

**YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**DIŞ HEKİMLİĞİNDE HİDROKSİAPATİT KATKILI
DOLGU MALZEMELERİNİN BAZI FİZİKSEL
ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ**

Diş Hekimi Fatih DURAL

**FBE Biyomühendislik Anabilim Dalından
Hazırlanan**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Tez Danışmanı: Yrd. Doç Dr. Zeynep AKDESTE (YTÜ)

Yrd. Doç Dr. Sevil YÜCEL (YTÜ)

İSTANBUL, 2009

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
SİMGE LİSTESİ.....	iv
KISALTMA LİSTESİ.....	v
ŞEKİL LİSTESİ.....	vi
ÇİZELGE LİSTESİ.....	vii
ÖNSÖZ.....	viii
ÖZET.....	ix
ABSTRACT.....	x
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1 Dental Dolgu Malzemeleri.....	4
2.2 Dental Dolgu Malzemelerinin Sınıflandırılması.....	4
2.3 Dental Kompozitler.....	6
2.3.1 Dental kompozitlerin bileşimi.....	7
2.3.1.1 Reçine matriksi.....	8
2.3.1.2 Dolgu partikül fazı.....	9
2.3.1.3 Ara faz.....	10
2.4 Dental Kompozitlerin Sınıflandırılması.....	11
2.4.1 İnorganik dolgu partikül büyüklükleri ve yüzdelere göre kompozitlerin sınıflandırılması.....	11
2.4.2 Polimerizasyon yöntemlerine göre kompozitlerin sınıflandırılması.....	12
2.4.2.1 Kimyasal yolla polimerize olan kompozitler.....	12
2.4.2.2 Işıkla polimerize olan kompozitler.....	13
2.4.2.3 Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan kompozit reçineler.....	13
2.4.3 Viskozitelerine göre kompozitlerin sınıflandırılması.....	13
2.4.3.1 Kondense (yoğunluğu artırılabilen) olabilen kompozitler.....	13
2.4.3.2 Akışkan kompozitler.....	14
2.5 Dental Kompozitlerde Kullanılan İnorganik Dolgu Malzemeleri Hakkında Genel Bilgi.....	15
2.6 Dental Kompozitlerin Özellikleri.....	17
2.6.1 Kompozitlerin sertleşme özellikleri.....	18
2.6.2 Kompozitlerin mekanik özellikleri.....	19
2.6.2.1 Hidrolitik bozunma.....	21
2.6.2.2 Sertlik.....	22
2.6.2.3 Aşınma.....	23
2.6.3 Kompozitlerin yüzey özellikleri.....	24
2.6.4 Kompozitlerin dış görünüş özellikleri.....	25

2.6.5	Kompozit malzemelerin biyouyumluluğu.....	25
3.	DENEYSEL ÇALIŞMA	27
3.1	Kullanılan Kimyasallar.....	27
3.1.1	Reçine matriksi oluşturan kimyasallar	27
3.1.2	İnorganik fazı oluşturan maddeler.....	27
3.1.3	Fotobaşlatıcı olarak kullanılan kimyasallar.....	29
3.2	Kullanılan Cihazlar.....	30
3.2.1	Karıştırma cihazı	30
3.2.2	OSP 100A optik non-contact yüzey profillendirme sistemi.....	31
3.2.3	Sertlik cihazı.....	32
3.3	Yöntem	33
3.3.1	Dental kompozitlerin hazırlanması	33
3.3.2	Kullanılan test yöntemleri	35
3.3.2.1	Kompozit numunelerin su içerisindeki davranış testi	35
3.3.2.2	Kompozitlerin yüzey pürüzlülük testi	36
3.3.2.3	Sertlik testi.....	37
3.3.2.4	SEM fotoğraflarının alınması.....	37
4.	SONUÇLAR	38
4.1	Su Emilim Testinin Sonuçları	38
4.2	Yüzey Pürüzlülük Test Sonuçları.....	42
4.3	Sertlik Test Sonuçları	44
4.4	SEM Görüntüleri	45
5.	GENEL SONUÇLAR	52
	KAYNAKLAR.....	54
	ÖZGEÇMİŞ	60

SİMGE LİSTESİ

μ	Mikro
μL	Mikrolitre
M	Molar
nm	Nanometre
μm	Mikrometre

KISALTMA LİSTESİ

ADA	American Dental Association
BisGMA	Bisfenol A Glisidil Metakrilat
CQ	Kamforokinon
EDMA	Etilen glikol dimetakrilat
HA	Hidroksiapatit
HEMA	Hidroksietil metakrilat
ISO	International Organization for Standardization
LED	Ligth emitting diode
SEM	Scanning Electron Microscope
TEGDMA	Trietilen glikol dimetakrilat
UDMA	Üretan dimetakrilat
UEDMA	1,6-bis-(metakrilat-2- etoksikarbonilamino)-2,4,4-trimetilheksan
UV	Ultraviole
VSD	Vickers Sertlik Derecesi

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 2.1	Bazı reçine monomerlerinin kimyasal yapıları (A) Bis-GMA, (B) UDMA, (C) TEGDMA	8
Şekil 3.1	İnorganik dolgu maddelerinin partikül boyut dağılımı A) Hidroksiapatit B)Alümina C) Zirkonya.....	29
Şekil 3.2	Karıştırma işlemlerinin gerçekleştirildiği ThermoHaake PolyDrive cihazı...	31
Şekil 3.3	OSP 100 A Optik Non-Contact Yüzey Profillendirme Sistemi A) LK -031 kodlu lazer ünitesi; B)Lazer verilerinin bilgisayara aktarıldığı ünite C) Lazer kontrolünün yapıldığı OSP 100A yazılım yüklü bilgisayar.....	32
Şekil 3.4	Mikrosertlik ölçüm cihazı (HVS 1000).....	32
Şekil 3.5	Dental kompozit üretimi için kullanılan deney basamakları.....	33
Şekil 3.6	Vickers Sertlik ölçüm metodunun genel şeması.....	37
Şekil 4.1	12 kompozit numunenin 2 hafta süresince net ağırlık değişimlerinin dağılımı	39
Şekil 4.2	Kompozitlerin net ağırlık değişimi ve desorpsiyon değerleri	40
Şekil 4.3	Kompozitlerin su davranışı üzerine yapılan bir çalışmanın desorpsiyon değerleri	41
Şekil 4.4	% 60 HA dolgulu kompozitin A) Suda bekletilmeden önceki B) Suda bekletildikten sonraki SEM görüntüleri	45
Şekil 4.5	% 60 HA-Al ₂ O ₃ dolgulu kompozitin A) Suda bekletilmeden önceki B) Suda bekletildikten sonraki SEM görüntüleri	45
Şekil 4.6	% 60 HA-ZrO ₂ dolgulu kompozitin A) Suda bekletilmeden önceki B) Suda bekletildikten sonraki SEM görüntüleri	46
Şekil 4.7	% 60 HA-Al ₂ O ₃ -ZrO ₂ dolgulu kompozitin A) Suda bekletilmeden önceki B) Suda bekletildikten sonraki SEM görüntüleri	46
Şekil 4.8	% 65 HA dolgulu kompozitin A) Suda bekletilmeden önceki B) Suda bekletildikten sonraki SEM görüntüleri	47
Şekil 4.9	% 65 HA-Al ₂ O ₃ dolgulu kompozitin A) Suda bekletilmeden önceki B) Suda bekletildikten sonraki SEM görüntüleri	47
Şekil 4.10	% 65 HA-ZrO ₂ dolgulu kompozitin A) Suda bekletilmeden önceki B) Suda bekletildikten sonraki SEM görüntüleri.....	48
Şekil 4.11	% 65 HA-Al ₂ O ₃ -ZrO ₂ dolgulu kompozitin A) Suda bekletilmeden önceki B) Suda bekletildikten sonraki SEM görüntüleri	48
Şekil 4.12	% 70 HA dolgulu kompozitin A)Suda bekletilmeden önceki B) Suda bekletildikten sonraki SEM görüntüleri	49
Şekil 4.13	% 70 HA-Al ₂ O ₃ dolgulu kompozitin A) Suda bekletilmeden önceki B) Suda bekletildikten sonraki SEM görüntüleri	49
Şekil 4.14	% 70 HA-ZrO ₂ dolgulu kompozitin A) Suda bekletilmeden önceki B) Suda bekletildikten sonraki SEM görüntüleri	50
Şekil 4.15	% 70 HA-Al ₂ O ₃ -ZrO ₂ dolgulu kompozitin A) Suda bekletilmeden önceki B) Suda bekletildikten sonraki SEM görüntüleri	50

ÇİZELGE LİSTESİ

Sayfa

Çizelge 1.1	Literatürde yapılmış çalışmada elde edilen dental kompozitlerin su içindeki sertlik değerleri.....	2
Çizelge 2.1	Kompozit reçinelerin inorganik dolgu partikül büyüklük ve yüzdelere göre sınıflandırılması.....	12
Çizelge 2.2	Hidroksiapatitin genel özellikler.....	16
Çizelge 2.3	Biyomedikal alanlarda kullanılan alüminanın mekanik özellikler.....	17
Çizelge 2.4	Zirkonyanın (TZ-3Y) mekanik özellikleri.....	17
Çizelge 2.5	Dental kompozitlerin mekanik özellikleri.....	20
Çizelge 3.1	BisGMA ve HEMA'nın teknik verileri.....	27
Çizelge 3.2	Deneylerde kullanılan HA'in teknik özellikleri.....	28
Çizelge 3.3	Deneylerde kullanılan Alümina ve Zirkonyanın teknik özellikleri.....	28
Çizelge 3.4	CQ ve dimetil aminoetil metakrilat'ın teknik verileri.....	30
Çizelge 3.5	Üretilen dental kompozit gruplarının organik/inorganik faz oranları.....	35
Çizelge 4.1	Kompozit numunelerin su içindeki net ağırlık değişimi.....	38
Çizelge 4.2	Kompozit numunelerin suda bekletilmeden ve bekletilerek ölçülmüş yüzey pürüzlülük değerleri.....	42
Çizelge 4.3	Suda bekletilmiş kompozit numunelerin sertlik değerleri.....	44

ÖNSÖZ

Tez çalışmam süresince, bana yol gösteren bilgi ve yardımlarını esirgemeyen değerli hocalarım ve danışmanlarım Yrd. Doç. Dr. Zeynep Akdeste ve Yrd. Doç Dr. Sevil Yücel'e

Bölümümüzün kurucusu ve tecrübeleriyle bizleri araştırmaya ve bilimsel düşünmeye yönlendiren sayın hocam Prof. Dr. Mehmet Mustafa Akdeste' ye

Laboratuar imkanlarını bize sunan ve her türlü desteği sağlayan Prof. Dr. İsmail Aydın'a

SEM görüntüleri ve sertlik deneyleri için bize imkan sağlayan Prof. Dr. Ahmet Topuz'a

Partikül boyutu analizlerinde yardımcı olan sayın Doç. Dr . Sibel Titiz Sargut'a

“Biyomedikal malzemeler ve yapay dokular” şemsiye projesi kapsamında desteklediği için DPT 'ye

Dekanımız Prof. Dr. Sabriye PİŞKİN'e

Bölüm başkanımız sayın Prof. Dr. Huriye Kuzu'ya

Desteklerinden dolayı Prof. Dr. Bülent Topbaşı'ya

Bölümümüzde bulunan diğer değerli hocalarıma

Kimya Yük. Müh. Bilge Sema Oduncu'ya

Kimya Müh. Pınar Terzioğlu'na

Beni destekleyen eşime ve aileme,

En içten teşekkürlerimi sunarım.

Haziran, 2009

Fatih DURAL

DİŞ HEKİMLİĞİNDE HİDROKSİAPATİT KATKILI DOLGU MALZEMELERİNİN BAZI FİZİKSEL ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ

Fatih DURAL

Biyomühendislik, Yüksek Lisans Tezi

Fiziksel ve estetik özelliklerinden dolayı kompozit reçineler diş hekimliğinde restoratif dolgu malzemesi olarak en çok tercih edilen malzemeler olması nedeniyle üzerinde pek çok araştırma yapılmaktadır. Ağız içinde kullanıldığı sıvı ile etkileşimleri ve buna bağlı yüzey ve fiziksel özellikleri önemlidir.

Dental kompozit reçinelerin ağız içi sıvılarının penetre olmasıyla meydana gelen sıvı absorpsiyonu ve ardından yüzeyinden hem bağlanmış inorganik dolgu maddelerinin hem de artık monomerlerin çözünmesi nedeniyle restorasyon malzemesinin fiziksel özellikleri değişmektedir. Özellikle aşınma ile meydana gelen yüzey pürüzlülüğü ve sertlik derecesi etkilenmektedir. Bu nedenle dental kompozitlerin bu yönde pek çok çalışması yapılmaktadır.

Bu çalışmada; hidroksiapatit katkılı olarak hazırlanan kompozitlerin su emilimi, yüzey pürüzlülük ve sertlik özellikleri olmak üzere dental kompozitlerin önemli fiziksel bazı özellikleri incelenmiştir. Bu amaçla organik matriks içinde BisGMA (Bisfenol A gilisidil dimetakrilat) ve HEMA (Hidroksietil metakrilat) monomerleriyle inorganik dolgu olarak farklı oranlarda karıştırılmış hidroksiapatit (HA) ve HA içersine alümina ve zirkonya ilave edilerek kompozit malzemeler üretilmiştir. Elde edilen dental kompozitler LED ışınlama cihazıyla polimerize edilerek sertleştirilmiştir. Sertleştirilen numuneler 2 hafta süre ile önce sulu ortamda daha sonra da desorpsiyon için susuz ortamda 37 °C’de bekletilerek ağırlık değişimleri ölçülmüş ve buna göre absorpsiyon ve desorpsiyon değerleri hesaplanmıştır. Ardından yüzey pürüzlülük için OSP 100A yüzey profilendirme cihazında yüzey taramaları gerçekleştirilmiştir. Yüzey sertlik değerleri ise Vickers sertlik cihazıyla yapılmıştır. Su içindeki etkileşimleri görmek amacıyla numunelerin SEM (Scanning Electron Microscope) görüntüleri de alınmıştır.

Deneysel çalışmada %65 inorganik faz içeren kompozit numunelerde genel olarak su emilim ve yüzey pürüzlülük değerlerinin diğer kompozitlere göre daha iyi olduğu belirlenmiştir. %70 inorganik dolgu maddesi içeren kompozitlerde ise sertlik değerleri en yüksek bulunmuştur. Literatürdeki dental kompozitlerin su içindeki davranışları ile sertlik ve yüzey pürüzlülük değerleri ile ilgili olan çalışmalarla kıyaslandığında kendi içinde anlamlı sonuçlar verdiği görülmektedir. Ayrıca dental kompozitlerin su içinde bekletildikten sonra ve önceki alınan SEM fotoğraflarında su ile etkileşimin bazı örneklerde yoğun olduğu görülmüştür.

Anahtar Kelimeler: Dental kompozit, hidroksiapatit, polimerizasyon, hidrolitik bozunma, yüzey pürüzlülük, vickers sertlik.

SOME PHYSICAL PROPERTIES INVESTIGATION of DENTAL COMPOSITES REINFORCED with HYDROXYAPATITE in DENTISTRY

Fatih DURAL

Bioengineering, M. S. Thesis

Composite resins are commonly used in dentistry because of their physical and aesthetic properties so, there has been many investigations about them. Their biocompatibility with the liquid in mouth and physical properties related to this property are important.

Physical properties of restoration materials are changing because of liquid absorption that occurs as a result of penetration of mouth liquids of dental composite resins; and decomposition of unbonded inorganic filler materials and remained monomers. Especially, surface roughness and hardness properties of composites were affected by wear. For this reason there are many studies of dental composites about these

In this study, some important physical qualities of dental composites such as; water absorption, surface roughness and hardness of composites reinforced with hydroxyapatite were investigated. In organic matrix composite materials were created by using BisGMA and HEMA as monomers and as inorganic filler hydroxyapatite with different amount and also alumina, zirconia added in hydroxyapatite. These dental composites were polymerized by LED light curing system. Cured samples stayed firstly in aqueous place then in dry place in 37 °C for two weeks, then their changes in weight were measured and according to this result, their absorption and desorption values were calculated. In OSP 100A, their surface properties were investigated for surface roughness. Their surface hardness were studied by Vickers hardness machine. To see their interaction in water, images of samples were taken by using SEM (Scanning Electron Microscope).

In experimental study it is determined that; in composite samples including %65 inorganic phase, generally water absorption and surface roughness properties are better than other composites. Composites including %70 inorganic filler material have the highest hardness. When we compared behaviours in water, hardness and surface roughness values of dental composites in literature with our experimental study, it is seen that our results are meaningful and similar to literature. Besides, SEM photographs of dental composites before and after staying in water, it is seen that same samples have much more interaction with water.

Key Words: Dental composite, hydroxyapatite, polymerization, hydrolytic degradation, surface roughness, vickers hardness.

1. GİRİŞ

Günümüzde dişlerin restorasyonunda kullanılan malzemelerin sentetik olarak geliştirilmesi üzerinde sürekli olarak çalışmalar yapılmaktadır. Fiziksel ve estetik özelliklerinden dolayı 1960'lı yıllardan beri kompozit reçine malzemeleri diş hekimliğinde restoratif dolgu malzemesi olarak kullanılmaktadır (Anusavice, 1996). Bu amaçla geliştirilen kompozit reçine restorasyonlar üç ayrı fazdan oluşmaktadır: organik polimer matriks fazı (sürekli faz), inorganik faz (dağılmış faz) ve ara faz (silan bağlama maddesi) (Anusavice, 1996, Craig, 1996 ve Ferracane, 2001). Çok sayıda yapılmış olan araştırmalar ile olumlu gelişmelere elde edilmesine rağmen ideal bir maddeden söz etmek olanaksızdır (Yap vd., 2001). Restoratif malzemenin fiziksel, kimyasal, mekanik ve biyolojik özelliklerinin diş dokusuna yakın olması sağlanarak, olumsuzluklar en aza indirilmektedir (Anusavice, 1996, Craig, 1996 ve Ferracane, 2001). Kompozit reçineler; inorganik dolgu partiküllerinin büyüklüğüne, ağırlık ya da hacim olarak yüzdesine ve polimer matrikse ekleniş biçimlerine ve viskozitelerine göre sınıflandırılabilirler (Craig, 1996 ve Ferracane, 2001). İnorganik faz olarak hidroksiapatitin kullanımı ile malzemenin radyoopozite, yüzey özellikleri, aşınma direnci ve sertliği geliştirilmektedir. Diş yapısındaki hidroksiapatite benzerliğinden dolayı da restorasyon malzemeleri için büyük avantaj sağlamaktadır. Apatitler içerisinde en yaygın olanı hidroksiapatittir $[HA:Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2]$. HA; biyoyumlu, toksik olmayan, tekrar emilebilen, mükemmel kemik geçirgenliğine sahip ve kemik ile doğrudan doğruya bağlanabilen bir inorganik malzemedir (Willems, 1992, Labella, 1994).

Dental kompozit reçinelerin ağız içi sıvılarının penetre olmasıyla meydana gelen sıvı absorpsiyonu ve ardından yüzeyinden hem bağlanan inorganik dolgu maddelerinin hem de artık monomerlerin çözünmesi nedeniyle restorasyon malzemesinin fiziksel özellikleri değişmektedir. Özellikle aşınma ile gelen yüzey pürüzlülüğü ve sertlik derecesi etkilemektedir. Bu nedenle dental kompozitlerin bu yönde pek çok çalışması yapılmaktadır. Çalışmalar saf su veya ağız içi sıvıların taklit edilmesiyle kompozitlerin sıvı içindeki davranışının incelenmesi ile sertlik ve yüzey pürüzlülük derecelerinin belirlenmesi üzerine yapılmaktadır (Söderholm, 1983).

Yapılan bir çalışmada, HA kullanılarak elde edilmiş dental kompozitin su absorpsiyon özelliği incelenmiş ve inorganik dolgu fazında HA'nın kullanılmasının su absorpsiyonunu azalttığı sonucuna ulaşılmıştır (Santos vd., 2002).

Arcis vd., yaptığı çalışmada elde edilen BisGMA/TEGDMA ve BisGMA/HEMA içerikli

kompozitlerin su içinde bekletildikten sonraki sertlik değerlerinin farklı sonuçlar verdiği görülmüştür (Çizelge 1.1). HEMA içeren kompozitlerin özellikle inorganik dolgu miktarı düşük iken sertlik değerlerinin TEGDMA içerenlere göre biraz daha yüksek olduğu görülmüştür. Aynı şekilde ara bağlayıcı ajan kullanılmayan kompozitlerde HEMA içerenler TEGDMA'ya göre daha iyi sonuç vermiştir. Ancak hem dolgu miktarı artırıldığında hem de bağlayıcı ajan kullanıldığında TEGDMA içeren kompozitlerin su içindeki sertlik dereceleri daha yüksek çıkmıştır (Arcis vd., 2002).

Çizelge 1.1 Dental kompozitlerin su içindeki sertlik değerleri (Arcis vd., 2002).

Reçine matriks içeriği ve oranı (% ağı.)	İnorganik dolgu fazı (% ağı.)	Su içindeki Sertlik değerleri (VHN)
%60:40 BisGMA/TEGDMA	%50	38
%60:40 BisGMA/HEMA	%50	41
%60:40 BisGMA/TEGDMA (bağlayıcı ajan yok)	%60	37
%60:40 BisGMA/HEMA (bağlayıcı ajan yok)	%60	43
%60:40 BisGMA/TEGDMA	%60	58
%60:40 BisGMA/HEMA	%60	41

Su emiliminden sonra HEMA içeren kompozitlerde yüzey pürüzlülüğü artarken TEGDMA içeren kompozitler hemen hemen etkilenmemektedir. Mikrodolgulu kompozitlerin hibrit kompozitlere göre daha pürüzsüz bir yüzeye sahip olduğu yapılan araştırmalarda görülmektedir (Arcis vd., 2002).

Çalışmamızda inorganik dolgu içeriğinin ve farklı oranlarda inorganik madde içeren kompozitlerin su içindeki davranışı ve bunun yanında suya maruz bırakıldıktan sonraki yüzey sertliği ve yüzey pürüzlülüğünün belirlenmesi amaçlanmaktadır. Bunun için hidroksiapatit ile güçlendirici alümina ve zirkonya malzemelerinden farklı oranlarda inorganik dolgu fazları belirlenerek ve reçine matrikste BisGMA ve HEMA kullanılarak dental kompozitler elde

edilmiştir. Su içindeki davranışı için numuneler 37 °C'lik etüvde 2 hafta bekletilmiştir. Ardında yüzey profillendirme cihazıyla (OSP 100A, Uniscan) yüzey pürüzlülük değerleri ölçülmüştür. Vickers sertlik cihazıyla ile sertlik değerleri belirlenmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Dental Dolgu Malzemeleri

Günümüzde kullanılan dolgu maddelerinin çoğu sadece dişe tutunur, yapışmaz. Bu nedenle diş hekimleri dolgu yaparken bazı tutucu önlemler alırlar. Bu önlemler özel tutucu oyukların hazırlanmasıyla mümkün olur. Dolgu yaparken ana kural olarak iyi bir kavite hazırlanır ve uygulanacak dolguyla dişe çürümeden önceki doğal biçimi tekrar verilmeye çalışılır. Dolgu maddesini seçerken diş hekimleri maddenin arka dişlerde çiğneme basıncına dayanabilmesini; ön dişlerde mümkün olduğunca fark edilmemesini; dişe ve pulpaya zarar vermemesini göz önüne alırlar (Craig, 2000).

Dolgu maddesinin çeşidi, yoğunluğu, tanecik boyutu ve dağılımı maddenin özelliklerini belirleyen etkenlerdir. Dolgu malzemeleri kuartz, çeşitli camlar (alüminasilika ve borsilika) ve baryumoksit içerir. İlk nesil kompozit malzemelerin, ağırlığının %60-80' i kadarını, tanecik boyutu 1-50µm arasında olan kuartz veya cam oluşturmaktadır. Bu tip tanecikli dolgu maddesine “**basit kompozit**” denir. Reçine ile karışmadan önce reçine ve dolgu maddesinin arasında oluşacak bağları çoğaltmak ve geliştirmek amacı ile ön işleme tabi tutulurlar (McCabe ve Walls, 1998).

Kompozit dolgu malzemeleri, 1960'ların ortalarında kullanılmaya başladığı sıralarda küçük boyutlu taneleri içeren dolgu maddelerinin kullanımı söz konusudur. Çok küçük silika tanecikleri içeren ürünlerin kullanımı bu alanda kaydedilen gelişmelerden biridir. Bu malzemeler, “**mikro dolgulu kompozit**” olarak adlandırılmıştır. 0,1–0,01µm boyut aralığında silika tanecikleri içerirler. Küçük tanecik boyutu, dolgu maddesi hacmi için uygun bir alan yaratılmasını sağlar. Üçüncü tip kompozit malzemeler, hem basit cam veya kuartz tanecikleri, hem de çok küçük silika tanecikleri içeren türdendir. Bu türe “**hibrit kompozitler**” denir. Bazı hibrit kompozitler, en az üç farklı tanecik boyutu olan dolgu maddelerinden oluşurlar. Bu özellik, dolgu maddesinin en küçük hacimlere girebilmesini sağlar. Bu tür kompozitler, hem kimyasal olarak hem de ışıkla etkinleşen ürünlerdir (Hickel vd., 1998; Craig, 2000).

2.2 Dental Dolgu Malzemelerinin Sınıflandırılması

Ağız ortamında yaşayan bakterilerin oluşturduğu bakteri plağı; şekerli ve unlu yiyeceklerin ağızda kalan artıkları nedeni ile asit oluşturabilmektedir. Bu asitler, dişlerin mineral dokusunu

ve her tabaka özel bir ışıık ile sertleştirilir. Bu işlem bitince kompozit dolgular dişe göre şekillendirilir ve düzeltilir. Işıınla sertleşen kompozit dolguların klasik, flor salgılayan ve porselen partikülleri içeren kompozitler gibi çeşitli tipleri mevcuttur. Estetik dolgular, diş renginde olduğu için tercih edilmektedir. Klasik tip kompozitler zamanla aşınabilir veya kırılabilir. En son çıkan kompozit tipleri (özellikle içeriğinde porselen partikülleri olanlar) çok dayanıklıdır, aşınma veya kırılma görülmemektedir. İçeriğinde flor salgılayan maddeler bulunan kompozitler (cam iyonomer) dişte koruyucu ve çürükleri önleyici etki yaparlar. Bu dolguların dişe tutunmaları, mikro mekanik veya kimyasal yolla gerçekleştiğinden dişte daha az boşluk açılabilir. Bu da dişte madde kaybını azaltmaktadır (Hickel vd., 1998).

Kompozit dolguların en büyük avantajları estetik olmalarıdır. Ayrıca kompozit dolgular, dişlere iyice bağlandığı için diş dokularını destekler, kırılmalarını ve ısı iletimini engellerler. Kompozitler, yalnızca çürükleri restore etmek için değil, dişlerin renginin ve biçiminin değiştirilmesinde estetik amaçlı olarak da kullanılabilirler. En önemli dezavantajları işlem sonrası duyarlılıkların olmasıdır. Dolguların renkleri, kahve, çay gibi boyayıcı yiyeceklerle hafifçe değişebilmektedir (Craig, 2000).

Son yıllarda estetik dolgu malzemeleri ve teknikleri çok başarılı sonuçlar verdiğinden amalgam dolguların kullanımı gittikçe azalmaktadır.

2.3 Dental Kompozitler

Farklı yapıda ve özelliklerdeki bileşenlerin birbirine karışmasıyla oluşan, bileşenlerin tek tek sahip olduklarından daha üstün özelliklere sahip iki ya da daha fazla farklı fazdan meydana gelen ürünlere “**kompozit malzeme**” denir. Kompozit malzeme arayışının sebebi, hiçbir bileşenin kendi başına başaramayacağı özellikte bir malzeme üretme fikrinden ortaya çıkmıştır (McCabe ve Walls, 1998). Doğal kompozit malzemelere örnekler; diş minesi ve diş sementi. Bu kompozitlerin her ikisinde de dolgu parçacıkları hidroksiapatit kristallerinden oluşur. İki malzemeyi birbirinden ayıran özellik, dolgu malzemesi oranlarının farklı oluşudur (Anusavice, 1996).

Modern dental kompozit malzemelerin ortaya çıkışı, 1950’ler ve 1960’lara dayanır. Modern kompozit malzemeler farklı bileşenler içerir. Kompozit dolgu malzemenin iki ana bileşeni; reçine matriksi ve güçlendirici dolgu maddesidir (McCabe ve Walls, 1998, Anusavice, 1996). Bu iki bileşenin dışında malzemenin dayanıklılığını ve verimliliğini arttırmak için başka bileşenler de gerekir. Bağlayıcı malzeme, inorganik dolgu parçacıklarıyla reçine matriksi

arasında bağ oluşmasını sağlar. Başlatıcı malzeme ise reçine matriksini polimerize etmek için kullanılmaktadır (Anusavice, 1996).

Mine ve dentin dokusuna adezyon ile bağlanan kompozit reçineler, 1962 yılında Dr. Rafael Bowen tarafından tanıtılmış ve günümüze kadar önemli gelişmeler göstermiştir. Reçinenin kompozit malzemeye kazandırdığı yararlı özellikler, oda sıcaklığında şekil verilebilmesi ve kısa sürede polimerizasyon reaksiyonunun oluşması ile dişe yerleştirilmesidir. Güçlendirici dolgu maddesinin getirileri ise rijitlik, sertlik, mukavemet, ısı genleşme katsayısının düşüklüğüdür. Güçlendirici dolgu maddesinin etkisi; çeşidine, şekline, boyutuna ve miktarına göre, ayrıca da reçine ile verimli bağ yapma (uyumuna) derecesine göre belirlenir. Elastisite modülü de aşınma dayanımında olduğu gibi, güçlendirici dolgu maddesi eklenmesiyle artar. Eklenen güçlendirici dolgu maddesi yarısaydam ise reçinenin görsel özellikleri gelişir ve dolgunun daha gerçeğe yakın bir görünümüne ulaşmasını sağlar (McCabe ve Walls, 1998). Kompozit malzemelerde kullanılan reçine her zaman metakrilat monomer yapısındadır. Ancak günümüzde birçok malzemede dimetakrilatlar kullanılmaktadır. Dimetakrilat monomerler, sertleşme sırasında küçük bir büzölmeye uğrar ve polimetil metakrilatlardan genellikle daha iyi özelliklerde, çapraz bağlı üç boyutlu bir ağ yapısı oluşturur (McCabe ve Walls, 1998; Dayangaç, 2000).

Genel olarak ideal bir dolgu maddesi; mekanik etkilere karşı dirençli, kavite duvarlarına adaptasyonu iyi, ısı iletkenliği az, pörözitesi azaltılmış, canlı dokularla biyolojik olarak uyumlu, hazırlanması ve uygulanması kolay, özellikle ön grup dişler için estetik olarak uyumlu, radyopak doldurucu içeren, ağız içinde hacim ve şekil değişikliğine uğramayan, maliyeti ucuz ve raf ömrü uzun, mine-dentin bonding ajanlarıyla uyumlu, bitirme ve polisaj işlemleri iyi ve kalıcı olmalıdır. Bu özellikler açısından dental kompozitlerin önemi büyüktür (Leinfelder, 1985; Willems vd., 1993)

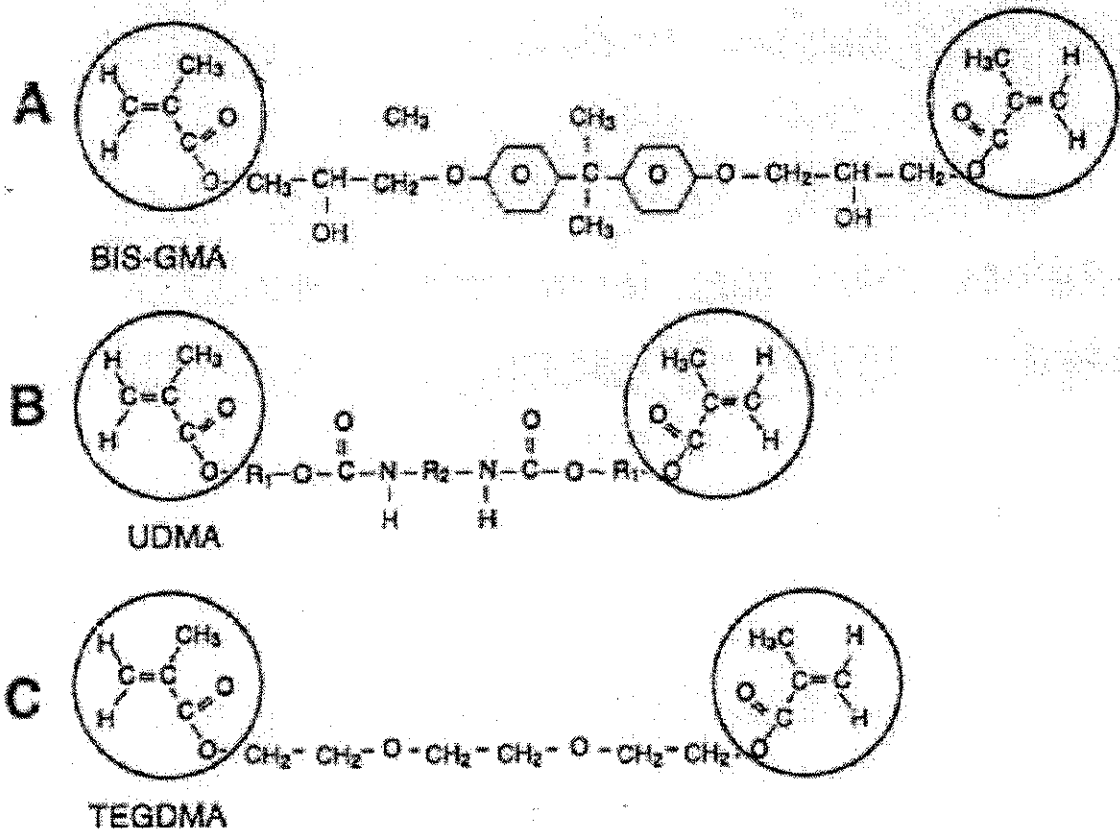
2.3.1 Dental kompozitlerin bileşimi

Adesiv sistemlerin kalıcı restorasyon materyali olan kompozitler, tipik olarak matriks faz içinde dağılmış olan doldurucu partiküllerin silan ajan ile bağlanması sonucu oluşturulan materyallerdir. Dişhekimliğinde kullanılan kompozit restoratif materyaller 3 esas öğeden oluşur:

- 1- Reçine matriks (Organik faz)
- 2- İnorganik doldurucu (İnorganik faz)
- 3- Silan ajan (Bağlayıcı faz)

2.3.1.1 Reçine matriksi

Reçine, kompozitin kimyasal olarak aktive olan bileşenidir. Serbest radikal polimerizasyon reaksiyonu ile rijit bir polimere dönüşür. Reçine matriks plastik bir kitlenin katı sert bir forma dönüşmesini sağlayarak materyalin diş restorasyonlarında kullanılmasına olanak sağlar. Reçine matrikste en yaygın kullanılan monomerler üretan dimetakrilat (UDMA), Bisfenol-A glisidil metakrilat (Bis-GMA) ve viskozite düşürücü olarak da Trietilen glükol dimetakrilat (TEGDMA) dır (Anusavice, 1996; Arcis vd., 2002; Jones ve Chem, 1998). Monomerlerin kimyasal yapısı Şekil 2.2’de gösterilmiştir.



Şekil 2.1 Bazı reçine monomerlerinin kimyasal yapıları (A) Bis-GMA, (B) UDMA, (C) TEGDMA (Dayangaç, 2000).

Bis-GMA monomeri ilk olarak 40 yıl önce Bowen tarafından tanıtılmıştır (Bowen, 1962, 1963). BisGMA monomeri en çok kullanılan temel monomerlerden biridir. Metil metakrilat gibi daha küçük boyutlardaki monomerlere kıyasla, BisGMA ve dokulara olan düşük difüzyonu ve uçuculuğu ayrıca hacimsel büzülmenin az olması gibi avantajlara sahiptir (Antonucci ve Stansbury, 1997).

Son yıllarda iyi adezyon sağlayan ve renk değişimine daha dirençli olan üretan dimetakrilat (UDMA) polimer matriks olarak kullanılmıştır. BisGMA ile daha düşük viskoziteye sahip olan üretan dimetakrilatlar (UDMA), günümüzde kullanılmakta olan tüm kompozitlerin reçine matrikslerini oluşturmaktadır (Craig, 2000). Ayrıca bu yüksek molekül ağırlıklı monomerler reçinenin kırılma olmamasına ve daha yavaş yaşlanmasına imkan tanır.

Yüksek moleküler ağırlığı nedeniyle BisGMA ve UDMA monomerler oldukça viskoz dururlar ve küçük miktarda doldurucu ilave edilmesi bile klinik kullanım için fazlasıyla sert bir kompozit elde edilmesine neden olur. Bu problemi aşmak için, viskozite kontrol edici olarak bilinen metil metakrilat (MMA), etilen glikol dimetakrilat (EDMA) ve TEGDMA gibi düşük viskoziteli monomerler ilave edilir (O'Brien, 1997; Craig, 2000). Yüksek miktarda viskozite düşürücü monomer eklenmesi durumunda matriks özelliklerini; polimerizasyon büzülmesi ve su emilimini artırıcı etki göstererek olumsuz yönde etkiler (Shobha, 1997; Feilzer, 2003). Araştırmalar UDMA ile BisGMA'nın yer değiştirmesini sağlamak amacıyla geniş olarak yürütülmektedir. En genel olarak bu amaçla kullanılan monomer 1,6-bis-(metakrilat-2-etoksikarbonilamino)-2,4,4-trimetilheksan (UEDMA)'dır. UEDMA'nın avantajı kompozitin dayanıklılığını artırdığı düşünülen düşük viskozite ve üretan zincirinin esnekliğidir.

2.3.1.2 Dolgu partikül fazı

Kompozit reçinelerin yapısında bulunan inorganik yapı, matriks içine dağılmış olan çeşitli şekil ve büyüklükteki kuartz, borosilikat cam, lityum alüminyum silikat, stronsiyum, baryum, çinko ve yitrium cam, baryum alüminyum silikat gibi inorganik doldurucu partiküllerden oluşur (McLean ve Wilson, 1977).

İlk kuşak kompozit reçinelerde kuartz, en çok kullanılan inorganik doldurucudur. Estetiği ve sağlamlığı iyi olan kuartz, radyopak olmaması ve sertliğinden dolayı küçük parçalara ayrılmasının oldukça zor olması sonucunda polimerizasyon sonrasında iyi cilalanamayarak pürüzsüz yüzey elde edilememesi gibi dezavantajlara sahiptir (Fortin ve Vargas, 2000).

Cilalanma sırasında, büyük partiküllerin açığa çıkması ve bu partiküllerin yüzeyden

koparılması, yüzey pürüzlülüğüne ve renklenmeye neden olmaktadır. Buna ek olarak bu partiküllerden organik reçine matrikse iletilen çiğneme kuvvetleri ile organik reçine matriks içerisinde mikro-çatlaklar oluşur (Craig, 2000).

İnorganik doldurucuların sertlik probleminin üstesinden gelinmesi amacıyla alüminyum ve lityum kullanılmış, radyolusentlik probleminin üstesinden gelinerek kompozit reçinenin radyopak hale getirilmesi amacıyla ise yüksek atomik ağırlıklı elementler olan itriyum, zirkonyum veya stronsiyum (O'Brien, 1997) veya çinko ve baryum kullanılmıştır. Flor salınan kompozit reçinelerde ise salınan florun çok az olması ile beraber yitriyum florid de kullanılmıştır (Fortin ve Vargas, 2000).

Dental kompozitlerde inorganik dolgu konsantrasyonu, ağırlık olarak %33 ile %78 arasında değişir. Daha fazla inorganik dolgu partiküllerinin varlığı kırma direncini artırır (Llyod ve Iannetta, 1982; Llyod ve Mitchell, 1984). İnorganik dolgu miktarı arttıkça malzemenin mekanik özellikleri gelişir (Kalachandra, 1995). Dental kompozitlerin Young's (elastisite) modülü malzemenin dolgu partikül miktarına bağlı olarak değişmektedir. Dolgu içeriğinin artması, Young's modülü ve deformasyona karşı direncin artmasına neden olabilir (Llyod ve Iannetta, 1982).

Yapılan bazı çalışmalar da inorganik dolgu partiküllerinin % 0–55 arasında değişen oranları kullanılarak elde edilmiş dental kompozitlerin Young's modülü ile dolgu partikül hacmi arasında yüksek pozitif ilişki olduğu tespit edilmiştir (Braem vd., 1989).

2.3.1.3 Ara faz

Dental kompozit reçinelerin iyi mekanik özelliklere sahip olabilmesi, inorganik doldurucu ile organik polimer matriks arasına su girişinin engellenerek hidrolitik stabilitesinin sağlanabilmesi, çözünürlüğünün ve su emiliminin azaltılması için organik polimer matriks fazı ile inorganik doldurucu arasında sıkı bir bağlanma gereklidir. Söz konusu bu kuvvetli bağlantı, ara faz ile kazanılır (Khor, 2001).

Organik ve inorganik fazları birbirine bağlayan bu faz "silan" adı verilen organik silisyum bileşikleridir. Kimyasal olarak dayanıklı ve inert olan bu bileşikler sıvı halden katı hale dek çeşitli halleri bulunabilir (Craig, 2000). Dental kompozit reçinelerde genellikle organofonksiyonel silan, γ -metakriloksi propil trimetoksisilan (γ -MPS) kullanılır (Bowen, 1963). Modern kompozit reçinelerde silika partiküllerinin yüzeyi silan bağlama ajanları ile önceden kaplanmış ve silika partikülleri yüzeyinde tek moleküllü ve çift fonksiyonlu çok ince

bir katman oluşturulmuştur. Bu katmandaki moleküllerin bir ucu silika partiküllerinin yüzeyinde var olan hidroksil grupları, diğer ucu organik matriksteki polimer ile bağlanmıştır (Fortin ve Vargas, 2000). Silan bağlama ajanları inorganik fazın özellikle silika partiküllerinde olumlu sonuçlar vermiş, bundan dolayı kompozit reçinelerin büyük bir çoğunluğunda silika içerikli inorganik doldurucular kullanılmıştır (Dayangaç, 2000).

2.4 Dental Kompozitlerin Sınıflandırılması

Kompozit reçineler; inorganik dolgu partiküllerinin büyüklüğüne, ağırlık ya da hacim yüzdesine, organik matrikse ekleniş biçimlerine, viskozitelerine ve polimerizasyon yöntemlerine göre sınıflandırılabilir (Çizelge 2.1) (Craig, 1996; Dayangaç, 2000; Ferracane, 2001).

2.4.1 İnorganik dolgu partikül büyüklükleri ve yüzdelere göre kompozitlerin sınıflandırılması

İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü 50–100 mm olan kompozit reçinelere megafil kompozitler, partikül büyüklüğü 10–100 mm olan kompozitlere makrofil kompozitler, partikül büyüklüğü 1–10 mm olan kompozit reçinelere ise midifil kompozitler denir. İlk kompozitler, makrofil olarak üretilmişlerdir. Makrofil ve midifil kompozitler, geleneksel kompozitler diye de adlandırılmaktadır (Çizelge 2.1) (Dayangaç, 2000).

Doldurucu partikül büyüklüğü 0,1–1 mm olan kompozit reçinelere, minifil veya küçük partiküllü kompozitler, partikül büyüklüğü 0,01 0,1 mm olan kompozit reçinelere mikrofil kompozitler, partikül büyüklüğü 0,01 mm olan kompozit reçinelere de nanofil kompozitler denir (Çizelge 2.1). Farklı büyüklükteki doldurucu partiküllerin karışımını içeren kompozit reçinelere ise, hibrit kompozitler adı verilir. Bunların partikül büyüklüğü makropartiküllü reçineden daha küçük, partikül miktarı ise mikropartiküllü reçineden daha fazladır. Her iki kompozit reçinenin özelliklerini taşımasına rağmen, hibrit türünün belirlenmesinde büyük partikül adı kullanılır. Küçük partiküller karışımın ikinci bileşenidir. Bu kompozit reçinelerde dolgular, silanizasyon dışında hiçbir işlem uygulanmadan monomer matrikse katılmışlardır. Bu nedenle, bu tür kompozitlere *homojen kompozitler* adı da verilmektedir (Bayne vd., 1994; Chung, 1990).

Çizelge 2.1 Kompozit reçinelerin inorganik dolgu partikül büyüklük ve yüzdelere göre sınıflandırılması (Dayangaç, 2000).

KOMPOZİT REÇİNE	İnorganik dolgu partikül büyüklüğü (µm)	İnorganik dolgu partikül yüzdesi (% ağırlık)
Megafil kompozit	50–100	Değişen miktarlarda
Makrofil kompozit	10–100	% 70–80
Midifil kompozit	1–10	% 70–80
Minifil kompozit	0.1–1	% 75–85
Mikrofil kompozit	0.01–0.1	% 35–60
Hibrit kompozit	0.04–1	% 75–80
Nanofil kompozit	0.005–0.01	Değişen miktarlarda

Viskozite sorununu çözmek amacıyla önceden polimerize edilmiş mikrofil kompozit kitlesi 1–20 mm büyüklüğünde partiküller elde edilecek biçimde öğütülmüş ve bu partiküller doldurucu olarak monomer matrikse eklenmiştir. Doldurucu partiküller modifikasyon yapıldığı için bu tür kompozit reçinelere, *Heterojen kompozitler* adı verilir (Willems vd., 1993; Swartz vd., 1996).

2.4.2 Polimerizasyon yöntemlerine göre kompozitlerin sınıflandırılması

2.4.2.1 Kimyasal yolla polimerize olan kompozitler

Bu sistemde, pasta+pasta, pasta+likit, toz+likit komponentlerinin karıştırılmasıyla polimerizasyon başlar. Patlardan biri hacimsel olarak yarı yarıya inorganik dolgu maddesi ve organik monomer içerir. Patlardan birinde polimerizasyonu başlatan benzoil peroksit diğerinde ise polimerizasyon hızlandırıcısı olan organik amin bulunur. Kimyasal olarak polimerize olan kompozit reçinelerin vücut ısısı nedeniyle merkeze doğru gösterdikleri büzülme, içerdikleri tersiyer amin nedeniyle görülen renklenme, çalışma sürelerinin kısa oluşu gibi önemli dezavantajları vardır (Phillips, 1991; Craig, 2000; Dayangaç, 2000).

2.4.2.2 Işıklı polimerize olan kompozitler

Işıklı ile polimerize olan kompozitler, Michael Buonocore tarafından 1970 yılında ilk olarak rapor edilmiş ancak 1971 yılında Caulk tarafından dünyaya tanıtılmıştır (Craig, 2000). 1972 yılında geliştirilen kompozit reçineler başlangıçta UV ışık ile polimerize edilmiştir. Yeterli polimerizasyon derinliği sağlayamaması ve retina ve yumuşak dokuya zarar vermesi gibi bazı dezavantajlarından dolayı bu sistem bırakılmıştır (Craig, 1985).

Günümüzde şırınga içinde yer alan tek patlı, görünür ışıkla polimerize olan kompozit reçineler kullanılmaktadır. Görünür ışıkla polimerize olan kompozit sistemlerinde fotobaşlatıcı olarak genellikle diketon olan benzil (Barbucci, 2002) veya en sıklıkla kullanılan ışık absorpsiyonu 465 nm olan kamforokinon (CQ), aromatik amin (dimetil aminometakrilat veya dimetil-p-toluidin) ise hızlandırıcı olarak kullanılır (Barbucci, 2002). Işıklı polimerize olan kompozitler ışığın 468 ± 20 nm dalga boyunda polimerize olurlar (Macdonald, 2001).

2.4.2.3 Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan kompozit reçineler

Bu tür reçinelerin kimyasal olarak polimerizasyon hızı yavaştır, ancak fotokimyasal olarak reçine ilave bir polimerizasyon sağlanmıştır. Polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmesinden endişe edilen her ortamda kullanılması önerilen bu tip reçineler, özellikle derin kavitelere, 2 mm'den daha kalın reçine uygulamalarında girişin zor olduğu, interproksimal (komşu dişler arası) alanlarda başarılıdır (Dayangaç, 2000).

2.4.3 Viskozitelerine göre kompozitlerin sınıflandırılması

Viskozitelerine göre kompozitler;

- 1) Kondanse olabilen kompozitler
- 2) Akışkan kompozitler

ikiye ayrılır.

2.4.3.1 Kondanse (yoğunluğu artırılabilen) olabilen kompozitler

Son yıllarda inorganik doldurucu partikül miktarı artırılarak amalgama benzer biçimde kondanse edilebilen viskoz kompozit reçine üretilmiştir. Kondanse kelimesinin anlamı, basınç uygulandığı zaman materyal hacminin azalması olduğu için, sıkı sıkıya doldurma anlamına gelen "packable" kelimesi bu grubu daha iyi tanımlar (Manhart, 2000). Bu kompozit

reçinelerin, uygulanması daha kolaydır ve el ile işleme özelliği geliştirilmiştir.

Bu tür kompozitlerin yapısı, hibrit kompozitlerden daha farklı olup, hibrit kompozitlere oranla daha yüksek oranda doldurucu içerirler ve doldurucu dağılımı farklıdır. Partikül büyüklükleri ise 15–80 µm arasındadır. Bu materyallerin uygulaması daha kolaydır. Kondanse olabilen kompozitlerin, el ile işleme özellikleri geliştirilmiştir. Aşırı basınç altındaki arka diş restorasyonlarında, amalgama benzer şekilde uygulanırlar. Materyalin yapışkan olmaması ona manüplasyon kolaylığı sağlar. Restorasyonlarda metal matriks bandı ve kama kullanılarak kolayca sağlanabilen fizyolojik interproksimal, kontaklar ve restorasyonun tek kütle halinde sertleşmesi önemli avantaj oluşturur. Kondanse olabilen kompozitlerin bu kullanımları klinisyenlerin ilgisini çekmektedir. Yüksek doldurucuların ilavesi, bu materyallerin el ile işlenmelerine ve yüksek fiziksel-mekanik özellikler göstermesine neden olmaktadır (Leinfelder, 1998; Manhart vd., 2000, 2001). Aynı zamanda hibrit kompozit reçinelere oranla daha büyük inorganik doldurucu partiküller içermesinden dolayı kondanse edilebilen kompozit reçinelerin, bitirme ve polisaj işlemleri sonrasında pürüzlü yüzey oluşması riski fazladır.

2.4.3.2 Akışkan kompozitler

1995 yılından beri akışkan olarak tanımlanan yeni bir kompozit tipi popüler olmuştur. Düşük viskoziteli ya da akışkan kompozit iki işlemle elde edilir: (1) Partikül boyutları artırılır, (2) doldurucu miktarı azaltılır. Mikrofil ve hibritlerle kıyaslandığında, akışkan kompozitler daha az yapışkan ve çok daha kolay kullanım özelliklerine sahiptir. Mikrofil ve hibrit kompozitlerle kıyaslandığında, termal genleşme katsayısı, aşınma oranı ve yüzey pürüzlülüğü fazladır ve fiziksel özellikleri düşüktür. (Bayne vd., 1998).

Kavite geometrisinin her zaman ideal koşullarda sağlanamadığı adeziv preparasyonlarda, oluşan polimerizasyon büzülmesini engellemek ve stres kırıcı bir bariyer oluşturmak amacıyla geliştirilen akışkan kompozit reçineler; restoratif diş hekimliği uygulamalarında varılan en son gelişmelerden birisini teşkil etmektedir (Bayne vd., 1998a, 1998b; Labella vd., 1999).

Akışkan kompozitlerin en büyük avantajları; mikrosızıntının engellenmesinde kullanılırlar. Kondanse olabilen kompozitlerin altında kullanılmaktadır. Restorasyon yüzeyinde ve kenarlarında kalan mikroçatlakların kapatılmasında da kullanılmaktadır. Şırınga sistemleri sayesinde uygulaması kolaydır (ADA, 2003).

Akışkan kompozitlerin dezavantajları ise; akıcılıkları uygulama esnasında kontrol

edilmelerini zorlaştırır, ayrıca bu materyallerin yapışkanlıkları nedeniyle manüplasyonları zordur ve kullanılan aletlerin yüzeyine yapışırlar (Bayne vd., 1998).

2.5 Dental Kompozitlerde Kullanılan İnorganik Dolgu Malzemeleri Hakkında Genel Bilgi

Hidroksiapatit (HA)

Hidroksiapatit, dişlerin mine ve dentin tabakası ve kemikte bulunan, kimyasal formülü $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ olan kalsiyum tuzudur. Sentetik HA'nın kemikteki minerale benzerliği klinik olarak biyomateryallerde kullanımını arttırmıştır. HA biyomedikal implantlarda uzun ömürlü kullanılması için önerilen mekanik dayanıklılığa sahiptir. Pratikte HA implant yüzeylerinde biyoaktif kaplayıcı olarak kullanılır. HA diğer kalsiyum fosfatların aksine fizyolojik koşullar altında bozunmaz. Aslında termodinamik olarak fizyolojik pH'da stabildir ve kemiğin çevresiyle kuvvetli kimyasal bağ oluşturarak aktif olarak kemik bağlarında bulunur.

Kemik dokusunun inorganik yapısını oluşturan kalsiyum fosfat esaslı HA, tıp ve dişhekimliğinde kullanılan bir biyoseramik malzeme olup, biyouyumluluğu nedeniyle yapay kemik olarak çeşitli protezlerin yapımında, çatlak ve kırık kemiklerin onarımında ve metalik iyon malzemelerin kaplanması için kullanılmaktadır. (Bonfield, 1981; Labella, 1994; Kobayashi, 1997; Wang, 1998; Vallo, 1999).

Mineye benzer şekilde Mohs Skalasına göre sertlik derecesi 5'tir. Bu benzerliği nedeniyle dental restorasyon malzemeleri için uygun bir inorganik maddedir. Kendine özgü radyopak özelliği, dental kompozitlerin cilalanabilirliğini arttırması, aşınma dayanımını geliştirmesi ve dişin kendi yapısına benzer sertlik değerine sahip olması nedeniyle HA'nın dental kompozitlerde kullanılması umut verici avantajlar sunmaktadır. (Willems, 1992).

Kemik kırılmalarında restorasyon amaçlı biyoseramiklerin hazırlanmasında, periodontal kemik defektlerinin tamirinde, kemik fraksiyonlarında iyileşme ve iltihabı durdurması gibi umut verici potansiyeli nedeniyle kontrollü ilaç salınımı için ilaç taşıyıcı olarak da kullanılmaktadır (Lazic vd., 2001).

Labella vd., (1994) çalışmalarında inorganik doldurucu olarak HA kullanılan BisGMA organik reçine matriksli kompozitlerde esneme dayanıklılığının arttığını bildirmişlerdir.

HA üzerine yapılan bir bilimsel çalışmada dental kompozitlerin mekanik özelliklerini nasıl

etkilediği incelenmiştir. Bu amaçla, BisGMA/TEGDMA ve BisGMA/HEMA monomer matriks ve HA ise güçlendirici inorganik faz malzemesi olarak kullanılmıştır. Elde edilen sonuçlara göre HA'nın dental kompozitin mekanik özelliklerini geliştirdiği gözlemlenmiştir. Özellikle elatisite modülü ve yüzey sertliğinde artış meydana geldiği rapor edilmiştir (Arcis vd., 2002).

Çizelge 2.2 Hidroksiapatitin genel özellikleri

Yoğunluk	3.156 g/cm ³
Sertlik	500–800 VSD
Gerilme dayanıklılığı	40–100 MPa
Bükülme direnci	20–80 MPa
Sıkışma dayanıklılığı	100–900 MPa
Kırılma tokluğu	1 MPa/m ^{1/2}
Young modülü	70–120 GPa

Alümina

Metallerle kıyaslandığında mekanik özellikleri ile biyouyumlu seramikler vücudun yüksek dayanım gerektiren bölgelerinde tercih edilmektedir. İnert bir seramik olan alümina mükemmel korozyon direnci, yüksek dayanıklılık ve aşınma direnci göstermesi nedeniyle kalça protezlerinde ve dental implantlarda yoğun ve saf durumda kullanılır. Alüminanın çok iyi biyouyumluluğu ve düşük sürtünme ile aşınma değerlerine sahip olması kadar protezlerin kalıntısız sürtünmesine olanak sağlayan ince tabaka yapısı sayesinde ortopedik cerrahide uzun ömürlü malzemelerde kullanılmaktadır.

Mekanik olarak güçlü alümina biyokompozitlerde güçlendirici malzeme olarak kullanılmaktadır. Polikristalin alfa alüminanın dayanıklılık, yorgunluk direnci ve kırılma dayanımı tanecik büyüklüğü ve saflığın bağlı özelliklerdir. Alüminanın mekanik özellikleri Çizelge 2.3'de gösterilmiştir (Ratner vd., 2004).

Çizelge 2.3 Biyomedikal alanlarda kullanılan alüminanın mekanik özellikler

Yoğunluk	3.97 g/cm ³
Sertlik	1200 VSD, 1175 kg/mm ²
Bükülme direnci	500 MPa
Sıkışma dayanıklılığı	2100 MPa
Kırılma tokluğu	4 MPa/m ^{1/2}
Young modülü	380 GPa
Termal genleşme katsayısı	8x10 ⁻⁶ 1/K

Zirkonya

Yitriyum oksit, magnezyum oksit ve kalsiyum oksit gibi stabilize oksitlerle karıştırıldığında sıra dışı özelliklere sahip olan saf formunda inert bir seramiktir. Zirkonya monoklinik, tetragonal ve kübik olmak üzere üç farklı formda bulunur. Saf zirkonya oda sıcaklığında monoklinik haldedir. Geleneksel seramik uygulamalardan bilindiği gibi biyouyumluluğu yanında geliştirilebilen mekanik özellikleri sayesinde biyokompozitlerde kullanılması da uygundur. Mühendislik alanlarında zirkonyanın faydalanılan özellikleri dayanıklılık, tokluk, sertlik, aşınma direnci ve termal özellikleridir.

Çeşitli kompozisyonlarda mekanik özellikleri etkilemesi nedeniyle zirkonyum içine eklenecek maddelerin cinsi ve miktarı önemli bir değerdir. Biyomedikal amaçlı kullanılan zirkonyum oksit seramikler arasında en iyi özelliği gösterir. Çizelge 2.4’de ticari olarak satılan içinde yitriya stabilize olan zirkonyanın mekanik özellikleri verilmiştir (Piconi vd., 1997).

Çizelge 2.4 Zirkonyanın (TZ-3Y) mekanik özellikleri

Yoğunluk	6.05 g/cm ³
Sertlik	1350 VSD, 1300 kg/mm ²
Eğilme dayanıklılığı	900–1200 MPa
Sıkışma dayanıklılığı	200 MPa
Kırılma tokluğu	7–10 MPa/m ^{1/2}
Young modülü	210 GPa
Termal genleşme katsayısı	11x10 ⁻⁶ 1/K

2.6 Dental Kompozitlerin Özellikleri

Kompozit reçinelerin fiziksel ve mekaniksel özellikleri, polimerizasyon yöntemlerinden ya da polimerizasyon sırasındaki monomer polimer değişimlerinden önemli ölçüde etkilenir.

Restoratif reçine bazlı malzemelerin özelliklerinin ISO standartlarına uygun olması gerekir. (ISO 4049):

- 1) Çalışma ve sertleşme süresi
- 2) Ortam ışığına duyarlılık ve sertleşme derinliği
- 3) Kırılma mukavemeti, renk kararlılığı, su emilimi, şekil, radyoopozite, çözünürlük.

2.6.1 Kompozitlerin sertleşme özellikleri

Kimyasal yolla aktive olan malzemelerde sertleşme, iki bileşenin karıştırılması ile hemen başlar. Malzeme içinde aynı olan sertleşme oranı, oda sıcaklığında viskozitede kademeli bir artışa sebep olur. Bu nedenle malzeme kullanım süresi kısıtlıdır ve kullanımı zorlaşmadan hazırlanmış oyuklara koyulmalıdır. Bu süre, ISO 4049 standartlarına göre en az 90 saniye olmalıdır. Malzeme, oyuk bölgeye koyulduktan sonra bir plastik şeritle baskı altında tutulmalıdır. Sertleşme normalde iki veya üç dakika içinde tamamlanır. Sertleşme malzemenin her yerinde homojen olarak gerçekleştiğinden, yüzeyi sert olan malzemenin oyuğun tabanına doğru derinleştiği kabul edilir. Işıkla aktive olan malzemede, malzemenin viskozitesi ışık kaynağına maruz kalmadan önce oldukça küçük değerlerde artış gösterir. Bu özellik uygulamayı yapan kişiye daha uzun bir çalışma süresi tanımaktadır. Fakat bu malzemeler, yoğun olarak görülebilir ışığa maruz kalırsa, yavaş yavaş ışık etkisinde sertleşmeye başlarlar. Bu sebeple, malzemenin oyuğa yerleştirilmesi gereğinden fazla geciktirilmemelidir. Matriks şeritle kaplanan malzeme ışığa maruz kalır kalmaz, hızlı bir şekilde, polimerizasyona uğrar.

Işıkla sertleştirilen malzemelerde sertleşme, malzemede ışık yoğunluğunun en fazla olduğu katmanların yüzeylerinde gerçekleşmektedir. Aktivasyon potansiyeli, dolgunun yüzeyine olan mesafenin bir fonksiyonu olarak eksponansiyel (üstel) olarak düşer. Sertleşmenin gerçekleşebilmesi için belli bir seviyede ışık yoğunluğu gerektiğinden, ışıkla sertleşen malzemelerde sınırlı sertleşme derinliği vardır. Yapıştırıcıların yüksek viskoziteleri, etkin serbest radikallerin difüzyonunu geciktirir. İlk başta etkinleşmeyen malzemeler sertleşmeden kalabilir ya da sertleşmesi uzun zaman alabilir. Sertleşmenin derinliğini ölçmek için ISO 4049'da belirtilen sıyırma testi kullanılır. Işıkla etkinleşen kompozitleri üreten firmalar, sertleşme derinliğini, ışık penetrasyonuna daha kolay izin verecek şekilde kontrol ederler. Ayrıca, belirli bir kür derinliği sağlamak için, uygun şiddette bir ışık kaynağı kullanılabilir ve ışığa maruz kalma süresi uzatılabilir. Koyu ve daha opak tonlu malzemeler, diğerleri ile aynı kürleşme derinliğine sahip değildir. Malzeme yüzeyi ile ışık kaynağı arasındaki mesafe

önemlidir. Kürleşme derinliği uzaklık arttıkça belirgin şekilde düşer.

Doğada kompozit malzemelerin sertleşmesine sebep olan polimerizasyon reaksiyonları ısı veren reaksiyonlardır. Kimyasal ve ışıkla etkinleşen malzemelerin reaksiyon ısıları, yaklaşık olarak aynı büyüklükteyken son ısıları değişken olarak artabilmektedir. Polimerizasyon sıcaklığının daha dar bir zaman aralığında, ışıkla sertleşen kompozit malzemelerdeki sıcaklık artışı daha fazladır. Ayrıca ışıkla etkinleşen birimin ısıtma etkisi, daha fazla ışıkla muamele edildiğinde kompozit malzeme sıcaklığını daha da arttırmaktadır. Üreticiler, bu etkiyi azaltmak için ışık etkinleşme birimlerine filtreler eklemişlerdir. Bunlar, beyaz ışığın daha sıcak olan kısmını uzaklaştırmak için dizayn edilmişlerdir (McCabe ve Walls, 1998).

Kompozit malzemelerde kullanılan monomerler, potansiyel olarak pulpaya zararlı olarak düşünülse de sertleşmeden sonra, genellikle yüksek çapraz bağlı ağ yapıda güçlü bağ yaparlar. Buna rağmen, kompozit yenilemeye girmeden, boşluklara astar çekmek genel bir uygulamadır. Malzeme olarak genelde kalsiyum hidroksit tercih edilir. Reçine bazlı malzemelerin diş kemiğine bağlanmasındaki son gelişmeler astar kullanımına gerek olup olmadığı konusunda tartışmalara yol açmıştır (Anusavice, 1996; McCabe ve Walls, 1998).

2.6.2 Kompozitlerin mekanik özellikleri

Kompozit malzemelerin mekanik özellikleri, dolgu içeriğine, dolgu maddesinin cinsine, reçine-dolgu bağlanma verimliliğine ve gözeneklilik derecesine bağlıdır. Işıkla etkinleşen kompozitler macun olarak hazırlanırlar. Doğru bir şekilde ışıkla etkinleşen, geleneksel kompozit malzemeler, 260 MPa'lık bir sıkıştırma gerilimine sahiptir. % 3 gözenekliliğe sahip buna denk kimyasal yolla etkinleşen kompozitlerde ise bu değer 210 MPa civarındadır. Gözeneklilik aynı zamanda belirgin şekilde, kompozit malzemedeki yorulma dayanımını da etkiler. Gözeneksiz malzemelerde yorulma limiti daha yüksek değerlerde olup, yorulma dayanımı da gözenekli olanlara göre daha uzundur. Yoğun olarak doldurulmuş geleneksel kompozit malzemelerin kırılma eğilimleri vardır. Dolgu içeriği azaltıldığında daha az kırılma eğilimi gözlemlenmiştir. Ağırlıkça %50 veya altında dolgu maddesi içeren mikro dolgulu kompozitler, kırılma oluşumu için gereken zorlamadan daha düşük bir noktada verimlilik sergilerler (Li vd., 1985; Braem vd., 1989; Asmussen ve Peutzfeldt, 1998).

Hibrit kompozitler, geleneksel kompozitlere benzer mekanik özellikler sergilerler. Dayanım ve modül değerleri, geleneksel kompozitlere göre daha fazladır.

Geçmişte basma dayanımına önem verilirken, günümüzde daha çok gerilme ve burulma

dayanımlarına önem verilmeye başlanmıştır. Bu şekilde oluşan kırıklar, klinik açıdan daha anlamlıdır. Hibrit kompozitlerde gerilme ve burulma dayanımı, mikro dolgulu kompozitlerden daha iyidir. Ticari olarak uygun malzemelerin dayanım değerleri standartlarla belirlenen minimum değerlerin üstündedir. Elastisite modülü belirgin şekilde düşük değerlerde olan mikro dolgulu malzemeler, klinik açıdan daha önemlidir. Bu tip malzemeler, herhangi bir zorlama altında deforme olabilmektedir.

Çizelge 2.5 Dental kompozitlerin mekanik özellikleri (McCabe ve Walls, 1998).

	Geleneksel Kompozitler	Mikro Dalgulu Kompozitler	Hibrit Kompozitler
Basma Dayanımı (MPa)	260	260	260
Akma Dayanımı (MPa)	260	160	300
Çekme Dayanımı (MPa)	45	40	45
Eğme Dayanımı (MPa)	110	80	150
Elastisite Modülü (GPa)	12	6	14
Sertlik (VHN)	60	30	90

Kırılma sertliği testi, mekanik dayanıklılığı ölçmek için gittikçe daha fazla kullanılmaktadır. Testlerin sonuçları, kritik zorlama şiddetini belirtir. Bu da elastik zorlamanın bir çatlak yakınında dağılımını göstermektedir. Eğer yeterli büyüklükte bir kuvvet uygulanacak olursa, kırık oluşumuna sebep olabilir. Geleneksel kompozit malzemelerde kırılma sertliği değeri, yaklaşık olarak $1.2 \text{ MNm}^{-1.5}$ civarındadır. Yoğun dolgulu hibrit kompozitlerde bu değer, $2.0 \text{ MNm}^{-1.5}$ lere kadar ulaşmaktadır (McCabe ve Walls, 1998).

Fortin ve Vargas (2000) da çalışmalarında inorganik doldurucuların (alüminyum, lityum, baryum ve yitriyum gibi) kimyasal kompozisyonunun kompozit reçinenin özelliklerini etkilediğini belirtmişlerdir.

Dental kompozit reçinelerin mekanik özellikleri çeşitli değişkenlere göre farklılık gösterir. Bu değişkenler; organik reçine matriksi (Asmussen vd., 1998), silanizasyon (Mohsen ve Craig, 1995), inorganik doldurucu boyutu, şekli, kompozisyonu (Li vd., 1985; Braem vd., 1989) olarak sıralanabilir. İstenilen özelliklere göre üretilmiş malzemenin değişen çevresel

koşullar altında nasıl davranacağını önceden tespit etmek amacıyla kompozit malzeme çeşitli mekanik testlere tabi tutulur.

2.6.2.1 Hidrolitik bozunma

İnorganik dolgu malzemesi olsun ya da olmasın herhangi bir polimerik maddenin su Emilimi dental uygulamalar açısından çok önemlidir. Polimer içine su girişi malzemenin özelliği üzerinde faydalı etki sağlayabilir. Bunun yanı sıra su Emilimi mikroçatlaklar oluşturabileceğinden ve cilanın hidrolize olmasına sebep olabileceğinden reçine kompozitlerin ömrünü kısaltabilir. Aşırı su alımı ise dolgu ve matriksin birbirinden ayrılmasına neden olabilecek hasarlara sebep olabilir. Bu sebeple polimerik kompozit dolgu maddelerinin su Emilimi karakteristiklerini incelemek çok önemlidir.

Kompozit reçinelerin inorganik doldurucu komponentlerinin distile suda salındığı bilinmektedir (Söderholm, 1983). Reçine bazlı restoratif malzemeler polimerize olduktan sonra da su varlığında, suyun inorganik reçine matriks içerisine girmesi veya suyun matriks içine Emilimi ile serbest, reaksiyona girmemiş monomerler ve iyonların çözülmesi gerçekleşir. İnorganik doldurucu partiküllerinin su ve yapay tükürük ile reaksiyona girmesiyle de farklı elementler ortama salınır (Söderholm vd., 1996, 2000).

Charles'ın teorisine göre kuvarz inorganik doldurucular stabil kalırken, Na^+ gibi cam modifiye edici iyonlar içeren camlar suda kaldıklarında Na^+ ve Si salınır (Söderholm, vd., 2000). Bu iyonlar cam yüzeyinden salındıklarında, salınım mekanizması cam yüzeyinde şarj dengesizliğine neden olur. Bununla beraber ortamda (ör: tükürük) aynı tip iyon varsa, bu iyonlar inorganik doldurucu yüzeyindeki şarj dengesinin oluşturulmasına yardımcı olabilir (Söderholm, vd., 2000). Bu mekanizma, cam-modifiye edici iyonların sürekli salınımına neden olabilir ki bu da yapay tükürükte neden distile sudan belirgin şekilde daha fazla salındığı durumunu açıklamaktadır (Söderholm vd., 1996).

En yüksek su emme kapasitesi, en düşük inorganik doldurucu partikül oranına sahip dental kompozit reçinelerde görülmektedir.

Yapılan incelemeler; monomer karışımın, (BisGMA, TEGDMA ve HEMA) dolgu parçacıklarının boyutunun (nanometrik ya da mikrometrik) ve tamamlayıcı elementin (farklı karboksilik asitler) HA ile doldurulmuş kompozit reçinelerin performansı üzerindeki etkisini göstermiştir. Bu kompozit materyaller nihayetinde ağız içinde kullanacakları için bu materyallerin gerçekten kullanabilirliğinin saptanabilmesi için ıslak ortamda incelenmeleri

gerekmektedir.

Yapılan bir çalışmada, HA kullanılarak elde edilmiş dental kompozitin su absorpsiyon özelliği incelenmiş ve inorganik dolgu fazında HA'in kullanılmasının su absorpsiyonunu azalttığı sonucuna ulaşılmıştır (Santos vd., 2002).

Yapılan diğer bir çalışmada silis ya da pirolitik silisli dolgu içeren dental kompozitlerdeki su emilim hareketleri incelenmiştir. Deb vd., (1995) HA ile güçlendirilmiş kemik sementlerin su emilim özellikleri üzerinde çalışmıştır. Sonuç olarak da eğer HA dolgusunun yüzeyi silanize edilmiş ise HA'nın ilave edilmesiyle kemik sementin su emiliminin azaldığı görülmüştür.

2.6.2.2 Sertlik

Sertlik, bastırma kuvvetine karşı malzemenin gösterdiği direnç olarak tanımlanabilir. Düşük değerler yumuşak malzemeleri, yüksek değerler ise sert malzemeleri belirler. Vickers, Knoop, Barcol, Shore, Brinell ve Rockwell sertlik testleri en çok kullanılan test yöntemleridir. Bu testlerde farklı uçlarla malzeme üzerinde çentik oluşturulmaya çalışılır. Brinell ve Rockwell testleri, malzemenin cilalı yüzeyine spesifik yük altında farklı malzemelerden hazırlanan uç bastırılarak uygulanan makrosertlik testleridir. Bu test metodları, geniş alanlara ortalama değerler uygulandığından ve geniş çentikleri oluşturduklarından kırılgan malzemelerin sertliklerini belirlemede yeterince hassas değildir. Brinell sertlik testi, 10 mm çapında çelik veya karbit top uç kullanılan metal ve alaşımları test etmekte kullanılan en eski test metodu iken Rockwell testi elmas koni veya çelik top uç kullanılarak plastik malzemelerin yüzey sertliğini test eden sertlik testidir (Wang vd., 2003).

Vickers ve Knoop sertlik testlerinde ise 9,8 Newton'dan daha az yük uygulanır ve oluşan çentikler küçüktür. Bundan dolayı da çok ince malzemelerin sertlik derlerini ölçebilen hassas testlerdir. Vickers sertlik testinde, Brinell sertlik testine benzer olarak elmas uç kare tabanlı piramit şeklindedir ve 10-15 saniye uygulanan yükün çentiğin kapladığı alana bölünmesi ile elde edilen değer, Vickers sertlik değeri olarak kabul edilir (Wang vd., 2003). Knoop sertlik testinde, piramidin bir eksenini diğerinden daha uzundur, ölçüm yapılırken de yalnızca uzun olan eksen değerlendirilir. Knoop sertlik değeri de yine uygulanan yükün çentiğin kapladığı alana bölünmesi ile elde edilen değerdir (Phillips, 1996; Wang vd., 2003).

Sertlik testi, kompozit reçineler için polimerizasyon derecelerinin değerlendirilmesini sağlayan testtir. Vickers ve Knoop mikrosertlik testleri sayesinde kompozit reçinenin sertliği ve polimerizasyon derinliği tespit edilebilir (Wang vd., 2003).

BisGMA organik matriksli reçinelerin yüzey sertlik değeri hidrofilik olan üretan dimetakrilattan fazladır. Işıkla polimerize olan kompozitler karıştırma işlemi yapılmadığı, dolayısıyla içpörözite oluşmadığı için daha dirençlidirler (Dayangaç, 2000). Doldurucusuz reçinelere göre dolduruculu reçinelerin sertliği artmaktadır (Mandikos, 2001). Reçine sistemlerin yüzey sertliğinin ve basınca dayanımının doldurucu içeriği yükselmesiyle arttığı belirtilmektedir (Li, 1985).

2.6.2.3 Aşınma

İnorganik doldurucu partiküllerin boyutları, kapladıkları hacim ve içerikleri kompozit reçinenin aşınmasını etkileyen önemli faktörlerdir. İnorganik doldurucu partiküllerin boyutları büyüdükçe, dental kompozit reçinenin aşınma potansiyeli de artar. ADA (American Dental Association), posterior kompozit reçineler için 4 yıllık klinik kullanımda aşınma miktarının 100 μm 'a kadar kabul edilebilir olduğunu belirtmiştir.

Ağız içerisinde bulunan enzimler ve alkol, kompozit reçinelerin matriksini parçalayabilirler (Larsen vd., 1992; Sarrett vd., 2000). Korosiv aşınma, doldurucu bağının bozulması ve/veya reçine matriksinin parçalanması ile oluşur. Sıvı ortamda kuartz doldurucu partikülleri, radyopak doldurucu partiküllerden daha kararlıdır (Söderholm vd., 1996, 2000). Yapılan çalışmalarda silan bağlama ajanlarının kompozit reçinelerin aşınmaya karşı dirençlerinde önemli rol oynadığı ve silan kullanılmadığında direncin yarı yarıya düştüğü belirtilmiştir.

Robinson vd., (1988) ile Johnson vd., (1992) çalışmalarında hibrit kompozit reçinelerin amalgam restorasyonlarla kıyaslanabilecek düşük aşınma oranları gösterdiklerini tespit etmişlerdir.

Rowe (1989) ve Hilton vd., (1997) çalışmalarında, sınıf I ve sınıf II kavitelere uygulanan hibrit kompozit reçine restorasyonların aşınmaya karşı dirençlerinin aynı şartlarda hazırlanan amalgam restorasyonlardan farklı olmadığı ve sınıf I ve sınıf II kavitelere uygulanan kompozit restorasyonların klinik olarak kabul edilebilir olduğu, benzer sonuçlarına ulaşılmıştır.

Son yıllarda geliştirilen yüksek miktarda inorganik doldurucu içeren partikül boyutu ortalama $\sim 1\mu\text{m}$ olan hibrit kompozit reçineler 3 yıllık aşınma miktarı incelendiğinde mineye yakın değerler göstermektedir (1997).

Lambrechts vd., (1989) 4 yıllık aşınma oranlarını inceledikleri çalışmalarında molar dişlerin

okluzal kontakt alanlarında 29 μm , premolar dişlerin kontakt alanlarında ise 15 μm 'luk değerler elde etmiştir.

2.6.3 Kompozitlerin yüzey özellikleri

Yüzey sertliği ve aşınım dayanımı, dolgu içeriğine ve partikül boyutlarına bağlı özelliklerdir. Kompozit malzemelerin yüzeyi, başlangıçta matriks şeridine olan temasa bağlı olarak çok pürüzsüz ve parlaktır. Yüzey katmanı, başta malzeme yığınının göre reçinece zengindir. Ancak, herhangi bir aşınma süreci sonucunda, yüzeydeki reçinenin azalmasıyla yüzey pürüzlenmesi meydana gelir. Buna karşın mikro dolgulu malzemelerin avantajı, aşınma sonrası pürüzsüz bir yüzey sağlayabilmesidir. Bunun nedeni de sert inorganik parçacıklarının çok küçük olmasıdır. Yüzey pürüzlülüğüne katkıda bulunan bir diğer etken de, gözenek boşluklarının aşınmaya maruz kalmasıdır. Bu durum, tüm kimyasal yolla etkinleşen kompozitlerde gözlemlenebilir. Yüzey pürüzlülüğünün diğer bir nedeni de, kullanım sırasında örneğin yiyecekler ya da diş macunu ile etkileşimiyle meydana gelen aşınmadır. Ayrıca pürüzlenme; kontürlleme ve parlatma sırasında da olabilir. Bütün parlatma prosedürleri, matriks yüzeye göre, pürüzlenmede önemli bir artış yaratır. Pürüzlenmiş yüzeyin kayganlaştırılması şeffaf bir sır, kullanarak sağlanabilir. Bu şeffaf sır dolgu parçacıkları bulundurmeyen reçinelerdir. Şeffaf sır, kompozitlerin yüzeyine uygulanır ve 100 μm kalınlığında kaygan bir yüzey oluşturmasını sağlar. Ancak bu malzeme çok yumuşak olduğundan, kolayca aşınmaya maruz kalır ve yine kompozitin yüzeyi ortaya çıkar (McCabe ve Walls, 1998).

Kompozit reçinelerin yüzey pürüzlülüğü ile ilgili pek çok araştırma yapılmıştır. İn vitro'da farklı çeşitler kullanılarak araştırma yapıldığında bu türdeki kompozit numunelerin pürüzlülük değerlerinin farklı olduğu bulunmuştur. Bunun sebebi çalışmalarda kompozitlerin bitirme prosedürü ve yüzey pürüzlülüğü ölçümlerini gerçekleştirmek için kullanılan araçlardaki farklılık olabilir.

Bitirme ve cila aşamalarına bakıldığında şu ortaya çıkmıştır; kompozit matrikse baskı uygulamak daha pürüzsüz bir yüzey oluşturmaktadır.

Yaygın olarak kullanılan ve mikrodolgulu olan kompozitler farklı pirolaktik pastalarla cilalandıklarında yüzey pürüzlülüğünün 4 kat arttığı ortaya çıkmıştır.

Busscher cilalama malzemesine bağlı olarak; akrilik reçinelerde, cila işleminden sonra yüzey pürüzlülüğü görüldüğünü vurgulamıştır. Loney vd., reçine ile farklı yollarla tedavi

uygulandığında, uygulamanın çeşidine göre 2 ile 5 kat daha fazla yüzey pürüzlülüğü meydana geldiğini göstermiştir. Ağız içi sert yüzeylerin pürüzlülüğü oral mikroorganizmaların barınmasında çok büyük önem taşımaktadır. Yüzey pürüzlülüğündeki artış yüzeyin daha hızlı kolonizasyonuna ve periodontal iltihap riski oluşturan plakların daha hızlı oluşmasına yol açmaktadır. Bu yüzden tüm ağız içindeki sert yüzeylerin pürüzlülüğü yaklaşık 0,2 µm ya da daha az olmalıdır.

Reçine kompozitleri, akrilik reçine ve cam iyonomer sementleri pürüzsüz yapmanın en kolay ve etkili yolu bunlara polyester parça ile baskı uygulamaktır.

Su emiliminden sonra HEMA içeren kompozitlerde yüzey pürüzlülüğü artarken TEGDMA içeren kompozitler hemen hemen etkilenmemektedir. Mikrodolgulu kompozitlerin hibrit kompozitlere göre daha pürüzsüz bir yüzeye sahip olduğu yapılan araştırmalarda görülmektedir.

2.6.4 Kompozitlerin dış görünüş özellikleri

Gerçek diş görünümünü vermesi için, dental kompozitlerin görsel renklendirmeye ve yarı şeffaflaşmaya sahip olmaları gerekir; ancak bu sayede gerçek diş yapısını taklit edebilirler. Kompozit malzemeler konuldukları çevredeki diş materyalleri ile iyi bir eşleşme göstermelidirler. Kullanılabilecek tonlardaki çeşitlilik dolgu malzemesinin sağlayacağı yarı saydamlık derecesi ile birleşince, diş hekimleri, hastalarını memnun edecek sonuçlara ulaşabilmektedirler. Mikro dolgulu malzemeler, geleneksel ve hibrit kompozitlere göre daha pürüzsüz bir yüzey sağlarlar. Doğal olarak reçinede bulunan ya da etkin sabitleyicilere sahip bu malzemeler, yüzey lekelenmelerine karşı dayanıklıdır (Anusavice, 1996; McCabe ve Walls, 1998)

Renklendirme, farklı pigmentlerin eklenmesiyle sağlanabilir. Bu pigmentler genellikle çeşitli metal oksitleridir. Yarı şeffaflık, diş minesini ve diş kemiğinin benzetilmesiyle sağlanabilir. Bütün görsel değiştiriciler, kompozitin ışık geçirgenlik özelliğini etkiler. Bunun nedeni, bütün kompozitlerin ışıkla etkinleştirilmiş olmasına bağlıdır. Farklı renk tonları ve şeffaflık derecelerinin, farklı sertleşme derinlikleri olacaktır (Anusavice, 1996).

2.6.5 Kompozit malzemelerin biyouyumluluğu

Güçlendirici maddelerin biyouyumluluğundaki temel sorunlar genellikle iki konuya dayanır: malzemenin kimyasal zehirliliği ve marjinal sızıntı. Kompozitlerden öze yapılan kimyasal

saldırı, ancak bileşenler malzemeden yayılırsa ve öze ulaşırsa mümkündür. Tam anlamıyla polimerize olmuş kompozitler daha biyouyumludur, çünkü en az düzeyde çözünürlük gösterirler ve tepkimeyen türler küçük miktarlar halinde filtrelenirler. Zehirlilik açısından bakıldığında bu miktarlar, zehirli reaksiyona girmek için fazla küçüktürler. Ancak bağışıklık açısından bakıldığında çok az rastlanır olmasına rağmen bazı hastalar, bu malzemelere alerjik cevap verebilirler.

Başka bir biyolojik sorun polimerizasyon sırasında kompozitlerin büzüşmesi ve bunu takip eden marjinal sızıntı ile ilgilidir. Marjinal sızıntıların sebep olabileceği belli başlı sorunlar şunlardır: bakteriyel üreme, mikro organizmaların yol açabileceği ikincil diş çürükleri ve öz tepkimeleridir. Bu nedenle dental kompozitlerin geliştirilmesine ilişkin prosedürler, polimerizasyon büzülmesini ve marjinal sızıntıyı en aza indireyecek biçimde olmalıdır (Anusavice, 1996).

3. DENEYSEL ÇALIŞMA

Dental kompozit malzemeler Şekil 3.5'deki akım şemasında verilen aşamalara göre elde edilmiştir. Ardından su emilimi, yüzey pürüzlülük ve sertlik testlerine tabi tutulmuştur.

3.1 Kullanılan Kimyasallar

3.1.1 Reçine matrisi oluşturan kimyasallar

Hazırlanan kompozitlerin organik matrisi için BisGMA ve viskozite düşürücü olarak da HEMA kullanılmıştır. Çalışmamızda kullanılan BisGMA ve HEMA maddeleri Sigma Aldrich firması (Chemie GmbH, Germany) tarafından üretilmiştir. Bu kimyasalların teknik özellikleri Çizelge 3.1'de gösterilmektedir.

Çizelge 3.1 BisGMA ve HEMA'nın teknik verileri

	BisGMA	HEMA
Parlama noktası (°C)	>110	
Yoğunluk (g/mL)	1.161	1.073
Refraktif indeks ($n_{20/D}$)	1.552	1.453

3.1.2 İnorganik fazı oluşturan maddeler

Kompozit malzeme üretimi için kullanılan inorganik dolgu materyalleri hidroksiapatit, alüminyum oksit ve zirkonyum oksittir. HA'nın teknik özellikleri Çizelge 3.2'de, alümina ve zirkonyanın teknik özellikleri Çizelge 3.3'de gösterilmektedir.

Çizelge 3.2 Deneylerde kullanılan HA'nın teknik özellikleri

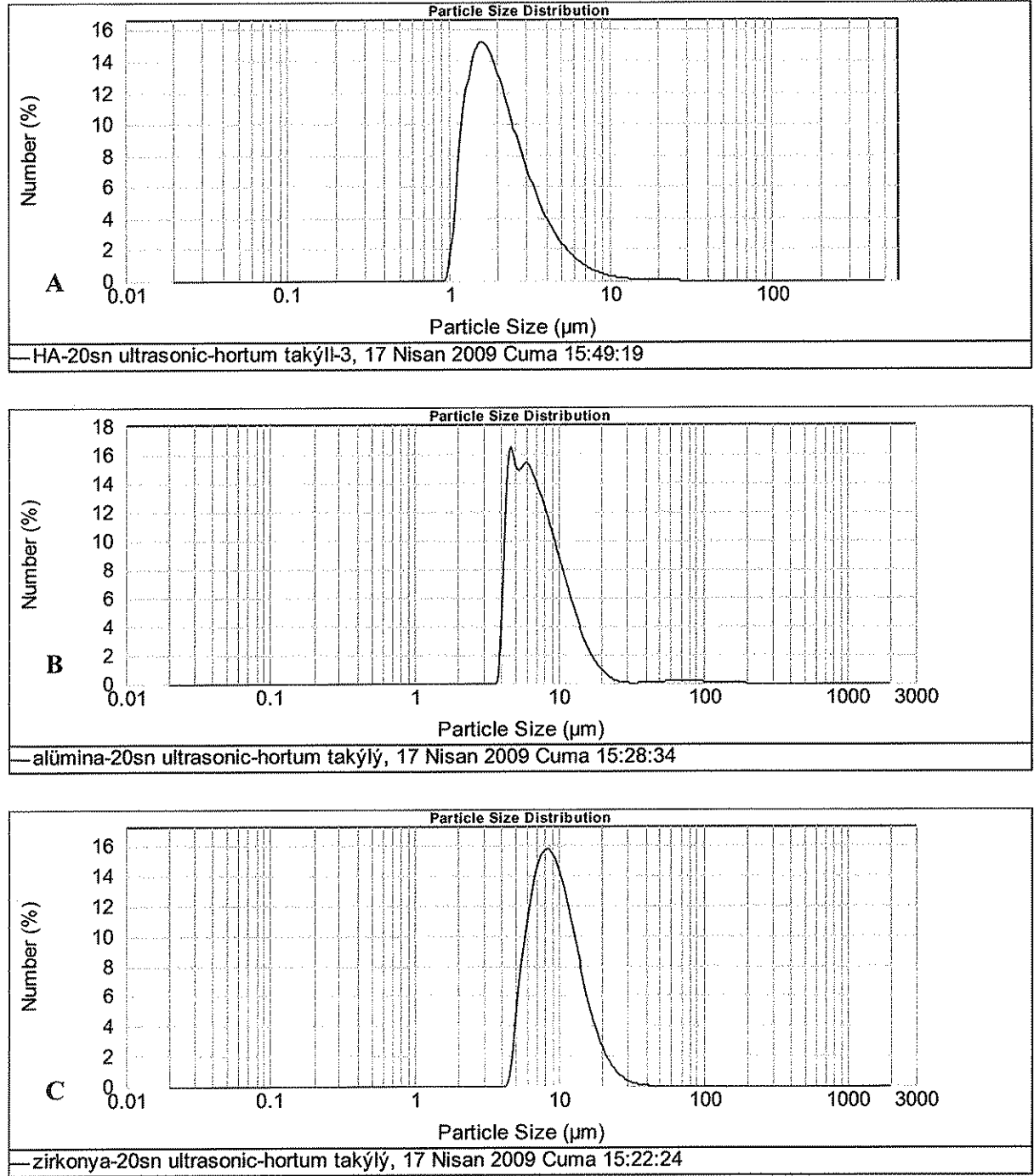
Ürün Adı	Hidroksiapatit
Ürün Markası	Sigma-Aldrich
Moleküler Formül	$3\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2 \cdot \text{Ca}(\text{OH})_2$
Moleküler Ağırlık	502.31
Analiz	$\geq 90\% \text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$
Klorit (Cl^-)	$\leq 500 \text{ mg/kg}$
Sülfat (SO_4^{2-})	$\leq 2000 \text{ mg/kg}$
Sodyum (Na)	$\leq 500 \text{ mg/kg}$
Demir (Fe)	$\leq 400 \text{ mg/kg}$
Potasyum (K)	$\leq 100 \text{ mg/kg}$
Kurşun (Pb)	$\leq 50 \text{ mg/kg}$
Çinko (Zn)	$\leq 50 \text{ mg/kg}$

Çizelge 3.3 Deneylerde kullanılan Alümina ve Zirkonyanın teknik özellikleri

Ürün Adı	Zirkonyum (IV) Oksit purum, $\geq 99\% \text{ZrO}_2 + \text{HfO}_2$	Alüminyum oksit, puriss., $\geq 98\% \text{Al}_2\text{O}_3$
Ürün Markası	Sigma-Aldrich	Sigma-Aldrich
Moleküler Formül	ZrO_2	Al_2O_3
Moleküler Ağırlık	123.22	101.96
Analiz	99.1 % $\text{ZrO}_2 + \text{HfO}_2$	% 98.3 Al_2O_3
Demir (Fe)	< %0.03	< %0.03
Titanyum (Ti)	< %0.2	-
Silikat (SiO_2)	< %0.3	< %0.1
Sülfat (SO_4)	< %0.2	< %0.05
Klorit (Cl)	-	< %0.005

Kullanılan organik maddelerin (HA, alümina ve zirkonya) tanecik boyutu Marmara Üniversitesi Kimya Mühendisliği Bölümünde bulunan tanecik boyutu cihazıyla yapılmıştır. Şekil 3.1'de inorganik dolgu fazında kullanılan hidroksiapatit, alümina ve zirkonyanın tanecik boyut dağılımı gösterilmektedir. Şekillere göre HA'nın tanecik boyutu yaklaşık olarak 2 μm ,

alüminanın yaklaşık olarak 7 μm ve zirkonyanın yaklaşık olarak 9 μm olarak hesaplanmıştır.



Şekil 3.1 İnorganik dolgu maddelerinin partikül boyut dağılımı A) Hidroksiapatit B) Alümina C) Zirkonya

3.1.3 Fotobaşlatıcı olarak kullanılan kimyasallar

Fotobaşlatıcı olarak CQ ve dimetil aminoetil metakrilat bileşimi kullanılmıştır. Bu kimyasalların üretici firma (Sigma-Aldrich Chemie GmbH, Riedstr. 2, D-89555 Steinheim, Germany) tarafından belirtilen teknik özellikleri Çizelge 3.4’de listelenmiştir.

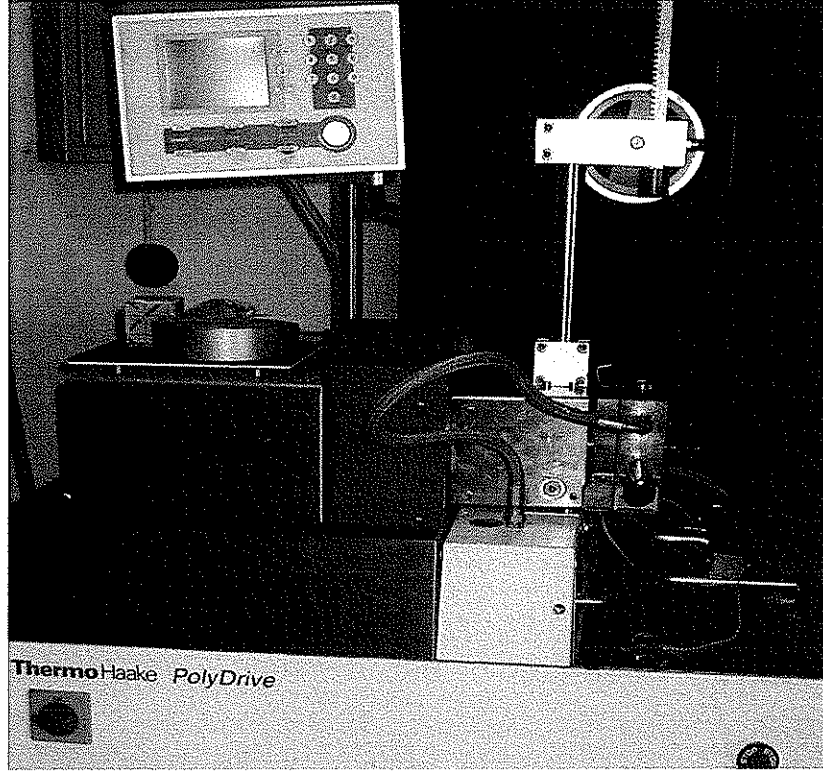
Çizelge 3.4 CQ ve dimetil aminoetil metakrilat'ın teknik verileri

Özellikler	CQ	Dimetil aminoetil metakrilat
Erime noktası (°C)	197 – 203	
Kaynama noktası (°C)		182 – 192
Yoğunluk (g/mL)		0.933
Refraktif indeks ($n_{20/D}$)		1,439

3.2 Kullanılan Cihazlar

3.2.1 Karıştırma cihazı

Uygulanan tüm karıştırma işlemleri İstanbul Üniversitesi, Kimya Mühendisliği Bölümü'nde bulunan karıştırma cihazı (PolyDrive Rheomix R600, ThermoHaake Gebrüder Haake GmbH, Almanya) kullanılarak gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.2). Cihazın karıştırma birimi üç adet kısımdan oluşmaktadır. Her bir kısım kartuş ısıtıcılar ve sıcaklık algılayıcıları ile donatılmıştır. Karıştırma hücresi içinde yerleştirilmiş olan ısıtıcı kartuşlar ve yine bu hücrenin sonunda ve önünde bulunan plakalar gerektiğinde karıştırma hücresinin yanal ve diğer tüm yüzeylerden homojen olarak ısıtılmasını temin ederler. Cihazın karıştırma hücresinin boş hacim değeri 120 cm³'tür ve 450 °C'ye kadar ısıtma gerçekleştirilebilmektedir. Kompozit numunelerin hazırlanması sırasındaki karıştırma işlemlerinde kullanılan karıştırıcılar “roller rotor” tipi bıçaklardır. Malzemenin karıştırma hücresinde temasta bulunacağı tüm yüzeyler teflon kaplı olup, karıştırma işlemi 30 °C'de, 70 rpm devirde 6 saat süre ile gerçekleştirilmiştir.

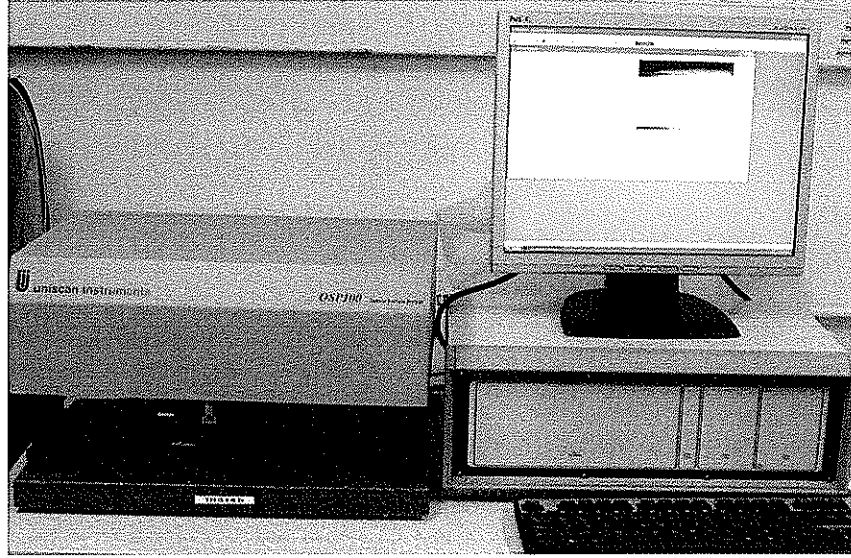


Şekil 3.2 Karıştırma işlemlerinin gerçekleştirildiği ThermoHaake PolyDrive cihazı

3.2.2 OSP 100A optik non-contact yüzey profilendirme sistemi

Kompozit numunelerin yüzey pürüzlülük değerleri optik non-contact yüzey profilendirme cihazı ile (OSP 100A, Uniscan) elde edilmiştir (Şekil 3.3). Hassas ve detaylı yüzey profilendirme ve ölçüm sistemi olan OSP 100A lazer sensör yardımıyla hassas ölçüm yapar. Sistem; donanım olarak x-y-z düzlemlerinde tarayıcı, granite yatak, lazer sensör, elektronik kontrolcüler ve yazılımdan oluşmaktadır.

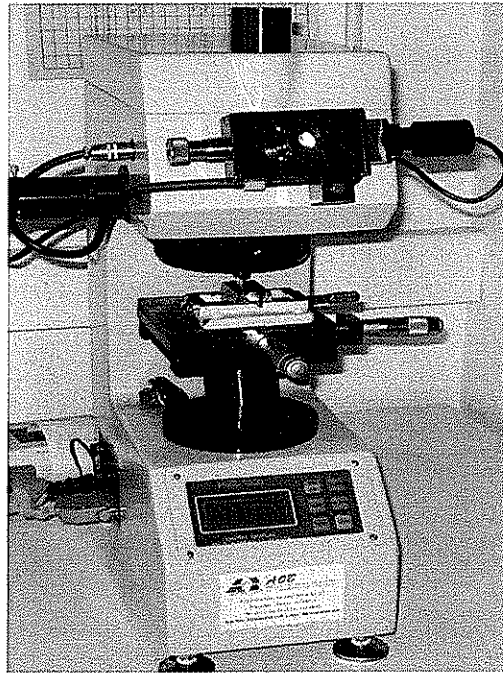
Windows işletim sistemine sahip yazılım 32 bit MDI kontrollüdür. Kontrol fonksiyonları çok hassas hız ve pozisyonlama için sensörlerle donatılmıştır. İki boyutlu kalibrasyonlu yüzey haritalama ve tek çizgi tarama gibi bütün tarama faaliyetlerini tamamen otomatik olarak yapmaktadır. Yazılım sayesinde x, y, z, parametreleri için oluşan tüm değişiklikler optik kodlayıcı (encoder) sayesinde anında okunup ve tarama ile paralel olarak değişen görüntü de anında izlenebilmektedir. Makro analiz yazılımı sayesinde veri dosyalarının otomatik sinyal işlemlerini yapmakta ve tarama hızı 1mm/sn ile 25mm/sn arasında değişmektedir. Hassas son veri algılamalı yüzey haritalama analizi herhangi bir noktadaki yüksekliği anında gösterir ve uzamsal yer değiştirmeyi anında ölçer. Boyutsal ölçüm ise noktadan noktaya, açı ve eğrilik yarıçapı gibi ölçümleri içerir.



Şekil 3.3 OSP 100 A Optik Non-Contact Yüzey Profillendirme Sistemi A) LK -031 kodlu lazer ünitesi; B) Lazer verilerinin bilgisayara aktarıldığı ünite C) Lazer kontrolünün yapıldığı OSP 100A yazılım yüklü bilgisayar

3.2.3 Sertlik cihazı

Hazırlanan numunelerin yüzey sertlik değerleri Vickers Mikro-sertlik test cihazıyla gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.4). Cihazın alt tablasında bulunan xy eksenli zemine ölçümü yapılacak numune yerleştirilerek yükleme işlemi yapılmaktadır. Cihazın mikroskobu yükleme yapılan bölgede oluşan ize odaklanarak elde edilen değer cihazın dijital panelin okunmaktadır.

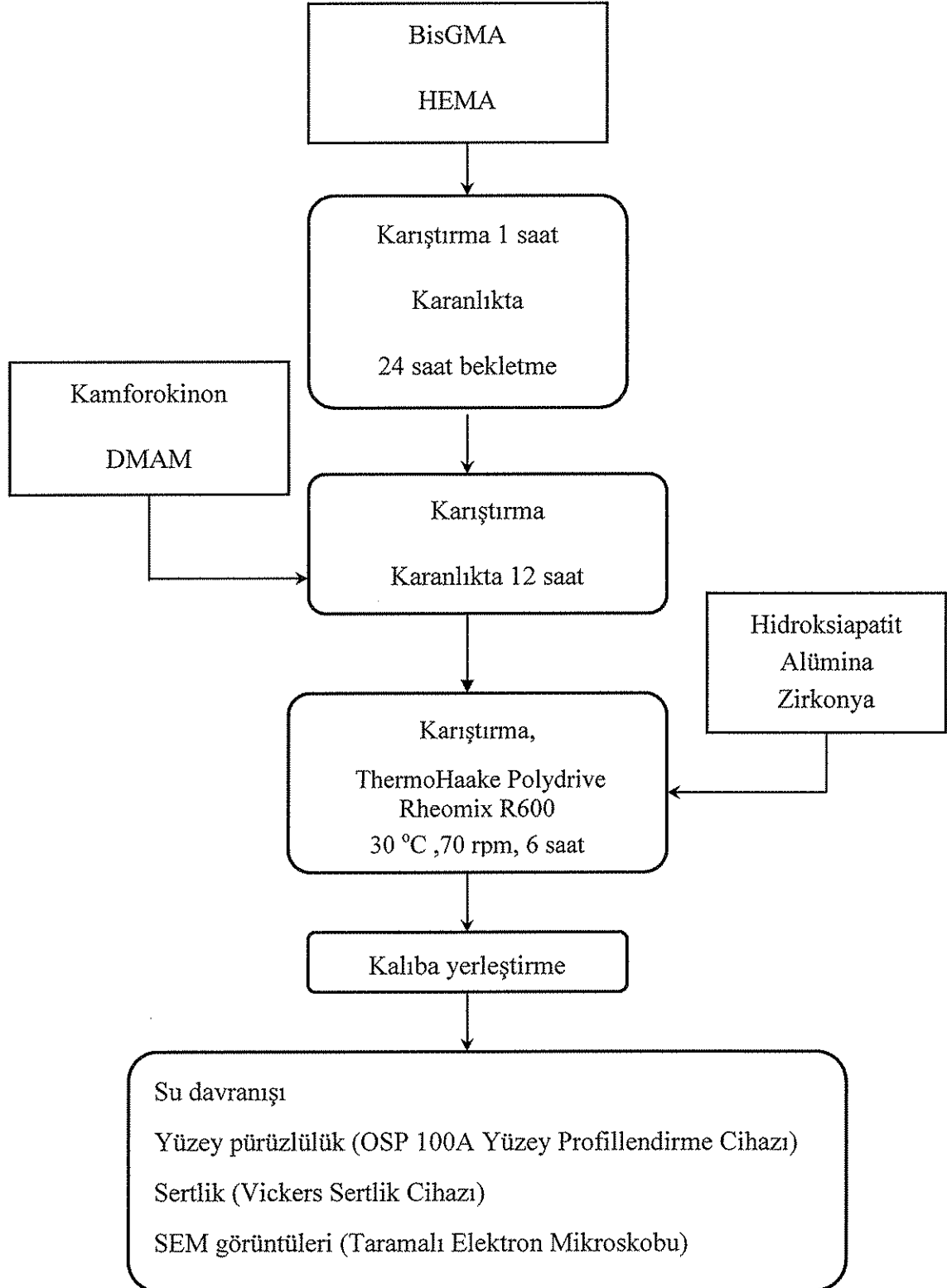


Şekil 3.4 Mikrosertlik ölçüm cihazı (HVS 1000)

3.3 Yöntem

3.3.1 Dental kompozitlerin hazırlanması

Dental kompozit üretiminde izlediğimiz yol aşağıda şekilsel olarak verilmiştir.



Şekil 3.5 Dental kompozit üretimi için kullanılan deney basamakları

Organik matriks için BisGMA ve HEMA monomerleri oluşturulan her bir kompozit oranı için ayrı ayrı hesaplanmıştır. Ağırlıkça eşit oranlarda alınan BisGMA ve HEMA birbiriyle etkileşimin ve homojenitenin sağlanması amacıyla 1 saat karıştırıldıktan sonra 24 saat karanlıkta bekletilmiştir. 24 saat karanlıkta bekletilen organik faza polimerizasyon fotobaşlatıcısı olarak kamforokinon (CQ) ve hızlandırıcısı Dimetil aminometakrilat (DMAM) maddeleri eklenmiştir. Bu maddelerin eklenme miktarı monomer matriksin toplam miktarına bağlı bir oranın belirlenmesiyle yapılmıştır. CQ ve DMAM monomer fazının ağırlıkça % 0.05 oranında organik faza eklenmiştir. Fotobaşlatıcı ve hızlandırıcı maddelerin eklenmesinden sonra karışım 12 saat süre ile karanlıkta tekrar karıştırılmıştır.

İnorganik dolgu malzemeleri Çizelge 3.5'te verilmiş olan oranlara göre alınmıştır. İnorganik dolgu fazları olarak belirli oranlarda katılan hidroksiapatit, alümina ve zirkonya ilavesinden sonra karışım 12 saat süre ile karıştırılmış olan organik matrikse eklenmiştir. Belli bir süre karıştırılmasından sonra Termo Haake Karıştırma cihazına alınan karışım 30 °C'de 6 saat süre ile tekrar karıştırılmıştır. Cihazda karıştırılan kompozit numune saklama kaplarına alınmıştır.

İnorganik madde oranları % 60 , % 65 ve % 70 olan 3 grup kompozit için her bir grup içinde farklı inorganik malzeme kullanılmasıyla 4 farklı seri kompozit numune elde edilmiştir. Kompozit numuneler ayrıntılı olarak Çizelge 3.5'te belirtilen şekilde hazırlanmıştır. Toplamda 12 farklı kompozit numune ile çalışılmıştır.

Kompozit numuneler aşağıdaki Çizelge 3.5’de belirtilen şekilde hazırlanmıştır.

Çizelge 3.5 Üretilen dental kompozit numunelerin organik/inorganik faz oranları

Kompozitlerin inorganik madde içeriği(% ağı.)	Numune no	Kullanılan inorganik maddeler	Organik matriks içeriği (% ağı.)	Kullanılan monomerler ve organik matriks içindeki oranları
60	1	% 100 HA	40	% 50 BisGMA % 50 HEMA
	2	% 25 Alümina % 75 HA		
	3	% 25 Zirkonya % 75 HA		
	4	% 12.5 Alümina % 12.5 Zirkonya % 75 HA		
65	5	% 100 HA	35	% 50 BisGMA % 50 HEMA
	6	% 25 Alümina % 75 HA		
	7	% 25 Zirkonya % 75 HA		
	8	% 12.5 Alümina % 12.5 Zirkonya % 75 HA		
70	9	% 100 HA	30	% 50 BisGMA % 50 HEMA
	10	% 25 Alümina % 75 HA		
	11	% 25 Zirkonya % 75 HA		
	12	% 12.5 Alümina % 12.5 Zirkonya % 75 HA		

3.3.2 Kullanılan test yöntemleri

3.3.2.1 Kompozit numunelerin su içersindeki davranış testi

Kompozit numunelerin su içersindeki davranışı Söderholm yöntemine göre yapılmıştır (Söderholm, 1983). Bu yöntemde göre numuneler önce 15 mm çapında, 0,85 mm kalınlığındaki kalıplara yerleştirilerek iki cam arasında LED ışınlama sistemiyle 40 saniye ışığa maruz bırakılarak sertleştirilmiştir. Her kompozit grubundan 5 örnek alınmıştır. Daha sonra 37 °C’de içersinde silikajel bulunan desikatöre konularak etüve yerleştirilmiştir. Numuneler 1 hafta sonra çıkarılarak tartılmıştır. (m_0). 1 haftalık süre içersinde belirli

aralıklarla yapılan tartım ölçümleri neticesinde numunelerin ağırlık değerlerinin 1 hafta sonunda doğru sabitlendiği görülmüştür. Sabit tartıma gelmiş (m_0) kompozit numuneler daha sonra 37 °C’de 100 ml saf su içerisine yerleştirilmiştir. Birinci gün 5,10, 15, 30, 60, 120 ve 180 dakikalık aralıklarla alınıp hafifçe kurulandıktan sonra tartılan numuneler tekrar suya konulmuştur. Birinci günden sonraki numunelerin 24 saatlik aralıklarla tartımları yapılmıştır. Kompozit numunelerin ağırlıkları yine sabitleninceye kadar 37 °C’deki etüvde bekletilmeye devam edilmiştir (m_1). Sonra numuneler kurutulmak üzere 37 °C’deki etüvde bekletilerek kurutma aşamasındaki tartımlar emilim aşamasındaki prosedüre uygun olarak yapılmıştır. Kurutma aşamasında da numunelerin ağırlıkları sabit tartıma geldiğinde işleme son verilmiştir (m_2). Kompozitlerin su absorpsiyonu ile ağırlıklarında meydana gelen net değişim denklem 3.1’e göre hesaplanmıştır. Ayrıca numunelerin tekrar kurutulmalarından sonra desorpsiyon değerleri de denklem 3.2’ye göre hesaplanmıştır.

$$\% \text{ net ağırlık değişimi}^* = (m_1 - m_0) / m_0 \times 100 \quad (3.1)$$

$$\% \text{ desorpsiyon} = (m_1 - m_2) / m_0 \times 100 \quad (3.2)$$

* Zamanla kompozitlerin su içindeki ağırlık miktarlarındaki değişim

3.3.2.2 Kompozitlerin yüzey pürüzlülük testi

Yüzey pürüzlülük testleri için OSP 100A (Surface Profiling System, UNSICAN) yüzey profilendirme cihazı kullanılmıştır. Su emilim testine tabi tutulan 12 kompozit numunesi ve kıyaslamak amacıyla kontrol grupları da aynı şekilde hidrolitik degradasyon testinde de kullanılan kalıplara yerleştirilip iki cam yüzeyi arasında yüzeyi düzgün olacaka şekilde polimerize edilmiştir. Her numune sertleştirme işlemi için LED (light emitting diode) ışınlama sistemi ile 40 saniye ışınlanmıştır. Kontrol numunelerinin yüzeyine herhangi zımparalama, cilalama gibi herhangi bir işlem uygulanmamıştır. Önceki su davranışı test numuneleri de su içinde bekletilip kurutulduktan sonra yüzey pürüzlülük testi yapılmıştır. Sertleştirilen her kompozit örneği ve su testine tabi tutulmuş numunelerin yüzey tarama işlemi sonucu yüzey pürüzlülük değerleri OSP 100A cihazındaki bilgisayarındaki yazılım programı aracılığıyla belirlenmiştir.

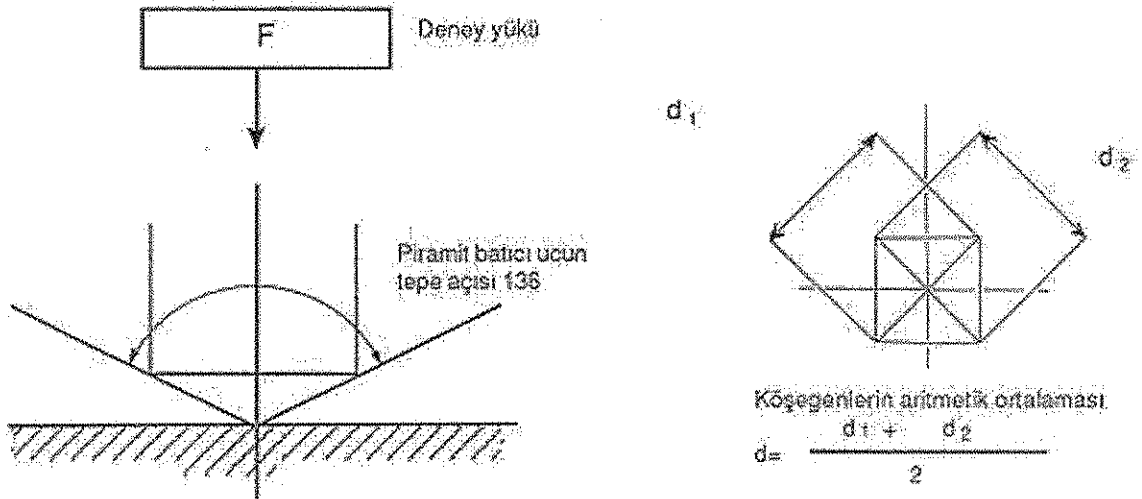
3.3.2.3 Sertlik testi

Yüzey pürüzlülükleri ölçülen numunelerin daha sonra Vickers sertlikleri, Vickers test cihazı ile ölçülmüştür. Her numuneye 100 gram yük 10 saniye süre ile uygulanmıştır. Her bir numune için 5 kez ölçüm yapılmıştır. Vickers sertlik hesabı aşağıdaki formül ile yapılmaktadır. Şekil 3.6'da sertlik cihazının elmas ucunun şematik şekli ve meydana getirdiği iz görülmektedir.

$$HSD = 1.854P/d^2 \quad (3.3)$$

P: Uygulanan yük (kg)

d: Ortalama iz köşegeni (mm)



Şekil 3.6 Vickers Sertlik ölçüm metodunun genel şeması

3.3.2.4 SEM fotoğraflarının alınması

Su içerisinde 2 hafta süre ile bekletilen kompozit numunelerde suyun yüzeylerindeki oluşturduğu etkiyi incelemek için SEM fotoğrafları alınmıştır. Aynı zamanda kıyaslama yapabilmek için de kontrol grubu olarak aynı kompozit örneklerin suda bekletilmeden önceki örneklerin SEM fotoğrafları alınmıştır.

4. SONUÇLAR

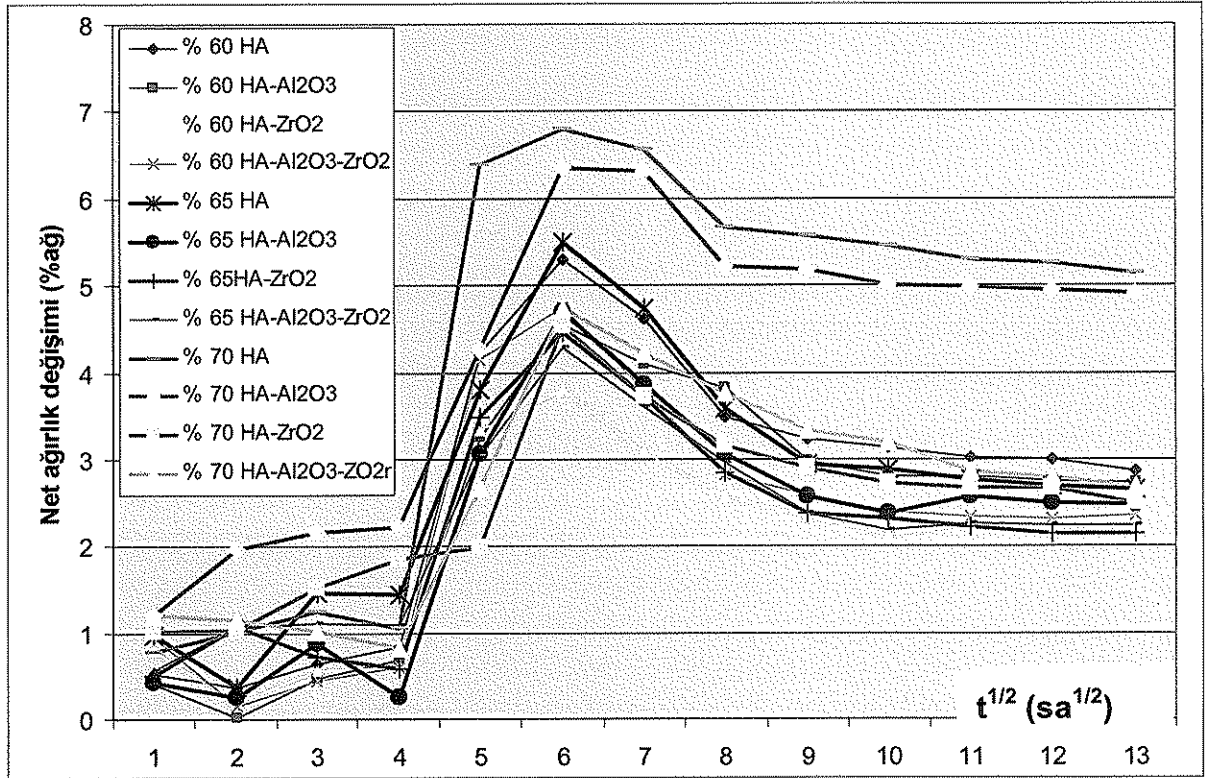
4.1 Su Emilim Testinin Sonuçları

12 kompozit numunenin su absorpsiyonu ile meydana gelen net ağırlık değişimi Çizelge 4.1’de gösterilmiştir.

Çizelge 4.1 Kompozit numunelerin su içindeki net ağırlık değişimi

Kompozit numunelerin inorganik faz içerikleri		Net ağırlık değişimi (%)	Std. Spm.
%60	HA	2.87	0.33
	HA-Al	2.73	0.34
	HA-Zr	2.21	0.23
	HA-Al-Zr	2.36	0.24
%65	HA	2.65	0.28
	HA-Al	2.48	0.30
	HA-Zr	2.14	0.28
	HA-Al-Zr	2.23	0.20
%70	HA	5.13	0.09
	HA-Al	4.91	0.45
	HA-Zr	2.50	0.19
	HA-Al-Zr	2.69	0.45

Şekil 4.1’de ise tüm kompozit numunelerin 2 hafta boyunca zamanla su içindeki net ağırlık değişimleri verilmiştir.



Şekil 4.1 12 kompozit numunenin 2 hafta süresince net ağırlık değişimleri dağılımı

Kompozitlerin zamanla suyu absorbe ederek kütlelerindeki meydana gelen değişim Şekil 4.1'e bakıldığında ilk saatlerde net ağırlık değerlerinde artan veya azalan değişiklikler olduğu görülmektedir. Ancak ilk 12 saatten sonra su absorpsiyonu hızlı bir şekilde artarak maksimum seviyeye çıkmaktadır. Ardından 48 saat sonra bu değerler azalarak 2 hafta sonunda sabit bir değere ulaşmıştır.

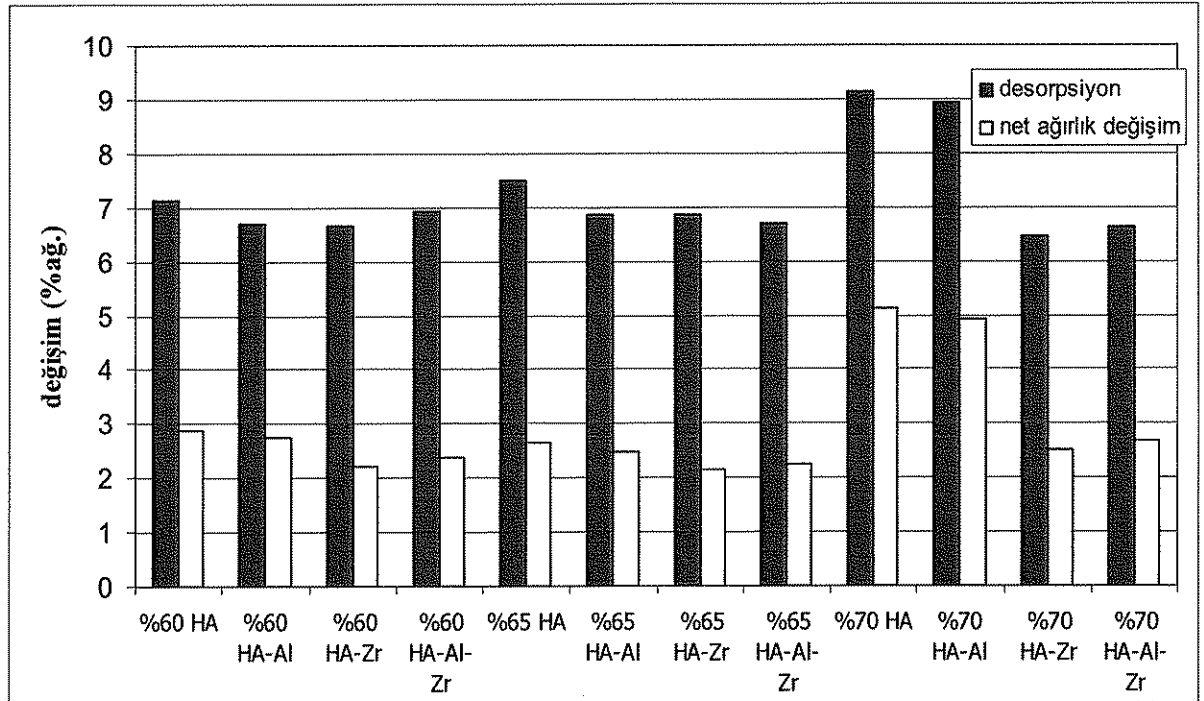
Şekil 4.1'de ilk saatlerdeki dengesiz hal başlangıçta kompozitin yüzeyindeki gözeneklerden suyun girememesi sebebiyle olduğu düşünülmektedir. Aynı zamanda ilk saatlerde gözeneklilik oluşmaya başlamaktadır. Kompozit reçinelerdeki başlangıçta maksimum su absorpsiyonu reçine özelliği ve hava boşlukları nedeni ile olduğu, takip eden su absorpsiyon hızındaki düşmenin ise polimerize olmamış reçinenin ayrışmasından dolayı olduğu düşünülmektedir.

Kompozitlerdeki su emilimi reçinedeki hidrofilik gruplar nedeniyle olur ve her bir kompozit için değişen su emilimi derecesi reçinenin yapısına bağlıdır. Genellikle düşük doldurucu yüksek reçine içeren materyallerin su emilimi daha yüksektir. Elde edilen kompozitlerde kullanılan HEMA monomerinin hidrofilik özelliği nedeniyle özellikle su absorpsiyonun daha yüksek olmasına yol açmaktadır. Ayrıca silan gibi ara bağlayıcı bir maddenin deneylerimizde kullanılmaması da su absorpsiyonun artışına sebep olmuştur. Silan numune içeriğindeki

reçine ve dolgu fazlarının birbiriyle daha iyi birleşmesini ve yüzeyin daha az gözenekli olmasını sağlamaktadır. Elde edilen su absorpsiyonuna bağlı net ağırlık değişimi ve sonuç olarak meydana gelen desorpsiyon değerlerinin literatür değerlerine göre yüksek olmasının nedeni bunlardır.

Çizelge 4.1'e göre 2 hafta su absorpsiyonuna bağlı net ağırlık değişimi %60 inorganik dolgu fazı içeren kompozitlerde %65 inorganik dolgu içerenlere göre daha yüksektir. Bunun nedeni inorganik madde miktarı arttıkça kompozitin yapısında inorganik madde olarak yoğun bir ortam meydana getirmesi ve suyu absorbe edecek gözenek yapılarının küçülmesidir.

Ancak inorganik madde miktarı belirli bir limite kadar çıkınca su absorpsiyon değerinde düşüş gözlenirken inorganik madde miktarının daha da artmasıyla (%70 inorganik madde içeriği) su absorpsiyon değeri tekrar yükselmeye başlamaktadır. Buna örnek olarak Çizelgede %70 dolgu içeren 4 numunenin su emilim değerleri diğerlerine oranla yüksektir. Bunun en önemli nedeni dolgu partiküllerinin yüzeyde organik matriks içine gömülmeden daha serbest olarak bulunması ve gözenekli bir yüzey meydana getirmesidir. Bu nedenle su ile etkileşime açık bir kompozit yüzey meydana gelmektedir.



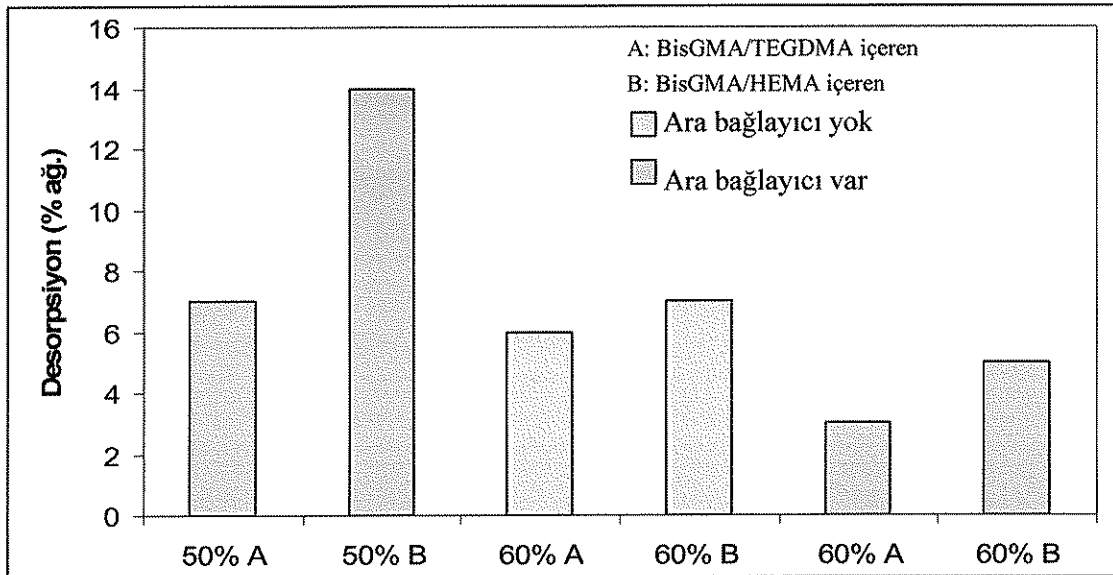
Şekil 4.2 Kompozitlerin net ağırlık değişimi ve desorpsiyon değerleri
(Al: Alümina, Zr: Zirkonya)

Çizelge 4.1'deki sonuçlar incelendiğinde net ağırlık değişiminin tüm gruplar için sadece HA içeren numunelerde en yüksek değerde olduğu görülmektedir. Bunun sebebi HA içersindeki

kalsiyum fosfatın suda bekletilme esnasında hidroliz olmasıdır.

Şekil 4.2’de kompozit numunelerin net ağırlık değişimi ile en son kurutulma işleminden sonraki ağırlık değişimi yani desorpsiyon oranları verilmiştir. Görüldüğü gibi net ağırlık değişimi ile desorpsiyon arasında fark meydana gelmektedir. Bunun nedeni kompozit numuneler sadece suyu absorbe etmemektedir. Aynı zamanda artık monomerler ve bağlanmamış dolgu partikülleri de su içinde çözünmektedir. Böylece çözünen maddeleri de göz önünde bulundurulmasıyla asıl net absorpsiyon değerleri desorpsiyon değerlerine yaklaştığı söylenebilir.

Şekil 4.2’de özellikle % 70 HA ve HA-Alümina dolgulu kompozit numunelerin hem desorpsiyon hem de net ağırlık değişim oranları diğerlerine göre yüksek çıkmıştır. Dolgu malzemesi olarak kullanılan HA ve alümina yoğunluk olarak zirkonyadan daha düşüktür. Bu nedenle kapladıkları hacim de fazladır. %70 oranlı kompozitlerde reçine matriks oranı aynı iken dolgu maddelerinin kapladığı hacim bakımından sadece HA ve HA-Alümina içeren kompozitlerin yüzeylerinde dolgu partiküllerinin reçine matrikse tam olarak bağlanamaması ve gözenekli bölgelerden daha yüksek oranda su absorbe etmesi aynı zamanda tutunamayan bu partiküllerin ve polimerize olamamış monomerlerin çözünmesi meydana gelmiştir.



Şekil 4.3 Kompozitlerin su davranışı üzerine yapılan bir çalışmanın desorpsiyon değerleri (Domingo vd., 2003)

Domingo vd., yaptığı bir çalışmada Şekil 4.3’de kompozitlerin su içine bırakıldıktan sonra suyu uzaklaştırılmasıyla hesaplanan desorpsiyon değerleri verilmiştir. Şekil 4.3 deki değerlerle Şekil 4.2’deki değerler kıyaslandığında birbirine benzer değerler olduğu

görülmektedir. Şekil 4.3'deki koyu sarı renkle gösterilmiş değerler ara bağlayıcı ajan kullanılmadan elde edilmiş kompozit numunelerin değerleridir. Bu değerler ile çalışmamızda elde edilen değerler kıyaslandığında, %60 inorganik dolgu içeren kompozitlerle benzer değerler alındığı görülmektedir. Bunun yanında Şekil 4.3'de özellikle %50 dolgu içerenlerde BisGMA/HEMA kullanılmış numunelerin BisGMA/TEGDMA numunelerine göre su ile etkileşimi daha yüksektir. %60 dolgu içerenlerde ise ara bağlayıcı ajan kullanılmış numunelerden HEMA'lı örnekler yine TEGDMA içeren örneklerle göre daha yüksek sonuçlar vermiş. Bu çalışmaya göre HEMA kullanılan numunelerde su absorpsiyon ve desorpsiyon değerleri daha yüksek çıkmaktadır. Buna göre tez çalışmasındaki absorpsiyon ve desorpsiyon değerlerinin yüksek değerler vermiş olmasının temel nedeni HEMA ve ara bağlayıcı ajan kullanılmaması olduğu anlaşılmaktadır.

4.2 Yüzey Pürüzlülük Test Sonuçları

Su içersinde 2 hafta süreyle bırakılan numunelerin yüzey pürüzlülükleri ölçülmüştür. Su ile etkileşimleri nedeniyle yüzeyin pürüzlülük değerlerindeki değişimi saptayabilmek amacıyla hem kontrol numuneleri hem de suda bekletilen numunelerin yüzey pürüzlülük değerleri ölçülmüştür. Bütün numuneler için ölçüm 5 kez tekrarlanmıştır. Tüm kontrol ve su içinde bekletilmiş olan kompozit örneklerin yüzey pürüzlülük değerleri Çizelge 4.2'de gösterilmiştir.

Çizelge 4.2 Kompozit numunelerin suda bekletilmeden ve bekletilerek ölçülmüş yüzey pürüzlülük değerleri

Numune no	Yüzey pürüzlülük değerleri	
	Kontrol (μm)	Suda bekletilen numuneler (μm)
1	3.46 (0.13)	4.52 (0.53)
2	4.78 (0.84)	5.03 (0.31)
3	3.82 (0.43)	5.37 (0.25)
4	4.36 (0.40)	4.06 (0.65)
5	3.23 (0.41)	3.36 (0.22)
6	5.02 (0.44)	5.15 (0.31)
7	3.00 (0.14)	3.21 (0.11)
8	3.74 (0.36)	3.43 (0.37)
9	2.89 (0.32)	3.56 (0.09)
10	4.74 (0.17)	4.04 (0.27)
11	4.22 (0.19)	5.30 (0.21)
12	3.40 (0.35)	2.88 (0.21)

Çizelge 4.2'ye bakıldığında en yüksek yüzey pürüzlülük değerlerinin % 60 inorganik dolgu içeren numunelerde olduğu görülmektedir. Ayrıca her kompozit grubunda suyun pürüzlülük üzerine yaptığı etkinin de farklı olduğu görülmektedir. Bazı kompozitler için örneğin %60 HA kompozit örneğinde su ile etkileşim sonucu yüzey pürüzlülük değeri artmıştır. Bu artış fazla olmamakla birlikte nedeni HA'nın su ile etkileşiminin daha fazla olduğunu ve bunun da yüzeyini daha çok etkilediğini göstermektedir. Ancak %60 ile %70 alümina-HA kompozit örneklerinde ise su muamelesinden sonra yüzey pürüzlülük değeri düşmüştür. Yine tüm gruplara bakıldığında pürüzlülük değeri en düşük çıkan kompozit numuneler sadece HA içeren kompozitlerdir. Bunun sebebi HA'nın tanecik boyutunun hepsinden küçük ve kompozit içersinde tek inorganik dolgu malzemesi olarak kullanılmış olması olabilir.

Elde edilen yüzey pürüzlülük değerleri standart değerlere göre yüksek çıkmıştır. Bunun nedeni numunelerin yüzeyine hiçbir uygulama (cilalama, zımparalama, vb.) yapılmaması olabilir. Ayrıca kullanılan dolgu malzemelerinin partikül boyutlarının da yüzey pürüzlülüğüne etkisi olduğu düşünülmektedir. Özellikle zirkonyalı numunelerde su testinden sonra yüzeylerinin pürüzlülüğünün artmış olması zirkonyanın tanecik boyutunun (9 μm) alüminalı ve sadece HA içeren kompozitlere göre daha büyük olmasıdır. Ayrıca Şekil 4.2'ye bakıldığında %60-65-70 zirkonya-HA'lı numunelerde absorpsiyon desorpsiyon değerleri arasındaki farkın yüksek olduğu görülmektedir. Bu durum zirkonya-HA kompozitlerinin yüzeyinde meydana gelen çözülmenin yüksek olduğu göstermektedir. SEM fotoğraflarında özellikle zirkonya-HA'lı numunelerde su içinde madde kaybı (çözünme) nedeniyle pürüzlü bir yüzey meydana geldiği görülmektedir (Şekil 4.9, 4.10, 4.13 ve 4.14).

4.3 Sertlik Test Sonuçları

Vickers test cihazıyla ölçülmüş kompozit numunelerin suda bekletilmeden önceki ve sonraki sertlik değerleri Çizelge 4.3’de gösterilmiştir.

Çizelge 4.3 Suda bekletilmiş kompozit numunelerin sertlik değerleri

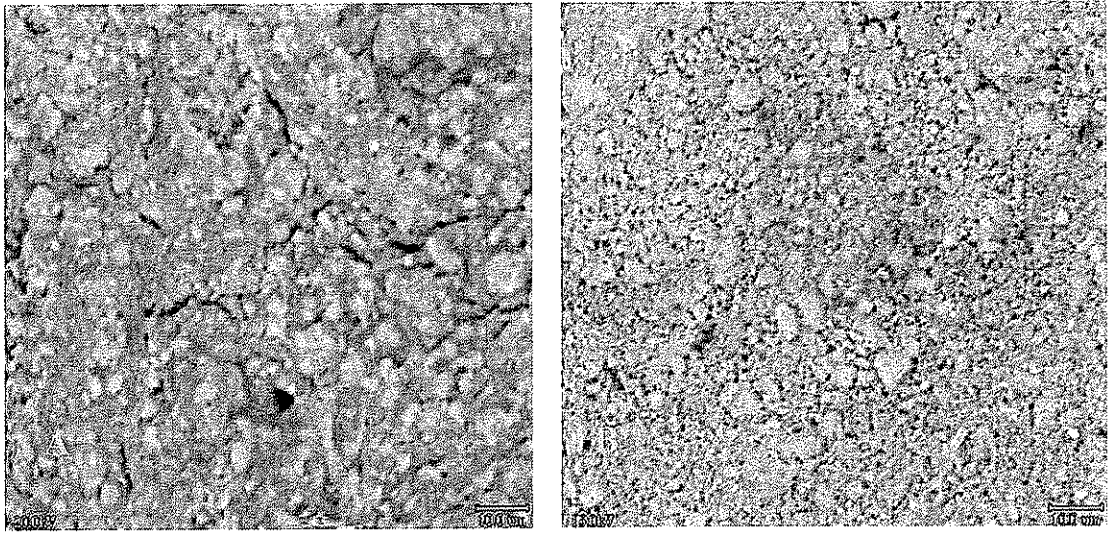
Numune	Ortalama (VSD)	Std sp.
1	25.05	1.15
2	21.49	1.90
3	25.21	1.46
4	27.40	1.78
5	26.22	1.20
6	23.00	1.08
7	35.61	2.10
8	27.20	1.27
9	27.84	1.13
10	26.28	2.55
11	43.95	2.88
12	33.12	1.25

Sertlik testi, su testi ve yüzey pürüzlülük testinden sonra yapılmıştır. Değerlere bakıldığında Vickers sertlik değeri yaklaşık olarak 21-44 arasında değişmektedir. Özellikle aynı dolgu madde miktarına sahip numunelerde su ile etkileşim sonucu sertlikleri de farklı sonuçlar vermiştir. Kompozit numunelerde sertlik çok önemli bir özelliktir. Genellikle geleneksel kompozitlerde sertlik 80 VSD iken mikroyapılı kompozitlerde daha düşük değerler olduğu bilinmektedir. Bu çalışmada kullanılan inorganik fazda kullanılan maddelerin tanecik boyutları mikrometre düzeyinde olduğu için ve de alınan sertlik değerlerinin su muamelesi ardından ölçülen sertlik değerleri olması sebebi ile düşük olduğu düşünülmektedir. Su ile etkileşimin ardından sertlik değeri ölçmek daha önemlidir. Çünkü dental kompozitler ağız içinde sıvı ortamında bulunmaktadır. Böylece sıvı ortama maruz bırakılan kompozitin sertlik değerini ölçmek daha anlamlı olmaktadır. Özellikle inorganik madde oranı arttıkça sertlik değerlerinin yüksek olduğu görülmektedir. Ancak su ile etkileşimi en yüksek olan %70 HA ve HA-alümina kompozitlerinin sertlik değeri aynı oranda dolgu içerenlere göre düşüktür. SEM

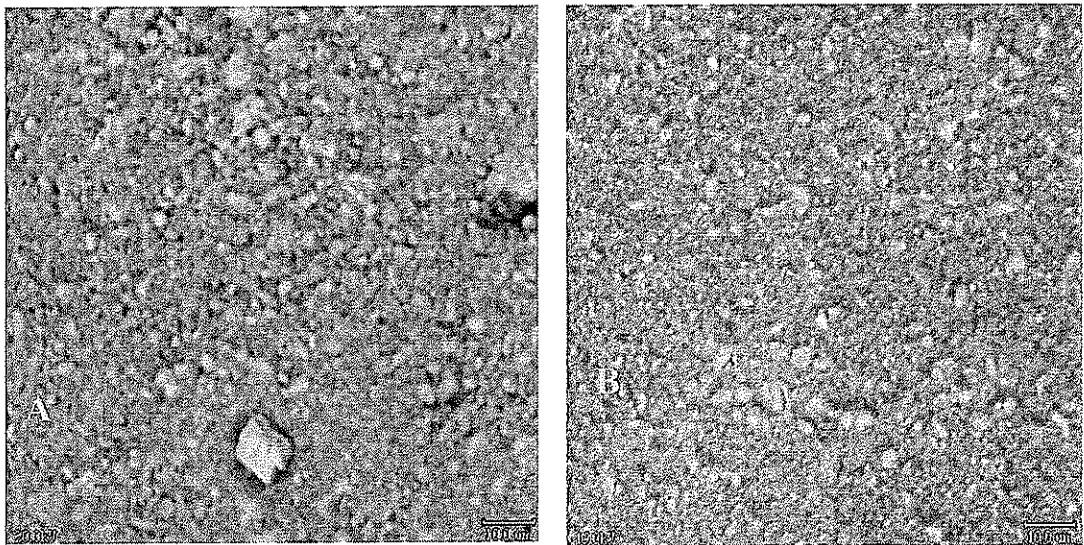
fotoğraflarından özellikle %70 HA kompozitin yüzeyinde çatlaklar meydana gelmiştir (Şekil 4.11). Bu çatlakların meydana gelmesi sertliği düşürücü etki yapmıştır. Zirkonyalı numunelerde sertlik değerlerinin kendi grubu içinde daha yüksek olduğu görülmektedir. Zirkonya bu numuneler içinde sertliği arttırıcı bir etki yapmıştır. Bunun nedeni zirkonyanın sertliğinin diğer dolgu maddelerine göre daha sert olmasıdır.

4.4 SEM Görüntüleri

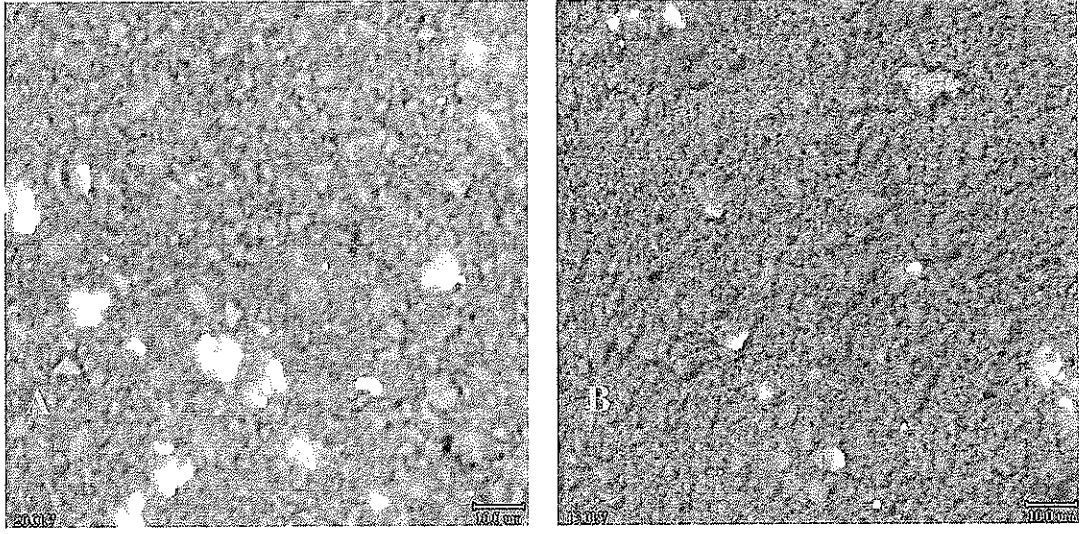
Kompozit numunelerin su içindeki yüzey etkileşimlerini incelemek amacıyla kontrol gruplarıyla birlikte alınmış SEM görüntüleri Şekil 4.4-4.15’de verilmektedir.



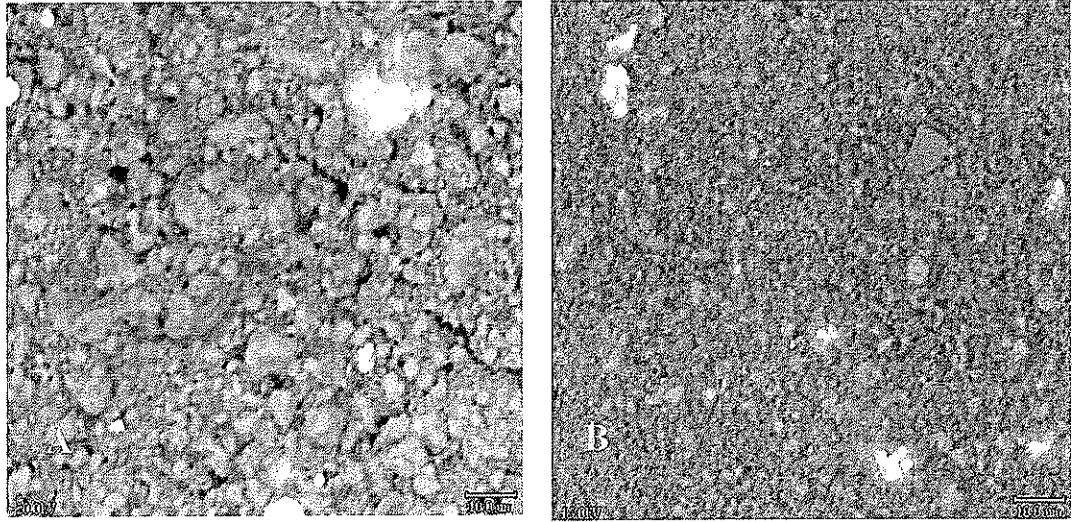
Şekil 4.4 % 60 HA dolgulu kompozitin A)Suda bekletilmeden önceki B)Suda bekletildikten sonraki SEM görüntüleri



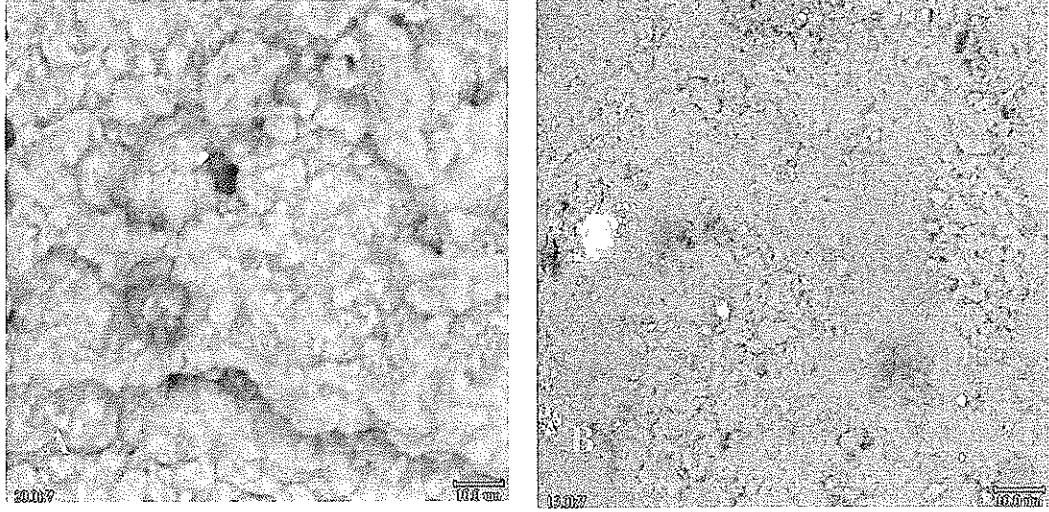
Şekil 4.5 % 60 HA-Al₂O₃ dolgulu kompozitin A)Suda bekletilmeden önceki B)Suda bekletildikten sonraki SEM görüntüleri



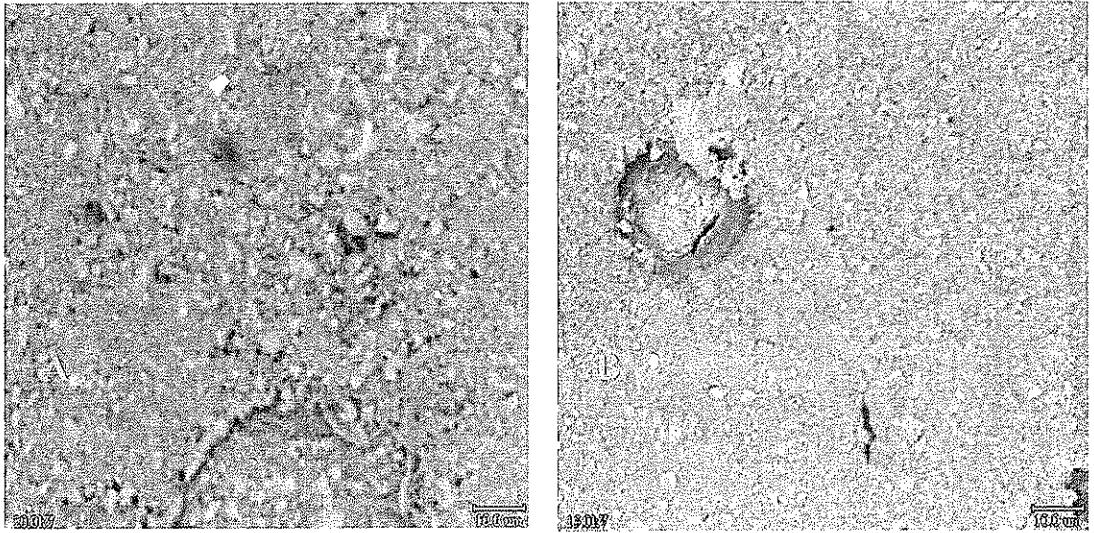
Şekil 4.6 % 60 HA-ZrO₂ dolgulu kompozitin A) Suda bekletilmeden önceki B) Suda bekletildikten sonraki SEM görüntüleri



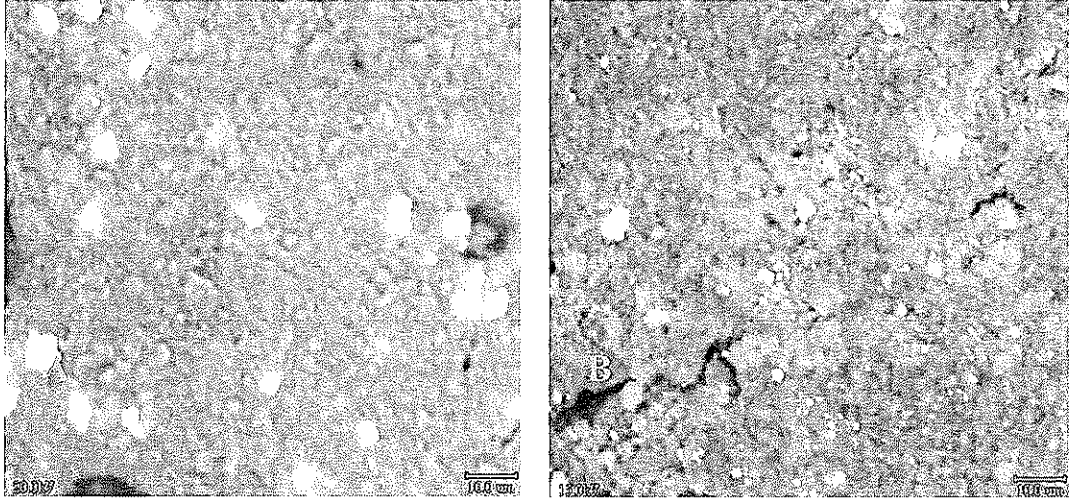
Şekil 4.7 % 60 HA-Al₂O₃-ZrO₂ dolgulu kompozitin A) Suda bekletilmeden önceki B) Suda bekletildikten sonraki SEM görüntüleri



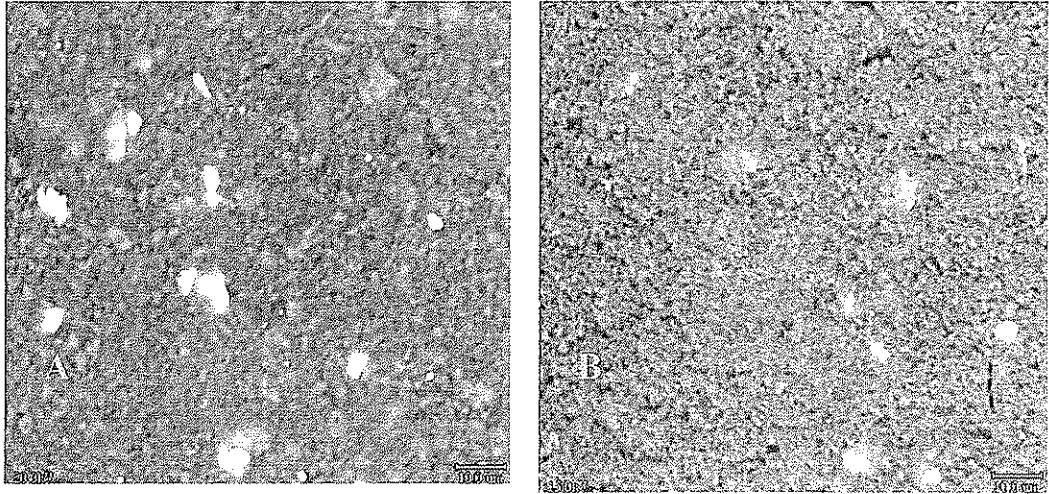
Şekil 4.8 % 65 HA dolgulu kompozitin A) Suda bekletilmeden önceki B) Suda bekletildikten sonraki SEM görüntüleri



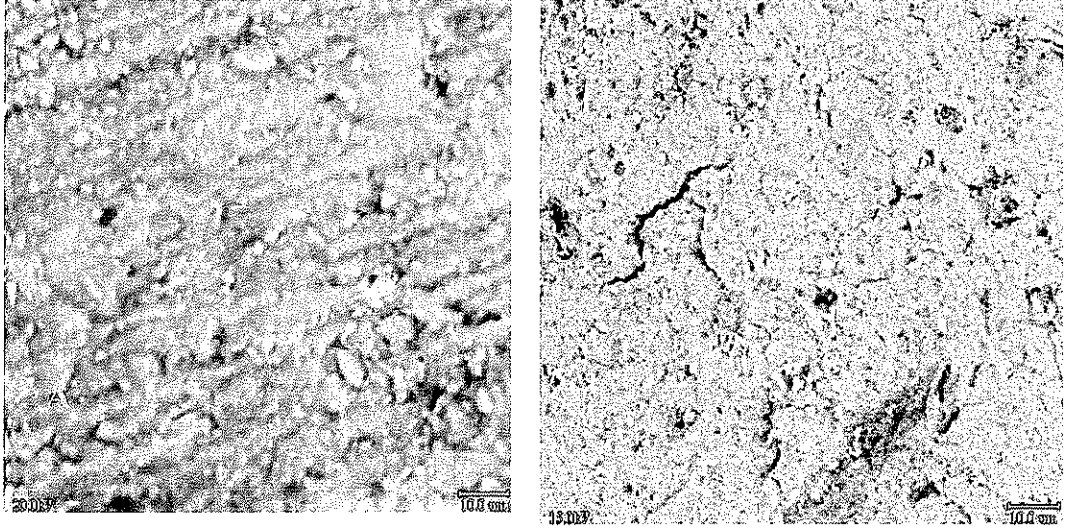
Şekil 4.9 % 65 HA-Al₂O₃ dolgulu kompozitin A) Suda bekletilmeden önceki B) Suda bekletildikten sonraki SEM görüntüleri



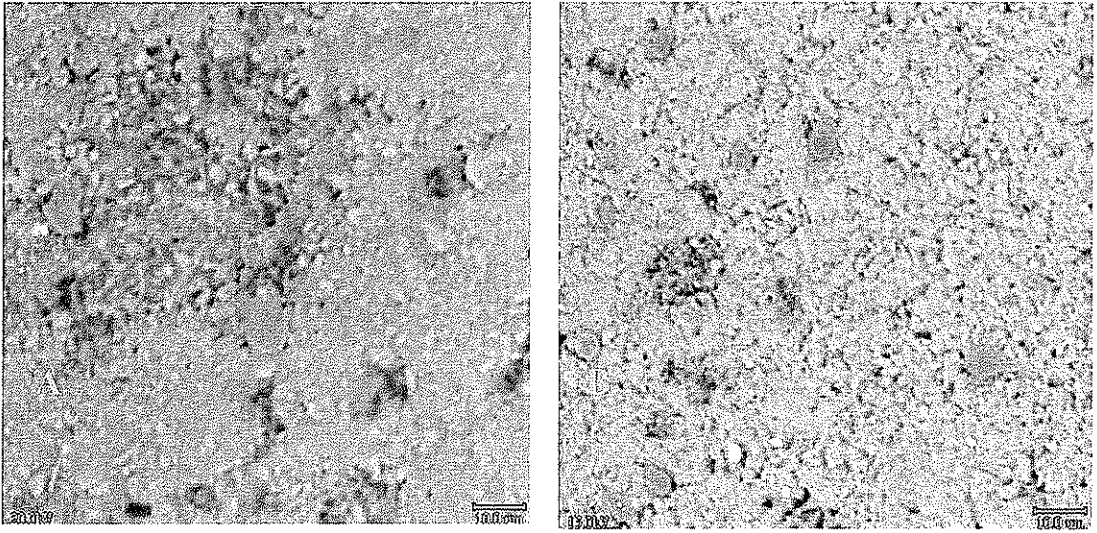
Şekil 4.10 % 65 HA-ZrO₂ dolgulu kompozitin A) Suda bekletilmeden önceki B) Suda bekletildikten sonraki SEM görüntüleri



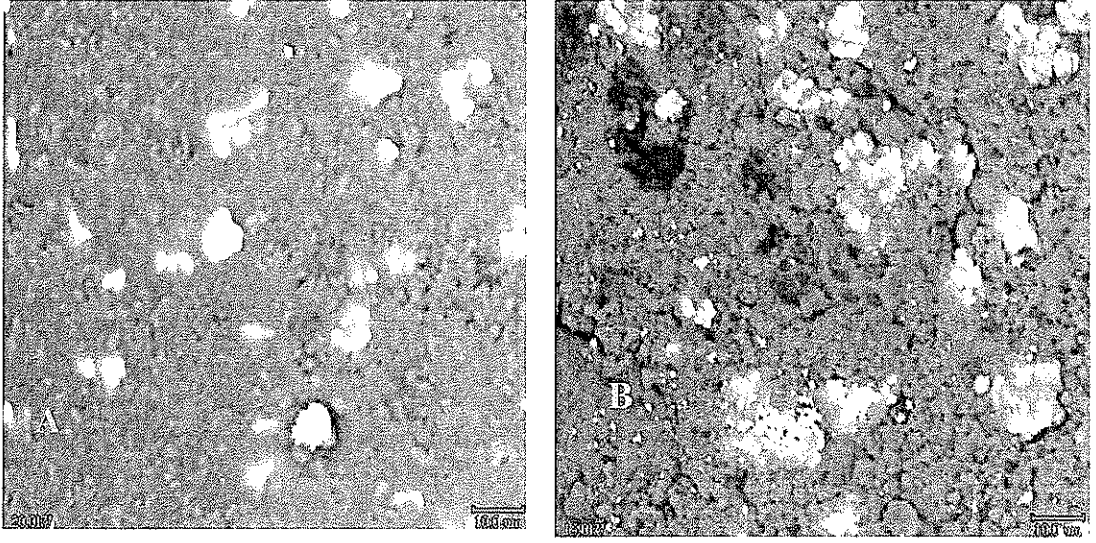
Şekil 4.11 % 65 HA-Al₂O₃-ZrO₂ dolgulu kompozitin A) Suda bekletilmeden önceki B) Suda bekletildikten sonraki SEM görüntüleri



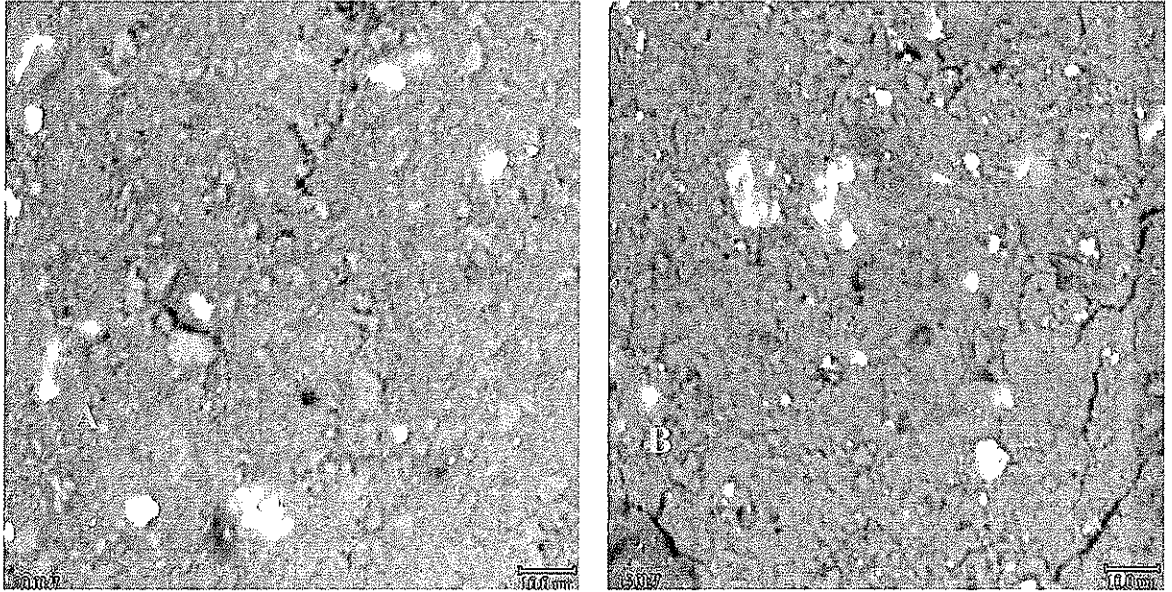
Şekil 4.12 % 70 HA dolgulu kompozitin A) Suda bekletilmeden önceki B) Suda bekletildikten sonraki SEM görüntüleri



Şekil 4.13 % 70 HA-Al₂O₃ dolgulu kompozitin A) Suda bekletilmeden önceki B) Suda bekletildikten sonraki SEM görüntüleri



Şekil 4.14 % 70 HA-ZrO₂ dolgulu kompozitin A) Suda bekletilmeden önceki B) Suda bekletildikten sonraki SEM görüntüleri



Şekil 4.15 % 70 HA-Al₂O₃-ZrO₂ dolgulu kompozitin A) Suda bekletilmeden önceki B) Suda bekletildikten sonraki SEM görüntüleri

SEM görüntüleri incelendiğinde sadece HA içeren ve HA-alümina içeren kompozit numunelerin yüzeylerinin kontrol grupları ile kıyaslandığında su ile daha az korozif bir etkileşime girdikleri görülmektedir (Şekil 4.4-4.15). Ancak zirkonya içeren örneklerde ise daha fazla korozif bir etki olduğu anlaşılmaktadır. Özellikle HA-zirkonya içeren numunelerde bu daha açık olarak görülebilir. Alüminanın korozyona karşı dirençli olması ayrıca HA'in de

su ortamında oksidatif bir etki göstermemesi bunun sebeplerindendir.

Ayrıca su içinde bekletildikten sonra özellikle zirkonya-HA içeren numunelerin yüzey pürüzlülük değerlerinin arttığı SEM fotoğraflarında görülmektedir (Şekil 4.6, 4.10 ve 4.14). Ancak bazı numunelerin yüzey pürüzlülük değerleri yüksek çıkmasına rağmen SEM fotoğraflarında bu durum daha düzgün bir yüzey olarak yansımıştır. Ancak pürüzlülük ölçümü sadece çok düzensiz yüzeyle ilgili değil aynı zamanda yüzeyin inişli çıkışlı çukur ve tepelerin yoğunluğuyla da ilgilidir. Bu nedenle bu yüzeylerin pürüzlülüğü cihazla yapılan ölçüm sonucu ilk duruma göre daha pürüzlü çıkmıştır.

Şekil 4.7, 4.11 ve 4.15’de %60-65-70 alümina-zirkonya-HA içeren kompozitlerin su ile etkileşim sonucu elde edilmiş yüzey pürüzlülük değerleri kompozitin kontrol örneklerinin SEM görüntüleriyle kıyaslandığında bir azalma olduğu gözle görülebilmektedir. Bu sonuçlar Çizelge 4.2’deki bu kompozitlerin (%60-65-70 alümina-zirkonya-HA kompozitleri) yüzey pürüzlülük değerlerinin doğruluğunu kanıtlamaktadır. Üçlü inorganik madde içeren kompozitlerin farklı partikül boyutları kompozit yapı içinde birbirini tamamlayan bir özellik meydana getirmiştir. Yapı birbiri içine daha iyi dağılmış ve iri ufaklı partiküller nedeniyle gözeneklilik daha da azalmıştır. Bu nedenle birbirleriyle etkileşim artmaktadır. Böylece pürüzlülük suyun etkisi sonucu iyi yönde gelişmiştir.

5. GENEL SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Kompozitler organik matriks için BisGMA ve HEMA monomerleri ile inorganik madde fazında ise farklı oranlarda HA, alümina ve zirkonyanın karıştırılmasıyla elde edilmiştir. Elde edilen kompozit numuneleri ağız içindeki sıvı ortama bağlı meydana gelebilecek fiziksel değişimlerinin incelenmesi amacıyla yapılan su içersindeki davranışı incelenmiş, yüzey pürüzlülüğü ve sertlik derecesi tespit edilmiştir. Ayrıca numunelerin SEM görüntüleri alınmıştır. Sonuçlar genel olarak aşağıdaki şekilde özetlenebilir:

1. Dolgu maddelerinin içeriğine bağlı olarak su emilim değerleri farklılık göstermektedir. Bunun nedeni farklı dolgu içeriklerinin yoğunluk değerlerinin farklı olması ve bu nedenle dolgu hacimsel oranının değişmesidir. En yüksek su emilim değeri %70 HA ve %70 HA-alümina içeren kompozitler için bulunmuştur. %70 oranında inorganik madde içeren numunelerde maddelerin yüzeyde tam olarak tutunamaması ve çözünmesi nedeniyle su emilim artmaktadır. Ayrıca sadece HA içeren kompozitlerde bütün gruplar için su emilim değerleri yüksek çıkmıştır. Bunun sebebi HA içersinde yer alan kalsiyum fosfat yapısının suda hidroliz olmasıdır. HA'ın sudaki reaksiyonları daha sonraki çalışmalarda incelenebilir.
2. Net ağırlık değişimi ile desorpsiyon arasında meydana gelen fark, numunelerde belli oranda hem bağlanmamış dolgu partikülleri hem de polimerize olmamış monomerlerin çözünmesinden kaynaklanmaktadır. İnorganik dolgu maddeleri oldukça düşük oranda olsa bile suda çözünmektedir. Suda çözünen monomer miktarlarının ve inorganik miktarların belirlenmesi ile net su absorpsiyonu hesaplanabilir.
3. Elde edilen yüzey pürüzlülük değerleri standart değerlere göre yüksek çıkmıştır. Bunun nedeni numunelerin yüzeyine hiçbir uygulama (cilalama, zımparalama, vb.) yapılmamasıdır. Ayrıca dolgu malzemelerinin partikül boyutlarının da yüzey pürüzlülüğüne etkisi olduğu düşünülmektedir. Özellikle zirkonyalı numunelerde su testinden sonra yüzeylerinin pürüzlülüğünün artmış olması zirkonyanın tanecik boyutunun (9 μm) alüminalı ve sadece HA içeren kompozitlere göre daha büyük olmasıdır.
4. %60-65-70 zirkonya-HA'lı numunelerde absorpsiyon ve desorpsiyon değerleri arasındaki farkın yüksek olması aynı zamanda bu kompozitlerin yüzeyinde meydana gelen çözünmenin de yüksek olduğu göstermektedir. SEM fotoğraflarında da zirkonya-HA'lı numunelerde su içinde madde kaybı (çözünme) nedeniyle pürüzlü bir yüzey meydana geldiği görülmektedir.
5. Vickers sertlik değerleri yaklaşık olarak 21-44 arasında değişmektedir. Özellikle aynı dolgu

madde miktarına sahip numunelerde su ile etkileşim sonucu sertlikleri de farklı sonuçlar vermiştir. Su içinde sertlik değerlerinin düştüğü bilinmektedir. Ancak inorganik madde oranı arttıkça sertlik değerlerinin yüksek olduğu da görülmektedir. Bunun yanında su ile etkileşimi en yüksek olan %70 HA ve HA-alümina kompozitlerinin sertlik değeri aynı oranda dolgu içerenlere göre düşüktür. Bunun sebebi HA ve alüminanın sertlik değerlerinin zirkonyaya göre daha düşük olmasıdır.

7. SEM sonuçlarına göre sadece HA içeren ve HA-alümina içeren kompozit numunelerin yüzeylerinin kontrol grupları ile kıyaslandığında su ile korozif bir etkileşime girmedikleri görülmüştür. Alüminanın korozyona karşı dirençli olması ayrıca HA'in de su ortamında oksidatif bir etki göstermemesi bunun sebeplerindendir. Ancak zirkonya içeren örneklerde ise korozif bir etki olduğu anlaşılmaktadır.

8. Zirkonya içeren numunelerin sudaki davranışı ve SEM görüntüleri ve yüzey pürüzlülük değerleri kompozit numuneler içersinde en fazla farklılık gösteren numunelerdir.

8. Su emilim ve sertlik değerlerinin daha iyi olması için elde edilen kompozitlerin içeriğine silan veya farklı asit türevleri ara bağlayıcı ajan olarak kullanılabilir. Böylece organik matriks ile inorganik faz daha iyi etkileşerek bu değerler iyi yönde değişebilecektir.

9. Yüzey pürüzlülük değerleri için zımparalama, cilalama gibi işlemlerin uygulanmasının daha iyi sonuç vereceği düşünülmektedir.

KAYNAKLAR

- ADA Council on Scientific Affairs, (2003), "Direct and Indirect Restorative Materials", J Am Dent Assoc 134:463-472,
- Altun C., (2004), "Restoratif Dişhekimliğinde Mikrosızıntı", Gülhane Tıp Dergisi, 46 (3):264-269.
- Altun C., U. Kabalay, G. Güven, v.d., (2005), "Pediatrik diş hekimliğinde foto-aktivasyon yöntemlerinin restoratif materyalin polimerizasyon büzülmesi üzerine etkileri", Gülhane Tıp Dergisi, 47: 127-131.
- Annusavice, K.J., (1996), Philipps' Science of Dental Materials, W. B. Saunders Comp., Philadelphia.
- Arcis, R.W., Lopez-Macipe, A., Toledano, M., Osorio, E., Rodriguez-Clemente, R., Murtra, J., Fanovich, M.A. ve Pascual, C.D., (2002), "Mechanical Properties of Visible Light-Cured Resins Reinforced with Hydroxyapatite for Dental Restoration", Dent Mater, 18(1):49-57.
- Asmussen E. ve Peutzfeldt A. (1998), "Influence of UEDMA Bis-GMA and TEGDMA on Selected Mechanical Properties of Experimental Resin Composites", Dent. Mater., 14: 51-56.
- Bağış B., (2005), "Nano-Hibrit Bir Kompozit Rezinin Yüzey Sertliğinin İn Vitro Olarak İncelenmesi", A.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 32(2): 91-98.
- Barbucci, R., (2002), Integrated Biomaterials Science, p. 592, Kluwer Academic Publishers, Hingham, MA., USA.
- Bayne, S.C. ve Wilkerson, M., (1998b), "A Characterization of First Generation Flowable Composites", JADA, 129:567-577.
- Bayne, S.C., Hermann, H. O. ve Edward, J., (1994) "Update on Dental Composite Restorations", JADA, 125:687-701.
- Bayne, S.C., Thompson, Y.J., Swift E.J. vd., (1998a), "A Characterization of First-Generation Flowable Composites", JADA, 129: 567-577.
- Bektaş, Ö.Ö., Siso, Ş.H. ve Eren, D., (2006), "Işık Kaynakları, Polimerizasyon ve Klinik Uygulamalar", Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi, 27: 117-124.
- Bonfield, W., Grynpas, M.D., Tully, A.E., Bowman, J. ve Abram J., (1981), "Hydroxyapatite Reinforced Polyethylene", Biomaterials, 2: 185-186.
- Bowen R.L., (1963), "Properties of a Silica-reinforced Polymer for Dental Restorations", J. Am. Dent. Assoc., 66: 57-64.
- Braem, M., Finger, W., Van Doren, V.E., Lambrechts, P. ve Vanherle, G., (1989), "Mechanical Properties and Filler Fraction of Dental Composites", Dent. Mater., 5:346-348.
- Chung, K.H., (1990), "The Relationship Between Composition and Properties of Posterior Resin Composites", J. Dent. Res., 69:3, 852-856.
- Condon, J.R. ve Ferracane, J.L. (2000), "Assessing the Effect of Composite Formulation on

Polymerization Stress", J. Am. Dent. Assoc., 131:497-503.

Cornelis, J. K., Albert, J.F., (2005), "Polymerization Shrinkage and Contraction Stress of Dental Resin Composites", Dental Materials, 21:1150-1157.

Craig, R.D., (1985), Restorative Dental Materials, 8th ed., St. Louis, C.V. Mosby Co., 270-354.

Craig, R.G., (1981), "Chemistry, Composition and Properties of Composite Resins", Dent. Clin. North Am., 25: 219-239.

Craig, R.G., (1996), Restorative Dental Materials, Mosby-Year Book Inc., St. Louis.

Craig, R.G., (1997), "Mechanical Properties in Restorative Dental Materials", Craig, R.G., Editor, St. Louis: Mosby, Chapter 4.

Craig, R.G., (2000), "Direct esthetic Restorative Materials", Restorative Dental Materials, 244-267.

Dayangaç, B., (2000), Kompozit Rezin Restorasyonlar, Ankara-2000, Güneş Kitabevi Ltd.Şti.

Deb S., Braden M. ve Bonfield W., (1995), "Water Absorption Characteristics of Modified Hydroxyapatite Bone Cements", Biomaterials, 16: 1095-1100.

E. Tsuchida ve S. Takeoka, "Interpolymer Copmplexes and their Ion-Conduction", Macromolecular Complexes in Chemistry and Biology.

Ferracane, J.L., (2001), Materials in Dentistry: Principles and Applications, Lippincott Williams&Wilkins.

Ferracane, J.L. ve Greener, E.H. (1984), "Fourier Transform Infrared Analysis of Degree of Polymerization in Unfilled Resins", Method Comparison J. Dent. Res., 63:1993-1095.

Ferracane, J.L. ve Mitchem, J.C., (2003), "Relationship between Composite Contraction Stress and Leakage in Class V Cavities", Am. J. Dent., 16:239-43.

Ferracane, J.L., Mitchem, J.C., Condon, J.R. ve Todd, R., (1997) "Wear and Marginal Breakdown of Composites with Vários Degrees of Cure", J. Dent. Res.; 76: 1508-1516.

Ferracane, J.L., Moser, J.B. ve Greener, E.H., (1985), "Ultraviolet Light-induced Yellowing of Dental Restorative Resins", J. Prosthet. Dent., 54:483-487.

Fortin, D. ve Vargas M. A., (2000), "The Spectrum of Composites", New Techniques and Materials, JADA, 131:26-30.

Hickel, R., Dasch, W. ve Janda, R., (1998), "New Direct Restorative Materials", International Dental Journal, 48:3-16.

Hilton, T.J., Schwartz, R.S., ve Ferracane, J.L., (1997), "Microleakage of Four Class II Resin Composite Insertion Techniques at Intraoral Temperature", Quint. Int., 28: 135-143.

Johnson, G.H., Bales, D. ve Gordon, G.E., (1992), "Clinical Performance of Posterior Composite Resin Restorations", Quintessence International, 23: 705-712.

Jones D. W. ve Chem C., (1998), "Dental Composite Biomaterials", J. Can. Dent. Assoc., 64: 732-734.

- Jones, F.H., (2001), "Teeth and bones: Applications of Surface Science to Dental Materials and Related Biomaterials", *Surface Science Reports.*; 42(3):75-205.
- Kalachandra, S., (1995), Glassy Polymers as Dental Materials' in *Encyclopedia Handbook of Biomaterials and Bioengineering*. Editors: Wise, D.J.T.L. vd., Marcel Dekker Inc., New York, p.1545-1556.
- Kargul, B., Tanboga, I., Ergeneli, S., Karako, F. ve Dagli, E., (1998), "Inhaler Medicament Effects on Saliva and Plaque pH in Asthmatic Children", *J. Clin. Pediatr. Dent.*, 22(2):137-40.
- Khor E., (2001), "Chitin: Fulfilling a Biomaterial's Promise", Ch. 5, Elsevier Sci. Pub., UK.
- Kinomoto, Y. ve Toru, M., (1998), "Photoelastic Analysis of Polymerization Contraction Stresses in Resin Composite Restoration", *J. Dent.*, 26:165-171.
- Kinomoto, Y., Toru, M., Takeshige, F. ve Ebisu, S., (1999), "Comparison of Polymerization Contraction Stresses between Self- and Light-curing Composites", *J. Dent.*, 27:383-389.
- Kobayashi, M., Nakamura, T., Tamura, J., Kokubo, T. ve Kikutani, T., (1997), "Bioactive bone cement", *J. Biomed. Mater. Res.*, 37: 301-313.
- Kobayashi, M., Nakamura, T., Tamura, J., Kokubo, T. ve Kikutani, T., (1997), "Bioactive bone cement", *J. Biomed. Mater. Res.*, 37: 301-313.
- Labella R., Braden M. ve Debs S., (1994), "Novel Hydroxyapatite-based Dental Composites", *Biomaterials*, 15: 1197-1208.
- Labella R., Braden M. ve Debs S., (1994), "Novel Hydroxyapatite-based Dental Composites", *Biomaterials*, 15: 1197-1208.
- Labella, R. Lambrechts, P., Van Meerbeek, B. ve Vanherle, G., (1999), "Polymerization Shrinkage and Elasticity of Flowable Composites and Filled Adhesives", *Dental Materials*. 15:128-137.
- Labella, R. Lambrechts, P., Van Meerbeek, B. ve Vanherle, G., (1999), "Polymerization Shrinkage and Elasticity of Flowable Composites and Filled Adhesives", *Dental Materials*. 15:128-137.
- Larsen, L.B., Preund, M. ve Munksgaard, E.C., (1992), "Change in Surface Hardness of Bis-GMA/TEGDMA Polymer due to Enzymatic Action", *J. Dent. Res.*, 71: 1851-1853..
- Lazic, S., Zec, S., Miljevic, N., Milonjic, S., 2001 "The Effect of Temperature on the Properties of Hydroxyapatite Precipitated From Calcium Hydroxide and Phosphoric Acid", *Thermochim.Acta*, Volume 374, Issue 1, pp. 13-22
- Leinfelder, K.F., (1985), "Composite Resins", *Dent. Clin.North Am.*, 29:359-371.
- Leinfelder, K.F., (1998), "A Report on a New Condensable Composite Resin", *Compendium*, 19: 230-237.
- Li, Y., Swartz, M.L., Phillips, R.W., Moore, B.K. ve Roberts, T.A., (1985), "Effect of Filler Content and Size on Properties of Composites", *J. Dent. Res.*, 64:1396-1401.
- Llyod, C. ve Iannetta R.V., (1982), "The Fracture Toughness of Dental Composites", I. The Development of Strength and Fracture Toughness, *J. Oral Rehabil.*, 9:55-66.
- Llyod, C. ve Mitchell, L., (1984), "The Fracture Toughness of Tooth Coloured Restorative

Materials, J. Oral Rehabil., 11:257-72.

Macdonald J.M. (2001), "Interfacial Design for a Bioactive Composite", University of Florida, PhD. Thesis.

Manhart, J., Kunzelmann, K.H., Chen, H.Y., Hickel, R., (2000), "Mechanical Properties and Wear Behavior of Light-Cured Packable Composite Resins", Dental Materials, 16: 33-40.

McCabe, J.F., (1998), "Resin-Modified Glass-Ionomers", Biomaterials, 19:521-527.

McLean, J.W. ve Wilson, A.D., (1977), "The Clinical Development of The Glass Ionomers Cements 1. Formulations and Properties", Australian Dent. J., 22:31-36.

Mohsen N.M. ve Craig R.G., (1995), "Effect of Silanation of Fillers on Their Dispersability by Monomer Systems", J. Oral Rehabil., 22: 183-189.

O'Brien W.: Dental Materials and Their Selection. 2nd Edition. Carol Stream, Quintessence Publishing Co., Inc., IL, 1997.

Ölmez A., Tuna D., (2002), "Polimerizasyon Büzülmesine Etki Eden Faktörler", Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi, 5(1): 52-57.

Phillips, R.W., (1991), "Science of Dental Materials", 9th ed., Philadelphia, W.B. Saunders Co., p.217-218.

Phillips, R.W., (1996), Mechanical Properties of Dental Materials; in Anusavice K.J. (ed): Phillips Dental materials, Philadelphia, W.B. Saunders Co., p.49-74.

Phillips, R.W., (1996), Restorative Resins; in Science of Dental Materials, Ed.: Anusavice K.J., Saunders Co., Philadelphia, p.273-299.

Phillips, R.W., (1996), Restorative Resins; in Science of Dental Materials, Ed.: Anusavice K.J., Saunders Co., Philadelphia, p.273-299.

Piconi, C. ve Maccauro, G., (1999) "Zirconia as a Ceramic Biomaterial", Biomaterials, Volume 20, Issue 1, pp. 1-25

Ratner, B.D., Hoffman, A.S., Schoen, F.J. ve Lemons, J.E., (2004), "Biomaterials Science, An Introduction to Materials in Medicine, 2nd edition", (Elsevier Academic Press, San Diego) pp.162.

Robinson, A.A., Rowe, A.H.R. ve Maberley, M.L. (1988), "A Three Year Study of the Clinical Performance of a Posterior Composite and a Lathe Cut Amalgam Alloy", British Dental Journal, 164: 248-252.

Roulet J.F., (1997), "Benefits and Disadvantages of Tooth-coloured Alternatives to Amalgam", J. Dent., 25(6): 459-473.

Rowe, A.H.R., (1989), "A Five Year Study of the Clinical Performance of a Composite Resin Restorative Material", J. Dent., 17: 6-9.

Ryberg, M., Moller C. ve Ericson, T., (1991), "Saliva Composition and Caries Development in Asthmatic Patients Treated with Beta 2-Adrenoceptor Agonists: A 4-Year Follow-up Study", Scand. J. Dent. Res., 99(3):212-8.

Santos C., Clarke R.L., Braden M., Guitian F. ve Davy K.M.W., (2002), "Water Absorption

Characteristics of Dental Composites in Incorporating Hydroxyapatite Filler", *Biomaterials*, 23: 1897-1904.

Sarrett, D.C., Coletti, D.P ve Peluso, A.R., (2000), "The Effects of Alcoholic Beverages on Composite Wear", *Dent. Mater.*, 16: 62-67.

Schwartz, R.S., Summit, J.B., Robbins W., Santos, J.D., (1996), "Fundamentals of Operative Dentistry", USA: Quintessence Publishing Co, Inc 141-86.

Silva, A.A.B., Veeck, E.B., Oliveira, J.P.P. ve Souza, P.H.C., (2005), "Comparison of Chemical Composition of Packable Composites by Scanning Electron Microscopy", *J. Appl. Oral Sci.*, 13(1):67-71.

Söderholm, K.J.M., (1983), "Leaching of Fillers in Dental Composites", *J. Dent. Res.*, 62: 126-130.

Söderholm, K.J.M., Mukherjee, R. ve Longmate, J., (1996), "Filler Leachability of Composites Stored in Distilled Water or Artificial Saliva", *J. Dent. Res.*, 75: 1692-1699.

Söderholm, K.J.M., Yang, M.C.K. ve Garcea, I., (2000), "Filler particle Leachability of Experimental Dental Composites", *Eur. J. Oral Sci.*, 108: 555-560.

Soh, M.S., Yap AU ve Siow, K.S., (2003), "The Effectiveness of Cure of LED and Halogen Curing Lights at Varying Cavity Depths", *Oper. Dent.*, 28: 707-715

Soh, M.S., Yap, A.U. ve Siow, K.S., (2004), "Comparative Depths of Cure among Various Curing Light Types and Methods", *Oper. Dent.*, 29: 9-15.

Swartz. M.L. ve Phillips, R.W., (1961), "In Vitro Studies on the Marginal Leakage of Restorative Materials", *J. Am. Dent. Assoc.*, 62:141-151.

Vallo C. I., Montemartini P. E., Porto Lopez J. M., Cuadrado T. R.: Polymethylmethacrylate-based bone cement modified with hydroxiapatite. *J. Biomed. Mater. Res.*, 48: 150-158, 1999.

Wang M., Joseph R. ve Bonfield W., (1998), "Hydroxyapatite-polyethylenecomposites for Bone Substitution", *Biomaterials*, 19: 2357-2366.

Wang, L.D., D'alpino, P.H.P., Lopez. L.G. ve Pereira J.C., (2003), "Mechanical Properties of Dental Restorative Materials: Relative Contribution of Laboratory Tests", *J. Appl. Oral Sci.*, 11(3):162-7.

Watts, D.C. ve Cash, A.J., (1991), "Determination of Polymerization Shrinkage Kinetics in Visible-light-cured Materials: Methods Development", *Dent. Mater.*, 7:281-7.

Watts, D.C. ve Marouf, A.S., (2000), "Optimal Specimen Geometry in Bonded-disk Shrinkage-strain Measurements on Light-cured Biomaterials", *Dent. Mater.*, 16:447-51.

Willems, G., Lambrechts, P. ve Braem, M., (1992), "Classification of Dental Composites According to their Morphological and Mechanical Characteristics", *Dent. Mater.*, 8:310-319.

Willems, G., Lambrechts, P., Braem, M., ve Vanherle, G., (1993), "Composite Resins in The 21st Century", *Quint. Int.*, 24 :641-657.

Yap, A.U.J. ve Seneviratne, C., (2001), "Influence of Light Energy Density on Effectiveness of Composite Cure", *Oper. Dent.*, 26: 460-466.

Yap, A.U.J., Lim, L.Y., Yang T.Y., Ali, A. ve Chung, S.M., (2005), "Influence of Dietary

Solvents on Strength of Nanofill and Ormocer Composites”, *Oper. Dent.*, 30: 129-33.

Yap, A.U.J., Ng, S.C. ve Siow, K.S., (2001), “Soft-start Polimerzation: Influence Effectiveness of Cure and Post-gel Shrinkage”, *Dent.*, 26; 260-266.

ÖZGEÇMİŞ

Doğum tarihi	14.09.1978
Doğum yeri	Trabzon
Lise	1992-1996 Trabzon Fatih Yabancıdil Ağırlıklı Lisesi
Lisans	1997-2002 İstanbul Üniversitesi Çapa Dişhekimliği Fakültesi
Yüksek Lisans	2004-2007 Kocaeli Üniversitesi İİBF İşletme A.B.D.
Yüksek Lisans	2004-2009 Yıldız Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Biyomühendislik Anabilim Dalı