

**YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**KLİNİK UYGULAMALARDA KULLANILAN DENTAL  
YAPIŞTIRMA SİMANLARININ SU İÇİNDEKİ  
DAVRANIŞLARININ VE YÜZEY SERTLİKLERİNİN  
İNCELENMESİ**

Metalurji ve Malzeme Müh. Ender Gökşen Atalay

**FBE Biyomühendislik Anabilim Dalı Biyomühendislik Programında  
Hazırlanan**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**Tez Danışmanı:** Yrd. Doç. Dr. A. Binnaz YORUÇ HAZAR (YTÜ)

İSTANBUL, 2006

# İÇİNDEKİLER

	Sayfa
SİMGE LİSTESİ .....	v
KISALTMA LİSTESİ.....	vi
ŞEKİL LİSTESİ.....	vii
ÇİZELGE LİSTESİ .....	x
ÖZET .....	xii
ABSTRACT .....	xiii
1. GİRİŞ .....	14
1.1 Dışın Yapısı ve Özellikleri.....	14
1.1.1 Mine .....	15
1.1.2 Dentin.....	16
1.1.3 Pulpa .....	18
1.2 Dış Etinin Yapısı .....	19
1.3 Tükürüğün Bileşimi ve Görevi.....	19
1.4 Dişlerin Görevi .....	19
1.5 Çürük Tedavisi .....	21
1.6 Dişlerin Çene kemiğine Tutunma Mekanizması .....	21
1.7 Biyouyumluluk .....	23
1.8 Simantasyon .....	23
2. DİŞ HEKİMLİĞİNDE ADEZİV MALZEMELER .....	25
2.1 Günümüzde Adesiv Teknikler .....	25
3. SİMANLAR .....	28
3.1 Çinko Fosfat Simanlar .....	28
3.2 Çinko Polikarboksilat Simanlar.....	30
3.3 Çinko Oksit Öjenol Simanlar .....	31
3.4 Cam İyonomer Simanlar .....	32
3.4.1 Cam İyonomer Simanların Sınıflandırılması .....	36
3.4.1.1 Geleneksel Cam İyonomer Simanlar .....	36
3.4.1.2 Resin Modifiye Cam İyonomer Simanlar (RMGIC).....	36
3.4.1.3 Poliasit Modifiye Kompozit Resinler (Kompomerler PMKR) .....	38
3.5 Simanların Genel Özelliklerinin Karşılaştırılması .....	38
4. YAPIŞMA (ADEZYON) MEKANİZMASI .....	40
5. SİMANLARA UYGULANAN TEST YÖNTEMLERİ.....	44
5.1 Mekanik Testler.....	44
5.1.1 Sertlik.....	44

5.1.2	Çekme, Basma ve Eğme Dayanımları .....	45
5.2	Simanların Su İçindeki Davranışları.....	46
5.2.1	Su Tutma (Water Absorption).....	46
5.2.2	Su Bırakma (Water Uptake).....	46
5.2.3	Hacim Değişimi (Volumetric Change).....	46
6.	HİDROKSİAPATİTİN SİMANLARIN ÖZELLİKLERİNE ETKİSİ.....	47
7.	DENEYSEL ÇALIŞMALAR .....	48
7.1	Malzemeler.....	48
7.1.1	Numunelerin Hazırlanması .....	51
7.2	Deneysel Yöntem .....	54
7.2.1	Su Tutma Deneyleri (Water Absorption).....	54
7.2.2	Su Bırakma Deneyleri (Water Uptake).....	55
7.2.3	Hacim Değişimi Deneyleri (Volumetric Change).....	55
7.2.4	Vickers Sertlik Deneyleri (Hardness Vickers).....	56
7.3	Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) İncelemeleri.....	57
7.4	Simanlara Hidroksiapatit İlavesinin Sertliğe Etkisi.....	57
8.	DENEY SONUÇLARI VE TARTIŞMA .....	59
8.1	Su Tutma Deneyleri.....	59
8.2	7 Günlük Su Bırakma Deneyleri .....	61
8.3	28 Günlük Hacim Değişimi Deneyleri .....	62
8.4	Sertlik Deneyi.....	63
8.5	Ticari Simanlara Ait SEM İncelemeleri .....	64
8.6	Hidroksiapatit İçeren Ticari Simanlar.....	73
	KAYNAKLAR.....	80
	EKLER.....	83

## SİMGE LİSTESİ

N	Newton
$\mu\text{m}$	Mikrometre
mm	Milimetre
sn	Saniye
kg	Kilogram
MPa	MegaPaskal
MJ	MegaJul
$\text{m}^3$	Metreküp
~	Yaklaşık
$^{\circ}\text{C}$	Santigrat derece
$\pi$	Pi sayısı
D	Çap
h	Yükseklik
V	Hacim
F	Kuvvet

## **KISALTMA LİSTESİ**

SEM	Scanning Electron Microscope (Taramalı Elektron Mikroskobu)
RMGIC	Resin Modified Glass Ionomer Cement (Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman)
PMCR	Polyacid Modified Composite Resin (Poliasit Modifiye Kompozit Resin)
HV	Hardness Vickers (Vickers Sertliği Değeri)
HA	Hydroxyapatite (Hidroksiapatit)

## ŞEKİL LİSTESİ

	Sayfa
Şekil 1.1	Dişin anatomisi [9]..... 15
Şekil 1.2	Diş minesinin SEM görüntüsü [4] ..... 16
Şekil 1.3	Dentin tübüllerinin SEM görüntüsü [5] ..... 17
Şekil 1.4	Smear tabakası [6]..... 18
Şekil 1.5	Dentin ve mine tabakaları için gerilme-gerinim eğrisi (Mano vd, 2004)..... 20
Şekil 3.1	Cam iyonomer simanlarda temsili atom dizilimi. (Sueo, 1999)..... 33
Şekil 3.2	Sertleşmiş matriksteki alüminyum ligantı (Sueo, 1999). ..... 34
Şekil 3.3	Cam iyonomer simanın sıvı bileşenini oluşturan asitler (Sueo, 1999)..... 35
Şekil 4.1	Yüzey ile yapıştırma malzemesi arasında gerçekleşen tutunma (a) Fiziksel etkileşim, (b) Kimyasal etkileşim (McCabe, 1998) ..... 41
Şekil 4.2	Yapıştırıcı ile yüzey arasında oluşan temas açıları (a) Küçük temas açısı, (b) Büyük temas açısı (McCabe, 1998) ..... 41
Şekil 4.3	Dental malzeme ve diş arasındaki tutunma olasılıkları, (a) minimum yapışma, (b) kısmi yapışma, (c) ideal yapışma (McCabe, 1998) ..... 42
Şekil 4.4	Yapıştırma simanının dentin tübüllerine penetrasyonu (McCabe, 1998) ..... 43
Şekil 7.1	Ticari dental simanların görüntüsü ..... 50
Şekil 7.2	Hidroksiapatitin partikül boyut dağılımı ..... 50
Şekil 7.3	Ticari dental simanların kalıplanmasında kullanılan malzemeler ..... 52
Şekil 7.4	Siman bileşenleri ve karıştırma işlemi ..... 52
Şekil 7.5	Simanın kalıba doldurulması ..... 52
Şekil 7.6	Simanın kalıplanması ..... 53
Şekil 7.7	Kalıptan çıkarılmış simanların görüntüsü ..... 53
Şekil 7.8	Dental simanların boyut ölçümüne ait görüntü ..... 55
Şekil 7.9	(a)Vickers piramidi,(b)Kalıplanmış numune,(c)Numune yüzeyinde oluşan iz 56
Şekil 8.1	Dental simanların 24 saat içindeki % su tutma davranışı..... 59
Şekil 8.2	Dental simanların 28 gün içindeki su tutma davranışı ..... 60
Şekil 8.3	Dental simanların 7 gün boyunca su bırakma davranışı ..... 61
Şekil 8.4	Dental simanların 28 gün boyunca hacim değişimi davranışı..... 62
Şekil 8.5	Dental simanların 28 gün boyunca Vickers sertlik değişimi..... 63
Şekil 8.6	Adhesor çinkofosfat simanın deney öncesi SEM görüntüleri, (a) Yüzey görüntüsü (x35), (b) Yüzey görüntüsü (x500), (c) Kesit görüntüsü (x1000) ... 64
Şekil 8.7	Adhesor çinkofosfat simanın 28 gün sonraki SEM görüntüleri, (a) Yüzey

	görüntüsü (x35), (b) Yüzey görüntüsü (x500), (c) Kesit görüntüsü (x1000) ...	64
Şekil 8.8	Adhesor Carbofine simanın deney öncesi SEM görüntüleri, (a) Yüzey görüntüsü (x35), (b) Yüzey görüntüsü (x500), (c) Kesit görüntüsü (x1000) ...	66
Şekil 8.9	Adhesor Carbofine simanın 28 gün sonraki SEM görüntüleri, (a) Yüzey görüntüsü (x35), (b) Yüzey görüntüsü (x500), (c) Kesit görüntüsü (x1000) ...	66
Şekil 8.10	WP Polycarboxylate simanın deney öncesi SEM görüntüleri, (a) Yüzey görüntüsü (x35), (b) Yüzey görüntüsü (x500), (c) Kesit görüntüsü (x1000) ...	67
Şekil 8.11	WP Polycarboxylate simanın 28 gün sonraki SEM görüntüleri, (a) Yüzey görüntüsü (x35), (b) Yüzey görüntüsü (x500), (c) Kesit görüntüsü (x1000) ...	67
Şekil 8.12	3M Durelon simanın deney öncesi SEM görüntüleri, (a) Yüzey görüntüsü (x35), (b) Yüzey görüntüsü (x500), (c) Kesit görüntüsü (x1000) .....	68
Şekil 8.13	3M Durelon simanın 28 gün sonraki SEM görüntüleri, (a) Yüzey görüntüsü (x35), (b) Yüzey görüntüsü (x500), (c) Kesit görüntüsü (x1000) .....	68
Şekil 8.14	Poly-F Plus simanın çeşitli deney öncesi SEM görüntüleri, (a) Yüzey görüntüsü (x35), (b) Yüzey görüntüsü (x500), (c) Kesit görüntüsü (x1000) ...	69
Şekil 8.15	Poly-F Plus simanın 28 gün sonraki SEM görüntüleri, (a) Yüzey görüntüsü (x35), (b) Yüzey görüntüsü (x500), (c) Kesit görüntüsü (x1000) .....	69
Şekil 8.16	3M Ketac Cem Radiopaque simanın deney öncesi SEM görüntüleri, (a) Yüzey görüntüsü (x35), (b) Yüzey görüntüsü (x500), (c) Kesit görüntüsü (x1000) ...	71
Şekil 8.17	3M Ketac Cem Radiopaque simanın 28 gün sonraki SEM görüntüleri, (a) Yüzey görüntüsü (x35), (b) Yüzey görüntüsü (x500), (c) Kesit görüntüsü (x1000) .....	71
Şekil 8.18	Voco Meron simanın deney öncesi SEM görüntüleri, (a) Yüzey görüntüsü (x35), (b) Yüzey görüntüsü (x500), (c) Kesit görüntüsü (x1000) .....	72
Şekil 8.19	Voco Meron simanın 28 gün sonraki SEM görüntüleri, (a) Yüzey görüntüsü (x35), (b) Yüzey görüntüsü (x500), (c) Kesit görüntüsü (x1000) .....	72
Şekil 8.20	Çeşitli oranlarda HA eklenmiş iki ticari simanın sertlik değişimleri.....	73
Şekil 8.21	%1 HA eklenmiş Adhesor Çinkofosfat simanın SEM görüntüleri (a) Yüzey görüntüsü (x35), (b) Yüzey görüntüsü (x500), (c) Kesit görüntüsü (x1000) .....	74
Şekil 8.22	%2 HA eklenmiş Adhesor Çinkofosfat simanın SEM görüntüleri (a) Yüzey görüntüsü (x35), (b) Yüzey görüntüsü (x500), (c) Kesit görüntüsü (x1000) .....	75
Şekil 8.23	%8 HA eklenmiş Adhesor Çinkofosfat simanın SEM görüntüleri (a) Yüzey görüntüsü (x35), (b) Yüzey görüntüsü (x500), (c) Kesit görüntüsü	

	(x1000) .....	75
Şekil 8.24	%1 HA eklenmiş Ketac Cem Radiopaque simanın SEM görüntüleri (a) Yüzey görüntüsü (x35), (b) Yüzey görüntüsü (x500), (c) Kesit görüntüsü (x1000) .....	76
Şekil 8.25	%2 HA eklenmiş Ketac Cem Radiopaque simanın SEM görüntüleri (a) Yüzey görüntüsü (x35), (b) Yüzey görüntüsü (x500), (c) Kesit görüntüsü (x1000) .....	76
Şekil 8.26	%8 HA eklenmiş Ketac Cem Radiopaque simanın SEM görüntüleri (a) Yüzey görüntüsü (x35), (b) Yüzey görüntüsü (x500), (c) Kesit görüntüsü (x1000) .....	77

## ÇİZELGE LİSTESİ

	Sayfa
Çizelge 1.1 Dentin ve mine tabakalarının basma özellikleri (Anusavice, 1996). .....	20
Çizelge 3.1 Çinkofosfat simanların kompozisyonu. (Charlton, 2000) .....	28
Çizelge 3.2 Çinko oksit öjenol simanların kompozisyonu (Charlton, 2000).....	32
Çizelge 3.3 Simanların genel özelliklerinin karşılaştırılması (Rosenstiel, 1998) .....	39
Çizelge 7.1 Deneylerde kullanılan dental yapıştırma simanlarının özellikleri .....	48
Çizelge 7.2 Adhesor ve Ketac Cem simanların toz miktarları ile katılmış olan %HA değerleri.....	51

## ÖNSÖZ

Biyomühendislik bilimi ile tanışmamı sağlayarak bakış açıma önemli katkıda bulunmuş olan ve yüksek lisans programına başladığım günden beri her türlü yardım ve desteği büyük bir içtenlikle göstermiş olan Yrd. Doç. Dr. A. Binnaz YORUÇ HAZAR'a teşekkürlerimi sunarım.

Derin bilgi ve deneyimlerinden yararlandığım Biyomühendislik Ana Bilim Dalı Başkanı Sayın Prof. Dr. Mehmet Mustafaev Akdeste'ye saygı ve şükranlarımı sunarım.

Yıldız Teknik Üniversitesi Medikososyal Merkezi Dış Ünitesi Başhekimi Dt. Bülent İnal'a, Doç.Dr Ahmet Karaaslan'a, Uzman Polat Topuz'a sağladıkları destek için teşekkür ederim.

Bu tezi hazırlamamda yardım ve desteği ile her zaman yanımda olan Yıldız Teknik Üniversitesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği 4. Sınıf öğrencisi Mehmet Behzat Birtane'ye çok teşekkür ederim.

Çalışmalarımıza malzeme temin eden ve ekonomik açıdan önemli destek sağlayan UFUK DIŞ DEPOSU'na saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

Ve en önemlisi her zaman, her kararımda yanımda olan ve beni destekleyen annem Nurdan Atalay, kardeşim Uğurcan Atalay ve Zeynep Karaca'ya sonsuz teşekkürler.

## ÖZET

Bu çalışmanın birinci amacı günümüzde klinik uygulamalarda tercih edilen dental yapıştırma simanlarının su ortamındaki davranışlarını, sertliklerini ve mikroyapılarını incelemektir. İkinci amacı ise ağız ortamında biyouyumluluk özelliği gösteren hidroksiapatit tozunun siman yapısına ilavesiyle özelliklerde oluşan değişimlerin incelenmesidir.

Simanların su içindeki davranışlarını incelemek amacıyla yapılan deneylerin sonuçları, hem kontrol simanıyla hem de farklı kompozisyona sahip aynı tip simanlar arasında karşılaştırmalar yapılarak incelenmiştir.

Yapılan incelemeler sonucunda her simanın klinik yarar açısından farklı özelliklere sahip olduğu belirlenmiştir.

**Anahtar Kelimeler:** Dental yapıştırma simanları, su tutma, su bırakma, sertlik, hidroksiapatit, SEM.

## **ABSTRACT**

In this paper the first objective was to study the characteristics, hardness behaviors and microstructures of dental adhesive cements under water environment. The second objective was to study the changes observed in the cement after addition of orally biocompatible hydroxyapatite powder.

The results of experiments for observing the behaviors of cements under water environments were evaluated comparative both with control cement and both with compositionally different cements.

The results proved that different cements show different properties on clinical basis.

**Keywords:** Dental luting cements, water absorption, water uptake, hardness, hydroxyapatite, SEM

## 1. GİRİŞ

İnsanoğlu varlığı boyunca hastalıklar veya kazalar sonucunda vücudunun çeşitli parçalarını kısmen veya tamamen kaybetme durumu ile karşılaşması sonucunda, kaybettiği vücut parçalarının yerine işlevsel ve estetik açıdan uyum sağlayabilecek yeni parçalar arayışına girişmiştir. Diş Hekimliğinin en önemli çalışma alanlarından biri diş yapısına ve ağız içi sisteme uyumlu yapay parçaların kullanımı ile kayıpların giderilmesi olmuştur. Modern diş hekimliğinin görev tanımı içinde, doku kaybını önlemek ve ağız içinde var olan sorunları kısmen veya tamamen gidermek yer almaktadır.

Kayıp bir dişin yerine yenisinin yerleştirilme ihtiyacı, estetik ve fonksiyonel sebeplerden doğmuştur. İdeal bir restorasyonda, diş yapısına en uygun malzeme en doğru teknikle yerine yerleştirilmektedir. Bu amaçla; Diş hekimliği; fizik, kimya, biyoloji ve mühendislik bilimlerinden etkin bir biçimde faydalanmak zorundadır. Çağdaş bilim ve teknolojinin getirdiği gelişmelerle doğal diş estetiğine en yakın ve en uzun ömürlü işlevsel restorasyonlar kullanmak Diş Hekimliğinin birincil hedefidir.

Diş hekimliği; bir kürdandan başlayıp günümüzdeki sanat eseri mertebesindeki teknolojiler kullanılarak üretilmiş restorasyonlara kadar uzanan uzun bir serüvendir. Diş hekimliğinde kullanılan yapıştırma simanları, ileri teknoloji ve bilgi birikimi ile elde edilmiş, zaman içinde ihtiyaçlara göre sürekli geliştirilmiş olan en başarılı malzemelerdir. [1]

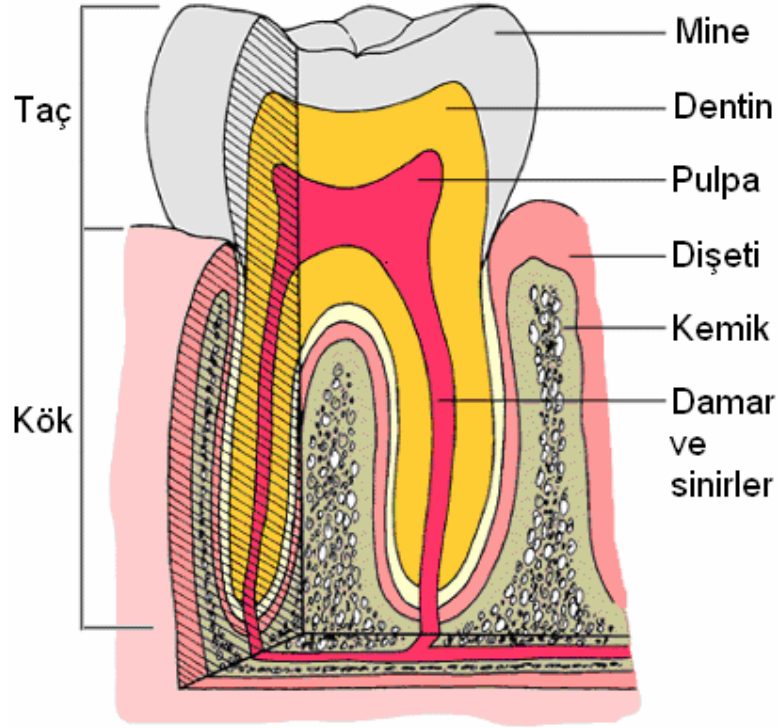
Ağız ortamı; son derece önemli fiziksel ve kimyasal etkilerin bulunduğu bir ortamdır. Bu ortamda, işlevsel ve estetik gereksinimleri etkin bir şekilde karşılayacak simanlar büyük bir hızla gelişerek zaman içinde mükemmelleşmektedir. Bu alanda farklı disiplinlerden pek çok çalışma yapılmış ve simanların gelişimine katkıda bulunulmuştur. Yapılan araştırmalarla çözünürlük, mekanik dayanım, estetik ve biyouyumluluk açısından optimum kompozisyon belirlenerek klinik açıdan en kullanışlı simanlar üretilmeye çalışılmaktadır.

### 1.1 Dişin Yapısı ve Özellikleri

Diş; kimyasal ve fiziksel özellikleri açısından çok yüksek dayanım özellikleri göstermektedir. 700 N Basma dayancına sahiptir. Aşınma ve asidik yiyeceklerin ağız ortamı ile etkileşimi sonucu oluşan bakteri metabolizması nedeniyle kimyasal saldırılardan kaynaklanan ortama dayanıklıdır. [2]

Ağız boşluğu; biyolojik uygulamalar için ideal bir ortamdır. Diğer bölgelere göre en belirgin avantajı, çalışma kolaylığıdır. Diş dokularının yapısı, kemiğinki ile aynı olmasına rağmen

ağız içindeki lipidler, sakkaridler ve proteinleri içeren fizyolojik sıvılarla ve biyolojik açıdan önemli iyon türleri ile sürekli olarak etkileşim içindedirler. Bu nedenle ağız aynı zamanda bakteriler için uygun bir yaşam alanıdır. [3]



Şekil 1.1 Dişin anatomisi [9]

Diş mine, dentin, sement ve pulpadan (diş özü) oluşmaktadır.

### 1.1.1 Mine

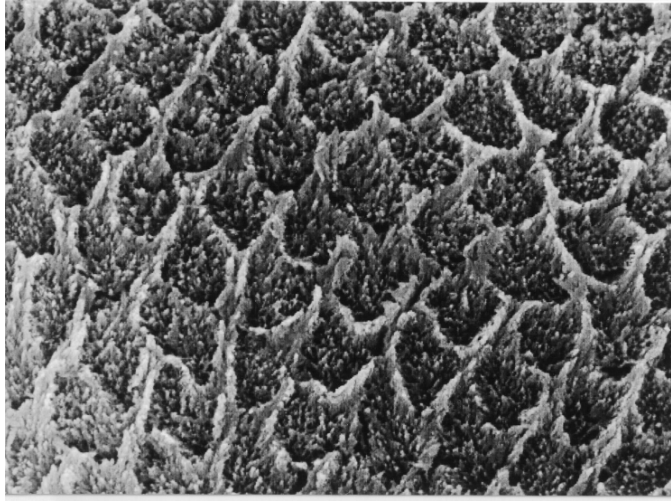
Mine; vücuttaki en sert maddedir. Dişi en dıştan koruyucu bir katman olarak çevreler ve içinde sinir hücreleri olmadığı için duyarlı değildir. % 97'si kalsiyum tuzlarından oluşan diş minesini, altıgen "apatit" kristalleri şeklinde düzenlenmiştir [kalsiyum hidroksiapatit:  $\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3(\text{OH})$ ]. Minenin yapısına giren kalsiyum tuzları, organik diş matriği üzerinde yavaş yavaş çökelerek birikir ve kristalleşir. Kristal yapısının fazlalığı mineye yüksek enerji yüzeyi verir. [2; 3]

Kristaller, toplam hacmin yaklaşık %1-2'sini meydana getirir. Diş yüzeyinde  $\text{mm}^2$ 'de yaklaşık olarak 20.000–30.000 prizma bulunur. Mine-dentin birleşim bölgesinde yoğunluk yaklaşık % 10 daha fazladır. Bu rakamlar odontoblast sayıları ile uyumludur (Gürel, 2004).

Minenin kalınlığı diş kesitinde ortalama 2mm civarındadır. Mine tabakasının ağırlıkça %96'sı

inorganik malzemeden oluşur. Bu malzeme, kalsiyum hidroksiapatitin karbonat içerikli formudur. Kalanı ise %3 su, %1 protein ve lipitler içeren organik maddeden oluşmaktadır. [2]

Mine; beyaz ve geçirgen yapıda olup, gerçek rengi dişin kesici köşelerinde belirgindir. Minenin çok ince bir katman halinde teşekkül ettiği durumlarda alttaki daha koyu bir katman olan dentin görülebilir.



Şekil 1.2 Diş minesinin SEM görüntüsü [4]

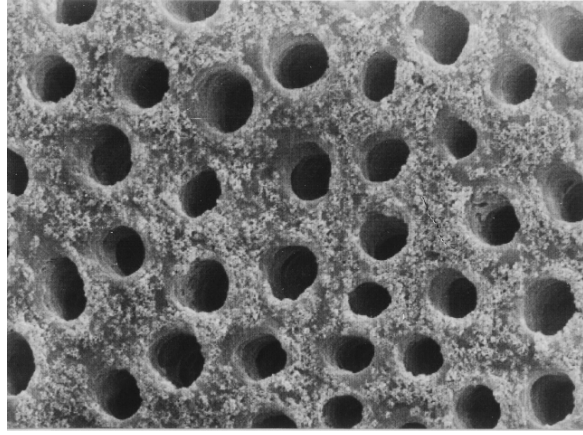
Mine tabakasının bir grup proses sonucu oluşumuna "**amelogenesis**" denir. Ameloblast üzerindeki protein jel; kalsiyum ve fosfat iyonları bakımından çok zengin olduğundan, üzerinde kalsiyum hidroksiapatit birikimi gerçekleşir. Ameloblastların protein biriktirmeyi durdurmasıyla birlikte, apatit kristalleri büyür ve proteinler çözünür (olgunlaşma süreci). Sonuçta ameloblastlar, apatit kristallerini minece zengin sınır tabakalarına sahip prizmalar içinde yığarak çekilir. Diş oluşumu tamamlandığında, mine yapıcı hücreler kaybolur ve bu hücrelerin yeniden onarılması mümkün değildir (Jones, 2001). Mine prizmaları ince ve uzundur ve dentin-mine arayüzeyinden, yüzeye doğru uzanır.

### 1.1.2 Dentin

Dentin, minenin altındaki tabakadır. Yetişkin bir insan dişinin %75'ini oluşturur. Kemikle aynı yoğunluğa sahip olmasına, fiziksel ve kimyasal özellikleri bakımından kemiğe benzerlik göstermesine rağmen ısıya ve dokunmaya duyarlıdır. Gerekliğinde içerdiği tamir hücreleri ile yeniden dentin dokusu oluşturabilirler. Dişin asıl kitlesini dentin tabakası oluşturur. Dentin, taç kısmında mine, kök kısmında da sement ile örtülüdür. Dentin canlı bir yapıdır ve % 70'i mineral tuzları; % 20'si organik madde ve % 10'u da sudan oluşur. Dentin çok sayıda

kanalcık içerir. Bu kanalcıkların içi diş özü sınırındaki dentin yapıcı hücrelerin uzantıları olan iplikçiklerle doludur. Dentin yapan hücelere “**Odontoblast**” denir. [2; 3]

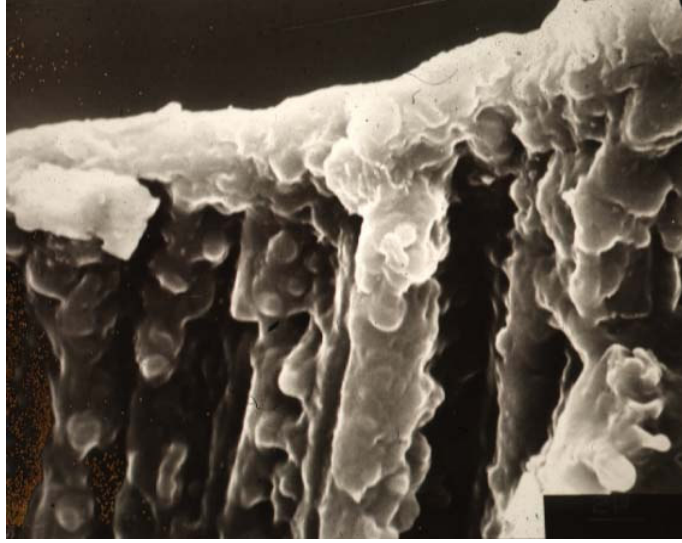
Dentin kanalcıklarının milimetre karede sayıları 20.000’e yaklaşıır. Dentin tübülleri ortalama 4–5µm çapında ve 5mm boyundadır. Bu yüzden dentin poroz yapıdadır. Fiziksel ve kimyasal özellikleri kemiğe benzer. Organik fazın ağırlıkça oranı %21 civarındadır ve %92’si kollajenden oluşmaktadır. Mineral yani inorganik faz ise hidroksiapatitten meydana gelmektedir. Dentinin tübüllerden meydana gelen yapısı, ona geçirgenlik ve sert doku ile yumuşak doku arasında bir bağlantı olma görevi vermektedir. [2; 3]



Şekil 1.3 Dentin tübüllerinin SEM görüntüsü [5]

Dentinin yapısındaki odontoblastik uzantı, peritübüler dentin denilen yüksek derecede mineralize olmuş dentinal tübüllerdeki bir sıvı içerisinde yer alır. Bu tüpler, intertübüler dentin adı verilen ve daha düşük derecede mineralize olmuş bir dentin ile birbirine bağlanmış durumdadırlar. Tübüllerin dizilimi merkeze doğru olduğundan, birim yüzey alana düşen miktar değişkenlik gösterir.

Bağlanma için dentinin de kullanılacağı durumlarda, göze alınması gereken bir diğer konu ise, her işlemde sonra meydana genel smear tabakasıdır. Yaklaşık 1-7 µm’lik bir poroz tabaka olan smear tabaka, hidroksiapatit ve değişime uğramış kolajenden oluşur. Smear tabakasının morfolojisi ve kalınlığı kullanılan aletin tipine, kullanım yöntemine ve dentin yüzeyine bağlıdır. Dentin tübüllerini kapatır ve dentin sıvısının akışına engel olur. En önemli dezavantajı, dentin yüzeyi ile herhangi bir potansiyel bağlanma ajanı arasındaki teması engellemesidir. Smear tabaka asitle pürüzlendirme ile kolaylıkla uzaklaştırılabilir; fakat bu işlem tübüller içersindeki smear tıkaçlarını uzaklaştırarak dentinin geçirgenliğini artırır [3].



Şekil 1.4 Smear tabakası [6]

### 1.1.3 Pulpa

Pulpa (diş özü); dişin orta kısmına ve burada bulunan yumuşak dokuya verilen addır. Kökün ucuna kadar devam eder ve bu kısımda kan damarları yer alır. Bu damarlar sayesinde diş enfeksiyondan korunur ve daima aktif halde kalır. Aynı zamanda pulpada aşırı duyarlı sinir hücreleri bulunur ve bu hücreler sayesinde sıcak, soğuk ve basınç gibi duyular hissedilir. “**Pulpa**” adı da verilen diş özü, dentin tarafından oluşturulan bir odacık içinde yerleşen kılcal, atar ve toplardamarlar; duyu sinirleri ve bütün bu yapıları koruyan bir destek dokusundan oluşur. Diş özünün dış çevresi dentin yapıcı hücrelerle (odontoblast) kuşatılmıştır. Bu hücreler, çürük ve diğer zararlı etkenlere karşı, diş korurlar. [2]

Sement, kökün etrafını kaplayan kemiksi bir tabakadır ve çok incedir. Diş kökünün çene kemiğine tutunmasını sağlar. %65’i inorganik maddedir. [2]

Diş ve kemiğin organik kısmının esas yapı malzemesi kalsiyum fosfat bileşikleridir. Kalsiyum fosfat değişik faz oranlarında bulunabilir. Örneğin; dibazik kalsiyum fosfat anhidrat, DCPA ( $\text{CaHPO}_4$ ); brusit veya dibazik kalsiyum fosfat dihidrat [DCPD: $\text{CaHPO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$ ]; tribazik kalsiyum fosfat [ $\alpha$ -TCP,  $\beta$ -TCP: $(\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ ); amorf kalsiyum fosfat, [ACP: $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2 \cdot \text{XH}_2\text{O}$ ]; oktakalsiyum fosfat, [OCP: $\text{Ca}_8\text{H}_2(\text{PO}_4)_6 \cdot \text{H}_2\text{O}$ ]; hidroksiapatit [HA veya HAP: $\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3(\text{OH})$ ] ve apatitin florür içeren analogu, floroapatit [FA:  $\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3\text{F}$ ] (Jones, 2001).

## 1.2 Diş Etinin Yapısı

Bir dişin dışarıdan sadece taç kısmı görülür ve diğer kısımları çene kemiği içinde gizlenmiş olup, üzeri dişeti dokusu ile örtülüdür.

Diş eti; sert, lifli ve kan damarları ile iyi beslenen bir yapı olup; normal rengi uçuk pembedir. Sert ve kemiğe sıkıca yapışan 4–5 mm’lik dişeti daha yumuşak bir bağlantı ile yanak ve dudak içini döşer; bu yapıya “**mukoza**” denir. Yanak ve dudakların iç yüzü ile diş dizileri arasında vestibül yer alır. [3]

## 1.3 Tükürüğün Bileşimi ve Görevi

Ağızda bulunan bakterilerin hepsi “**ağız florası**”nı oluşturur. Diğer yandan tükürük ağız boşluğunun çok önemli bir koruyucusudur. Tükürük içinde bakterilerin üremesini durduran fermentler, flor ve kalsiyum tuzları bulunur. Tükürüğün ağız ve dişlere yararlı etkileri şöyle özetlenebilir;

- 1- Dişleri mekanik olarak temizler,
- 2- Dişleri çürümekten korur,
- 3- İçinde bulundurduğu mayalarla ağız mukozasını korur. [3]

## 1.4 Dişlerin Görevi

Dişler sindirim sisteminin başında besinlerin ufalanıp parçalanmasına, koparılmasına yardım eder. Kendini çevreleyen destek dokuları korur ve gelişmelerini sağlar. Konuşmayı ve seslerin doğru bir şekilde çıkmasını sağlarlar. Estetik olarak yüzle bir bütünlük içindedirler. [2]

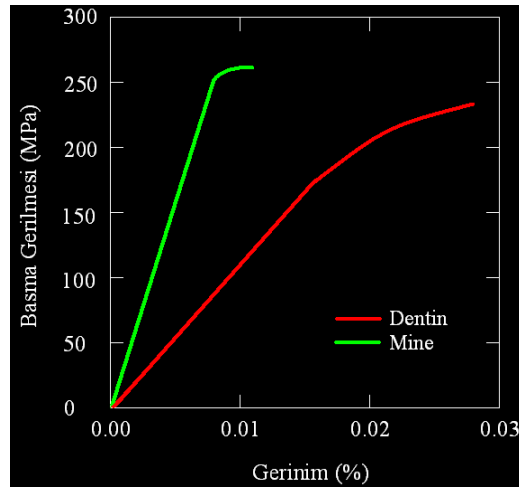
İşlev sırasında dişler yalnızca dikey değil, yanal ve önden arkaya doğru kuvvetlere de maruz kalırlar. Dikey kuvvetlerin, yanal veya önden arkaya doğru kuvvetlere göre orantılı olarak daha yüksek olduğu yerlerde, mevcut doku için sağlıklı koşullar ve diş için de uzun bir ömür beklenebilir. Çalışmalar, diş üzerine aşırı yüklerin binmesi durumunda dişin bu yükleri zayıflatmaması halinde kendisinin zayıfladığı ve sonunda dişin kaybına sebep olduğunu göstermiştir [1] (Tylman, 1954).

Normal koşullarda bir ısırığın enerjisi, diş ve periodontal bağlar tarafından olduğu kadar yiyecek kütlesi tarafından da absorbe edilir. Bununla birlikte, dişin yapısı, genellikle dinamik enerjileri absorbe ettiği kadar statik enerjileri de absorbe etmesi açısından bir mühendislik mucizesidir [1] (Thylman, 1954; Anusavice, 1996).

Çizelge 1.1 Dentin ve mine tabakalarının basma özellikleri (Anusavice, 1996).

		<b>Elastiklik Modülü</b>	<b>Orantı Limiti</b>	<b>Esneklik Modülü</b>	<b>Basma Dayanımı</b>
<b>Diş</b>	<b>Yapı</b>	(MPa x 10 <sup>4</sup> )	(MPa )	(MJ/m <sup>3</sup> )	(MPa )
Azı	Dentin	1.2	148	0.94	305
	Mine	4.6	224	0.55	261
Küçük Azı	Dentin	1.4	146	0.77	248
	Mine	-	-	-	-
Köpek Dişi	Dentin	1.4	140	0.71	276
	Mine	4.8	194	0.41	288
Kesici Diş	Dentin	1.3	125	0.60	232
	Mine	-	-	-	-

Mine ve dentin tabakalarının mekanik özellikleri kıyaslandığında, dentin tabakasının elastiklik modülünün mine tabakasına oranla yaklaşık ¼ oranında düşük olduğu ve bunun yanı sıra basma dayanımları değerlerinde ise ufak farklılıklar olduğu görülmektedir. Bunun sebebi, mine ve dentin tabakalarının fiziksel yapılarıdır (Anusavice, 1996).



Şekil 1.5 Dentin ve mine tabakaları için gerilme-gerinim eğrisi (Mano vd, 2004).

Malzemelerde tokluk; bir malzemeyi kırmak için gerekli olan elastik ve plastik deformasyon enerjisi olarak tanımlanır. Tokluk değeri, kırılma dayanımının bir ölçüsüdür. Esneklik modülü ise bir malzemeye orantı limitine ulaşana kadar verilmesi gereken gerilimdir ve gerilim-gerinim eğrisinin lineer kısmının altında kalan elastik bölgenin alanı ile hesaplanabilir. Aynı şekilde tokluk; gerilim-gerinim eğrisinin sıfırdan kırılma noktasına kadar olan bölümünün altında kalan alan yardımıyla hesaplanabilir. Tokluk; malzemenin dayanımı ve sünekliğine bağlıdır. Bir malzemede dayanım arttıkça, süneklik (toplam plastik gerilim) ve tokluk artar. Bundan yola çıkarak; tok bir malzeme dayanıklıdır denebilirken, dayanıklı malzeme her zaman toktur denemez (Anusavice, 1996).

### 1.5 Çürük Tedavisi

Dişin sert dokularının madde kaybı ile birlikte ilerleyen hastalığına “**çürük**” denir. Diş; sert dokularında kaybolan maddeyi yerine koyacak kendi kendini onarma ve yenileme mekanizması içermemektedir. Yani çürük ile oluşan madde kaybının dokularca tamir olanağı yoktur. Ayrıca çürük boşluğu; çürük oluşturan etkenlerin yerleşmesi, gelişmesi ve korunması için bir barınak teşkil eder.

Çürük tedavisinde öncelikli iki amaç bulunmaktadır. Bunlar çürütücü etkenlerin barınağını ortadan kaldırmak yani çürük oluşumunu durdurmak ve dişteki madde kaybını dolgu malzemeleri ile gidererek tekrar iş görür hale getirmektir.

Ancak günümüzde bu özelliklerin tümüne sahip, ihtiyacı tam olarak karşılayan mükemmel bir dolgu maddesi olmadığı için, ön dişlerde estetiği arka dişlerde de dayanıklılığı sağlayan çok çeşitli dolgu maddeleri kullanılmaktadır. Bu maddelerin değişik özellikleri nedeniyle dolgu yapma tekniklerinde en uygun şekil ve yöntem dişten dişe değişmektedir (McCabe, 1998).

### 1.6 Dişlerin Çene kemiğine Tutunma Mekanizması

Dişler, çene kemiği ile kaynaşmış ve bir çivinin tahtaya girdiği gibi çakılmıştır. Dişlerle çene kemiği arasında "**periodontal aralık**" denilen; canlı, içinde elastik lifler, hücreler ve kılcal damarlar bulunan bir yapı vardır. Bu aralık:

- 1- Dişi alveole bağlar.
- 2- Elastik lifler içerdiğinden çok küçük diş hareketlerine imkân verir.
- 3- Dişi dış etkenlerden korur (bakteriler bu engeli aşarlarsa, dişler sallanır ve kendiliğinden

düşebilir).

4- Periodontal aralık diş canlılık verir. Diş özü çıkarılmış olsa bile, diş, kendisini alveole bağlayan bu aralık sayesinde yaşar.

Eski zamanlarda doğal malzemelerin ahşap, yapıştırıcı, kauçuk ve canlılardan alınan dokular gibi türleri ile demir, altın, çinko ve cam gibi imal edilmiş malzemeler deneme amaçlı kullanılmıştır. Konakçı dokunun bu malzemelere yanıtı çok değişkendir. Bazı malzemeler vücut tarafından tolere edilirken bazıları edilememektedir. Son 30 yıl içerisinde doku ile malzeme arasındaki etkileşimi anlamak amacıyla birçok çalışma yapılmıştır (Şahin, 2000).

Biyomalzemelerin saldırgan vücut iç ortamında işlev görmesi beklenmektedir. Örneğin; farklı dokulardaki vücut sıvılarının pH'ı 1 ila 9 arasında değişmektedir. Günlük aktiviteler sırasında kemikler üzerine etkileyen gerilim yaklaşık 4 MPa iken, tendonlara ve bağlara etkileyen gerilim 40-80 MPa arasında olmaktadır (Craig, 1996). Dişlerde ise, yetişkin bir kişinin çiğneme işlevi sırasında diş 350 kp'a kadar ulaşan gerilimler etkileyebilmektedir (Öztürk, 2001).

Araştırmacılar "**biyomalzeme**" ve "**biyouyumluluk**" kelimelerini, malzemelerin biyolojik performansını belirtmek için kullanmışlardır. Biyomalzemeler, biyouyumlu malzemelerdir ve biyouyumluluk ise bir malzemenin spesifik bir uygulamada kendisine uygun konakçı doku ile beraber işlev görebilme kabiliyetidir. Daha basit ifadeyle, biyomalzemenin canlı sistem ile uyumu veya ahengidir (Şahin, 2000).

Wintermantel ve Mayer (Wintermantel and Mayer, 1995) bu tanımı genişletmiş, implantın yüzey ve yapısal uyumluluğu olarak ayırmışlardır. Yüzey uyumluluğu; bir implantın yüzeyinin konakçı dokuya kimyasal, biyolojik ve fiziksel (yüzey morfolojisi de dahil) açıdan uygunluğudur. Yapısal uyumluluk ise, implant/doku arayüzeyinde elastiklik modülü, dayanımı, implant dizaynı ve optimal yük dağılımı gibi mekanik özellikleri temsil eder. Dokular genel olarak sert ve yumuşak dokular olmak üzere iki gruba ayrılır. Sert dokulara örnek olarak kemik ve diş, yumuşak dokulara örnek olarak ise kan damarları, deri ve bağlar verilebilir. Yapısal uyumluluk düşünüldüğünde, metaller ya da seramikler sert doku uygulamaları için, polimerlerse yumuşak doku uygulamaları için seçilebilir (Şahin, 2000).

Metaller ve seramiklerin "elastik modül" ile tanımlanan sertlik dereceleri, insan vücudundaki sert dokulara oranla 10–20 kat daha fazladır. Ortopedik cerrahide karşılaşılan en önemli problemlerden biri, kemikle metal ya da seramik implantın sertlik derecesinin birbirini tutmamasıdır. Kemik ve implanta binen yükün paylaşılması doğrudan bu malzemelerin

sertliğiyle ilgilidir. İmplantın sertlik derecesinin, temasta olduğu dokularla aynı olacak şekilde ayarlanması, kemikte oluşacak deformasyonları engellemektedir. Kullanımdaki tüm bu olumsuzlukları ortadan kaldırmak amacıyla, liflerle güçlendirilmiş malzemeler, yani kompozitler alternatif olarak sunulmaktadır (Craig, 1996).

### **1.7 Biyouyumluluk**

Bazı biyomalzemeler vücuda zarar vermezken, bazılarının ise verdikleri bilinmektedir. Kavitelere siman veya reçine uygulandıktan aylar ya da yıllar sonra pulpa reaksiyona girebilir ve bozulmalara uğrayabilir. Yapıştırıcı ve reçine kompozit, cam iyonomer simanlar ve cam iyonomer siman ile reçine kompozit karışımı gibi yeni malzemeler geliştirilmiş olmasına rağmen halen reaksiyonlar görülebilmektedir (Goldberg, 1999).

Bergenholtz'a göre pulpa reaksiyonundan, kavite yüzeyi ile restoratif malzeme arasında mevcut olan bakteriler sorumludur. Bu bağlamda, bakteri mevcudiyeti ile dentin tübüllerinden pulpaya doğru toksin nüfuziyeti arasında belirgin bir ilişki bulunduğu söylenebilir. Bu durum özellikle 1980lerde üretilmiş birçok ürün için geçerlidir. O dönemdeki uygulamalarda kavite duvarı ile dolgu malzemesi arasında daima bir miktar çatlak bulunduğu bilinmektedir (Goldberg, 1999).

Dolgu malzemesindeki büzülmenin bir kısmı numuneler hazırlanırken meydana gelen dehidratasyon (susuz kalma) ve numuneler tarama elektron mikroskobu (SEM) ile incelenirken maruz kaldıkları yüksek vakum dolayısıyla gerçekleşmekteydi. Biyomalzeme ile dental doku arasındaki boşluğun 10 ila 25 µm arasında olduğu kabul edilmektedir. Bu durum aynı anda yüzlerce mikroorganizmanın arayüze girmesine olanak tanımaktadır (Goldberg, 1999).

### **1.8 Simantasyon**

Günümüzde estetiğe verilen önemin gittikçe artması nedeniyle, hasta ve hekimin beklentilerine yanıt verebilmek için, restoratif diş hekimliğinde yoğun bilimsel çalışmalar devam etmektedir. Son 60 yıl içerisinde teknik ve materyallerdeki gelişmeler daha mükemmel restorasyonların yapımını sağlamıştır. Ancak ideal restoratif materyal arayışları halen sürmektedir (Öztürk, 2001).

Bu amaçla geliştirilmiş kompozitlerdeki yüksek derecedeki polimerizasyon büzülmesi, aşınmaya karşı direnç düşüklüğü gibi problemler halen ortadan kaldırılamamıştır. Öte yandan seramiklerdeki gelişmeler ile seramik restorasyonların kullanımı oldukça artmıştır.

Sertliklerinin mineye yakın olması kırılmaya karşı dirençli olmaları ve doğal diş ile mükemmel uyum göstermeleri seramik restorasyonların tercih nedenlerinin başında gelir.

Seramik restorasyonların yapıştırılmasında, önceleri çinko fosfat simanlar daha sonraları ise cam iyonmer simanlar kullanılmıştır. Ancak bu simanlarla yapıştırılan inleylerin ince kısımlarında kırılmalar gözlenmiştir. Günümüzde seramik restorasyonların yapıştırılmasında hem seramiğe hem dişin sert dokularına kimyasal ve mekanik olarak bağlanan kompozit rezin esaslı yapıştırma simanları kullanılmaktadır. Simantasyonda rastlanılan en büyük problem, restorasyon ve diş arasında polimerizasyon büzülmesi ile ortaya çıkan mikro aralıktır. Bu mikro aralık restorasyon ile diş arasındaki bağlantıyı kötü yönde etkileyecektir. Halen gelişmekte olan dentin bonding sistemler bu konuda diş hekimliğine büyük katkıda bulunmaktadır. Rezin simanlar optimum renk karakteristiklerine ve yüksek dayanıklılığa sahiptirler. Seramik restorasyonların yapıştırılmasında kullanılan rezin simanlar sıklıkla rezinin polimerizasyon büzülmesi sonucunda operasyon sonrası hassasiyete neden olmaktadır. Son yıllardaki çalışmalar, rezin simanların mine ve dentine etkin bir şekilde bağlanmasını sağlayacak adeziv sistemlerin geliştirilmesi üzerine yoğunlaştırılmıştır. (Altun, 2004; 1; Ewoldsen, 2001).

## 2. DIŞ HEKİMLİĞİNDE ADEZİV MALZEMELER

Restoratif malzemelerin diş dokusuna sabitlenebilmesi için simanlar yapıştırıcı olarak kullanılmaktadır. Bu restoratif malzemeler; dolgu, kuron, köprü veya ortodontik tel vb. şekilde seramik, kompozit veya metal esaslı olabilmektedir. Ayrıca simanlar geçici dolgu maddesi olarak da kullanılmaktadırlar (Ewoldsen, 2001).

### 2.1 Günümüzde Adeziv Teknikler

Sanayi alanında adezyonu arttırmak amacıyla fosforik asidin kullanılmaya başlanmasıyla 1955'de Buonocore, diş adezyona uygun hale getirmek için diş hekimliğinde ilk defa mineye fosforik asit uygulamıştır. Bu uygulamayı takiben birçok bilim adamı diőte minimum madde kaybı oluşturarak daha konservatif bir yaklaşım için adeziv teknikleri araőtırmışlardır. Sonuç olarak restoratif materyallerin geleneksel yöntemlerle dişe uygulanması, artık yerini bütünüyle diş dokusunu konservatif olarak koruyan adeziv yöntemlere bırakmıştır (Gemalmaz, 2003).

Klinik uygulamada bir protezin yapıştırılmasının en kritik yanı simantasyon prosesidir. Araştırmalar 15 yıl sonunda diş protezlerinin %74  $\pm$ 2.1'inin başarılı bir şekilde sağlam olduğunu göstermiştir. Dental simanın protezi yapıştırmak kadar önemli olan bir diğer görevi de hassasiyeti yüksek olan canlı yapıya bakteriyel sızıntıların oluşumuna karşı bir bariyer vazifesi göstermesidir. Burada yapıştırmadan kasıt, diş yapısı ve restorasyon malzemelerini bir arada tutması ve ideal olan tek bir malzeme gibi hareket etmelerini sağlamasıdır. Bu birliktelik; mekanik, kimyasal veya her ikisinin kombinasyonu şeklinde olabilmektedir (Charlton, 2000; Rosenstiel, 1998).

### İdeal bir dental simandan beklenen özellikler (Rosenstiel, 1998)

1. Düşük viskozite ve film kalınlığı
2. Uzun çalışma süresi ve ağız içi sıcaklığında hızlı sertleşme
3. Düşük çözünürlük
4. Yüksek basma ve çekme dayancı
5. Yüksek orantı limiti
6. Dental restorasyon malzemelerine ve diş yapısına mükemmel tutunma
7. Çürük oluşumunu önleyebilme kabiliyeti
8. Biyouyumluluk
9. Işık geçirmezlik

### Simanların Sınıflandırılması

- Çinko fosfat simanlar
- Çinko polikarboksilat simanlar
- Çinkooksit öjenol simanlar
- Cam iyonomer simanlar
- Rezin simanlar

### Genel Oluşum Reaksiyonları

Simanlar bazik toz ile asidik likidin asit-baz reaksiyonu sonucu reaksiyon ürünlerinin oluşturduğu matriks içinde gömülmüş halde yerleşen reaksiyona girmemiş toz partikülleri şeklindedir. Bir çok durumda toz; çinko oksit veya alümina silikat cam, likit kısım ise fosforik asit, poliakrilik asit ve öjenolden oluşmaktadır. (Rosenstiel, 1998)

### Simanların Karşılaştırılması

Rezin – Cam İyonomer – Çinko Fosfat – Polikarboksilat – Çinko oksit öjenol



Siman filminin kalınlığı; toz-likit oranına, toz partikül boyutlarına ve işlem sırasında uygulanan basınca bağlıdır. En önemli klinik özellik çözünürlüktür. (Gemalmaz, 1997)

Genellikle simanın matriksine çözücü etken saldırısı gerçekleşir ve siman çözünür. Ancak çinko polikarboksilat simanlarda hem çözücüye hem toz tanelerine çözücü etki eder.

Toz/likit oranının artmasının genel etkileri: (Rosenstiel, 1998)

- Basma dayancı artar
- Çözünürlük azalır
- pH artar
- Viskozite artar
- Film kalınlığı artar
- Uygulama-Serleşme süresi kısalmır (asit etkileşimine uğrayan yüzey artar)

Araştırmacılar; ınko fosfat rezin ve cam iyonmer simanlarda kaba taneli toz (alüminyum oksit) kullanımının pürüzlülüğü arttırarak tutunmayı geliştirdiğini belirlemişlerdir. Bu durum ince taneli dolgu toz kullanılmasına göre avantajlıdır. Ayrıca klinik uygulamalarda uygulama yapılacak yüzey pürüzlülüğü de çok önemlidir. Pürüzlü yüzeylere simanın tutunması daha kolaydır. (Rosenstiel, 1998)

### 3. SİMANLAR

#### 3.1 Çinko Fosfat Simanlar

En eski ve en çok kullanılan siman tipi olan çinko fosfat siman, bir standart olarak kabul edilmekte ve diğer simanların geliştirilme aşamasında karşılaştırıldığı siman tipidir. Uzun süreli takip sonuçları ile başarısı kanıtlanmıştır. Çinko fosfat simanın çinko matrisi içinde 2–8 µm çapındaki çinko oksit toz partikülleri yer almaktadır. Çinko fosfat siman karıştırma sırasında arzulanan fiziksel özelliklere sahip olması için birbiri ile reaksiyon verecek şekilde birleştirilmiş toz ve sıvı karışım halinde bulunurlar (Charlton, 2000; Rosenstiel, 1998).

#### Çinkofosfat Simanların Kompozisyonu

Çinkofosfat simanın tozu %90 oranında çinko oksit ve kalsinasyon işleminin sıcaklığını yükseltmek için %2-10 oranında magnezyum oksit içerir. Magnezyum oksit, simanın toz haline getirilmesini kolaylaştırır ve simanın basma dayanımını artırır. Silika, alümina gibi diğer oksitler değişik renk tonları elde etmek ve sertleşen malzemenin mekanik özelliklerini geliştirmek için %5 oranında ilave edilir. Bizmut trioksidin, yeni karıştırılmış simana homojenlik kazandırdığı düşünülse de, büyük oranda sertleşme süresini artırır.

Bu simanın sıvısı ise %45–60 fosforik asit, %30–35 su, alüminyum fosfat ve bazen çinko fosfat içerir. Alüminyum, simanın sertleşme reaksiyonunda amorf çinko fosfat oluşumu için gereklidir. Orijinal asit çözeltisi yaklaşık 1/3 oranında su içermesine rağmen, yetersiz miktarda su sertleşme reaksiyonunu uzatmakla birlikte, su ilavesi sertleşme reaksiyonunu yavaşlatır (Charlton, 2000).

Çizelge 3.1 Çinkofosfat simanların kompozisyonu. (Charlton, 2000)

<b>Toz Bileşenleri</b>	<b>% (ağırlıkça)</b>	<b>Sıvı Bileşenleri</b>	<b>% (ağırlıkça)</b>
ZnO	90,2	H <sub>3</sub> PO <sub>4</sub>	38,2
MgO	8,2	H <sub>2</sub> O	36,0
SiO <sub>2</sub>	1,4	H <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> (su ile)	16,2
Bi <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	0,1	Zn	7,1
BaO, Ba <sub>2</sub> SO <sub>4</sub> , CaO	0,1	Al	2,5

### **Çinkofosfat Simanların Sertleşme Reaksiyonu**

Sertleşme reaksiyonu pozitif çinko iyonları ile negatif fosfat grupları arasında gerçekleşir ve kırılğan bir siman ile matriksi oluşur. Toz ile sıvı karıştırıldığında fosforik asit, çinko oksit parçacıklarının yüzeyine etki eder ve çinko iyonlarının salınımı başlar. Fosforik asit ile kompleks oluşturmuş olan alüminyum, çinko ile de reaksiyona girerek parçacıkların kalan kısmının yüzeyinde çinkoalüminofosfat jeli oluşturur. Sonuçta oluşan siman, yapışkan çinkoalüminofosfat matriks içine gömülmüş ve reaksiyona girmemiş çinko oksit parçacıklarından oluşur (Charlton, 2000).

### **Çinkofosfat Simanların Avantajları**

Klinik olarak kabul görmüş ve uzun süre denenmiştir. Yüksek basma dayancı ve kabul edilebilir film kalınlıklarında kullanılmaktadır.

### **Çinkofosfat Simanların Dezavantajları**

pH değerinin aşağılara düşmesi uygulama sonrasında hassasiyet yaratmaktadır.

Dişe kimyasal olarak bağlanmamaktadır ve çürümeye karşı yeterince etki göstermemektedir.

Çinko fosfat siman ilk hazırlandığında pH seviyesi 2 civarındadır. Ancak ilk 24 saat içinde 5.9'a ve 48 saat içinde neredeyse nötr hale gelir.

Simanlar; şişelenmiş likit ve toz bileşenler halinde satışa sunulmaktadır. Sürekli şişenin açılıp kapanmasıyla şişe içindeki su zamanla buharlaştığından likidin asit oranı yükselmektedir. Artan pH ile birlikte simanın viskozitesi değişmektedir.

Simanın karıştırılması sırasında sıcaklığın düşük olması çalışma süresini arttırmaktadır. Bu bir avantajdır çünkü daha fazla tozun likit ile teması sağlanmakta ve bu durum basma dayancını arttırmakta ve simanın daha düşük çözünürlükte olmasını sağlamaktadır. Simanın dayanımı toz/likit oranına lineer olarak bağlıdır.

Sonuç olarak; çinko fosfat siman verdiği dayanç değerinin %75'ine ilk bir saat içinde ulaşmaktadır. Sertleşme esnasında su ile temastan mümkün olduğunca kaçınılmalıdır. Rutubetin artışıyla simandan fosforik asit çıkışı olur ve bu durumda simanın çözünürlüğü kayda değer şekilde artmaktadır. 2 tip çinko fosfat siman bulunmaktadır:

**Tip1:** Hassas döküm uygulamalarında kullanılan siman tipi olup 25 µm'ye kadar kalınlık

sağlar. [ADA No:8]

**Tip2:** Ortodontik uygulamalarda kaide ve yapıştırma simanı olarak kullanılmakta olup 25–40 µm arası film kalınlığı sağlar.

Çalışma süreleri ortalama 4–5 dakikadır. Sertleşme süreleri 5–9 dakika olarak verilmektedir (Charlton, 2000). Yapılan araştırmalar sonucunda restorasyonun ortalama ömrü 10,3 yıl olarak belirlenmiştir (Rosenstiel, 1998).

### 3.2 Çinko Polikarboksilat Simanlar

Aynı zamanda poliakrilat siman olarak da tanınırlar. Diş yapısına ilk kez kimyasal olarak da bağlanan dental yapıştırıcı simandır. 1968 yılında Smith tarafından simanların dayanıklılığını arttırmak ve diş dokusuna yapışma sağlamak üzere çinko fosfat simanın likidinin poliakrilik asit ile değiştirilmesiyle elde edilmiş ilk “yapışkan” dental simandır.

Başlangıç kademesinde mine ile kimyasal bağ yapar. Bu bağlanma siman içindeki karboksil gruplarının diş yapısındaki kalsiyum ile bağlanmasıyla meydana gelir. Bu durum, diş yapısıyla hem fiziksel hem kimyasal bir tutunma anlamına gelmektedir. Çinko oksit ve poliakrilik asit karıştırıldığında çinko ve magnezyum tozlarına asit saldırısı meydana gelir. Bu saldırı sonucu oluşan iyonizasyonla hidrate protonlar meydana gelir. Bu durum çinko ve magnezyum katyonlarının salınımına, polikarboksilat oluşturmasına ve polimer zincirinin çapraz bağlanmasına yol açar. Bunun sonucu olarak polimer matriks içindeki çapraz bağlı polikarboksilat, reaksiyona girmemiş çinko oksit partiküllerini hapseder (Charlton, 2000).

### Çinko Polikarboksilat Simanların Kompozisyonu

Kompozisyonu çinko fosfat simana benzer olup, %90 çinko oksit ve %10 magnezyum oksit içerir. Magnezyum oksit yerine stannik oksit, bizmut ve alüminyum oksit gibi diğer oksitler de ilave edilebilmektedir. Sertleşme süresini modifiye etmek ve kararlılık özelliklerini arttırmak için toza %4–5 oranında stannöz florür ilave edilebilmektedir.

Likidi ise poliakrilik asidin %35–45 oranında su ile çözülmüş solüsyonudur. Yapıya itakonik asit, maleik asit ve tartarik asit gibi karboksilik asit grupları ilave edilerek likidin saklama zamanı uzatılmıştır.

Simanın su ile sertleşen tiplerinde, poliasit kurutulup dondurularak toz haline getirilmiş ve siman tozuna ilave edilmiştir. Bu durumda likit olarak distile su veya sodyum dihidrojen fosfatın zayıf bir solüsyonu kullanılır.

Avantajı; kimyasal olarak diş yapısına bağlanmasıdır. Dezavantajı ise kısa çalışma süresi ve uygulamadan önce diş özel işlem yapılması gerekliliğidir.

Toz bileşen %4 flor içerir. Birincil sertleşme elemanıdır. Fakat bu durum çürük önleyici rol oynamaz çünkü polikarboksilat simanın yaydığı florür, cam iyonomer simanın ancak %10-15'i kadardır (Charlton, 2000).

### **Çinko Polikarboksilat Simanların Avantajları**

- Diş minesine, dentine ve paslanmaz çeliğe kimyasal olarak bağlanır.
- Biyolojik olarak uyumludur.
- Çinko fosfat ve çinko oksit öjenole göre daha az çözünürdür.
- Hızlı sertleşmeye uygundur.
- Kenarlarda ince bir yalıtım sağlar
- Kaide veya astar malzemesi olarak kullanımı uygundur.
- Hidrolik olarak kararlıdır (Charlton, 2000).

### **3.3 Çinko Oksit Öjenol Simanlar**

Çinko oksitin su ile reaksiyonu sonucu “çinko hidroksit” oluşmaktadır. Ayrıca öjenolün de reaksiyona ilavesi “çinko öjenolat” oluşturmaktadır. Bu siman tipinde matris içinde reaksiyona girmemiş çinko oksit partikülleri bulunmaktadır. Bu durumda çinko öjenolat hidrolize hazırdır. Yani öjenol serbest hale gelmek istemektedir. Bu yüzden, bu siman, en yüksek çözünürlüğe sahiptir. Bu nedenle yalnızca geçici dolgu maddesi olarak kullanılmaktadır (Charlton, 2000).

### **Çinko Oksit Öjenol Simanların Kompozisyonu**

Tozu temel olarak simanın gevrekliğini azaltmak için beyaz reçine katılmış “çinko oksit”, plastiklik için “çinko stearit” ve simanın dayanımını arttırmak için “çinko asetat” içerir. Sıvısı plastikleştirici olarak “zeytinyağlı öjenol”dür. Yapıştırma amaçlı uygulamalar için simanın dayanımını arttırılabilmektedir.

Çizelge 3.2 Çinko oksit öjenol simanların kompozisyonu (Charlton, 2000)

<b>Toz</b>	<b>%</b>
<b>Bileşenleri</b>	<b>(ağırlıkça)</b>
ZnO	69,0
Beyaz Rosin	29,3
Çinko Stearat	1,0
Çinko Asetat	0,7

<b>Sıvı</b>	<b>%</b>
<b>Bileşenleri</b>	<b>(ağırlıkça)</b>
Öjenol	85,0
Zeytinyağı	15,0

### 3.4 Cam İyonomer Simanlar

Cam iyonomer simanlar ilk kez 1972 yılında Wilson ve Kent tarafından diş hekimliğine tanıtılmıştır. Cam iyonomer simanların diş dokularına kimyasal bağlanması, florür salınımı özelliği ile çürük önleyici etki göstermesi, florür uygulaması ile yeniden yükleme yapabilmesi, diş dokusuyla benzer ısıl genişleme katsayısına sahip olması, periodontal dokularla ve pulpayla biyolojik uyumluluk göstermesi, kendi kendini tamir edebilmesi gibi olumlu özellikleri yapılan çalışmalarla belirlenmiş durumdadır.

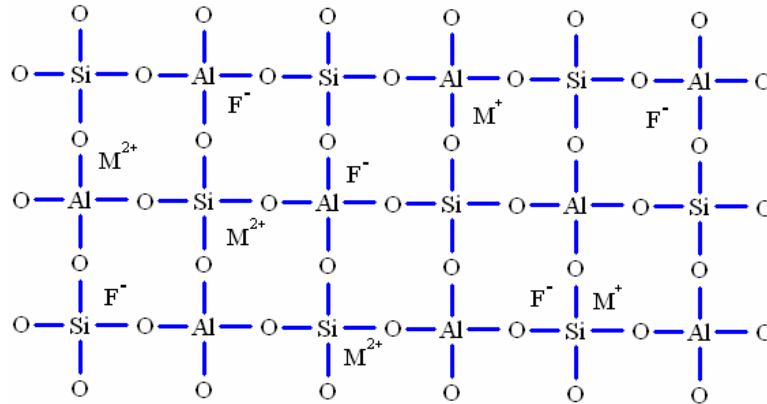
Ancak bu olumlu özelliklere rağmen geleneksel cam iyonomer simanlar kullanılmaya başlandığı günden beri fiziksel ve mekanik özelliklerinin yetersizliği nedeniyle daha çok yapıştırma simanı ve kavite taban maddesi olarak kullanılmışlardır. Ayrıca çalışma süresinin kısalığı, erken dönemde neme karşı hassas olmaları, estetik özelliklerinin iyi olmaması gibi olumsuz özellikleri bilinmektedir. Bu nedenlerden dolayı geleneksel cam iyonomer simanlar sürekli geliştirilmeye çalışılmış ve kompozit rezinlerle cam iyonomer simanların olumlu özellikleri birleştirilerek “**hibrit materyaller**” diş hekimlerinin kullanımına sunulmuştur. Bu maddeler çalışma kolaylığı, yapım işleminin kısa süreli olması gibi avantajlar sağlarken hastaların estetik veya kozmetik gereksinimlerini de karşılamaktadır.

Bu hibrit materyellerin diş hekimliğine girmesi ile birlikte adlandırma konusunda farklılıklar ortaya çıkmıştır. Bu malzemelere ışıkla sertleşen cam iyonomer rezin, dual-cure cam iyonomer rezin, rezinle güçlendirilmiş cam iyonomer siman, hibrit iyonomer, rezin iyonomer, kompomer, cam iyonomer rezin hibrit, polimerizasyonu ışıkla başlatılan cam iyonomer, hibrit kompomer, florür salgılayan siman, iyonomer modifiye rezin, ışıkla sertleşen hibrit kompomer vb. olmak üzere çok sayıda ad verilmiştir (Attar, 2003).

### Cam İyonomer Simanların Kompozisyonu

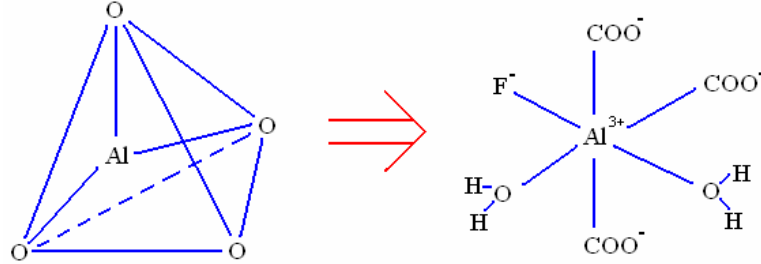
Cam iyonomer simanlar genel olarak, 1100°C üzerindeki sıcaklıklarda alümina ( $Al_2O_3$ ), silika ( $SiO_2$ ), metal oksitler, metal florürler ve metal fosfatların eritilmesi esasına dayanarak hazırlanır. Metal iyonları genellikle, alüminyum (Al), kalsiyum (Ca), stronsiyum (Sr), çinko (Zn), sodyum (Na), potasyum (K) ve lantan (La) arasından seçilir. Fosfor ve florür, erime sıcaklığını düşürmek ve sertleşme karakteristiklerini değiştirmek için bir arada kullanılır. Lantan oksit ( $La_2O_3$ ) ve stronsiyum oksit (SrO) bir araya gelerek radyopak siman oluşturmak için kullanılır.  $BaSO_4$ ,  $La_2O_3$ , SrO, ve ZnO cam bileşiminde olmamak koşuluyla cam tozuna katılabilir.

Tozu, kalsiyum alüminyum florosilikat cam partiküllerinden oluşur. Camın esas iskelet yapısını alümina ve silika oluşturur. Yapı, üç boyutlu silikat cam yapısı içeren bir tetrahedrondur. Alüminyum iyonu, tetrahedronun ortasındaki silika iyonu ile yer değiştirebilir ve silika iyonu gibi 4 oksijen bağı oluşturur. Elektriksel nötraliyenin sağlanması için  $Na^{1+}$ ,  $K^{1+}$ ,  $Ca^{2+}$ ,  $Sr^{2+}$  gibi alkali iyonlar  $Al^{3+}$  iyonunun yanında yer alırlar. Bu metal iyonları yapıyı modifiye ederek silikat yapının molekül ağırlığını düşürürler ve aynı zamanda camın poliaside afinitesini artırırlar. Camın yapısındaki florür ve fosfor negatif iyonları ise silisyumun tetrahedron iskelet yapısına katılmazlar. Cam iyonomer simanların florür salınımı yapma özellikleri, matriks yapıya katılmayan bu florür iyonlarının sertleşme reaksiyonundan sonra simandan yavaşça dışarı salınmasına bağlanmıştır. Ayrıca dış ortamdaki florür miktarı, simandaki florür miktarını aştığında florür, çevreden geri emilir ve oranlar değiştiğinde tekrar salınır. Cam iyonomer simanlar bu anlamda rezervuar görevi görürler.



Şekil 3.1 Cam iyonomer simanlarda temsili atom dizilimi. (Sueo, 1999)

Cam bileşimi; iyonla ıslatılabilir camlarda  $\text{SiO}_2 - \text{Al}_2\text{O}_3 - \text{CaF}_2 - \text{AlPO}_4 - \text{Na}_3\text{AlF}_6$  bileşimine dayanır. Wilson ve McLean'e göre  $\text{Al}_2\text{O}_3 / \text{SiO}_2$  oranı 1:2 veya üzeri, F içeriği ise %23 kadar olmalıdır. Sonraki geleneksel malzemelerde yer alan camlar daha fazla Al ve Na, daha az F içerir. Sr, Ba ve Zn içeren daha yeni camlar, geleneksel malzemelerde kullanılır (Sueo, 1999).



Şekil 3.2 Sertleşmiş matriksteki alüminyum ligandı (Sueo, 1999).

Simanların likidi, temel olarak poliakrilik asidin sulu çözeltisinden oluşur. Ancak poliakrilik asit, moleküller arasında hidrojen bağları oluşumuna bağlı olarak birkaç ay içerisinde jelasyona uğrar. Likidin raf ömrünü uzatmak için homopolimer yapılar yerine kopolimerlerin kullanılması gerekmektedir. Bu amaçla yapıya, polimaleik asit polimeri ile itakonik asit ve tartarik asit ilave edilmiştir. Maleik asit ve itakonik asit, ayrıca poliasit içerisindeki toplam karboksilik grup miktarını arttırarak, likidin toza olan aktivitesini arttırmıştır (Goldberg, 1999; Brook, 1998).

Öncelikle simanlarda daha uzun çalışma süresi; en dıştaki 10–100  $\mu\text{m}$  boyutundaki kalsiyum tozlarına hidroklorik asit veya benzeri asitlerle müdahale edilerek su hassasiyetinin düşürülmesi ile sağlanır. İkinci olarak, toz haline getirilmiş cam, gümüş, altın, platin veya paladyum gibi metallerle karıştırılabilir (Goldberg, 1999).

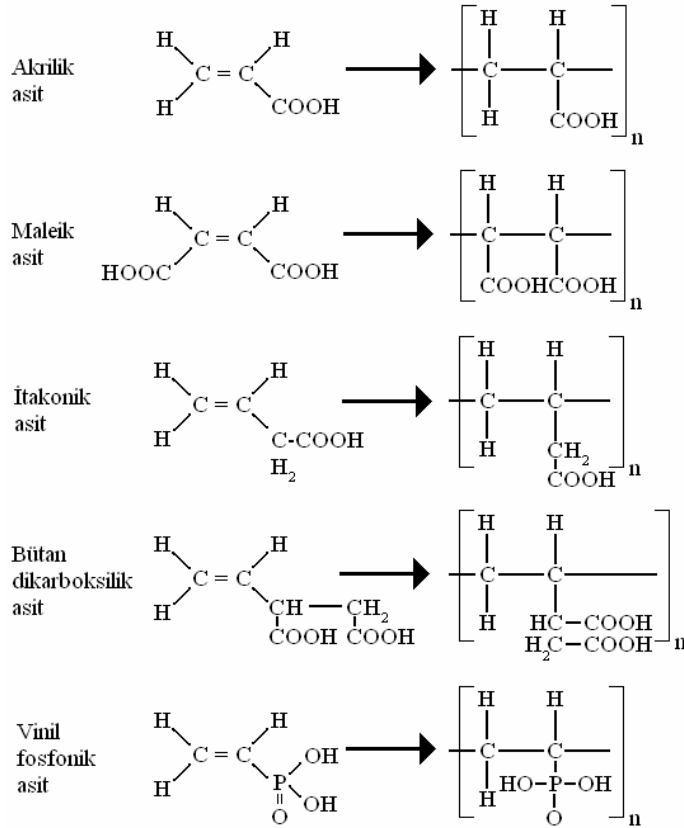
Bertenshaw, alkali alüminoborat camlarını geliştirmiştir. Neve, yakın zamanda bu tip malzemelerin dayanımlarının geleneksel cam iyonmer simanlardan düşük olmasına rağmen bazı iyileştirilmiş özelliklerinin bulunduğunu açıklamıştır (Sueo, 1999).

Daha önceki çalışmalar, cam iyonmer simanların gelişiminde basma gerilmesi ve daha birçok özelliği etkileyen çeşitli faktörlerin bulunduğunu göstermiştir. Polimerin molar kütlesi, asit çözeltisinin konsantrasyonu, toz/likit oranı bunlardan bazılarıdır (Sueo, 1999).

Üretim sırasında erimiş cam ezilir, işlenir ve düzgün toz taneciklerine dönüştürülür. Cam tozunun parçacık büyüklüğü ve dağılımı, simanın karakterizasyonunun incelenmesinde büyük önem taşır. Floroalüminosilikat camı, simana başka bir florür bileşiği katmaksızın florür

salmak gibi üstün bir özelliğe sahiptir. Bu salınım özelliğinin temel kaynağı olarak simanın matrisi düşünülebilir, bununla birlikte bazı florürlerin camın çekirdeğinin oluşumunu başlattığına inanılır. Çünkü florür muhtemelen simanın matrisinden geçerek emilmiştir ve daha sonra yavaş yavaş salınmıştır (Sueo, 1999, Charlton 2001).

Cam iyonomer simanlar, içerdikleri asitler sayesinde, özel bir sübstrat işlemi gerektirmeden dişe veya diğer malzemelere yapışma kabiliyetine sahiptirler. Cam iyonomer simanlar sıvı bileşeni içerisinde poliakrilik asit içermesi dolayısıyla düşük pH'a sahip dokulara etki ederler.



Şekil 3.3 Cam iyonomer simanın sıvı bileşenini oluşturan asitler (Sueo, 1999).

Cam iyonomer simanlar klinik açıdan son derece cazip dental restorasyon malzemeleridir. Bu simanlar uygulamada eşsiz avantajlar sağlamalarıyla çok kullanışlıdır. Bunların en önemlileri çok üstün yapışma kabiliyetleridir. Diş dokusunu ve restoratif malzemeyi (metal) çok iyi ıslatırlar. Çürüğe karşı florür salarak etki gösterirler. Isıl iletimi diş yapısına yakındır. Biyouyumluluğu yüksek ve sitotoksitesi düşüktür. Ayrıca ilk başlarda kullanılan geleneksel cam iyonomer simanların düşük mekanik özellikleri daha sonra geliştirilmiş ve tatmin edici değerlere getirilmiştir (Xie 2000).

### 3.4.1 Cam İyonomer Simanların Sınıflandırılması

1. Geleneksel cam iyonomer simanlar
2. Rezin modifiye cam iyonomer simanlar (RMGIC)
3. Poliasit modifiye kompozit rezinler (Kompomerler PMKR)

#### 3.4.1.1 Geleneksel Cam İyonomer Simanlar

Bazik cam ile asidik polimer içeren ve sertleşme reaksiyonu bu bileşenler arasındaki asit-baz reaksiyonu ile gerçekleşen simanlardır. Kullanım alanlarına göre aşağıdaki şekilde sınıflandırılırlar:

##### Tip1. Yapıştırma simanları

Sabit yer tutucu paslanmaz çelik kuron ve ortodontik bantların yapıştırılmasında kullanılabilirler. Simantasyondan hemen sonra taşkınlığının alınıp kuron marjinlerinin bonding ajan ile izole edilmesi gerekir.

##### Tip2. Restoratif simanlar

- a) Geleneksel tip cam iyonomer simanlar
- b) Metal ile güçlendirilmiş cam iyonomer simanlar (Sermet)

Dayanıklılığı arttırmak için tozun içine gümüş, kalay, paladyum, altın gibi metal tozları ilave edildiğinden estetik değildirlir.

- c) Yüksek viskoziteli (kondense edilebilir) cam iyonomer simanlar

##### Tip3. Çabuk sertleşen kaide tipi ve fissür örtücü cam iyonomer simanlar

Geleneksel cam iyonomer simanlar, fissür örtücü olarak sadece daimi molar dişlerin tam olarak sürmediği hastalarda yüksek çürük riskinden dolayı acil koruma altına alınmasının gerekli olduğu durumlarda kullanılırlar (Attar, 2003).

#### 3.4.1.2 Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar (RMGIC)

Genel kural olarak rezin simanlar, seramik yapıştırma restorasyonları için en iyi seçimdir. Bu sonuca 3 tip araştırma ile varılmıştır:

1. Kırılma dayanımlarını inceleyen ve diğer simanlarla karşılaştıran laboratuvar deneyleri,
2. Klinik çalışma ve değerlendirme sonuçları,
3. Rezin simanın yapısını ve sertleşmesini inceleyen laboratuvar çalışmaları.

Rezin simanlar 1950'lerde geliştirilmiştir. Kaplama ve köprü yapıştırma elemanı olarak kullanılmış olan bu simanlar düşük fiziksel özelliklere sahiptirler. Yüksek polimerizasyon

büzülmesi göstermekte ve boşluklu yapıdaydılar. Bunun sebebi çok düşük dolgu maddesi (filler) içermeleridir. Modern ürünler yüksek oranda dolgu içermekte ve daha iyi fiziksel özellikler göstermektedir. Rezin simanlar görünür ışıkla, kimyasal olarak veya her ikisi birden (dual-cure) şekilde sertleşebilmektedir. Görünür ışıkla sertleşen simanlar genellikle seramik, porselen, rezin, kompozit kaplama ve yapıştırma amaçlı kullanılmaktadır (1.5mm kalınlık). Kimyasal kürlenmiş rezin kompozitler 2.5mm kalınlığa kadar kürlenmekte ve seramik, porselen-metal parçaların yapıştırılmasında kullanılmaktadır (Charlton, 2000).

Tüm sertleşme işleminin en önemli kısmı asit-baz reaksiyonu ile gerçekleşmektedir. Tam sertliğine ulaşıncaya kadar geçen tüm süre içinde asit-baz reaksiyonunu devam ettirirler. Poliakrilik asit zincir üzerine metakrilat gruplarının yerleştirilmesi ile ışıkla sertleşme mümkün olmuştur. RMGIC; kor yapımında, kaide malzemesi yapıştırma simanı veya restoratif malzeme olarak kullanılmaktadır (Attar, 2003).

Yapıştırıcı reçine kompozit simanların yapıştırıcı olarak kullanımı, 1973 yılında Rochette tarafından önerilmiştir. “**Reçine katkılı**” terimi, cam iyonomerlerin özelliklerine sahip fakat bazı zayıf özellikleri reçine ile modifiye edilerek geliştirilmiş anlamını taşımaktadır (Öztürk, 2001)

Bu simanlar, kompozit restorasyonlarda yüksek bağ kuvvetleri sağlamak için asitle dağlama ve dentini koşullandırma tekniklerine dayanır. Yüksek basma dayanımı, çekme dayanımı ve kırılma tokluğuna sahiptirler. Reçineler, ağız ortamında çözünebilir değildirler. Özellikle restorasyonun kısa ve uç uca eklenmiş olduğu durumlarda kullanışlıdır. Reçine simanlar bazı dezavantajlara sahiptirler. Teknik olarak hassas sistemlidir, birçok adım içeren komplike tekniklere ihtiyaç duyarlar ve florür salınımı yaparlar. Kompozit reaksiyonlarda olduğu gibi nem kontrolü önemlidir (Ewoldsen, 2001).

İçerikleri genellikle kompozit reçine restoratif malzemelerine benzer tarzda olup, organik polimer bir matriks içinde inorganik kısım (dolgu), bağlantı maddesi, çözündürücüler, reaksiyon başlatıcılar ve hızlandırıcılar ile renklendiriciler içerir. Rezin simanlar diş minesine ve dentine çok iyi yapışırlar, ayrıca klinik olarak yararlı miktarda flor salarlar.

Rezin modifiye cam iyonomer simanlar, geleneksel cam iyonomer simanın likidine suda çözünebilir reçine monomerlerin ilavesi ile elde edilir. Böylece cam iyonomer simanın neme hassasiyetinin azaltılıp, dayanıklılığının artırılması hedeflenmiştir (Brook 1998).

### **Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanların Kompozisyonu**

Tozu, floroalüminasilikat cam partiküllerinden oluşur. Sıvısı ise metakrilat reçine, poliasit, HEMA (Hydroxyethyl methacrylate) ve su içerir (Bis-GMA veya üretan dimetakrilat reçine içinde %30-80 arasında mikron altı dolgu partikülleri). (Sueo, 1999; Rosenstiel, 1998)

### **Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanların Sertleşme Reaksiyonu**

Reçine monomerlerin ilavesi ile simanın sertleşme özellikleri de değişir. Sertleşme reaksiyonu, ilk olarak metakrilat gruplarının polimerizasyonu ile başlar ve asit-baz reaksiyonu ile simanın olgunlaşması tamamlanır. Polimerizasyonun hızlı başlaması, bağlantının daha hızlı gelişmesini ve simanın erken dönemde neme hassasiyetinin azaltılmasını sağlar. Bu simanların en büyük avantajlarından bir tanesi de, klinik işlemlerinin basit olması ve reçine simanlardaki çok aşamalı yapıştırma işlemlerinin elimine edilmesidir (Sueo, 1999).

### **Rezin Simanların Avantajları ve Dezavantajları**

Rezin simanların Avantajları yüksek basma direnci, düşük çözünürlüktür, dezavantajları ise pulpayı tahriş etmesi ve yüksek film kalınlığıdır.

Dual-cure rezin simanların hem diş yapısına hem de metallere kimyasal olarak bağlandığı üretici firmalar tarafından açıklanmaktadır. Bu simanlar MDP, HEMA, 4-META gibi yapıştırıcı monomerler içerirler. Klinik açıdan çinko fosfat, cam iyonomer ve geleneksel reçine simanlara göre çok iyi tutunma özelliği gösterirler (Sueo, 1999; Meerbeek, 2006).

#### **3.4.1.3 Poliasit Modifiye Kompozit Rezinler (Kompomerler PMKR)**

Cam iyonomer simanın esas bileşenlerine sahip olan fakat bileşenlerinin karanlıkta asit-baz reaksiyonu oluşturacak yeterliliğe sahip olmadığı malzemelerdir. PMKR, orijinal metakrilat rezin matriksine asidik polimer eklenmesi ile oluşmuştur. Cam iyonomer simanlarla kompozit rezinler arasında yer alan, ancak yapısal özellikler bakımından kompozit rezinlere daha yakın malzemelerdir. (Bala, 2001; 8)

### **3.5 Simanların Genel Özelliklerinin Karşılaştırılması**

Rosenstiel, 6 tip dental simanın fiziksel, kimyasal ve mekanik özelliklerini ideal bir yapıştırma simanından beklenen özellikleri göz önüne alarak kıyaslamıştır (Çizelge 3.3). Karşılaştırılan simanlar içinde en yüksek basma dayanımına sahip siman tipi adeziv rezinlerdir. Rezin iyonomer, kompozit ve adeziv rezin simanların çözünürlükleri çok düşüktür

ve kompozit simanlar elastiklik modülü en yüksek olan siman tipidir. (Rosenstiel, 1998)

Çizelge 3.3 Simanların genel özelliklerinin karşılaştırılması (Rosenstiel, 1998)

Özellik	İdeal Malzeme	Çinko Fosfat	Poli karboksilat	Cam İyonomer	Rezin İyonomer	Kompozit	Adeziv Rezin
Film Kalınlığı (µm)	Düşük	<25	<25	<25	<25	<25	<25
Çalışma Süresi (dakika)	Uzun	1,5–5	1,75–2,5	2–3,5	2–4	3–10	0,5–5
Sertleşme Süresi (dakika)	Kısa	5–14	6–9	6–9	2	3–7	1–15
Basma Dayanımı (Mpa)	Yüksek	62-101	67–91	122–162	40–141	194–200	179–255
Elastiklik Modülü (Gpa)	Dentin=13,7 Mine=84-130	13,2		11,2		17	4,5–9,8
Pulpa İritasyonu	Düşük	Orta	Düşük	Yüksek	Yüksek	Yüksek	Yüksek
Çözünürlük	Çok Düşük	Yüksek	Yüksek	Düşük	Çok Düşük	Çok Düşük	Çok Düşük
Mikrosızıntı	Çok Düşük	Yüksek	Yüksek/Çok Yüksek	Düşük/Çok Yüksek	Çok Düşük	Yüksek/Çok Yüksek	Yüksek/Çok Yüksek
Fazlalığın Temizlenebilirliği	Kolay	Kolay	Orta	Orta	Orta	Orta	Zor
Tutunma	Yüksek	Orta	Düşük/Orta	Orta/ Yüksek		Orta	Yüksek

#### 4. YAPIŞMA (ADEZYON) MEKANİZMASI

Yapışma (adezyon); iki malzemenin birbiriyle etkileşerek sürekli bir birliktelik kurması olarak basitçe tarif edilebilir. Yapışma ve doğası gereği, ayrılmaya karşı olan kuvvet ve etkilere mukavim olmalı ve birlikteliği esas kılmalıdır (McCabe, 1998).

Dental alanlarda yapıştırıcılar, kullanılan en önemli malzemelerdendir seçilen malzeme restorasyon malzemeleri ile diş yapısını mükemmel şekilde yapıştırmalıdır. Çünkü ağız içinde çok yüksek basma ve eğme yükleri mevcuttur. Bununla beraber yapıştırıcı, diş ve ağız ortamlarındaki diğer dokulara zarar vermemeli ve ortama biyolojik açıdan uyumlu olmalıdır. (Craig, 1997)

Dental uygulamalarda yapışan parça; dolgu, ortodontik malzeme, bir kompozit veya metal (paslanmaz çelik, altın vs.), yapıştırılan yüzey ise diş minesini veya dentin olabilmektedir.

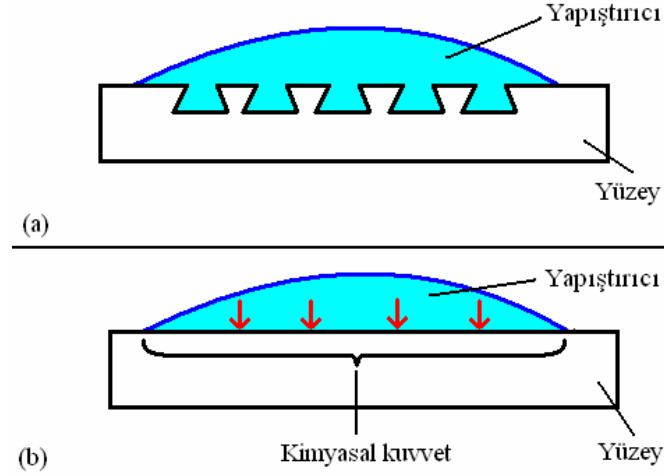
Amaç; her zaman diş dokusuna bir restoratif malzemeyi sağlam bir şekilde tutturmak, birleştirmektir. Bu birleşme; mekanik ve kimyasal bağlanma olarak iki şekilde gerçekleşebilmektedir (Şekil 4.1). Mekanik bağlanmada iki yüzey birbirine uyumlu bir cevap vererek yapışırlar. Yüzey topografisi bu aşamada uyumun en önemli parametresidir. Bu tutunmadaki yapışma, yüzey boyutları mikrometre mertebesinde ise tutunmaya “**mikrometrik tutunma**” adı verilir ki dental yapıştırıcı simanlar bu kapsama girerler.

Kimyasal bağlanmada ise yüzeyler arası kimyasal afinite önemlidir. Yüzeyler arasında hidrojen bağları veya Van Der Waals bağları etkileşimi var ise zayıf, iyonik veya kovalent bir etkileşim var ise kuvvetli bir bağlanma gerçekleşir.

Her iki mekanizmada da yapıştırıcının yüzeyi ıslatması çok önemlidir.

Mekanik yapışmada yapıştırıcı akışkan olmalı ve yüzeyin mikro boşluklarına nüfuz etmelidir. Amaç, mümkün olan en çok noktada temastır.

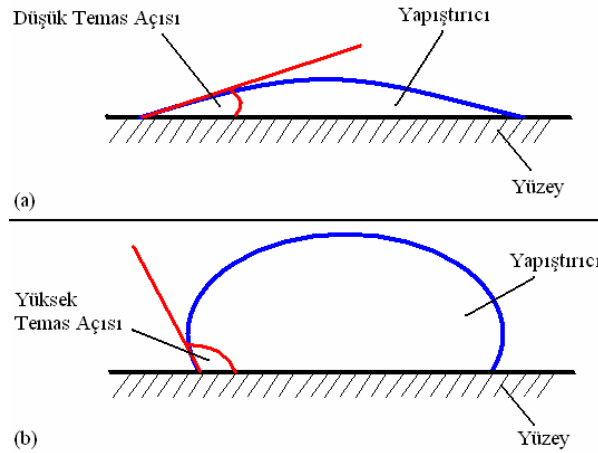
Kimyasal yapışmada, yüzeyi çok iyi ıslatmalı ve mümkün olan en çok sayıda spesifik bağ kurulmalıdır.



Şekil 4.1 Yüzey ile yapıştırma malzemesi arasında gerçekleşen tutunma (a) Fiziksel etkileşim, (b) Kimyasal etkileşim (McCabe, 1998)

Bir yapıştırmanın yüzeyi ıslatma kabiliyeti temas açısıyla ölçülmektedir. Bir damla yapıştırıcı yüzeye uygulandığında, damlanın yüzey ile yaptığı açığa “**temas açısı**” denir.

Şekil 4.2’de iyi bir ıslatma açısı görülmektedir. İyi bir ıslatmada temas açısı düşük olmalıdır.  $0^\circ$ ’ye yakınlık ideal bir ıslatmayı gösterir. Temas açısının artması küresel bir oluşumu dolayısıyla düşük teması ve sonuçta zayıf bir tutunmayı doğurur.

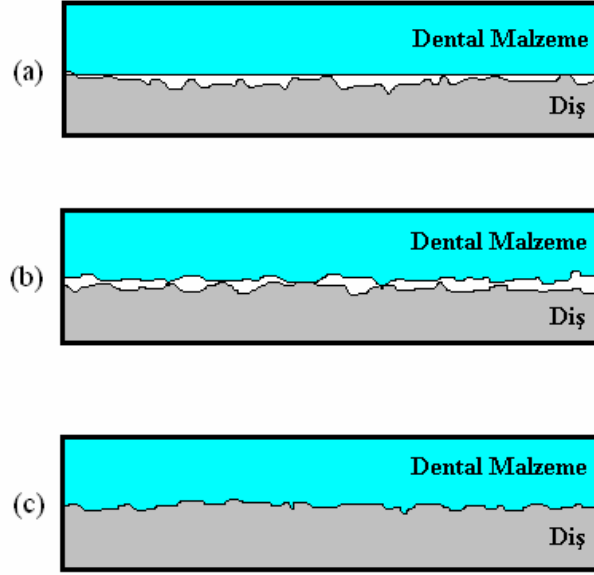


Şekil 4.2 Yapıştırıcı ile yüzey arasında oluşan temas açıları (a) Küçük temas açısı, (b) Büyük temas açısı (McCabe, 1998)

Sonuçta, bir yapıştırıcının yüzeydeki davranışı; ıslatma yüzeyini, dolayısıyla etkileşimin gerçekleşeceği alanı ve ek olarak bağlanmanın olacağı – oluşacağı miktarı belirler.

Bu durumda ideal bir yapıştırıcının akışkanlığının iyi olması fakat bununla beraber uygulama sırasında da hedeflenen bölgeden tamamen akıp gitmemesi için yeteri derecede viskoz olmalıdır.

Şekil 4.3 iki yüzey arasındaki olası tutunma ihtimallerini değerlendirmektedir:

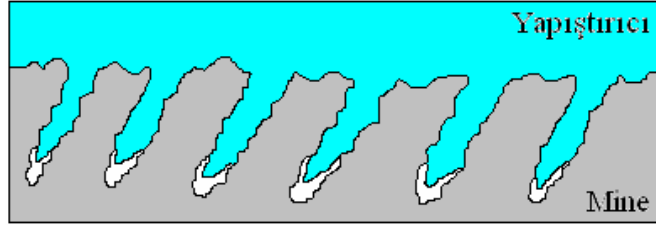


Şekil 4.3 Dental malzeme ve diş arasındaki tutunma olasılıkları, (a) minimum yapışma, (b) kısmi yapışma, (c) ideal yapışma (McCabe, 1998)

(a) Yapışan yüzeyin mükemmel şekilde pürüzsüz olması veya yapıştırıcının temas açısının yüksek oluşu yapışmayı olumsuz yönde etkilemektedir. Bu durumda temas eden nokta sayısı azalmaktadır.

(b) İki yüzeyin birbiri ile uyumsuz olması durumunda da aynı şekilde temas yüzeyi azalmakta ve uygun yapışma sağlanamamaktadır. Yani yapıştırıcı, yüzeyi yeterli derecede ıslatamamaktadır.

(c) Yüzey kalitesi uygun olduğunda ve yapıştırıcının yüzeyi ıslatabilme kabiliyeti yeterli olduğunda ise maksimum noktadan tutunma gerçekleşmekte, yani ideal bir yapışma sağlanmaktadır.



Şekil 4.4 Yapıştırma simanının dentin tübüllerine penetrasyonu (McCabe, 1998)

Şekil 4.4'te dağlanmış diş minesi görölmektedir. Açılan dentin tübüllerine uygun bir ıslatma ile yapıştırıcı siman nüfuz etmektedir. Bu noktada sızma derinliğini yapıştırıcının viskozitesi belirler. İdeal bir yapışmada, kapiler etkinin de yardımıyla yapıştırıcı yüzeye çok iyi uyum sağlanır ve mükemmel tutunma gerçekleşir (McCabe, 1998).

## 5. SİMANLARA UYGULANAN TEST YÖNTEMLERİ

Bir malzemenin hangi özelliklerinin önemli olup olmadığı konusu pek çok değişkene bağlıdır. Malzemenin uygulanacağı vaka ve de uygulanma şekli bu malzemenin bizim için hangi özelliklerinin önemli olduğu konusunda belirleyicidir. Malzemeleri değerlendirirken yapılan laboratuvar testleri çoğu zaman pratikle uyuşur. Laboratuvar testlerinde amaç, kısa bir sürede uzun süreli etkileri öngörmek olduğu için bazı durumlarda laboratuvar testleri yetersiz kalmaktadır ancak malzemelerin değerlendirilmesi esnasında göz önüne alınan basma dayanımı ve sertlik gibi laboratuvar testleri çoğunlukla klinik uygulamalarla örtüşmektedir (McCabe, 1998).

Diş hekimliğinde kullanılan pek çok malzeme, iki veya daha fazla malzemenin birleşiminin kimyasal bir reaksiyon sonrası sertleşmesi esasına dayanır. Bu proses sırasında elemanların mekanik özellikleri büyük oranda değişme gösterebilir. Bir malzemenin diş hekimi tarafından tercih edilmesinde malzemenin tek başına, karışım halinde ve sertleşmiş özelliklerinin hepsi göz önüne alınır. Bütün bunlar ışığında malzeme seçimi sırasında göz önüne alınması gereken dört ana unsur vardır (Chun Li, 1999).

### 5.1 Mekanik Testler

Pek çok uygulama sırasında malzemenin minimum mekanik özellikleri göz önüne alınır. Malzemenin mekanik özelliklerini tanımlamak ve diğer malzemelerle kıyaslayabilmek için kullanılan en genel yöntem; malzemenin sertliği, çekme, basma ve eğme yüklerine karşı malzemenin gösterdiği dayanım değerleridir (McCabe, 1998).

#### 5.1.1 Sertlik

Sertlik; bir malzemenin kalıcı biçim değiştirmeye karşı gösterdiği direncinin bir ölçüsüdür. Aynı zamanda aşınmaya olan dayancın da bir göstergesidir. Dişlerin ne kadar aşındırıcı bir ortamda ve koşullarda çalıştığı düşünülürse, simanların sertliğinin ne derece önemli olduğu daha net anlaşılmaktadır. Bununla beraber bükülmezliği ve sağlamlığı temsil eden elastiklik modülü kavramı da malzeme için aynı seviyede önemli bir parametredir. Gerilim yaratacak bir kuvvet altında düşük elastiklik modülüne sahip malzemenin daha fazla esneyerek kırılma ile sonuçlanacak istenmeyen duruma doğru gidişinin daha kolay olduğu açıktır. Bu sebeple diş yapısı ile karşılaştırıldığında sertlik ve elastiklik modülünün uyumlu olması diş dokusu ve malzeme açısından yani restorasyonun başarısı açısından son derece önemlidir (Okada, 2001; De Moor, 1998).

### 5.1.2 Çekme, Basma ve Eğme Dayanımları

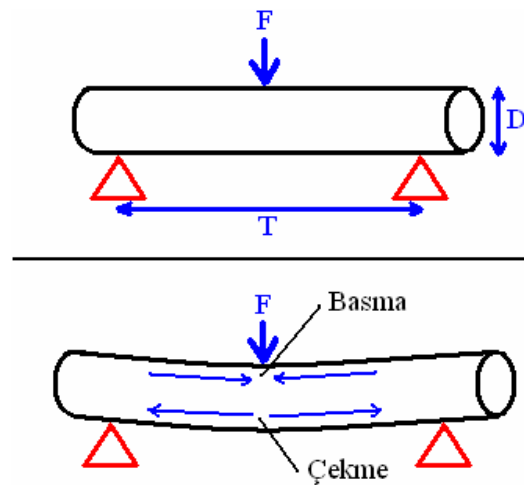
Özellikle metaller için olmak üzere en önemli mekanik muayene yöntemidir. Malzeme, kuvvet uygulanarak tahrip edilir ve o kuvvete karşı malzemenin verdiği tepki incelenir. Bir numuneye dışarıdan bir kuvvet uygulandığında malzeme ters yönde ve aynı şiddette bir tepki verir. Bu kuvvet bası ya da çeki gerilmesi fark etmeksizin;

$$\text{Gerilim} = F / A$$

$$[F=\text{Uygulanan kuvvet, } A=\text{Alan}]$$

şeklinde ifade edilmektedir. Çekme mukavemeti birimi pascal  $[N/m^2]$ 'dir. Çekme gerilmesinde malzemenin uyguladığı mukavemet her zaman tek yöndedir. Ancak basma gerilmesi çok daha karmaşıktır. Bası gerilmesi esnasında ise yırtılma hareketleri gerçekleşmektedir. Diş hekimliğinde en sık kullanılan test, basma ve çekme kuvvetlerinin aynı anda etki ettiği 3 noktadan eğme testidir. İki taraftan mesnetlenmiş numunenin ortasına kuvvet uygulanarak yapılmaktadır.

Diş hekimliğinde kullanılan malzemelerin sert ve kırılğan davranışları göz önüne alındığında test için dairesel kesitli numune kullanılmaktadır. (Craig, R.G., 1997)



$$F = 2F / JDT$$

## **5.2 Simanların Su İçindeki Davranışları**

### **5.2.1 Su Tutma (Water Absorption)**

Sıvılar ve katılar için aynı şekilde olmak üzere, gazlarla ve diğer sıvılarla malzemenin yüzey etkileşimi ekzotermik bir proses doğurur. Bu reaksiyonda likit (veya gaz), yüzey molekülleri ile etkileşime girer ve sonuçta serbest yüzey enerjisini düşürürler. Yüksek enerjili yüzey ile olan etkileşimde emilim (absorbsiyon) daha yüksek, nispeten daha düşük yüzey enerjisine sahip yüzey ile etkileşimde emilim daha düşük seviyelerde gerçekleşecektir. (McCabe, 1998; Ellakuria, 2003)

Tükürük içerisindeki özellikle su molekülleri ile siman arasında gerçekleşecek bu etkileşim sonucunda belirli bir sınır değere kadar su, malzeme tarafından emilecek ve bünyede tutulacaktır. Bu durum aynı zamanda malzemenin (simanın) hacminin artışı yani şişmesini doğuracaktır. (Malacarne, 2006, Santos, 2002)

Sonuç olarak; siman ile bağlandığı yüzey arasındaki geometride uyumsuzluklar olması kaçınılmazdır. (Watts D.C., 2000)

### **5.2.2 Su Bırakma (Water Uptake)**

Su tutma deneyi ile bünyeye dâhil olan su, kuru bir ortamda buharlaşacak ve sistemden uzaklaşacaktır. Teorik olarak su tamamıyla buharlaştığında meydana gelen ağırlık kaybı, ilk değerlerle karşılaştırıldığında meydana gelen aradaki fark, madde kaybının bir göstergesi olmaktadır. Uygulamada malzeme dışında, sıcaklık ve ortamın bağıl nem değeri olmak üzere iki değişken daha bulunmaktadır. (Malacarne, 2006)

### **5.2.3 Hacim Değişimi (Volumetric Change)**

Su içinde bir simanın hacmi artmaktadır ve bu hacim değişimi kenar uyumunu yani yapışma yüzeyini doğrudan etkilemektedir. Simanın sertleşmesi sırasında meydana gelen polimerizasyon büzülmesi ve aynı zamanda su ile etkileşim ile oluşan hacim artması birbirine zıt yönde kuvvetlerdir.

Klinik alanda simanın hacminin değişimi istenmemektedir ancak küçük miktarlardaki artış, boşlukların kapanmasında ve simanın yerine kilitletmesinde etkili olmaktadır. (McCabe, 2004)

## 6. HİDROKSİAPATİTİN SİMANLARIN ÖZELLİKLERİNE ETKİSİ

Dentin; organik bir matriks içinde kollajen, sitrat ve nanoskopik halde dağılmış hidroksiapatit kristallerinden meydana gelmektedir. Bu durumda bir dental rezinin restoratif malzeme olarak kullanılması, insanın diş dokusuna benzerliği sebebiyle prensip olarak uygundur. Dental alanda hidroksiapatit kullanımı radyopak cevap, yüksek cilalanabilme kabiliyeti, aşınma dayancı arttırımı ve sertliğinin diş dokusuyla uyumlu olması gibi pek çok avantaj sağlamaktadır. Ayrıca hidroksiapatit, pek çok siman tipinde kullanılan baryum veya çinko camı, kuvars, zirkonya, silika ve alüminaya göre daha ucuzdur. En büyük dezavantajı ise diğer simanlara göre refraktif indeks değerinin yüksek oluşudur. Biyouyumluluğunun yüksek oluşundan dolayı hidroksiapatitin dental ve skeletal restorasyonlarda kullanılması önemli araştırma alanlarından birisidir. (Arcis R.W., 2002)

## 7. DENEYSEL ÇALIŞMALAR

Bu çalışmanın amacı, günümüzde klinik uygulamalarda tercih edilen dental yapıştırma simanlarının fiziksel ve kimyasal özelliklerini incelemektir. Bu amaç doğrultusunda klinik kullanıma yönelik eğilimler belirlenmiş ve bu sonuçlara göre malzeme seçimi yapılmıştır.

Klinisyenlerin malzeme seçiminde, klinik yararları ve restorasyon maliyetini ön planda tutmaları nedeni ile değişik firmaların ürettiği aynı tip simanlar ile yeni nesil simanların özellikleri incelenmiş ve sonuçlar karşılaştırılmıştır.

Ayrıca ticari bir hidroksiapatit tozu, hidroksiapatitin biyoyumluluğu artırıcı özelliği göz önüne alınarak, çinkofosfat ve cam iyonmer esaslı simanlara ilave edilmiştir. Hidroksiapatit içeren numunelerin, ticari simanların özelliklerine etkileri incelenmiştir.

### 7.1 Malzemeler

Simanların seçiminde hasta sayısının yoğun olduğu tedavi merkezleri dikkate alınarak sınıflandırma yapılmıştır. Bu sınıflandırma aşağıda verilmektedir:

1. Tıp fakültesi hastanelerinde kullanılan simanlar,
2. Yıldız Teknik Üniversitesi Medikososyal Merkezi Diş Bölümü'nde kullanılan simanlar,
3. Diş hekimlerinin yoğun olarak faaliyet gösterdiği bölgelerde kullanılan simanlar.

Buradan elde edilen verilere göre ortak kullanılan simanlar belirlenmiş ve en çok tercih edilenler seçilmiştir. Deneysel çalışmalarda kullanılmış olan simanlar ve özellikleri çizelge 7.1'de yer almaktadır. Ayrıca Ek1'de deneysel çalışmalarda kullanılmış simanların kılavuz verileri bulunmaktadır. Tüm simanlar, üreticinin belirttiği oranlarda ve koşullarda hazırlanmıştır. Deneylerde kullanılmış olan ticari simanların görüntüleri şekil 7.1'de verilmektedir.

Çizelge 7.1 Deneylerde kullanılan ticari dental simanların özellikleri

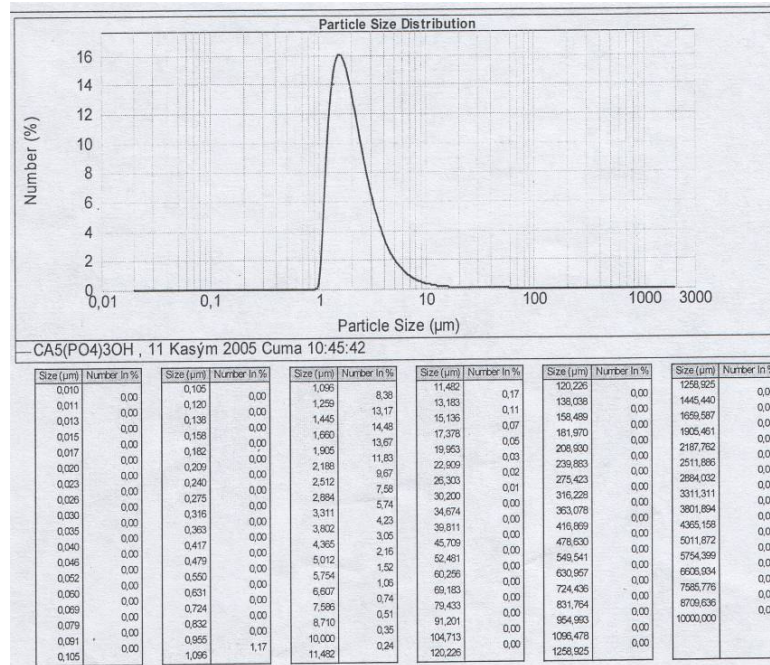
<b>Siman Adı</b>	<b>Bileşimi</b>	<b>Tanımı / Tipi</b>	<b>Üretici</b>	<b>Toz/Sıvı oranı</b>
Adhesor Zinc Phospate	Toz: Çinko oksit, magnezyum oksit, alüminyum trihidroksit, bor trioksit Likit: Fosforik asit ve alüminyum ortofosfatın sulu çözeltisi	Çinko Fosfat Siman	SpofaDental	T: 2.30gr L: 0.50ml
Adhesor Carbofine	Toz: Çinko oksit, magnezyum oksit, alüminyum trihidroksit, borik asit Likit: Akriolik asit, maleik asit anhidrit, distile su	Çinko Polikarboksilat Siman	SpofaDental	T: 3,00gr L: 1,00gr
WP Polycarboxylate	Toz: Çinko oksit, toz poliakrilik asit, kalay florür Likit: Poliakrilik asit çözeltisi	Çinko Polikarboksilat Siman	W&P Dental	T: 1,80gr L: 0.50ml
Durelon	Toz: Çinko oksit, çinko florür, toz poliakrilik asit, kalay florür Likit: Poliakrilik asit çözeltisi	Çinko Polikarboksilat Siman	3M ESPE	T: 2,00gr L: 1,00gr
Poly-F Plus	Toz: Çinko oksit, magnezyum oksit, toz poliakrilik asit Likit: Distile su	Çinko Polikarboksilat Siman	Dentsply	T: 5,00gr L: 1,00gr
Ketac Cem Radiopaque	Toz: Kalsiyum floaloüminasilikat cam, polikarbonik asit Likit: Tartarik asit, distile su	Cam İyonomer Siman	3M ESPE	T: 3,80gr L: 1,00gr
Meron	Toz: Floaloalüminasilikat cam, poliakrilik asit Likit: Poliakrilik asit çözeltisi	Cam İyonomer Siman	Voco GmbH	T: 3,00gr L: 1,00gr



Şekil 7.1 Ticari dental simanların görüntüsü

### Ticari hidroksiapatit

$\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3\text{OH}$  bileşimindeki hidroksiapatit tozuna (HA) ait tane boyut dağılım analizi şekil 7.2’de verilmektedir. Bu analiz sonucunda HA’in spesifik yüzey alanı  $0,916 \text{ m}^2/\text{gr}$  ve tane boyutu  $1-10 \mu\text{m}$  aralığında olup, tozların %71,2’si  $1.096-2,512 \mu\text{m}$ , %25,3’ü  $2,512-6,607 \mu\text{m}$  aralığında, %3,5’i ise daha iri tanelerden meydana gelmektedir.



Şekil 7.2 Hidroksiapatitin partikül boyut dağılımı

Yukarıda özellikleri verilen HA tozu, Adhesor Çinkofosfat ve 3M Ketac Cem Radiopaque simanların içine %1, %2 ve %8 oranlarında katılmıştır. Bu simanlardan Adhesor Çinkofosfat kontrol simanı olarak, 3M Ketac Cem Radiopaque ise cam iyonmer simanlar içinde en iyi su tutma, su bırakma, hacim değişimi ve sertlik değerlerine sahip olduğu için seçilmiştir. Çizelge 7.2’te Adhesor ve Ketac Cem simanların toz miktarları ile katılmış olan %HA değerleri verilmektedir.

Çizelge 7.2 Adhesor ve Ketac Cem simanların toz miktarları ile HA oranları

%HA	Adhesor ZincPhosphate (gr)	3M Ketac Cem Radiopaque (gr)
1	2,7147	1,6117
2	2,0385	1,5600
8	2,0562	1,5400

### 7.1.1 Numunelerin Hazırlanması

#### Kalıp malzemesi seçimi

Kalıp hazırlama ile ilgili bir ön araştırma yapılarak, numunede homojen boyut değerleri elde etmek için bazı kalıp malzemeleri denenmiştir. Kalıp malzemesi olarak kauçuk, polietilen ve teflon denenerak tablet şeklinde numuneler hazırlanmıştır. Bunlar arasında en düzgün numune boyutlarını teflon kalıplar vermiştir.

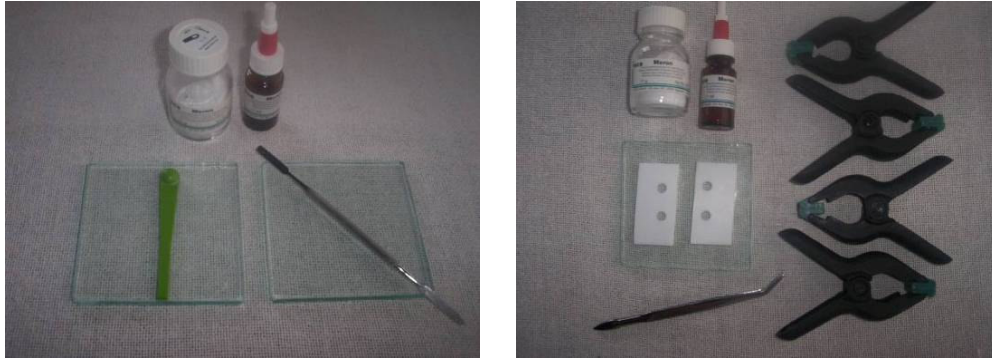
#### Numune boyutu seçimi

Su tutma, su bırakma ve sertlik numunelerini elde ettiğimiz kalıplar; yaklaşık 2mm kalınlıkta teflon levhanın yaklaşık 7mm çapında delikler açılması ile elde edilmiştir. Teflonun kaygan yüzey özellikleri ve esnek yapısı sayesinde, kalıp ve numune deforme olmadan ayrılabilir. Ayrıca kalıp tekrar tekrar kullanılabilir.

Aynı numunelerin yüzeyleri 800 mesh’lik zımpara ile temizlendikten sonra sertlik numunesi olarak kullanılmışlardır.

#### Numune hazırlama

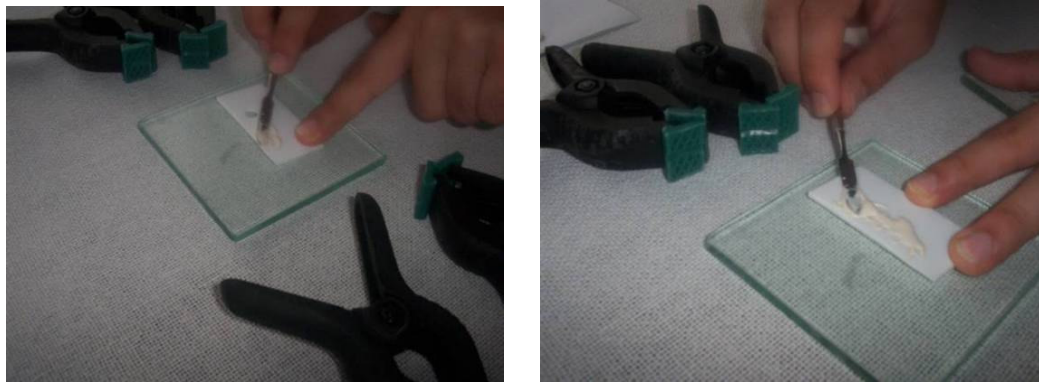
Kullanılan ticari simanlar, toz ve sıvı bileşenlerden oluşmaktadır (Şekil 7.3). Toz için ürünün ambalajı içerisinde toz ölçüğü ve sıvı bileşen için ise, damlalık aparatı bulunmaktadır.



Şekil 7.3 Ticari dental simanların kalıplanmasında kullanılan malzemeler



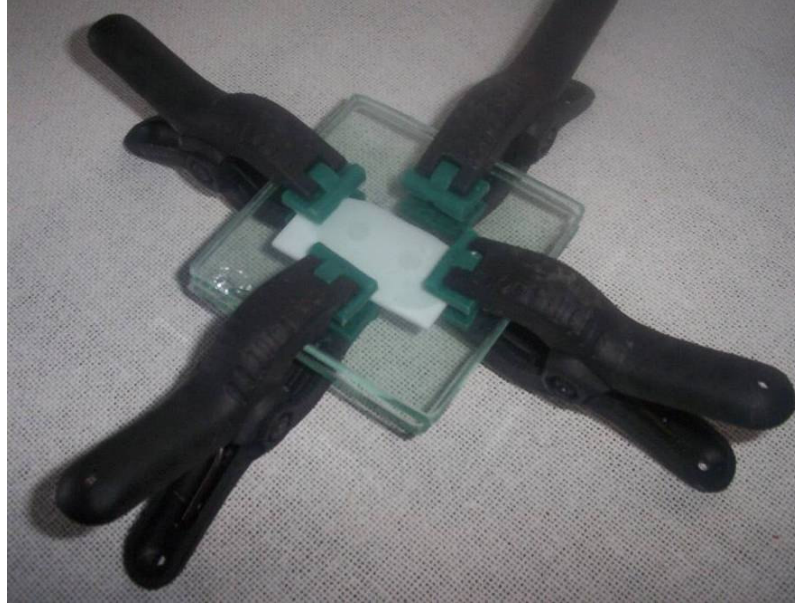
Şekil 7.4 Siman bileşenleri ve karıştırma işlemi



Şekil 7.5 Simanın kalıba doldurulması

Toz ve sıvı bileşen, düz bir cam üzerine üretici firma tarafından belirlenen oranlarda yerleştirilir (Şekil 7.4). Paslanmaz çelik spatül kullanılarak hızlıca karıştırılan simanlar macun kıvamına getirilmiştir (Şekil 7.5). Daha sonra kalıba yerleştirilerek iki cam arasında sıkıştırılmış (Şekil 7.6) ve üretici firma tarafından tavsiye edilen süre boyunca

bekletilmişler ve sertleşmeleri sağlanmıştır. Kalıptan çıkarılmış simanların görüntüleri Şekil 7.7’de verilmiştir.



Şekil 7.6 Simanın kalıplanması



Şekil 7.7 Kalıptan çıkarılmış simanların görüntüsü

Numune hazırlama işlemi, 22–24°C sıcaklıkta %50-55 nem ortamında gerçekleştirilmiştir. Hazırlanan numuneler, 48 saat süreyle etüvde bekletilerek sertleşme reaksiyonlarının tamamlanması sağlanmıştır.

## 7.2 Deneysel Yöntem

Diş malzemeleri ağız ortamında bulduklarından, sürekli olarak su ve değişik özelliklerde sıvılarla temas halindedir. Ayrıca çiğneme yüklerinden kaynaklanan mekanik zorlanmalar, bu malzemelerin dayanımını ve ömrünü önemli derecede etkilemektedir.

Yukarıda bahsedilen etkiler nedeniyle, deneysel çalışmalarda simanların su ortamındaki davranışları ile mekanik yükler altındaki dayanımları incelenmiştir. Deneysel çalışma sonuçları, hem eski nesil hem de yeni nesil simanların ağız ortamındaki davranışlarını ve kompozisyon açısından yenilenmiş malzemelerin klinik etkilerini ortaya koymaktadır. Ayrıca bu sonuçların klinik uygulamalara yön vereceği düşünülmektedir.

Yukarıda tanımlanan nedenlere bağlı olarak deneysel çalışmalarda aşağıda belirtilen testler ve incelemeler yapılmıştır.

1. Su tutma (Water Absorption)
2. Su bırakma (Water Uptake)
3. Hacim değişimi (Volumetric Change)
4. Vickers Sertliği (Hardness Vickers)
5. Taramalı elektron mikroskobu (SEM) incelemeleri

### 7.2.1 Su Tutma Deneyleri (Water Absorption)

Simanların en önemli özelliklerinden biri, su ortamındaki davranışlarıdır. Simanlar, ağız ortamında ve vücut sıcaklığında bünyesine su alarak şişmekte, yani hacim ve kütle değişimi göstermektedir. Ağız ortamını canlandırmak amacıyla bidistile su içerisinde 37°C'de kısa ve orta dönemde su tutma deneyleri yapılmıştır.

Her bir siman numunesi için 5 adet tablet hazırlanmış ve pH'ı 6,2 olan 10 ml bidistile su içine konulmuştur. İlk 5 saat boyunca 1 saat aralıklarla, 7 gün boyunca 24 saatte bir, 14. ve 28. gün olmak üzere 28 gün boyunca numuneler 1/10000 hassasiyetli terazi ile tartılarak emdikleri su miktarı belirlenmiştir. Bu işlemde her bir numune dikkatlice sıvı içinden alınarak kurutulmakta ve tartılmaktadır. Deney sırasında bazı numunelerin çatlayarak dağıldıkları görülmüş ve bu numuneler değerlendirmeye alınmamıştır.

Su tutma değeri formül (7.1) kullanılarak hesaplanmıştır:

$$\% \text{ Su Tutma} = \frac{W_2(\text{son ağırlık}) - W_1(\text{ilk ağırlık})}{W_1(\text{ilk ağırlık})} \quad (7.1)$$

Su tutma değerleri, kümülatif olarak hesaplanmış ve 5 numuneye ait değerlerin ortalaması

alınmıştır. 24 saat ve 28 gün boyunca simanların su tutma değerlerine ait değişimler belirlenmiştir.

### 7.2.2 Su Bırakma DeneYleri (Water Uptake)

Su bırakma deneYleri, numunelerde meydana gelen madde kaybını belirlemek amacıyla uygulanmıştır. DeneY numuneleri, su ortamından alınarak kurutulmuş ve 37°C'de etüve konulmuştur. İlk 24 saat sonunda ve 7 gün sonunda 1/10000g hassasiyete sahip terazi ile kütle değişimleri belirlenmiştir.

Su bırakma değeri, formül (7.2) kullanılarak hesaplanmaktadır:

$$\% \text{ Su Bırakma} = \frac{W_2(\text{son ağırlık}) - W_1(\text{ilk ağırlık})}{W_1(\text{ilk ağırlık})} \quad (7.2)$$

Su bırakma değeri, 5 numuneye ait değeri ortalaması alınarak hesaplanmıştır. Voco Meron adlı simana ait tabletler ilk 24 saat sonunda parçalandığından ölçüm alınamamıştır. Simanların 7 gün boyunca su bırakma değerlerine ait değişimler belirlenmiştir.

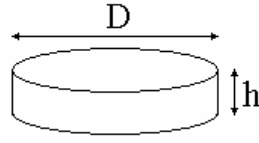
### 7.2.3 Hacim Değişimi DeneYleri (Volumetric Change)

Numunelerin çap ve kalınlık değeri, su tutma deneYlerinden önce ve 28 gün boyunca su tutma deneYi tamamlandıktan sonra, 1/100 mm hassasiyete sahip dijital mikrometre ile ölçülmüştür (Şekil 7.8). Her bir numune için 3 adet ölçüm yapılmış ve ortalamaları alınmıştır. Toplam her numune için 5 adet hacim değişim değeri hesaplanmıştır.



Şekil 7.8 Dental simanların boyut ölçümüne ait görüntü

Numunelerin hacimleri aşağıda belirtildiği şekilde hesaplanmıştır:



$$V = \frac{\pi \cdot D^2 \cdot h}{4}$$

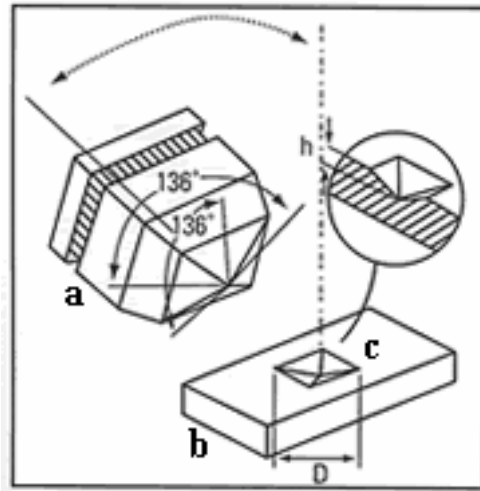
Hacim değişimi hesaplamaları için formül (7.3) kullanılmıştır:

$$\% \text{ Hacim Değişimi} = \frac{V_2(\text{son hacim}) - V_1(\text{ilk hacim})}{V_1(\text{ilk hacim})} \quad (7.3)$$

Her siman numunesi için su tutma deneyi öncesi ve sonrasında hacim değişimi, ölçülmüş ve hesaplanmıştır.

#### 7.2.4 Vickers Sertlik Deneyleri (Hardness Vickers)

Numuneler hazırlandıktan ve 28 gün süren su tutma deneyi sonrasında Vickers mikrosertlikleri ölçülmüştür. Deney için 0,2 kg yük ve 15 sn yükleme süresi kullanılmıştır. Vickers sertlik ölçme yöntemi, çok sert yüzeylerin sertlik ölçümünde kullanılan standart bir metottur. Piramit şeklindeki elmas baskı elemanının standart bir süre boyunca, standart bir yük ile yüzeye batırılması ve oluşan izin boyutlarının mikroskop ile ölçülmesi sonucu elde edilir (Şekil 7.9). Bu değer, çevirim tablosundan Vickers sertliğine dönüştürülür.



Şekil 7.9 (a) Vickers piramidi, (b) Kalıplanmış numune, (c) Numune yüzeyinde oluşan iz

Sertlik ölçümlerinde kullanılmış olan elmas piramidin tepe açısı 136°'dir. Uygulanan kuvvet sonucu oluşan iz, 0.5mm'den küçük olmalıdır. Uygulanacak baskı kuvveti, iz büyüklüğünün boyutuna göre seçilmektedir.

Vickers sertlik değeri formül (7.4) kullanılarak hesaplanmıştır. [17]

$$HV = 1.8544 \times \frac{F}{D^2} \quad (7.4)$$

F : Uygulanan kuvvet (Kgf)

D<sup>2</sup> : İz alanı (mm<sup>2</sup>)

HV : Vickers sertlik değeri (Hardness Vickers)

Numuneler; sertleşme süreleri sonunda ve 28 gün distile su içinde bekletildikten sonra Vickers sertlik değerleri ölçülmüş ve karşılaştırılmıştır.

### 7.3 Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) İncelemeleri

Siman numunelerinin yüzeyleri ve kırılma kesitlerinin görüntüleri, deney öncesi ve 28 gün suda bekletildikten sonra taramalı elektron mikroskobu (SEM; JEOL-5410LV) ile incelenmiştir. SEM görüntüleri, simanların yapısında yer alan tozların şekil ve dağılımları ile simanların ağız içindeki çözünürlükleri hakkında bilgi vermektedir.

SEM incelemeleri sırasında daha iyi görüntü alınabilmesi amacıyla düşük vakum ortamında çalışılmıştır. Siman numuneleri kalıptan çıkarıldıktan sonra 48 saat süreyle 37°C'de etüvde bekletilmiştir. Orijinal numunelerin ve 28 süre ile 37°C'de bidistile suda bekletilmiş olan numunelerin görüntüleri 35x, 500x, 1000x büyütmelerde alınmış ve karşılaştırılmıştır.

### 7.4 Simanlara Hidroksiapatit İlavesinin Sertliğe Etkisi

Ticari bir çinkofosfat ve cam iyonomer simanların fiziksel ve kimyasal özelliklerine hidroksiapatitin etkisini incelemek amacıyla sertlik ölçüm deneyleri yapılmıştır. Adhesor Çinkofosfat ve 3M Ketac Cem Radiopaque simanlarına %1, %2 ve %8 oranlarında hidroksiapatit tozu ilave edilmiştir. Hidroksiapatitin simanların sertliğine etkisi incelenmiş ve SEM ile mikroyapıları incelenmiştir.

Simanlara %1, %2 ve %8 oranlarında hidroksiapatit katılarak elde edilmiş Adhesor ZincPhosphate (Çinkofosfat siman) ve 3M Ketac Cem Radiopaque (Cam iyonomer siman) HA katkılı simanların Vickers (HV) sertlik değerleri ölçülmüştür. Simanların toz miktarı ile

gerekli hidroksiapatit miktarları çizelge 7.2’de verilmiştir. Miktarları belirlenmiş toz bileşen ile sıvı bileşen karıştırılarak hidroksiapatit tanelerinin ana matriks içinde homojen olarak dağılması sağlanmıştır.

## 8. DENEY SONUÇLARI VE TARTIŞMA

### 8.1 Su Tutma Deneyleri

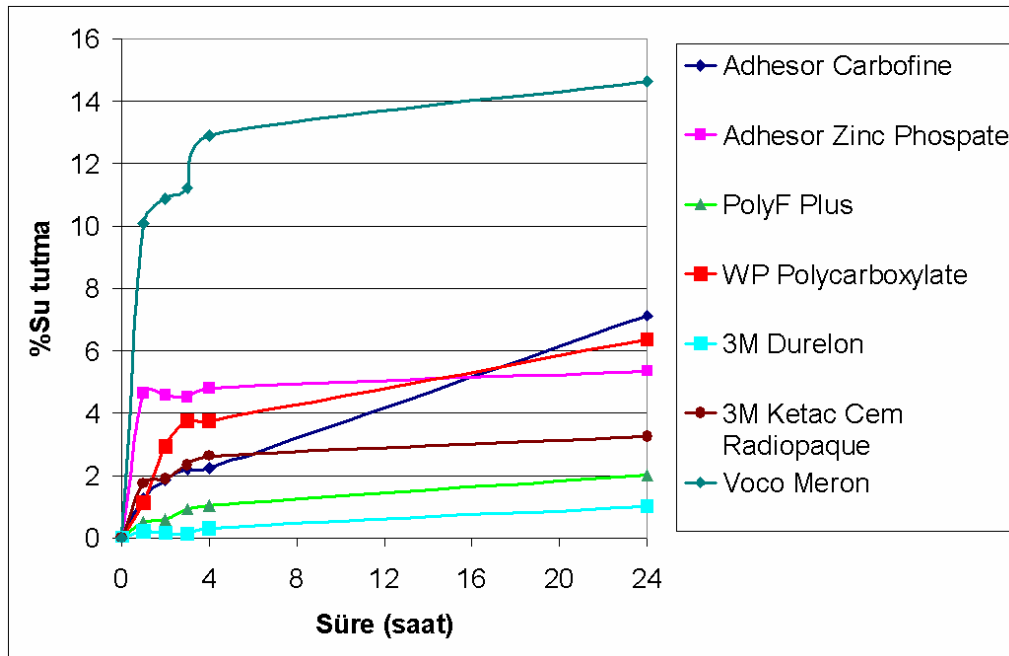
- 24 Saat Boyunca Su Tutma Deneyleri

Simanların su ile ilk temas ettikleri andaki su tutma değerleri en yüksek seviyededir. Şekil 8.1'deki ilk 24 saatlik su tutma verileri incelendiğinde, simanların hepsinde; su tutma yüzdesi değerleri ilk saatlerde yüksek hızda artmakta fakat ilk 2 saatten sonra artış hızları azalmaktadır.

Çinko polikarboksilat simanlar arasında 3M Durelon en az, Poly-F Plus, WP Polycarboxylate ve Adhesor Carbofine en çok su tutma değerine sahiptirler. Bir çinkofosfat siman olan Adhesor ZincPhospate ise ortalama seviyede bir su tutma değeri göstermiştir. Her ikisi de cam iyonomer siman olan 3M Ketac Cem Radiopaque ve Voco Meron ise birbirine zıt sonuçlar vermiştir.

Simanların 24 saat boyunca elde edilmiş su tutma değerleri göz önüne alındığında en yüksekten en düşüğe doğru aşağıda verilen sıralama ortaya çıkmaktadır.

Voco Meron > Adhesor Carbofine > WP Polycarboxylate > Adhesor ZincPhospate > 3M Ketac Cem Radiopaque > Poly-F Plus > 3M Durelon.



Şekil 8.1 Dental simanların 24 saat içindeki % su tutma davranışı

- **28 Gün Süresince Su Tutma Deneyleri**

28 gün içinde su ile temas sonunda simanların su tutma değerlerinde, 24 saatlik deney sonuçlarına göre önemli bir artış olmamaktadır. Hatta Voco Meron'da madde kaybından dolayı kütle azalması meydana gelmektedir. Her simanda aynı olmak üzere; su tutma değerlerinin artış hızları azalmış, hatta 28 gün sonunda durmuştur. Şekil 8.2'deki 28 günlük su tutma değerlerine göre kıyaslandığında en yüksekten en düşük değere doğru su tutma sıralaması;

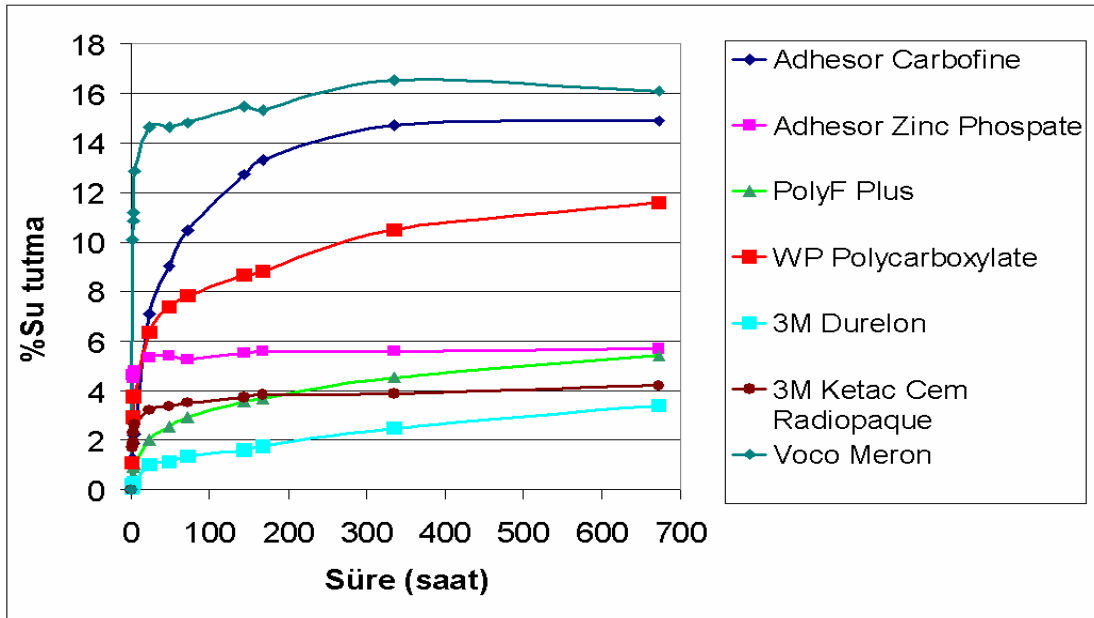
Voco Meron > Adhesor Carbofine > WP Polycarboxylate > Adhesor ZincPhospate > Poly-F Plus > 3M Ketac Cem Radiopaque > 3M Durelon

Şeklinde gerçekleşmiştir.

Burada 3M Firmasına ait iki ürün olan Ketac Cem Radiopaque ve Durelon'un su tutma değerlerinin diğer simanlardan daha iyi olduğu görülmektedir. Su tutma özelliği simanın bileşimine, tane yapısı ve şekline, tane boyutuna bağlıdır. İki cam iyonomer siman (Ketac ve Meron) çok farklı davranış göstermiş olup, Polikarboksilat simanlar ise;

Carbofine > WP Polycarboxylate > Poly-F Plus > Durelon olarak sıralanmaktadır.

Kontrol simanı olarak kullanılan Adhesor ZincPhospate ise ~%6 ile ortalama bir su tutma değeri göstermiştir.



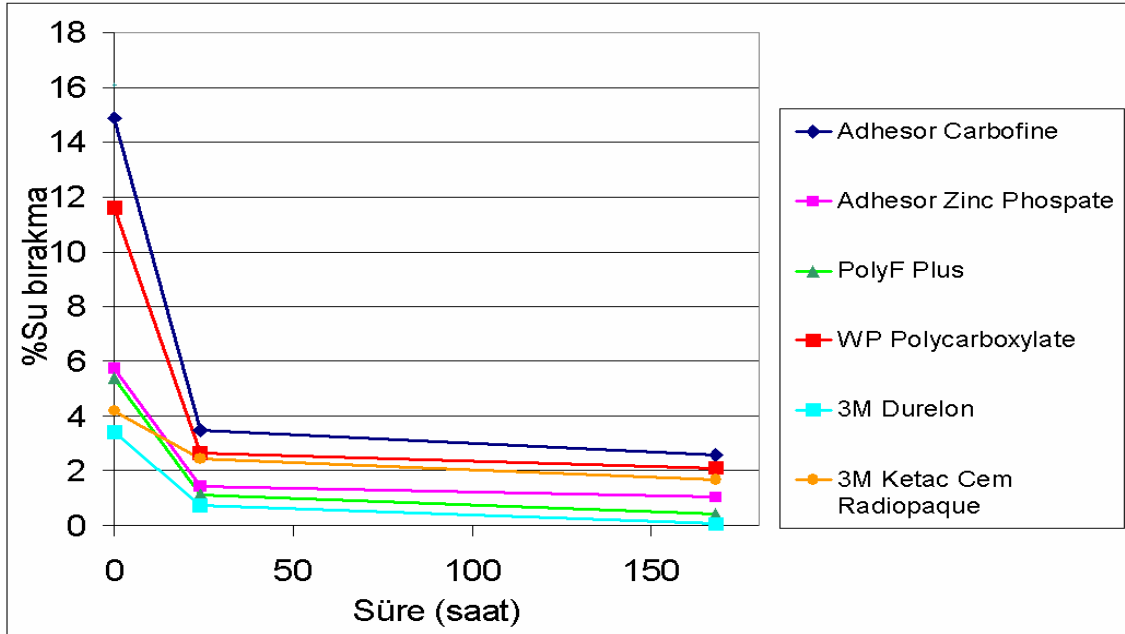
Şekil 8.2 Dental simanların 28 gün içindeki su tutma davranışı

## 8.2 7 Günlük Su Bırakma Deneyleri

28 gün boyunca su ile temas eden siman numuneleri, su içinden çıkarılarak 37°'de etüve konmuş 24 saat ve 7 gün sonunda kütleleri ölçülmüştür. Siman numunelerinin tutmuş olduğu suyun yapıdan uzaklaşma hızı incelenmiştir. Buna göre ilk 24 saat içinde simanlar tuttukları suyun önemli miktarını bırakmışlardır. 7. gün sonunda ilk 24 saate göre belirgin bir değişim gözlenmemiştir. Deney verilerine göre simanların su tutma miktarı ile su bırakma hızları orantılıdır. Buna göre su bırakma hızı;

Adhesor Carbofine > WP Polycarboxylate > Adhesor ZincPhospate > Poly-F Plus > 3M Ketac Cem Radiopaque > 3M Durelon

Şeklinde gerçekleşmiştir.

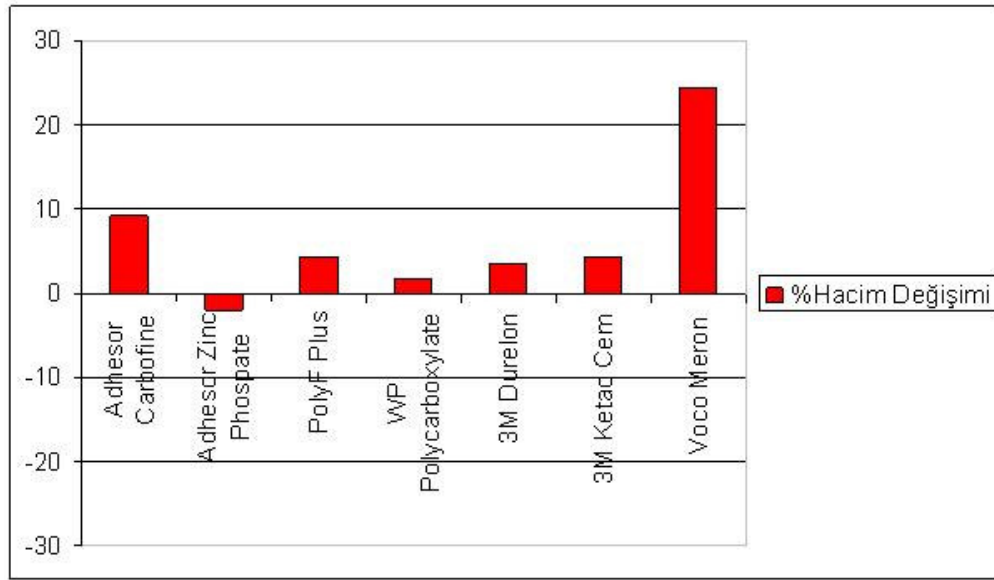


Şekil 8.3 Dental simanların 7 gün boyunca su bırakma davranışı

### 8.3 28 Günlük Hacim Değişimi Deneyleri

28 gün su ile temas eden Adhesor ZincPhospate siman hariç tüm simanlarda hacim artışı gözlenmiştir. Voco Meron, hem en yüksek su tutma değerini hem de en büyük hacim değişimi değerini göstermiştir. Adhesor ZincPhospate ise hacimce küçülme göstererek mikrosızıntı ihtimali yaratmıştır. Simanların 28 gün içindeki hacim değişim oranları göz önüne alındığında aşağıdaki belirtilen sıralama elde edilmiştir:

Voco Meron > Adhesor Carbofine > Poly-F Plus > 3M Ketac Cem Radiopaque > 3M Durelon > WP Polycarboxylate > Adhesor ZincPhospate.



Şekil 8.4 Dental simanların 28 gün boyunca hacim değişimi davranışı

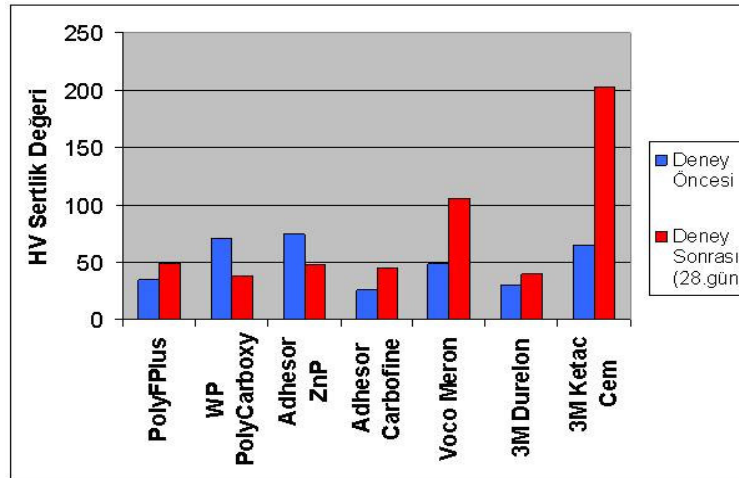
#### 8.4 Sertlik Deneyi

Simanların su tutma deneyleri uygulanmadan önce ve 28 gün süresince su ile temastan sonra ölçülmüş sertlik değerleri şekil 8.5'te verilmektedir. Adhesor ZincPhospate ve WP Polycarboxylate siman dışındaki numunelerde 28 gün süresince su ile temas sonucunda sertlik değerlerinin önemli derecede arttığı görülmektedir. Simanlar içinde 3M Ketac Cem Radiopaque, en yüksek artış değerlerini göstermiştir.

Cam iyonomer simanlar grubunda yer alan simanlardan 3M Ketac Cem Radiopaque, Voco Meron'a göre 28 gün su ile temas sonucunda 2 kat daha yüksek sertlik değerleri göstermiştir. Su ile temas deneylerinden önceki ve sonraki sertlik değerlerini kıyasladığımızda ise Voco Meron'un su ile 28 gün temastan sonraki sertlik değerinin başlangıç sertlik değerine göre 2 kat arttığını görmekteyiz. Aynı kıyaslamayı 3M Ketac Cem Radiopaque için yaptığımızda ise 28 gün su ile temas etmiş numunelerde, sertlik değerinin başlangıç değerine göre yaklaşık 3 kat arttığını gözlemlenmektedir.

Poly-F Plus, Durelon ve Carbofine polikarboksilat simanlarının deney öncesi sertlik değerleri birbirine yakındır. Aynı simanların 28 günlük su teması deneyleri sonucundaki sertlikleri arasında da çok büyük farklılıklar olmamıştır. Ancak bir sıralama yapmak gerekirse Adhesor Carbofine diğerlerine göre en yüksek, 3M Durelon ise en düşük artış oranını göstermişlerdir.

Adhesor ZincPhospate ve WP Polycarboxylate simanlar ise 28 gün su ile temas deneyleri sonrasında başlangıç sertlik değerlerine göre daha düşük sertlik göstermişlerdir. Her iki simanın sertliğindeki düşüş oranları birbirine yakındır.



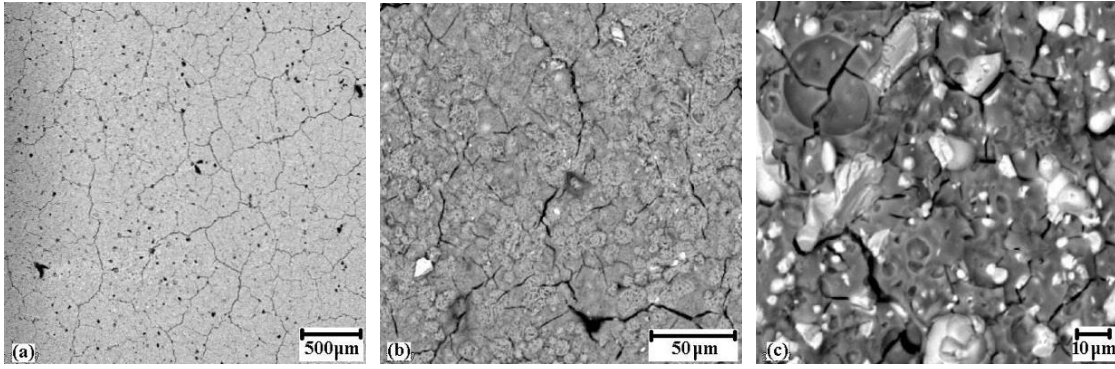
Şekil 8.5 Dental simanların 28 gün boyunca Vickers sertlik değişimi

### 8.5 Ticari Simanlara Ait SEM İncelemeleri

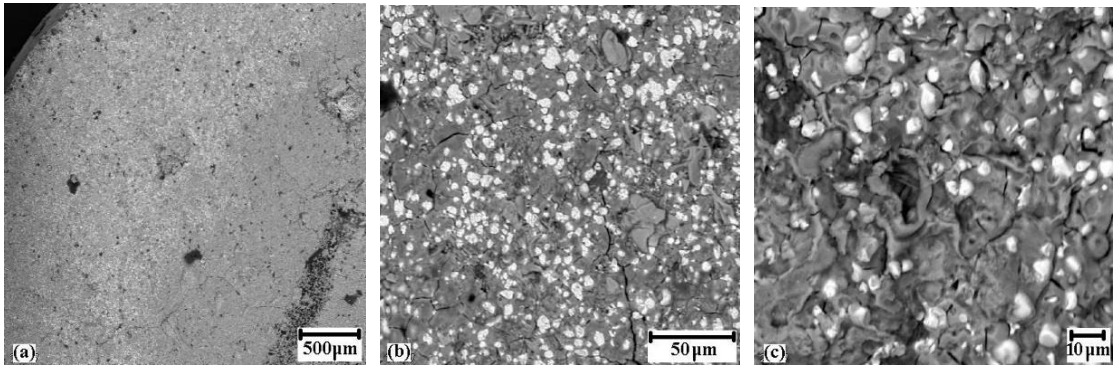
Diş Hekimliğinde kullanılan 7 adet ticari simanın (1 çinkofosfat, 4 polikarboksilat, 2 cam iyonomer) taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile incelemeleri yapılmıştır. 7 adet ticari simanın su teması öncesi (sertleşmiş) ve sonrasında (28 gün su teması) 35 ve 500 büyütmelede yüzey incelemeleri, 1000 büyütmede ise kesit incelemeleri yapılmıştır (Şekil 8.6-8.19).

#### *Adhesor ZincPhospate Simana Ait SEM İncelemeleri:*

Adhesor ZincPhospate simanın yüzey ve kesitine ait SEM incelemeleri Şekil 8.6 ve Şekil 8.7'de verilmektedir.



Şekil 8.6 Adhesor çinkofosfat simanın deney öncesi SEM görüntüleri, (a) Yüzey görüntüsü (x35), (b) Yüzey görüntüsü (x500), (c) Kesit görüntüsü (x1000)



Şekil 8.7 Adhesor çinkofosfat simanın 28 gün sonraki SEM görüntüleri, (a) Yüzey görüntüsü (x35), (b) Yüzey görüntüsü (x500), (c) Kesit görüntüsü (x1000)

Adhesor ZincPhospate simanın yüzeyine ait SEM görüntüleri (Şekil 8.6-a ve Şekil 8.6-b) yoğun biçimde yüzey çatlaklarıyla beraber, yüksek oranda por oluşumu göstermektedir. Çinkofosfat simanların toz bileşiminde bulunan oksit bileşikleri karıştırma işleminden sonra

sıvı bileşenindeki sulu fosforik asit çözeltisiyle reaksiyona girmekte ve sertleşme reaksiyonundan sonra çinkofosfat matriksi oluşmaktadır. Sertleşme reaksiyonu gerçekleşirken 2–8 µm çapındaki reaksiyona girmemiş oksit tanecikleri gömülü olarak kalmaktadır (Charlton, 2000). Sertleşmiş siman, su içinde 28 gün bekletildikten sonra çinkofosfat matriksten hızlı bir şekilde iyon salınımı oluşurken, oksitli bileşikler de çok yavaş olarak çözünmektedir. Bunun sonucunda matrikste gömülü olan oksit fazları zaman içinde siman yüzeyinde yoğun olarak ortaya çıkmaktadır (Şekil 8.7-a ve Şekil 8.7-b).

Bu simanların sertleşmesi sırasında su ile temas etmemesi gerekir. Çünkü nem ile temas fosforik asidin simanı çözündürmesine neden olur, bu da büyük oranda çözünürlüğü artırır (Charlton, 2000). Bu sonuç Şekil 8.7’de verilen SEM fotoğraflarında da gözlenmektedir. Aynı simanın deney öncesi (Şekil 8.6-c) ve deney sonrası (Şekil 8.7-c) kesit görüntüleri kıyaslandığında ise 28 gün su ile temastan sonra büyük hacimli porların oluştuğunu gözlemekteyiz. Ayrıca çinkofosfat siman yeni karıştırıldığında 2’nin altında pH değerine sahip olduğundan, su ile temas ettiği ilk anlarda yüksek oranda çözünürlük oluşturduğu düşünülmektedir. 48 saat sonra hemen hemen nötr pH değerine yaklaştığında; su içindeki çözünürlüğün çok düşük hızlarda ilerlediği görülmektedir (Şekil 8.2).

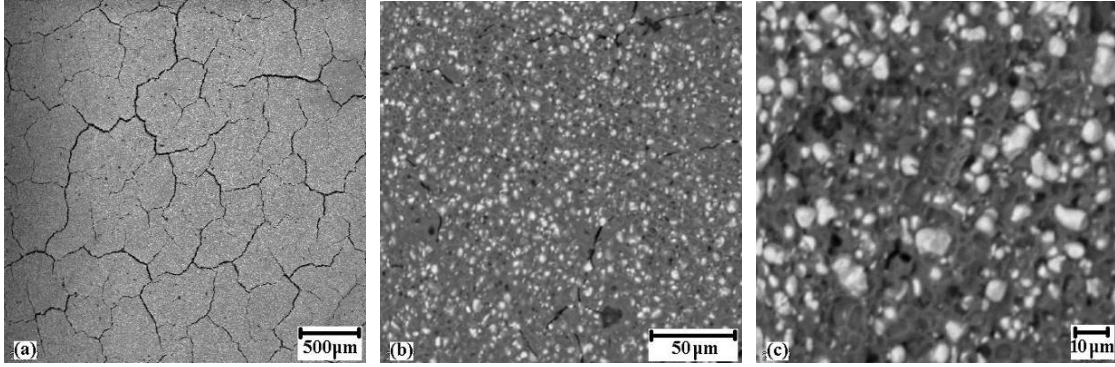
#### ***Çinkopolikarboksilat Simanlara Ait SEM İncelemeleri:***

Çinkopolikarboksilat simanın toz ve sıvı bileşenleri karıştırıldığında asidin iyonlaşması sonucu oluşan protonlar çinko ve magnezyum oksit partikülleri ile reaksiyona girmekte, bunun sonucunda Zn ve Mg katyonları, polimer zincirinin çapraz bağlanmasıyla oluşmuş polikarboksilat bileşiklerinden ayrılmaktadır. Reaksiyona girmemiş çinko oksit partikülleri ise çinko polikarboksilat matriksinin içine gömülmüştür (Charlton, 2000). Bu çalışmada 4 adet ticari çinko polikarboksilat siman incelenmiştir. Bu simanların hepsinin toz bileşiminde çinko oksit yer almakta olup, likit bileşiminde ise Poly-F Plus dışında hepsinde poliakrilik asit bulunmaktadır.

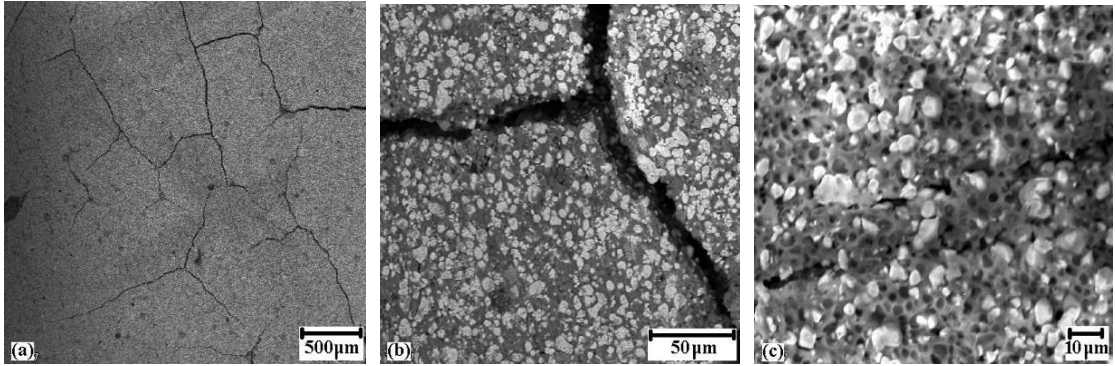
#### ***Adhesor Carbofine Simana Ait SEM İncelemeleri:***

Adhesor Carbofine çinkopolikarboksilat simana ait deney öncesi (Şekil 8.8) ve deney sonrası (Şekil 8.9) yüzey SEM görüntüleri, sertleşmeden sonra yüzeyde çatlaklar oluştuğunu (Şekil 8.8-a), 28 günlük su ile temas deneyi sonrası ise aynı simanın yüzey SEM görüntüsünde ise çatlakların miktar olarak azaldığı gözlenmektedir (Şekil 8.9-a). Şekil 8.8-b ve Şekil 8.9-b’deki yüzey görüntülerinde ise matriks içine gömülmüş çinko oksit partikülleri belirgin olarak gözlenmektedir.

Aynı simanın kesit görüntüleri (Şekil 8.8-c ve Şekil 8.9-c) ise 28 gün su ile temastan sonra çözülmüş olan matriks bileşenlerinin oluşturduğu yoğun porlanmayı göstermektedir.



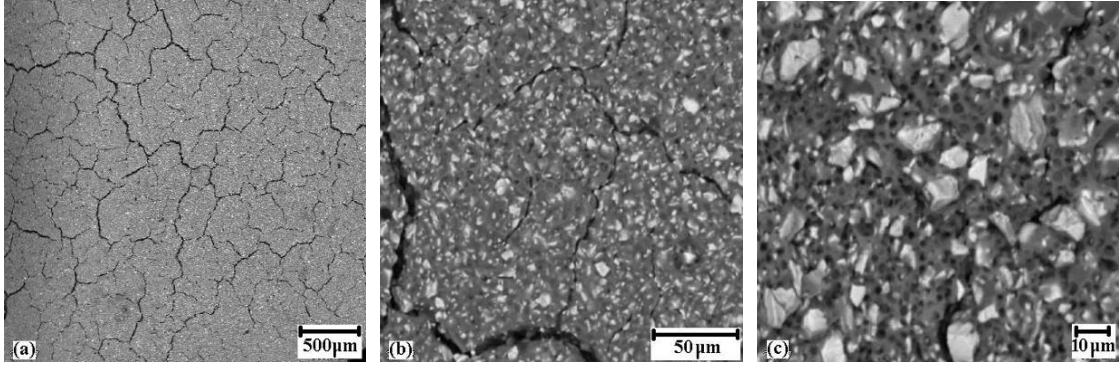
Şekil 8.8 Adhesor Carbofine simanın deney öncesi SEM görüntüleri, (a) Yüzey görüntüsü (x35), (b) Yüzey görüntüsü (x500), (c) Kesit görüntüsü (x1000)



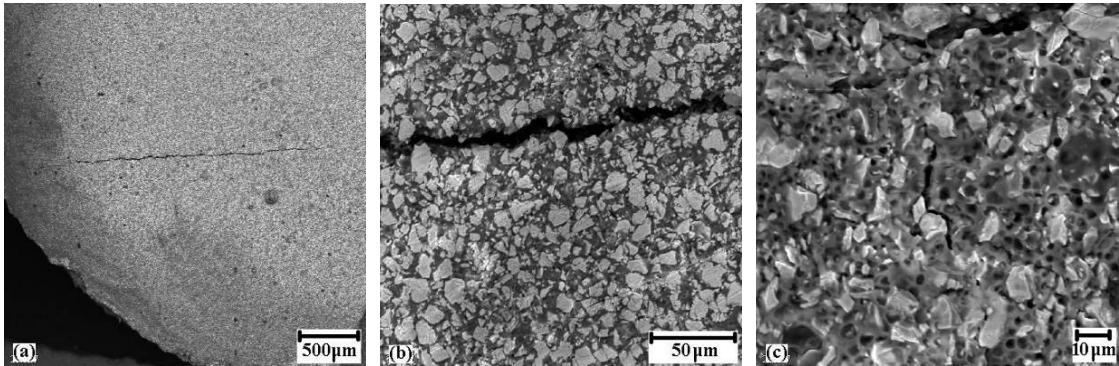
Şekil 8.9 Adhesor Carbofine simanın 28 gün sonraki SEM görüntüleri, (a) Yüzey görüntüsü (x35), (b) Yüzey görüntüsü (x500), (c) Kesit görüntüsü (x1000)

### ***WP Polycarboxylate Simana Ait SEM İncelemeleri:***

WP Polycarboxylate siman, Adhesor Carbofine'dan farklı olarak toz bileşiminde liyofilize poliakrilik asit, likit kısmında ise sadece poliakrilik asit içermektedir. Likit kısımlarının viskoziteleri kıyaslandığında WP Polycarboxylate simanın Adhesor Carbofine'inkine göre çok daha viskozdur. Bunun nedeni kısmen polimerize olmuş poliakrilik asittir. Bu siman karıştırıldıktan sonra viskoz bir karışım elde edilmesine rağmen klinik uygulama için kabul edilebilir bir film kalınlığı oluşturmaktadır. Yüksek viskozite nedeni ile manüel olarak homojen karışım elde edilmesi zorlaşmaktadır ve toz partikülleri matrikse yeteri derecede nüfuz etmemektedir. 28 günlük su ile temas deneyine ait SEM kesit görüntüleri de bu sonucu doğrulamaktadır (Şekil 8.10-c ve Şekil 8.11-c).



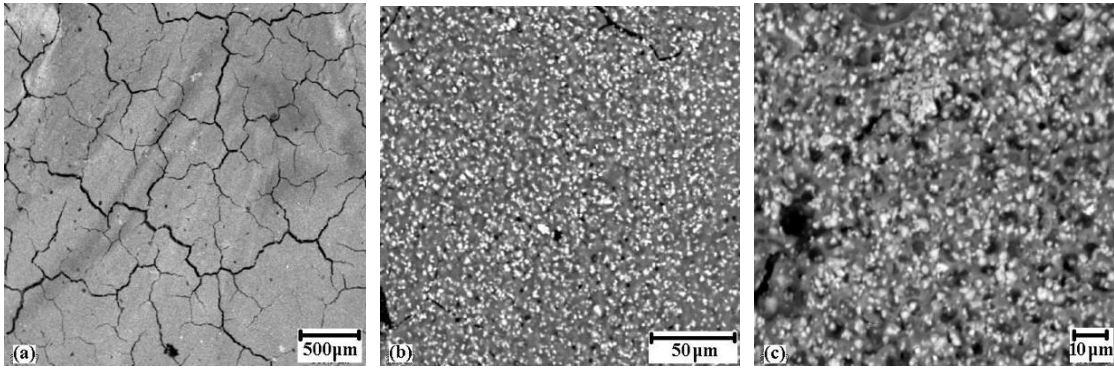
Şekil 8.10 WP Polycarboxylate simanın deney öncesi SEM görüntüleri, (a) Yüzey görüntüsü (x35), (b) Yüzey görüntüsü (x500), (c) Kesit görüntüsü (x1000)



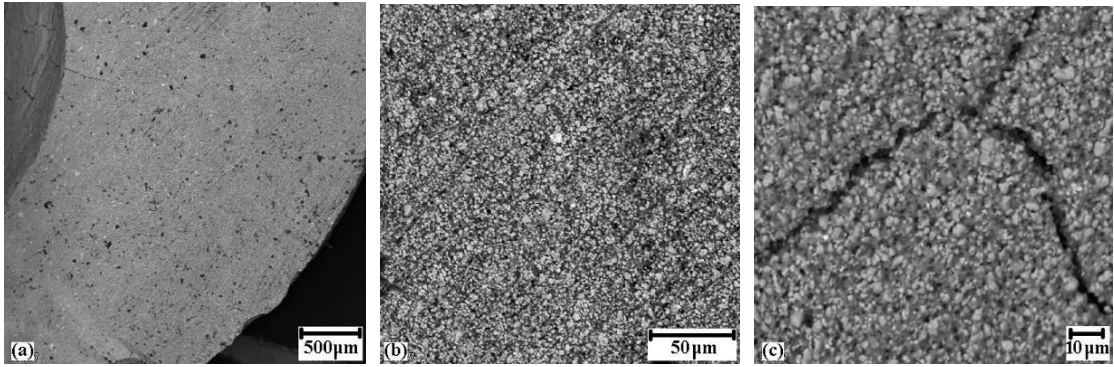
Şekil 8.11 WP Polycarboxylate simanın 28 gün sonraki SEM görüntüleri, (a) Yüzey görüntüsü (x35), (b) Yüzey görüntüsü (x500), (c) Kesit görüntüsü (x1000)

### 3M Durelon Simana Ait SEM İncelemeleri:

3M Durelon polikarboksilat simanın bileşimi, WP Polycarboxylate simana benzerdir. Bu nedenle SEM görüntülerinde benzer sonuçlar vermişlerdir. Fakat toz bileşiminin tane boyutu WP Polycarboxylate simana göre çok daha küçüktür. Bu da matrikste homojen olarak dağılım sağlamıştır (Şekil 8.12-b). Suda bekletme deneylerinden sonra elde edilmiş olan SEM yüzey görüntüsü, çözülmüş bir yüzey şeklindedir ve oksit taneleri yüksek oranda serbest haldedirler (Şekil 8.15-b). Aynı simanın SEM kesit görüntüsü ise deney öncesinde yoğun ve değişken boyutlu bir porlanmayı göstermektedir (Şekil 8.13-c). Şekil 8.15-c’de verilen deney sonrası kesit görüntüsü ise içyapıda derin ve sürekli çatlakların oluşumunu göstermektedir.



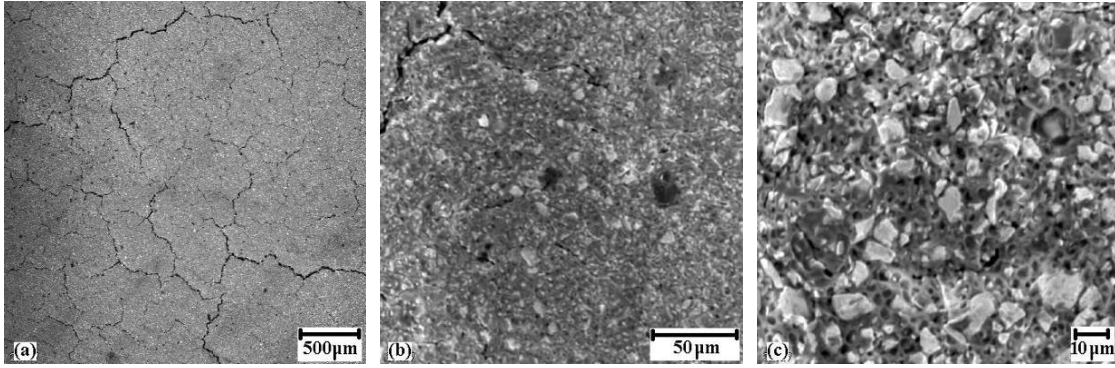
Şekil 8.12 3M Durelon simanın deney öncesi SEM görüntüleri, (a) Yüzey görüntüsü (x35), (b) Yüzey görüntüsü (x500), (c) Kesit görüntüsü (x1000)



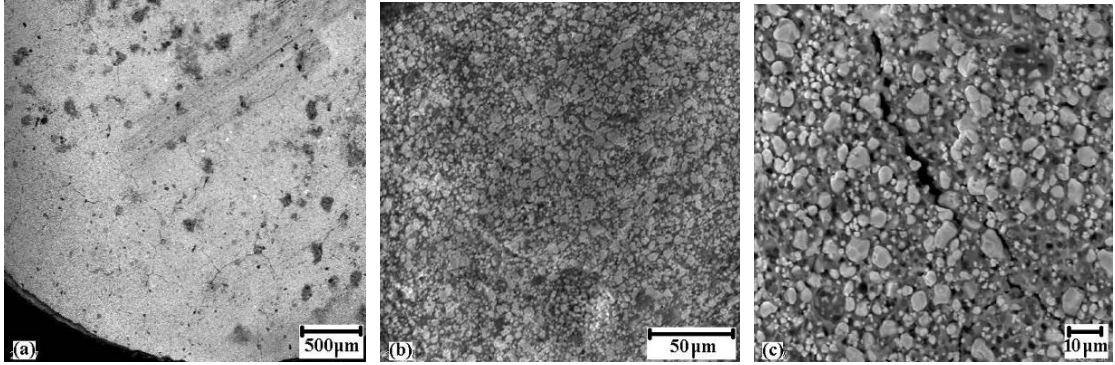
Şekil 8.13 3M Durelon simanın 28 gün sonraki SEM görüntüleri, (a) Yüzey görüntüsü (x35), (b) Yüzey görüntüsü (x500), (c) Kesit görüntüsü (x1000)

***Poly-F Plus Simana Ait SEM İncelemeleri:***

Poly-F Plus polikarboksilat simanın likidi diğer polikarboksilat simanlardan farklı olarak distile sudur. Şekil 8.14-a ve Şekil 8.14-b’de verilmiş olan SEM yüzey görüntüleri, homojen olmayan porlu ve çatlaklı bir yapıyı göstermektedir. Ayrıca toz boyut dağılımı da homojen değildir. Bu nedenle SEM kesit görüntüsünde yüksek oranda por ve serbest oksit partikülleri gözlenmektedir (Şekil 8.14-c). 28 gün su ile temastan sonra ise yüzeydeki oksit partiküllerinin sayısı artmıştır. Bunun nedeni zaman içinde matrikse gömülü olan partiküllerin yüzeye çıkmasıdır (Şekil 8.15-b). Kesit görüntüsünde ise serbest tane sayısı artmış, porlanma nispeten azalmış fakat derin ve sürekli çatlak oluşumu gerçekleşmiştir (Şekil 8.15-c)



Şekil 8.14 Poly-F Plus simanın çeşitli deney öncesi SEM görüntüleri, (a) Yüzey görüntüsü (x35), (b) Yüzey görüntüsü (x500), (c) Kesit görüntüsü (x1000)



Şekil 8.15 Poly-F Plus simanın 28 gün sonraki SEM görüntüleri, (a) Yüzey görüntüsü (x35), (b) Yüzey görüntüsü (x500), (c) Kesit görüntüsü (x1000)

### ***Cam İyonomer Simanlara Ait Sem İncelemeleri:***

Cam iyonomer simanlar, silikat simanlar ve polikarboksilat simanların hibritleridir. Bu simanların toz kısmı, iyonları çözüdürebilen kalsiyumaluminoflorosilikat camını, likit kısmı ise akrilik asidin polimer ve kopolimerlerinin sulu çözeltisini içermektedir.

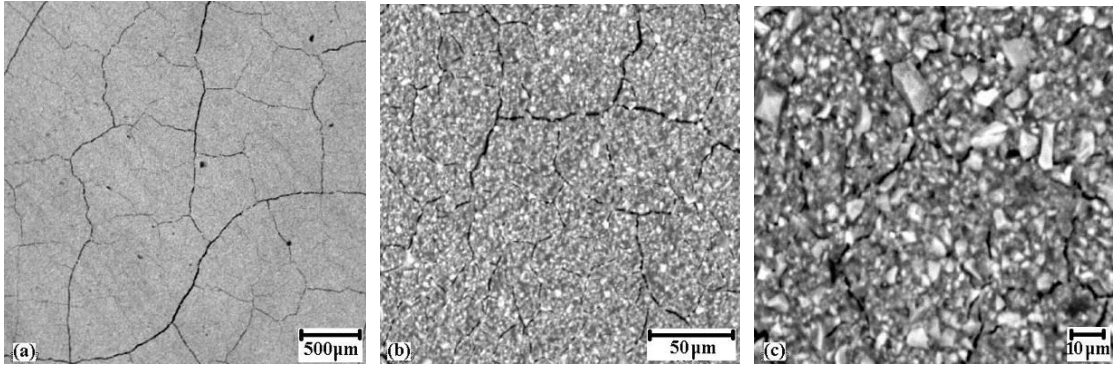
Bu simanların sertleşmesi sırasında, 3 ayrı reaksiyon kademesi oluşmaktadır. Birinci kademedede poliakrilik asidin iyonlaşması sonucu oluşmuş hidrate olmuş protonlar cam partikülleri ile reaksiyona girmekte ve alüminyum, kalsiyum ve flor iyonlarının salınımına neden olmaktadır. İkinci kademedede ise bu iyonlar; silika esaslı hidrojelın dışına ve sulu siman fazının içine yayınmaktadır. Bu iyon göçü sırasında pH artmaktadır. Sonuç olarak; kalsiyum ve alüminyum polikarboksilatlar ana siman matrisini oluşturmak üzere polimer zincirleriyle çapraz bağlanmaktadır. Reaksiyonun üçüncü kademesinde ise simanın fiziksel özelliklerinin gelişimine katkıda bulunan hem polikarboksilatlar hem de hidrojelın düşük hızda hidratasyonu oluşmaktadır (Meerbeck, 2006).

Hem 3M Ketac Cem Radiopaque, hem de Voco Meron simanın toz bileşimleri aynı olup, temelde florealuminasilikat cam tozu içermektedirler. Likit bileşenleri ise farklı olup 3M Ketac Cem Radiopaque tartarik asit ve su, Voco Meron ise poliakrilik asit içermektedir. Likit kısmında tartarik asit ve su içeren 3M Ketac Cem Radiopaque'ın karıştırılmış simanın viskozitesini arttırmak ve jelleşmeyi önlemek için toz kısmına poliakrilik asit eklenmiştir.

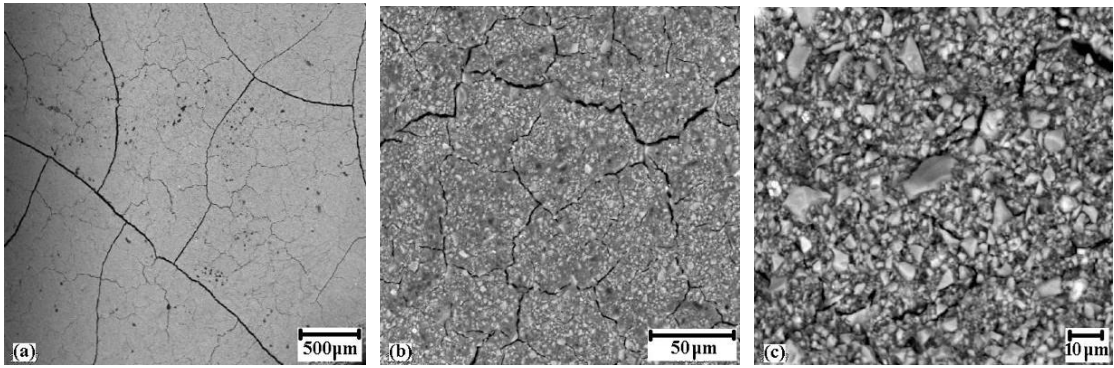
### ***3M Ketac Cem Radiopaque Simana Ait Sem İncelemeler:***

3M Ketac Cem Radiopaque simanın yüzey ve kesitine ait SEM incelemeleri Şekil 8.16 ve Şekil 8.17'de verilmektedir.

3M Ketac Cem Radiopaque'ın deney öncesi ve sonrası SEM yüzey görüntülerinde çok önemli farklılıklar gözlenmiştir. 28 gün su içinde bekletildikten sonra bile neme karşı çok düşük hassasiyet ve çözünürlük göstermediği belirlenmiştir (Şekil 8.2, Şekil 8.16, Şekil 8.17).



Şekil 8.16 3M Ketac Cem Radiopaque simanın deney öncesi SEM görüntüleri, (a) Yüzey görüntüsü (x35), (b) Yüzey görüntüsü (x500), (c) Kesit görüntüsü (x1000)

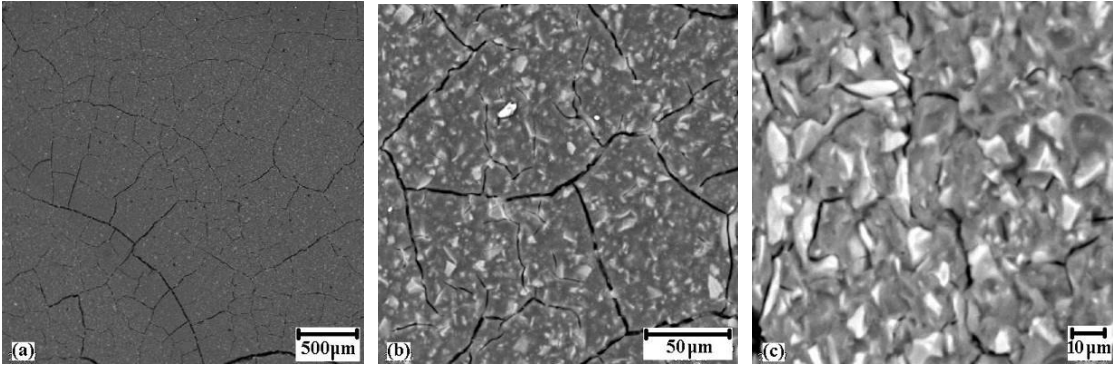


Şekil 8.17 3M Ketac Cem Radiopaque simanın 28 gün sonraki SEM görüntüleri, (a) Yüzey görüntüsü (x35), (b) Yüzey görüntüsü (x500), (c) Kesit görüntüsü (x1000)

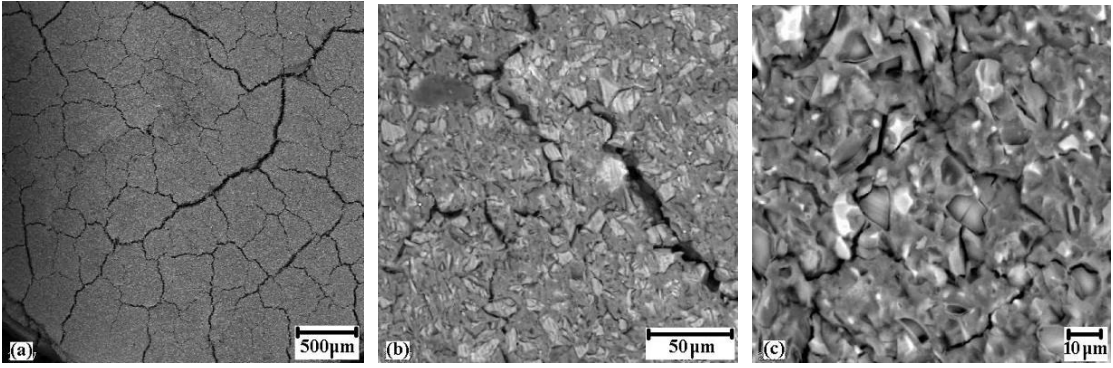
#### ***Voco Meron Simana Ait Sem İncelemeler:***

Aynı toz bileşimine sahip bir başka cam iyonomer siman olan Voco Meron ise 28 günlük su teması deneylerinden sonra çatlak derinleşmesi ve genişlemesi göstermiştir (Şekil 8.18, Şekil 8.19).

Şekil 8.19-b'de verilmiş olan SEM yüzey görüntüsü, matriks ile taneler arasındaki bağ kuvvetlerinin zayıfladığını göstermektedir. Ayrıca tane geometrisi ve boyutundaki farklılıkların, sözü edilen gevşemiş matriks yapısının ortaya çıkmasında bir neden olduğu düşünülmektedir.



Şekil 8.18 Voco Meron simanın deney öncesi SEM görüntüleri, (a) Yüzey görüntüsü (x35), (b) Yüzey görüntüsü (x500), (c) Kesit görüntüsü (x1000)



Şekil 8.19 Voco Meron simanın 28 gün sonraki SEM görüntüleri, (a) Yüzey görüntüsü (x35), (b) Yüzey görüntüsü (x500), (c) Kesit görüntüsü (x1000)

## 8.6 Hidroksiapatit İçeren Ticari Simanlar

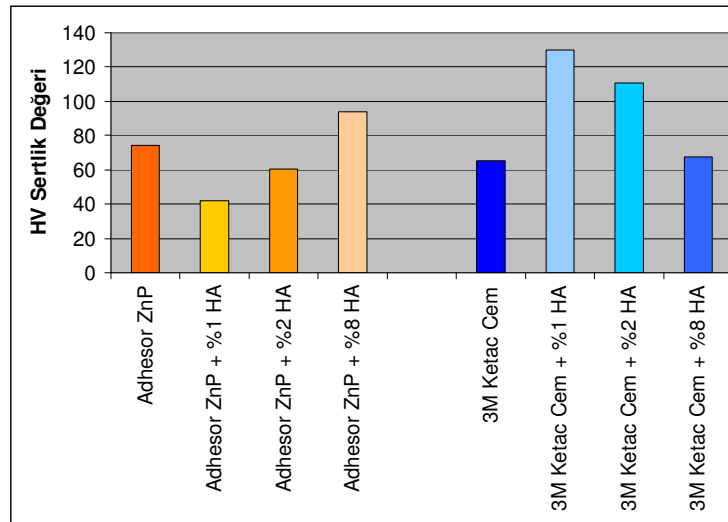
### Sertlik Deneyleeri

Elde edilen deney sonuçlarına göre; 7 adet ticari siman içinden seçim yapılmış ve bu simanlardan 2 tanesine değişik oranlarda hidroksiapatit (HA) eklenmiştir. 28 günlük su ile temas deneyi sonuçları ile sertlik ölçüm değerleri en düşük ve en yüksek olan Adhesor Çinkofosfat ve 3M Ketac Cem Radiopaque ticari simanına değişik oranlarda eklendikten sonra sertlik deneyleri ve SEM incelemeleri yapılmıştır.

%1, %2 ve %8 oranında HA eklenmiş Adhesor ZincPhosphate ve 3M Ketac Cem Radiopaque ticari simanlarının sertlik ölçümleri Şekil 8.20’de verilmektedir.

Şekil 8.19’u incelediğimizde %1’lik HA ilavesi ile Adhesor Çinkofosfat simanda önemli bir sertlik düşüşü, artan oranlarda ise sertlikte belirgin bir artış görülmektedir. %1-%8 HA ilave edilen simanların sertlik değerlerindeki bu artışın sebebi, hidroksiapatitin çinkofosfat bileşiğinden daha yüksek sertlik değeri göstermesine bağlanmaktadır. Ayrıca çinkofosfat simanın likit bileşeninde bulunan fosforik asit ve alüminyum ortosilikat’ın hidroksiapatit ile kimyasal etkileşimi sonucunda oluşan yeni fazlar nedeniyle sertliğin artabileceği düşünülmektedir.

Bir cam iyonomer siman olan 3M Ketac Cem Radiopaque ise artan hidroksiapatit miktarı ile sertlik değerinde düşüş göstermiştir.



Şekil 8.20 Çeşitli oranlarda HA eklenmiş iki ticari simanın sertlik değişimleri

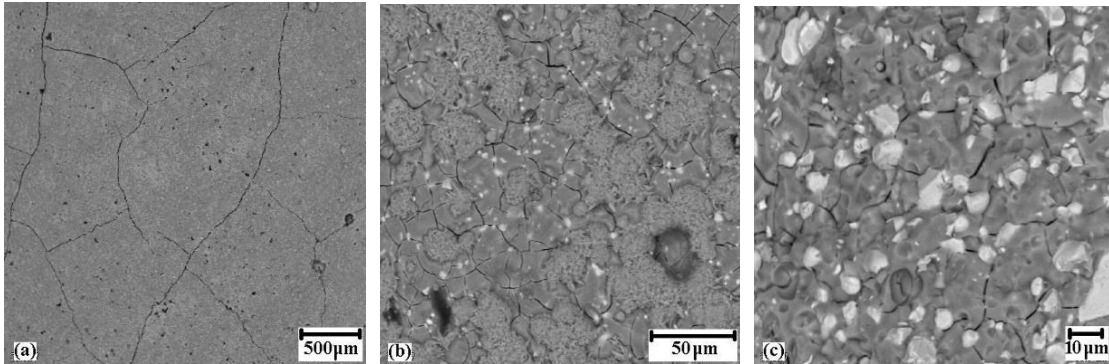
## Hidroksiapatit İçeren Ticari Simanların SEM İncelemeleri

%1, %2 ve %8 hidroksiapatit katılmış 2 adet ticari simanın (Adhesor ZincPhosphate, 3M Ketac Cem Radiopaque) taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile incelemeleri yapılmıştır. Her iki siman tipinden elde edilen %1, %2 ve %8 hidroksiapatit katkılı toplam 6 deney numunesinin 500 büyütmede yüzey incelemeleri, 1000 büyütmede ise kesit incelemeleri yapılmıştır (Şekil 8.21-8.26).

### Hidroksiapatit ilave edilmiş Adhesor Çinkofosfat simanın SEM görüntüleri

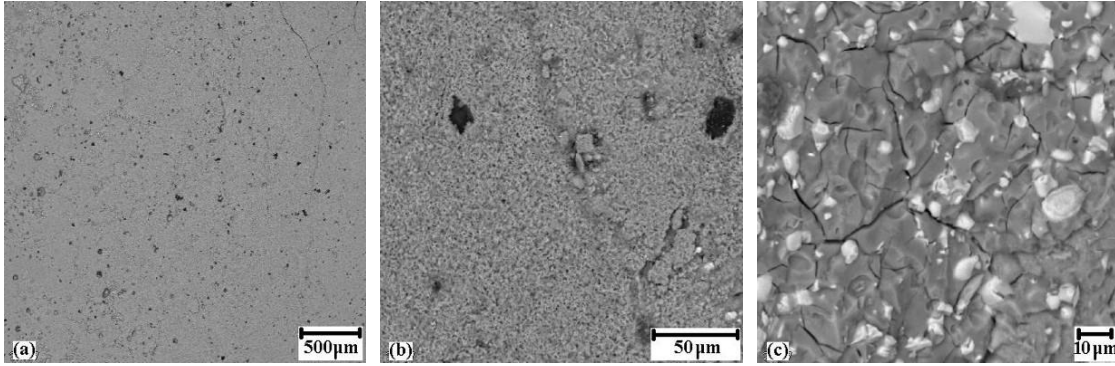
Adhesor ZincPhosphate simana ilave edilen hidroksiapatit oranının artması ile yüzey çatlaklarının oranı artmıştır. (Şekil 8.6-a-b, Şekil 8.21-a-b, Şekil 8.22-a-b, Şekil 8.23-a-b) Kesit resimlerini kıyasladığımızda ise artan hidroksiapatit oranının, çatlak oranı üzerinde fazla bir etkisi olmadığını ama derin çatlak oluşumunu engellediğini söyleyebiliriz. Ayrıca orijinal Adhesor ZincPhosphate kesit görüntüsünü (Şekil 8.6-c), %1, %2 ve %8 HA oranına sahip numunelerin kesit görüntüleri (Şekil 8.21-c, Şekil 8.22-c, Şekil 8.23-c) ile kıyasladığımızda ise HA içeren numuneler daha düzgün bir yüzeye, orijinal numune ise daha pürüzlü bir yüzeye sahiptir. Bu numunelere ait sertlik ölçümleri de HA oranı artışının, sertliği arttırdığını göstermektedir (Şekil 8.20). Bu da kalsiyumhidroksifosfat bileşiği olan apatitin yapısında bulunan bileşenlerin, orijinal numunenin toz ve likit bileşenleri ile reaksiyona girdiğini göstermektedir.

- **%1 Hidroksiapatit ilavesi**



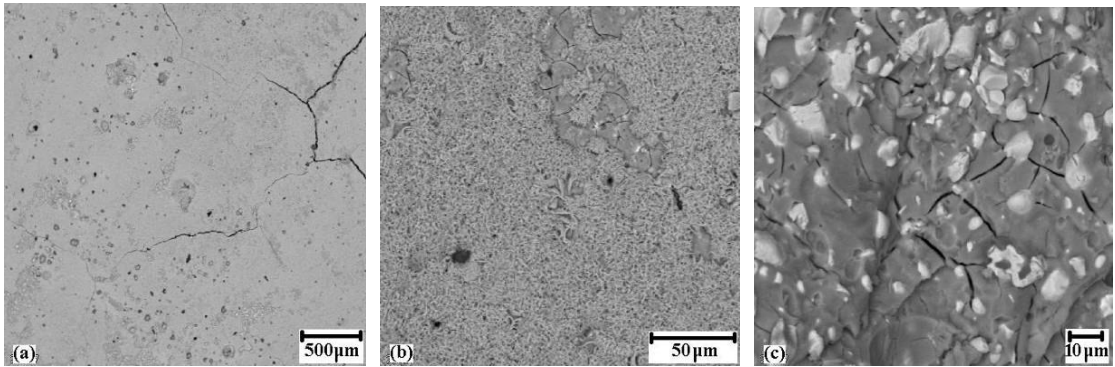
Şekil 8.21 %1 HA eklenmiş Adhesor Çinkofosfat simanın SEM görüntüleri  
(a) Yüzey görüntüsü (x35), (b) Yüzey görüntüsü (x500), (c) Kesit görüntüsü (x1000)

- **%2 Hidroksiapatit ilavesi**



Şekil 8.22 %2 HA eklenmiş Adhesor Çinkofosfat simanın SEM görüntüleri  
(a) Yüzey görüntüsü (x35), (b) Yüzey görüntüsü (x500), (c) Kesit görüntüsü (x1000)

- **%8 Hidroksiapatit ilavesi**



Şekil 8.23 %8 HA eklenmiş Adhesor Çinkofosfat simanın SEM görüntüleri  
(a) Yüzey görüntüsü (x35), (b) Yüzey görüntüsü (x500), (c) Kesit görüntüsü (x1000)

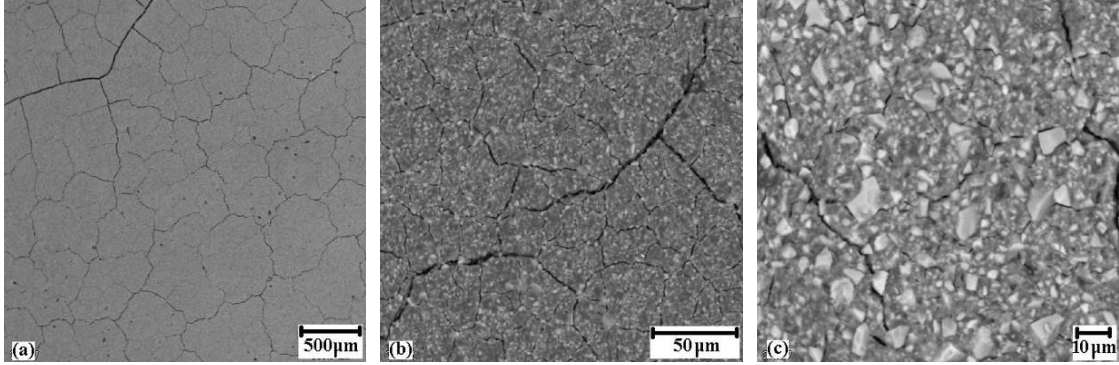
### **Hidroksiapatit ilave edilmiş 3M Ketac Cem Radiopaque simanın SEM görüntüleri**

%1, %2 ve %8 oranlarında HA eklenmiş olan 3M Ketac Cem Radiopaque siman numunelerinde ise HA oranının artmasıyla çatlak sayısı artmış, fakat çatlak derinliği ve sürekliliği azalmıştır (Şekil 8.16-a-b, Şekil 8.24-a-b, Şekil 8.25-a-b, Şekil 8.26-a-b). Şekil 8.16-b'de verilen SEM yüzey görüntülerinde reaksiyona girmemiş toz partikülleri (beyaz taneler) yer almaktadır. HA katılmış numunelerde ise bu taneler daha koyu renkli görünmektedir. Yeni matriks içine daha fazla gömülmüşlerdir (Şekil 8.16-b, Şekil 8.24-b, Şekil 8.25-b, Şekil 8.26-b). 3M Ketac Cem Radiopaque'ın orijinal kesit görüntüsü (Şekil

8.16-c) ile HA katılmış kesit görüntüleri (Şekil 8.24-c, Şekil 8.25-c, Şekil 8.26-c) arasında önemli bir fark gözlenmemiştir. HA katılmış numunelerde matriksin daha sıkı (kompakt) bir yapıda olduğu görülmektedir. Bu da sertliğin artmasında bir neden olarak düşünülmektedir.

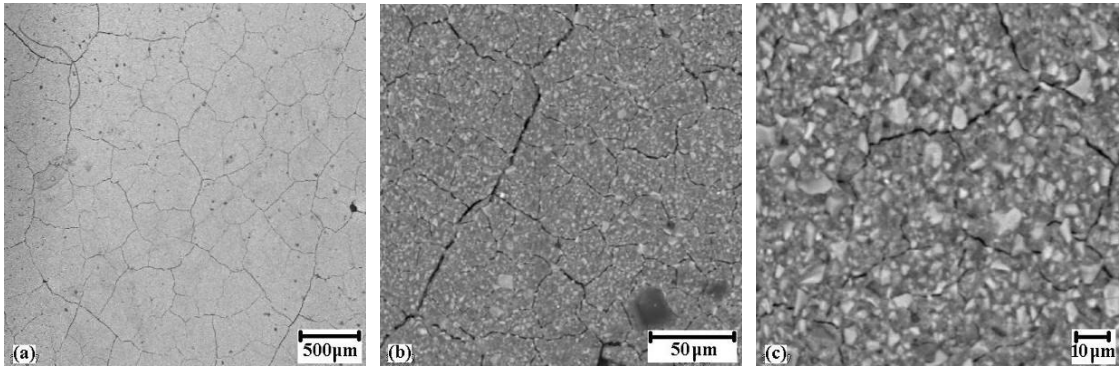
HA oranının %2'nin üzerine çıkması sertliği önemli düzeyde düşürmektedir (Şekil 8.20).

- **%1 Hidroksiapatit ilavesi**



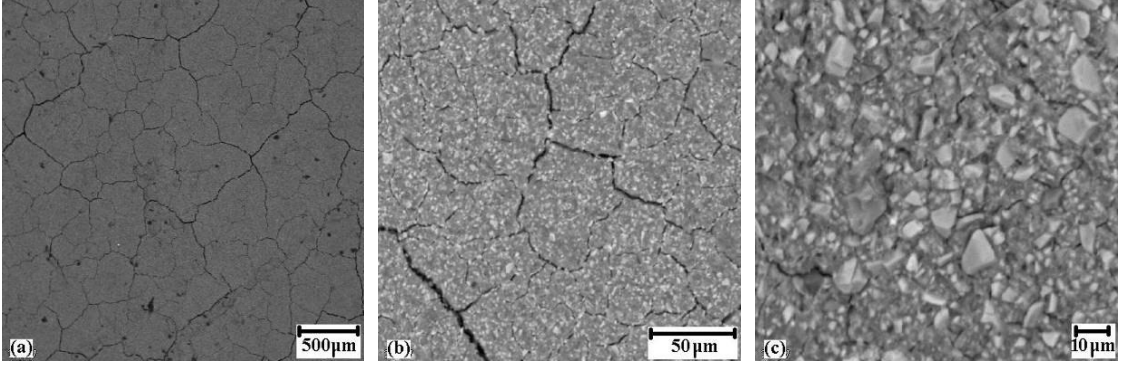
Şekil 8.24 %1 HA eklenmiş Ketac Cem Radiopaque simanın SEM görüntüleri  
(a) Yüzey görüntüsü (x35), (b) Yüzey görüntüsü (x500), (c) Kesit görüntüsü (x1000)

- **%2 Hidroksiapatit ilavesi**



Şekil 8.25 %2 HA eklenmiş Ketac Cem Radiopaque simanın SEM görüntüleri  
(a) Yüzey görüntüsü (x35), (b) Yüzey görüntüsü (x500), (c) Kesit görüntüsü (x1000)

- **%8 Hidroksiapatit ilavesi**



Şekil 8.26 %8 HA eklenmiş Ketac Cem Radiopaque simanın SEM görüntüleri  
(a) Yüzey görüntüsü (x35), (b) Yüzey görüntüsü (x500), (c) Kesit görüntüsü (x1000)

## Genel Sonuçlar

Bu tez çalışmasında 7 adet ticari dental yapıştırma simanının su içindeki davranışları, sertlikleri ve mikroyapıları incelenmiş olup, elde edilen sonuçlar aşağıda özetlenmiştir:

### 1. Su tutma deneyleri sonuçlarına göre;

- a) 24 saatlik su tutma deneyi sonuçları göz önüne alınarak, en çok su tutandan en az su tutan simana doğru sıralama aşağıda verildiği şekilde gerçekleşmiştir:

*Voco Meron > Adhesor Carbofine > WP Polycarboxylate > Adhesor ZincPhospate > 3M Ketac Cem Radiopaque > Poly-F Plus > 3M Durelon*

- b) 28 günlük su tutma deneyi sonuçları ise en çok su tutandan en az su tutan simana doğru,

*Voco Meron > Adhesor Carbofine > WP Polycarboxylate > Adhesor ZincPhospate > Poly-F Plus > 3M Ketac Cem Radiopaque > 3M Durelon*

şeklinde bir sıralamayı ortaya koymuştur.

### 2. Su bırakma deneyi sonuçlarına göre ise en çok su bırakandan en az su bırakan simana doğru,

*Adhesor Carbofine > WP Polycarboxylate > Adhesor ZincPhospate > Poly-F Plus > 3M Ketac Cem Radiopaque > 3M Durelon*

şeklinde bir sıralama gerçekleşmiştir.

### 3. Hacim değişimi deneylerine göre, en çok hacim değişimi gösteren simandan en az hacim değişimi gösteren simana doğru sıralama,

*Voco Meron > Adhesor Carbofine > Poly-F Plus > 3M Ketac Cem Radiopaque > 3M Durelon > WP Polycarboxylate > Adhesor ZincPhospate*

şeklinde olmuştur.

### 4. Sertlik deneyleri ile elde edilmiş veriler,

sertleşmiş simanların en yüksek sertlik değerinden en düşük sertlik değerine doğru,

*Adhesor ZincPhospate > WP Polycarboxylate > 3M Ketac Cem Radiopaque > Voco Meron > Poly-F Plus > 3M Durelon > Adhesor Carbofine*

şeklinde sıralandığını göstermektedir.

28 gün su ile temastan sonraki sertlik sıralaması ise

*3M Ketac Cem Radiopaque > Voco Meron > Poly-F Plus > Adhesor ZincPhospate > Adhesor Carbofine > 3M Durelon > WP Polycarboxylate*

Şeklinde gerçekleşmiştir.

#### **5. 28 gün su ile temas etmiş olan;**

Adhesor ZincPhospate simanın yüzeyine ait SEM görüntüleri, yoğun biçimde yüzey çatlaklarıyla beraber yüksek oranda por oluşumunu içermektedir.

Çinkopolikarboksilat simanlar ise kendi aralarında SEM görüntülerine dayanarak en iyi simandan en kötü simana göre;

*3M Durelon > Adhesor Carbofine > Poly-F Plus > WP Polycarboxylate*

şeklinde bir sıralama oluşturmuşlardır.

Cam iyonomer simanlardan 3M Ketac Cem Radiopaque, Voco Meron'a göre deneysel incelemelerin tümünde daha olumlu sonuçlar vermiştir.

#### **6. HA katkılı simanlara ait incelemelerin sonuçları:**

a) Sertlik incelemeleri:

Adhesor ZincPhospate, HA ilavesiyle değişen sertlik değerleri sıralaması aşağıdaki şekildedir:

*(Adhesor ZnP + %1 HA) < (Adhesor ZnP + %2 HA) < (Adhesor ZnP) < (Adhesor ZnP + %8 HA)*

3M Ketac Cem Radiopaque'a HA ilavesiyle değişen sertlik değerleri sıralaması aşağıdaki verilmiştir:

*(3M Ketac Cem R.) < (3M Ketac Cem R. + %8HA) < (3M Ketac Cem R. + %2HA) < (3M Ketac Cem R. + %1HA)*

b) SEM incelemeleri:

Adhesor ZincPhospate simana ilave edilen hidroksiapatit oranının artması ile yüzey çatlaklarının oranı artmıştır. 3M Ketac Cem Radiopaque siman numunelerinde HA oranının artmasıyla çatlak sayısı artmış, fakat derinliği ve sürekliliği azalmıştır.

**KAYNAKLAR**

- Altun C., (2004) "Restoratif dişhekimliğinde mikrosızıntı", *Gülhane Tıp Dergisi* 46 (3): 264-269
- Anusavice, K.J., (1996) "Philips' Science of Dental Materials", W.B. Saunders Company, Tenth Edition.
- Arcis R.W., Lopez-Macipe A., Toledano M., Osorio E., (2002), "Mechanical properties of visible light-cured resins reinforced with hydroxyapatite for dental restoration", *Dental Materials* 18, 49-57
- Attar, N. (2003) "Cam İyonomer Simanlar", *DentaLife Temmuz*
- Bala, O. (2001) "Poliasit-modifiye kompozit rezinler (Kompomerler) Literatür taraması
- Brook I.M., Hatton P.V., (1998) "Glass-ionomers: bioactive implant materials", *Biomaterials* 19, 565-571
- Buonocore, M.G., (1995) "A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling material to enamel surface", *J.Dent Res*, 34:849-853.
- Charlton D.G. (2000) "Current Status of Dental Luting Cements", USAF Dental Evaluation and Consultation Service.
- Charlton D.G. (2001) "Glass-Ionomer Cements", USAF Dental Evaluation and Consultation Service.
- Chun Li Z., White S.N., (1999), "Mechanical properties of dental luting cements", *The Journal of Prosthetic Dentistry*; 81:597-609
- Craig, R.G., (1997) "Restorative Dental Materials" Mosby-Year Book, Inc.
- De Moor R.J.G., Verbeeck R.M.H., (1998) "Changes in surface hardness of conventional restorative glass ionomer cements", *Biomaterials* 19, 2269-2275
- Diaz-Arnold Ana M., Vargas M.A., Haselton D.R., (1999) "Current status of luting agents for fixed prosthodontics", *The Journal of Prosthetic Dentistry* sf135, February
- Ellakuria J., Triana R., Minguez N., Soler I., (2003) "Effect of one-year water storage on the surface microhardness of resin-modified versus conventional glass-ionomer cements", *Dental Materials* 19, 286-290
- Ewoldsen N., Demke R.S., (2001) "A review of orthodontic cements and adhesives", *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 120:45-8
- Gemalmaz D., Kuybulu E.O., (2003) "Porselen Onley Restorasyonlar", *DentaLife – Protez Temmuz*
- Gemalmaz D., Yoruc B., (1997), "Effect of early water contact on solubility of glass ionomer luting cements", *The Journal of Prosthetic Dentistry*, Volume 80, Number 4
- Goldberg, M., et al., Davidson C.L., Mjör, I.A. (ed.), (1999) "Advances in Glass-Ionomer Cements, Chapter 5: Biocompatibility of Glass-Ionomer Cements", Quintessence Publishing C. Inc., Chicago.

- Gürel, G., (2004) "Porselen Laminat Venerler Bilim ve Sanatı", Quintessence Yayıncılık Ltd. Şti.
- Jones F.H., (2001) "Teeth and Bones: Application of Surface Science to Dental Materials and Related Biomaterials", "Surface Science Reports", 42:75-205.
- Kanchanasavita W., Anstice H.M., Pearson G.J., (1998) "Long-term surface micro-hardness of resin-modified glass ionomers", *Journal of Dentistry* 26; 70-712
- Malacarne J, Carvalho R, (2006), "Water sorption/solubility of dental adhesive resins", *Dental materials*-854
- Mano, J.F., et al., (2004) "Bioinert, biodegradable and injectable polymeric matrix composites for hard tissue replacement: state of the art and recent developments", *Composites Science and Technology*, 64, 789-817.
- Martin N., Jedynekiewicz N., (1998) "Measurement of water sorption in dental composites", *Biomaterials* 19; 72-83
- McCabe F.J. & Walls A.W.G., (1998) "Applied Dental Materials" Blackwell Science, Eighth Edition.
- McCabe J.F., (1998) "Resin-modified glass-ionomers", *Biomaterials* 19; 521-527
- McCabe J.F., Rusby S., (2004), "Water absorption, dimensional change and radial pressure in resin matrix dental restorative materials", *Biomaterials* 25; 4001-4007
- Meerbeek B.V., (2006) "Glass-ionomer adhesion: The mechanisms at the interface", *The Journal of Dentistry*
- Okada K., Tosaki S., Hirota K., Hume W.R., (2001) "Surface hardness change of restorative filling materials stored in saliva", *Dental Materials* 17; 34-39
- Öztürk, N.A., Aykent F., (2001) "Dentin Bonding Ajanlar ve Simantasyon", *Cumhuriyet Univ. Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, Cilt4, Sayı 2
- Ramakrihna S., Mayer J., Wintermantel E., Leong K.W., (2000) "Biomedical applications of Polymer-Composite Materials: a review", *Composites Science and Technology*, 61 1189-1224
- Rosenstiel S.F., Land M.F. (1998) "Dental luting agents: A review of the current literature", *The Journal of Prosthetic Dentistry*, Volume 80 Number 3, 80:280-301
- Sahin, Y., (2000) "Kompozit Malzemelere Giriş", Gazi Kitabevi.
- Santos C., Clarke R.L., Braden M., (2002), "Water absorption characteristics of dental composites incorporating hydroxyapatite filler", *Biomaterials* 23; 1897-1904
- Skrtic D., Antonucci J.M., (2003) "Effect of bifunctional comonomers on mechanical strength and water sorption of amorphous calcium phosphate and silanized glass-filled Bis-GMA based composites", *Biomaterials* 24; 2881-2888
- Sueo, S., Tosaki., Hirota K., (1999) "Advances in Glass-Ionomer Cements, Chapter I: Characteristics of Glass-Ionomer Cements" Davidson C.I. and Mjör I.A. (eds)
- Tylman, S.D., (1954) "Crown and Bridges Prothesis", Mosby-Year Book, Inc., Third Edition.

Um C.M., Oilo G., (1992), "The effect of early water contact on glass-ionomer cements", Quintessence International, Volume 23, Number 3

Watts D.C., Kisumbi B.K., Toworfe G.K., (2000), "Dimensional changes of resin/ionomer restoratives in aqueous and neutral media", Dental Materials 16; 89-96

Xie D., Brantley W.A., Culbertson B.M., Wang G., (2000) "Mechanical properties and microstructures of glass ionomer cements", Dental Materials 16; 129-138

Yap A.U.J., Pek Y.S., Kumar R.A., Cheang P., Khor K.A., (2002) "Experimental studies on a new bioactive material: HA-Ionomer cements", Biomaterials 23; 955-962

Yli-Urpo H., Lassila L.V.J., Narhi T., (2004) "Compressive strength and surface characterisation of glass ionomer cements modified by particles of bioactive glass", Dental Materials; 21, 201-209

### **INTERNET KAYNAKLARI**

[1] <http://www.ada.org/public/resources/history/index.asp>

[2] [http://www.hekimim.com/genel/genel\\_bilgi.htm](http://www.hekimim.com/genel/genel_bilgi.htm)

[3] <http://www.dtmuratcoban.com/>

[4] [http://www.forp.usp.br/bdj/Bdj9\(1\)/t0191/f3t0191.jpg](http://www.forp.usp.br/bdj/Bdj9(1)/t0191/f3t0191.jpg)

[5] [http://www.forp.usp.br/bdj/Bdj9\(1\)/t0191/f4t0191.jpg](http://www.forp.usp.br/bdj/Bdj9(1)/t0191/f4t0191.jpg)

[6] <http://nersp.nerdc.ufl.edu/~soderho/images/Bonding-272.JPG>

[7] [http://www.calce.umd.edu/general/Facilities/Hardness\\_ad\\_.htm](http://www.calce.umd.edu/general/Facilities/Hardness_ad_.htm)

[8] [http://www.aydera.com/dental\\_makaleler.asp?makaleid=189](http://www.aydera.com/dental_makaleler.asp?makaleid=189)

[9] <http://www.luhs.org/health/topics/oralhlth/illust.htm>

**EKLER**

## Ek1 Ticari Simanlara Ait Kılavuz Verileri

**(A) Adhesor Zinc Phospate (Çinko fosfat siman)**

Üretici Firma:

SpofaDental – Çek Cumhuriyeti

Kompozisyon:

Toz: Çinko oksit, magnezyum oksit, alüminyum trihidroksit, boron trioksit

Likit: Fosforik asit, alüminyum ortofosfat

Endikasyonları:

Amalgam ve kompozit dolgular için kaide malzemesi olarak

Geçici dolgu olarak

Kuron ve köprü yapıştırılmasında

Kök kanal dolgusu olarak kullanılmaktadır

Çalışma:

Cam üzerinde paslanmaz çelik spatül kullanılarak karıştırılmalıdır. Toz likide azar azar ilave edilerek karıştırılır.  $23\pm 1^{\circ}\text{C}$  çalışma sıcaklığı tavsiye edilir.  $20^{\circ}\text{C}$ 'nin altında çalışma süreleri uzamaktadır.

Karışım oranı: 2.30gr toz + 0.5 ml likit (2 ölçek toz + 3 damla likit)

Kaide ve dolgu için;

Karıştırma süresi : 2-2.5 dakika

Çalışma süresi : 4-4.5 dakika

Sertleşme süresi : 6-7 dakika

**(B) Adhesor Carbofine (Çinko polikarboksilat siman)**

Üretici Firma:SpofaDental – Çek Cumhuriyeti

Kompozisyon:

Toz : Oksitler (Zn, Mg, Al), borik asit

Likit : Akrilik asit, maleik asit anhidrit, distile su

Özellikler:

Adhesor Carbofine tahriş edici özelliği bulunmayan, pulpaya zara vermeyen, sert diş dokularına doğal tutunma özelliği olan bir simandır.

Kullanım alanları:

Amalgam ve kompozit dolgular için kaide olarak kullanılır.

Calxyd kaplanmış yüzeye uygulanabilmektedir. Kavite yeterince kuru olmadığında da kullanılabilir. Islak yüzeylere de çok iyi tutunma sağlanabilmektedir.

Geçici dolgu maddesi olarak kullanılmaktadır. (6 aya kadar tavsiye edilir.)

Küçük kuronlar için yapıştırıcı olarak kullanılabilir. (1-2 kuron)

Uygulama:

Tavsiye edilen karıştırma oranı 3 gr toz için 1 gr likittir. (3 kaşık toz - 5 damla likit)

30 saniyelik karıştırma sonrasında 23°C'de %60 bağıl nem ortamında 2 dakika çalışma süresi vardır. Sertleşme süresi 5-8 dakika arasındadır. Karışım oranlarına dikkat edilmeli ve uygulandıktan sonra yüzey pürüzsüz ve parlak olmalıdır.

Saklama koşulları:

İyi havalandırılmış odada 5-25°C arasında saklanmalıdır. 2 yıl raf ömrü bulunur.

Ambalaj şekli:

80gr toz - 40gr likit

### **(C) Poly-F Plus / Bondex (Polikarboksilat Siman)**

Üretici Firma: DENTSPLY Ltd. (İngiltere)

Kompozisyon:

1gr toz;Çinko oksit Magnezyum oksit Poliakrilik asit

Kullanım alanları:

Kuron, köprü, inley ve ortodontik malzemelerin yapıştırılmasında kullanılır.

Tüm restoratif malzemelerde kavite liner olarak kullanılabilir.

Geçici dolgu olarak kullanılabilir.

Dozaj ve uygulama:

Dentin ön işlemi ve pulpa koruma:

Pulpanın dentine yakın bölgeleri kalsiyum hidroksit liner ile kaplanmalıdır. Hazırlık yıkama ve kurutmadır.

Semantasyon ve kaplamada bir ölçek toza iki damla likit, kaide ve geçici dolgularda iki ölçek toza iki damla likit karıştırılarak uygulanır.

Karıştırma – Uygulama – Sertleşme:

Paslanmaz çelik spatula ile cam üzerinde karıştırılır. 15-25 sn içinde karıştırılmalıdır.

Çalışma süresi 2.5 dakikadır.

Sertleşme karıştırmadan sonraki 5-7 dakika içinde gerçekleşir, kaide ve geçici dolgularda bu süre 4.5 – 6.5 dakikadır.

Saklama koşulları:

25°C'nin altında saklanmalıdır. Şişe kapakları sıkıca kapatılmadır. Bu şartlar sağlanırsa kullanım süresi üretimden sonra 3 yıldır. Nem ürünün kullanım süresini hızla düşürür.

**(D) WP Dental Polycarboxy (Polikarboksilat siman)**

Üretici Firma: Willmann & Pein GmbH - Almanya

Kuron, köprü ve inley sabitlenmesinde kullanılır.

Cam üzerinde spatula ile karıştırılarak kullanılır. Nemden kesinlikle uzak tutulmalı ve 20°C'nin altında saklanmalıdır.

1 birim toz ile 2 birim likit karıştırılarak kullanılır. (0.5 ccm likit – 1.8gr toz)

Likide her seferinde bir parça toz ilave edilerek karıştırılması tavsiye edilir.

Karıştırma sırasında asla sonradan sıvı ilavesi yapılmamalıdır. Toplam 1.5 dakika içinde uygulanmalıdır. Sertleşme süresi 3-5 dakikadır.

4 rengi bulunur. (Mavimsi beyaz, sarımsı beyaz, açık sarı, açık inci grisi)

**(E) VOCO Meron (Cam İyonomer Siman)**

Üretici Firma: VOCO GmbH (Almanya)

Meron yapıştırma amaçlı bir cam iyonomer simandır. (Cam polialkenoat siman)

Meron poliakrilik asit ve florosilikat içerir. Bu maddelere aşırı hassasiyet durumunda kullanılmamalıdır.

Ağız içinde düşük çözünürlüğe ve düşük asiditeye sahiptir.

Kuron, köprü, inley, onley, çivi ve ortodontik tellerin yapıştırılmasında kullanılır.

Kullanım metodu:

Mine, dentin ve metal yüzeylerin titizlikle temizlenip kurutulmuş olması gerekmektedir. Yabancı maddelerin tamamen ortamdan uzaklaştırılmış olmasını sağlayınız.

Çalışma sıcaklığı 15-23°C arasındadır.

Bir damla likide bir ölçek toz ilave edilerek kullanılır. Tozun üçe bölünerek ve her seferinde bir bölümü eklenerek sıvı ile karıştırılması önerilmektedir. Sert plastik veya aşınmaya dayanıklı metal spatula ile cam veya karıştırma pedi üzerinde karıştırınız.

30 saniye karıştırma, 3 dakika çalışma ve 5-7 dakika sertleşme süresi vardır.

Toz bileşenin kapağı mümkün olduğunca kapalı tutulmalıdır. Nemden korunmalıdır. Aksi halde basma dayancı düşecektir.

4-23°C arasında muhafaza edilmelidir.

**(F) 3M Durelon (Çinko Polikarboksilat Siman)**

3M ESPE tarafından üretilen bu siman yapıştırma ve kaide olarak kullanılmak amacıyla üretilmiş bir karboksilat simandır. Ürün “normal sertleşen” ve “hızlı sertleşen” olarak iki farklı toz ve “üniversal” ve “düşük viskozite” olarak iki farklı yoğunlukta likitten oluşmaktadır.

Kullanım alanları:

Metal, metal-porselen veya kompozit venerli inleyler, onleyler, kuronlar ve köprülerin yapıştırılmasında

Geleneksel simantasyona uygun ise, kompozit veya seramik inleylerin, onleylerin, kuron ve köprülerin yapıştırılmasında

Geleneksel simantasyona uygun ise pin veya vidaların yapıştırılmasında

Ortodontik bantların yapıştırılmasında

Kaide olarak

Durelon, titanyum iskeletlerin simantasyonu için uygun değildir.

Hazırlık:

Optimal bağlanma sağlamak için mine, dentin ve metal yüzeyleri dikkatlice temizleyin.

Kaviteyi 2-3 kez kısa aralıklarla su ve yağ içermeyen hava sıkarak veya pamuk ile hafifçe kurutun. Aşırı kurutmayın!

Kaviye, yüzeyi ancak yarı mat bir görünümde olacak kadar kurutulmalıdır. Basınçlı hava ile kurutmak restorasyonun yerleştirilmesinden sonra bağlanmayı olumsuz etkileyebilir veya post operatif hassasiyete neden olabilir.

Karıştırma

Durelon'u 20-25C sıcaklık ortamında uygulayın. Dozlanan tozun tümünü likide tek bir seferde katın, homojen bir kıvamda gelinceye kadar karıştırın.

### **(G) 3M Ketac Cem Radiopaque (Cam İyonomer Siman)**

Ürün tanıtımı:

Ketac Cem Radiopaque 3M ESPE ürünü olup elle karıştırılabilen bir dolgu maddesidir.

Endikasyon:

İnley, onley, kuron ve briçlerin sementasyonunda kullanılır

Ortodontik strip uygulamalarında luting siman olarak kullanılır

Kaide olarak kullanılır.

Hazırlama:

Optimal bağlanma sağlamak için mine, dentin ve metal yüzeyleri dikkatlice temizleyin.

Kaviteyi 2-3 kez kısa aralıklarla su ve yağ içermeyen hava sıkarak veya pamuk ile hafifçe kurutun. Aşırı kurutmayın!

Kaviye, yüzeyi ancak yarı mat bir görünümde olacak kadar kurutulmalıdır. Basınçlı hava ile kurutmak restorasyonun yerleştirilmesinden sonra bağlanmayı olumsuz etkileyebilir veya post operatif hassasiyete neden olabilir.

Dozaj:

Önerilen toz/sıvı karışım oranı ağırlıkça 3.8:1'dir. Bu orantı bir kaşık toza 2 damla sıvı

ölçeğine denk gelmektedir.

Karışım:

Çalışmalar 20-25C sıcaklıkta yapılmalıdır. 23C sıcaklık ve %50 nem ortamında;

Karıştırma süresi 1:00 dakika

Uygulama süresi 3:30 dakika

Sertleşme süresi 7:00 dakikadır.

Yüksek ısı çalışma süresini kısaltırken, düşük ısı bu süreyi uzatır.

**ÖZGEÇMİŞ**

Doğum yeri	İstanbul	
Lise	1992–2000	Galatasaray Lisesi
Lisans	2000–2004	Yıldız Üniversitesi Mühendislik Fak. Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü
Yüksek Lisans	2004–2006	Yıldız Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Biyomühendislik Ana Bilim Dalı
Çalıştığı Kurum	2005–2006	Işık Döküm ve Makine Sanayi Tic. Ltd. Şti.