	14:46	15:04
Jelleşme Süresi (dak)	300	304	255	232	264	282

Toz halinde elde edilen EDMA- EGDM kopolimerinin yapı tayini FTIR ile yapıldı. Şekil 5. 7' de EDMA- EGDM polimerin FTIR spektrumu görülmektedir. Toz halinde elde edilen HEMA- TEGDMA polimerinden hazırlanan macunların cure zamanları Çizelge 5.15' te verildiği gibidir.

Çizelge 5.15 EDMA- EGDM Polimerlerinden hazırlanan macunların cure zamanları

POLİMER	I- EE	II- EE	III- EE	IV- EE	V- EE	VI- EE
Cure Zamanı (dak)	3	5	4	6	3	6

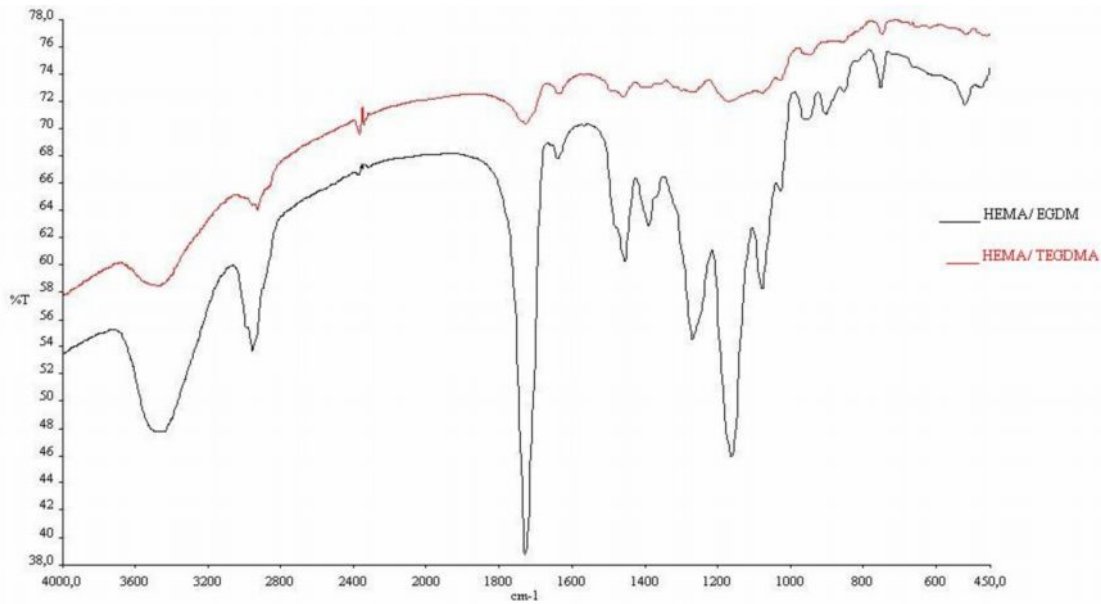


Şekil 5. 7 EDMA- EGDM polimerlerin FTIR spektrumu

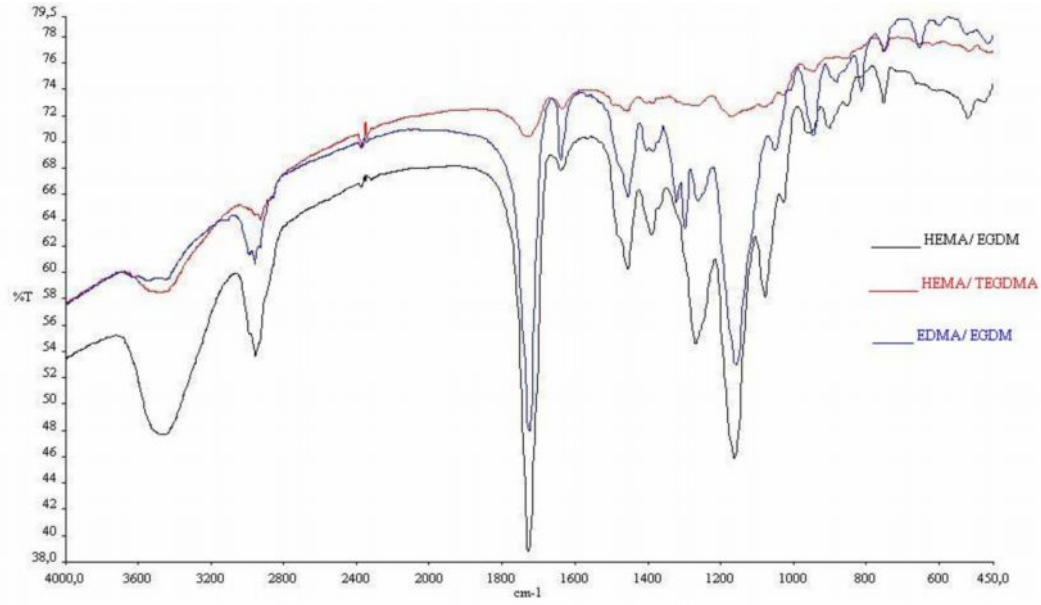
6. SONUÇLAR

Bu çalışmada, HEMA, EGDM, TEGDMA, EDMA monomerleri ve çapraz bağlayıcıları kullanılarak üç farklı türde polimer sentezlenmiştir. Bu polimerlerin FTIR spektrumları ve yapılarındaki farklı gruplar Şekil 6.1 ve Şekil 6.2’de görülmektedir.

Her üç türdeki polimerlerde de başlatıcı miktarının artması ile jelleşme zamanı kısalmıştır. Başlatıcı miktarının artması ile ortamdaki serbest radikal miktarının artmasının polimerizasyon reaksiyonunu hızlandırdığı bilinmektedir. Bu nedenle artan başlatıcı miktarı ile jelleşme zamanının kısılması beklenen bir sonuçtur. Çizelge 6. 1, Çizelge 6. 2 ve Çizelge 6.3 de bu sonuçlar görülmektedir.



Şekil 6. 1 HEMA- TEGDMA ve/ HEMA- EGDM polimerlerin FTIR spektrumları



Şekil 6.2 HEMA- TEGDMA/ HEMA-EGDM/ EDMA-EGDM polimerlerin FTIR spektrumları

Çizelge 6. 1 HEMA- TEGDMA Polimerleri

POLİMER	VI- HT	IX- HT	VII- HT	X- HT	VIII- HT	XI- HT
BPO (gr)	0.0022	0.0026	0.0022	0.0026	0.0022	0.0026
HEMA (ml)	1.4	1.4	1.2	1.2	1.6	1.6
TEGDMA (ml)	1.0	1.0	1.2	1.2	1.0	1.0
Toluen (ml)	7.2	7.2	7.2	7.2	7.0	7.0
Jelleşme Süresi (dak)	244	200	189	160	107	107

Çizelge 6. 2 HEMA- EGDM Polimerleri

POLİMER	V- HE	III- HE
BPO (gr)	0.0044	0.0052
HEMA (ml)	3.2	3.2
EGDM (ml)	2.0	2.0
Toluen (ml)	14	14
Jelleşme Süresi (dak)	153	133

Çizelge 6. 3 EDMA- EGDM Polimerleri

POLİMER	I- EE	II- EE	III- EE
BPO (gr)	0.0044	0.0048	0.0052
EDMA (ml)	3.2	3.2	3.2
EGDM (ml)	2.0	2.0	2.0
Toluen (ml)	14	14	14
Jelleşme Süresi (dak)	300	304	255

Her üç türdeki polimer içinde jelleşme zamanını etkileyebilecek faktörler olarak başlatıcı miktarı dışında kullanılan monomerlerin oranı ve ortamda kullanılan çözücü miktarının etkileri araştırılmıştır. HEMA kullanılan polimerlerde HEMA miktarının artmasının jel zamanını artırdığı görülmüştür. EDMA- EGDM polimerinde ise EDMA miktarının artmasının jel zamanını artırdığı görülmüştür. Çözücü olarak kullanılan toluen miktarının azalması HEMA- TEGDMA için jel zamanını azaltırken HEMA- EGDM için dikkate alınır bir değişime neden olmamıştır.

Her üç türdeki polimer için bulunan jelleşme zamanları ve cure zamanları Çizelge 6. 4, Çizelge 6. 5 ve Çizelge 6. 6'da görülmektedir.

Çizelge 6. 4 Üç polimer için sertleşme (cure) zamanları (1)

POLİMER	HEMA	HEMA	EDMA
	TEGDMA	EGDM	EGDM
Jel Süresi (dak)	84	133	255
Cure Zamanı (dak)	15	4	4

Bütün polimerlerde HEMA ve EDMA: 3.2 ml, TEGDMA ve EGDM: 2.0 ml, BPO: 0.0052 gr, Toluen: 14 ml olarak kullanılmıştır.

Çizelge 6. 5 Üç polimer için sertleşme (cure) zamanları (2)

POLİMER	HEMA	HEMA	EDMA
	TEGDMA	EGDM	EGDM
Jel Süresi (dak)	59	122	282
Cure Zamanı (dak)	-	4	6

Bütün polimerlerde HEMA ve EDMA: 2.4 ml, TEGDMA ve EGDM: 2.4 ml, BPO: 0.0052 gr, Toluen: 14 ml olarak kullanılmıştır.

Çizelge 6. 6 Üç polimer için sertleşme (cure) zamanları (3)

POLİMER	HEMA	HEMA	EDMA
	TEGDMA	EGDM	EGDM
Jel Süresi (dak)	62	153	300
Cure Zamanı (dak)	-	8	3

Bütün polimerlerde HEMA ve EDMA: 3.2 ml, TEGDMA ve EGDM: 2.0 ml, BPO: 0.0044 gr, Toluen: 14 ml olarak kullanılmıştır.

Bu çalışma ile dental uygulamalarda kullanılacak polimerler sentezlenmiş ve bu polimerlerin jelleşme ve cure zamanlarına etki eden faktörler araştırılmıştır. Sentezlenen polimerlerin cure zamanları 3 ile 15 dakika arasında değişmekte olduğu en kısa cure zamanının EDMA- EGDM polimeri için 3 dakika iken en uzun cure zamanının HEMA- TEGDMA için 15 dakika olarak bulunmuştur.

KAYNAKLAR

- Albers, H.F., (1996), Tooth- Colored Restoratives, ed 8, Alto Boks, Santa Rosa.
- Al- Saharaa, K.A. ve Watts, D.C., (2003), “Stickiness prior to setting of some light cured resin-composites”, Dental Materials 19, 182- 187.
- Berry, J.P. ve Bueche, A.M., (1962), “Ultimate strength of polymers”, In:Weiss P(ed). Adhesion and Cohesion, Amsterdam: Elsevier,20.
- Mark, F.F., (1962), Future trends for improvement of cohesive and adhesive strength of polymers”, In: Weiss P (ed)., Adhesion and Cohesion, Amsterdam: Elsevier, 241.
- Moszner, N. Ve Salz, U., (2001), “New developments of polymeric dental composites”, Prog. Polym. Sci. 26, 535- 576.
- Nayır, E., (1999), “Dişhekimliği Maddeler Bilgisi”, İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Yayınları 7. baskı, İstanbul.
- O’Brien, W.J ve Yee, J.J., (1980), “Microstructure of posterior restorations of composite resins after clinical wear”, Oper Dent 5(3): 90- 94.
- O’Brien, W.J., (2002), Dental Materials and Their Selection , Quintessence Publishing Co,Inc, Chicago.
- Saçak, M., (2004), Polimer Kimyası, Gazi Kitabevi, 2. baskı, Ankara.
- Skrtic, D., Antonucci, J.M. ve Eanes, E.D., (2003), “Amorphous Calcium Phosphate- Based Bioactive Polymeric Composites for Mineralized Tissue Regeneration”, Journal of Research of the National Institute of Standards and Technology, Vol 108, 167- 182.
- Skrtic, D., Antonucci, J.M. ve Liu, D., (2006), “Ethoxylated bisphenol dimethacrylate-based amorphous calcium phosphate composites”, Acta Biomaterialia 2, 85-94.
- Uhl A., Mills R.W. ve Jandt K.D., (2003),“Photoinitiator dependent composite depth of cure and Knoop hardness with halogen and LED light curing units”,Biomaterials 24 ,1787- 1795.
- Wilder E.A., Wilson K.S., Quinn J.B., Skrtic D. ve Antonucci J.M., (2005), “Effect of an Organogelator on the Properties of Dental Composites”, Chem. Mater., Vol 17, No 11, 2946- 2952.
- Zembilci, G., Çalikkocaoğlu, S., (1973), Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi, Yenilik Basımevi, İstanbul.

ÖZGEÇMİŞ

Doğum tarihi 01.02.1970

Doğum yeri Elazığ

Lise 1981-1988 İstanbul Lisesi

Lisans 1989-1994 Yıldız Teknik Üniversitesi
Kimya Metalurji Fakültesi
Kimya Mühendisliği Bölümü

Yüksek Lisans 1997- Yıldız Teknik Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Kimya Mühendisliği Anabilim Dalı

Çalıştığı kurum

1996-2000 İstanbul Üniversitesi Edebiyat Fakültesi
Taşınabilir Kültür Varlıkları Koruma ve Onarım
Bölümü
Taşınabilir Kültür Varlıkları Koruma ve Onarım
Anabilim Dalı