

T.C.
İstanbul Üniversitesi
Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Diş Hastalıkları ve Tedavisi Ana Bilim Dalı
Konservatif Diş Tedavisi Bilim Dalı
Danışman: Prof. Dr. Taner YÜCEL

ORGANİK OLARAK MODİFİYE EDİLMİŞ SERAMİKLERİN (ORMOCER®) YÜZEY ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ

T.C. YÜCELİNE SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
DİŞ HASTALIKLARI VE TEDAVİSİ ANA BİLİM DALI
KONSERVATİF DİŞ TEDAVİSİ BİLİM DALI

129894

İBRAHİM MERT TOPÇUBAŞI
Diş Hekimi

DOKTORA TEZİ

T.C. YÜCELİNE SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
DİŞ HASTALIKLARI VE TEDAVİSİ ANA BİLİM DALI
KONSERVATİF DİŞ TEDAVİSİ BİLİM DALI

İstanbul - 2003

129894

T.C.
İstanbul Üniversitesi
Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Diş Hastalıkları ve Tedavisi Ana Bilim Dalı
Konservatif Diş Tedavisi Bilim Dalı
Danışman: Prof. Dr. Taner YÜCEL

**ORGANİK OLARAK MODİFİYE EDİLMİŞ
SERAMİKLERİN (ORMOCER®) YÜZEY
ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ**

129894

İBRAHİM MERT TOPÇUBAŞI
Diş Hekimi

DOKTORA TEZİ

İstanbul - 2003



**Bu Doktora Tezi İ.Ü. Bilimsel Araştırma Projeleri Yürütücü Sekreterliği tarafından
T908/06112000 no'lu proje olarak desteklenmiştir.**

TEŞEKKÜR

Bu tezin hazırlanmasında bana her konuda yardımcı olan ve yönlendiren Sayın Hocam Prof. Dr. Taner Yücel'e, tez çalışmam süresince birikimlerinden yararlanma olanağını sunan Sayın Hocam Prof. Dr. Fatma Koray'a, tez yazım aşamasında yardımlarını esirgemeyen Sayın Doç. Dr. Esra Yıldız Ayvaz'a ve Sayın Dr. Mustafa Demirci'ye ve tez çalışmamın başlangıcında danışmanlığımı üstlenen ve daha sonra emekli olan Sayın Hocam Prof. Dr. Mete Üçok'a; ayrıca tez çalışması süresince bana destek olan tüm diğer hocalarıma ve çalışma arkadaşlarıma; tezimin laboratuvar çalışmaları sırasında her türlü olanağı sağlayan Sayın Zerrin Öktem'e, Ali Osman Son'a ve Ercan Okay'a, tezimin istatistiksel analiz kısmında yardımcı olan Sayın Rana Konyalıoğlu'na, yazım aşamasında tabloların, grafiklerin ve sayfa düzeninin oluşturulmasında yardımcı olan Sayın Tolga Gülen'e, yine tüm tez çalışmam süresince maddi ve manevi desteğini esirgemeyen aileme teşekkür eder, şükranlarımı sunarım.

İÇİNDEKİLER

İÇİNDEKİLER	1
GİRİŞ	2
GENEL BİLGİLER	6
DİŞ HEKİMLİĞİNDE KULLANILAN RESTORATİF MALZEMELERİN GELİŞİMİ.....	6
KOMPOZİT REÇİNELERİN YAPISI	8
ORGANİK REÇİNE MATRİKS FAZİ	8
İNORGANİK DOLDURUCU FAZİ	16
BİRLEŞTİRİCİ SİLAN FAZİ	17
ORMOCER®'LERİN YAPISAL ÖZELLİKLERİ.....	18
SERTLİK	24
AŞINMA.....	24
YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ	26
RENK.....	27
AMAÇ	30
GEREÇ VE YÖNTEM	31
AŞINMA TESTİ.....	33
YÜZEY SERTLİĞİ TESTİ	36
YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ TESTİ	38
RENK STABİLİTESİ TESTİ.....	40
İSTATİSTİK DEĞERLENDİRME.....	42
BULGULAR	43
TARTIŞMA	49
SONUÇLAR	66
ÖZET	68
SUMMARY	70
KAYNAKLAR	71
ÖZGEÇMİŞ	87

GİRİŞ

Hastaların estetik beklentilerinin ve taleplerinin artması; sadece ön bölgede değil, çiğneme streslerinin yoğunlaştığı arka bölgelerde de kullanılacak kadar iyi mekanik özelliklere sahip, renk stabilitesini koruyabilecek niteliklerde restoratif malzemelerin geliştirilmesini hızlandırmıştır. Bu amaçla geliştirilen malzemelerden biri olan polimer matriksli kompozit malzemeler diş hekimliğinde anterior ve posterior bölge dişlerdeki çürük lezyonlarının estetik restorasyonlarında, abrazyon, atrizyon ve erozyon gibi mine defektlerinin tedavisinde, travma geçirmiş dişlerde, ortodontik malzemelerin diş uygulanmasında, seramik ve kompozit inley restorasyonlarda yapıştırıcı dual kompozit siman olarak kullanılmaktadır.

Tarihsel olarak incelendiğinde ön bölgede kullanılmak üzere geliştirilmiş estetik malzemelerin çok başarılı olmadığı görülmektedir. İnorganik jel matriks ve reaksiyona girmemiş alümino-silikat partiküllerinden oluşan silikat simanları uzun yıllar boyunca kabul görmüş estetik malzemeler olarak kullanılmıştır. Ancak, silikat simanları ağız ortamında aşırı çözünmeleri, optik özelliklerinin stabil olmaması ve en önemlisi biyolojik uyumlarının kötü olması nedeni ile bir süre sonra kullanımdan kalkmıştır.

Protez kaide malzemesinden modifiye edilerek restorasyon materyali olarak kullanılmaya başlanan inorganik partikül içermeyen polimetakrilat reçineler bir süre sonra silikat simanının yerini almış, ancak malzemenin aşırı oranda polimerizasyon büzülmesi göstermesi, su emiliminin yüksek olması ve termal genişleme katsayılarının diş dokuları ile uyumlu olmamasının sonucu olarak sekonder çürük gelişimine neden olmuşlardır.

1960'ların başında Bowen tarafından reçine esaslı Bisfenol-A-Glisidil metakrilat geliştirilmiş ve o günden beri kompozit reçine malzemelerin kullanımları sürekli olarak yaygınlaşmıştır. Günümüzde kullanılan kompozit reçinelerin fiziksel

özellikleri ve klinik dayanıklılıkları olumlu gelişmeler sergilemişse de, hala yüzey pürüzlülüğüne, aşınma direncine ve renk stabilitesine ilişkin sorunları devam etmektedir. Materyallerin ağız içi şartlara karşı koyabilmeleri, başarılarını direkt olarak etkileyen faktörler olduğu için, aşınma direnci, yüzey pürüzlülüğü, mikrosertlik ve renk stabilitesi gibi parametrelerin incelenmesi önem kazanmaktadır.

Aşınma direnci, restoratif bir malzemenin klinik başarısını belirleyici faktörlerin başında gelir. Aşınma; iki ya da daha fazla yüzeyin teması sonucunda oluşan malzemedeki yer değiştirme ya da kayıp olarak tarif edilmektedir. İki sert cisim temas ederken, yüzeylerinin en yüksek noktalarının birbirine değmesi aynı zamanda yüzey pürüzlülüğünün önemini de vurgulamaktadır. Diş dokularındaki ve restoratif malzemelerdeki aşınma; mekanik, fizyolojik ve/veya patolojik durumlara bağlı olarak gelişebilir. Aşınma genellikle istenilen bir durum değildir. Özellikle biomateryallerin aşınmasında ortaya çıkabilecek biyolojik aktif partiküllerin çevre dokularda bir iltihabi reaksiyon başlatmaları mümkün olabilir. Aşınma sonucu değişen yüzey şekilleri, fonksiyonu etkileyebilir.

Polimerler, metal ve seramiklerden farklı olarak aşınırlar. Sürtünme katsayılarının ve aşınma dirençlerinin düşük olması, yapılan aşınma testlerinin de farklı olmasına yol açar. Yapılan in vitro testlerde kullanılan yöntem malzemenin çeşitli antagonistler karşısında farklı ortamlarda aşındırılmasıdır. Eğer antagonist yüzey düzgün ise aşınma adeziv tipte olacaktır. Antagonist yüzeydeki pürüzler, test edilen materyalin yüzeyinin altına ulaşan deformasyonlara neden olarak aşınmanın abraziv tipte olmasına neden olur.

Malzemenin klinik performansını belirleyen faktörlerden bir diğeri ise yüzey sertliğidir. Bir malzemenin sertliği, yerel deformasyonlara olan direncidir ve reçine esaslı kompozit materyallerde bu direnci sağlayan inorganik partiküllerdir¹. İnorganik partiküllerin kırılmasına ya da matriks fazından ayrılmasına neden olabilecek büyüklükteki kuvvetler bir sonraki aşamada matriks fazına ulaşarak aşınmaya neden olurlar. Kompozit restoratif malzemelerin bitirme ve cila işlemlerinden sonra daha yüksek sertlik değerlerine ulaştıkları ve aşınmaya daha da

dirençli hale geldikleri bildirilmektedir². Kompozit reçinelerde en düzgün yüzeylerin strip bantlar altında elde edildiği ancak bu yüzeylerin sertlik değerlerinin düşük oldukları bildirilmiştir³. Işıkla polimerizasyonu takiben yüzey sertliğinin arttığı ve yüksek yüzey sertliği değerlerinin restorasyonun bitirme işlemlerini kolaylaştırarak, malzemenin ağız içindeki çizilmelere daha da dirençli hale getirdiği rapor edilmektedir^{2,3}.

İncelenmesi gereken bir diğer faktör renk stabilitesidir. Kompozitlerin yapılarındaki bileşenler nedeni ile renk değişimlerine açık oldukları bilinmektedir. Yine yüzey pürüzlülüğünün bu tür malzemelerden beklenen renk stabilitesini etkilediği rapor edilmiştir.

Doğal diş dokularının kaybını telafi edebilecek yeterli mekanik, fiziksel, kimyasal, biyolojik ve estetik niteliklere sahip, adeziv uygulamalara müsait, klinik kullanımı kolay ve ekonomik bir malzemenin arayışı sürmektedir

Bu arayışların üreticileri getirdiği aşamalardan birisi de, organik olarak modifiye edilmiş seramikler olan ve Ormocer® ismiyle tescilli malzemedir.

Fraunhofer Silikat Araştırma Enstitüsünde geliştirilen organik olarak modifiye edilmiş seramikler (Ormocer®) teknolojiye polimetakrilat esaslı lenslerin yüzeylerinin çizilmeye karşı koruma amaçlı olarak kaplanmasından, hassas makine parçalarının ısıya dayanıklı hale getirilmesine kadar çok geniş bir alanda uzun süredir kullanılmışlardır⁴.

Diş hekimliğinde kullanılan Ormocer® esaslı restoratif malzemeler incelendiğinde, bu malzemelerin yapılarında önceden şekillendirilmiş bir kopolimer ağı ve bu ağa yerleştirilmiş doldurucu partiküller olduğu bildirilmiştir. Bu kopolimer ağının multi fonksiyonel üretan ve tioetermetakrilat alkoksisisilanların sol-gel adı verilen kimyasal bir işlemle muamele edilmeleri sonucunda elde edildiği ve silandaki alkoksi gruplarının hidroliz ile inorganik Si-O-Si ağının oluşmasını sağlarken; omurga görevi gören bu yapıya diş hekimliğinde kullanılan metakrilat gruplarının

katılması ile polimerizasyonun da mümkün kılınabileceği bildirilmektedir. Partikül büyüklükleri 0.7-1.5nm olan doldurucu partiküllerinin ilavesi ile (%77-78 hacimsel, %66 ağırlık) malzeme geleneksel bir kompozit malzeme gibi kullanılacak hale gelmiş olur. Organik olarak modifiye edilmiş seramiklerde yeni olan husus, kopolimer ağına eklenebilecek grupların değiştirilebilmesidir. Bu sayede malzemenin yapısında ve mekanik parametrelerinde değişiklikler yapmanın mümkün olacağı bildirilmiştir.

Organik olarak modifiye edilmiş seramikler (Ormocer®) yapıları itibarı ile geliştirilmeye son derece elverişli malzemeler olmalarına rağmen şu ana kadar çok fazla incelenmemişlerdir. Bu malzemelerle ilgili olarak uzun süreli klinik çalışmaların ve klinik performansı etkileyecek mekanizmaların, in vitro olarak incelendiği testlerin birlikte yürütülmesine ihtiyaç vardır.



GENEL BİLGİLER

DİŞ HEKİMLİĞİNDE KULLANILAN RESTORATİF MALZEMELERİN GELİŞİMİ

Restoratif diş hekimliğinin amacı kaybedilmiş olan doğal diş görünümünü ve fonksiyonunu, doğru tanı ve eksiksiz bir tedavi sonrasında yeniden sağlamaktır. Bu amacın gerçekleştirilmesinde dişlerin doğal biçimleri, çiğneme, konuşma, estetik gibi işlevleri ve, diğer dişlerle olan kontur ilişkileri belirleyici rol oynar. Sosyal, kültürel, ekonomik ve psikolojik faktörlerin etkisi ile oluşan bireysel farklılıklar nedeni ile tüm uygun restorasyon seçeneklerinin hastaya sunulması gerekir^{1,2}. Uzun yıllar boyunca, çiğneme kuvvetlerinin yoğunlaştığı arka bölge dişlerin restorasyonunda tercih edilen bir materyal olan amalgamın klinik kullanımının kolay, hastaya maliyetinin düşük ve ağızda kalma süresinin uzun olması, bu materyalin başta gelen olumlu özellikleri olarak bildirilmiştir³. Ancak amalgam restorasyonlar için diş dokularının gereğinden fazla kaldırılması, malzemenin estetik özelliklerinin yetersizliği ve yapısındaki civa içeriği bu materyalle ilgili tartışmaların odak noktası olmuştur^{3,4,5,6,7}. Diğer taraftan bireylerin estetik beklentilerinin artması ve polimer teknolojisindeki gelişmeler, diş rengindeki restoratif materyallerin gittikçe artan bir yaygınlıkta klinik kullanıma girmesini sağlamıştır^{3,4,5,6,7,8,9,10}.

Estetik malzemelerle ilgili ilk çalışmalar silikat simanlarına kadar uzanmaktadır. Bu simanlar, fosforik asitin asitle çözünebilen cam partikülleri ile reaksiyonu sonucu oluşan, silika jel matris yapı içinde çözülmemiş cam partiküllerinden oluşmaktadır^{6,10}. Restoratif diş hekimliğinde yapılan çalışmalarla estetik dolgu maddeleri son 35 yılda büyük gelişme göstermişlerdir^{11,12,13}.

Araştırmacılar bir yandan restoratif malzemelerin fiziksel, kimyasal ve mekanik özelliklerinin geliştirilmesine çalışırken, diğer yandan da bu malzemelerin diş dokularına adezyonla bağlanmasına ağırlık vermişlerdir. 1955 yılında

Buonocore¹⁴ endüstriyel olarak kullanılabilir bağlanma tekniklerini geliştirirken, reçine uygulamalarından önce yüzeye asit uygulanmasının, bağlanma kuvvetlerini arttıracığını bulmuştur¹⁵. Bu buluş, restoratif diş hekimliğine adezyon açısından yeni bir boyut kazandırmıştır.

Asit uygulama işleminin adezyon kavramını diş hekimliğine kazandırmasını takiben mine dokusuna adezyon ile bağlanan kompozit reçineler 1964 yılında klinik kullanıma sunulmuştur. Başlangıçta, sadece ön bölge dişlerin Black 1., 3. ve 5. sınıf kaviteilerinin restorasyonlarında kullanılmak üzere geliştirilen kompozit restoratif materyaller, estetik özellikleri ile dikkat çekmişlerdir. Bu ilk malzemelerde yüksek aşınma miktarı, zamana bağlı olarak artan renkleşme özellikleri ve diş yüzeylerine iyi tutunmama gibi olumsuz özellikler görülmüştür^{16,17,18,19,20,21}. Ayrıca bu materyallerin yapısal özelliklerinden kaynaklanan polimerizasyon büzülmesinin, bu tür malzemelerin kaviteye yerleştirildiğinde kenar aralığı oluşturmalarına neden olduğu bildirilmiştir^{11,12,13,15,22,23,24,25,26,27}.

Daha sonra geliştirilen malzemelerden biri olan geleneksel cam iyonomerlerin, yapılarında bulunan polialkenoik asit sayesinde diş dokularına tutunabildikleri ve diş dokusuna yakın bir termal genleşme katsayısına sahip oldukları bildirilmiştir^{28,29}. Ayrıca bu tür malzemelerin içinde bulunan cam doldurucular, sertleşme tamamlandıktan sonra florid serbestleyerek kavite çevresinde çürük önleyici aktivite sergilerler³⁰. Geleneksel cam iyonomerlerin aşınma dirençlerinin az, yüzey pürüzlülüklerinin fazla ve kırılma dirençlerinin düşük olması ve estetik özelliklerinin de çoğunlukla tatmin edici olmaması materyalin başlıca olumsuz özellikleri olarak bildirilmiştir^{31,32}.

Geleneksel cam iyonomerlerin reçine ile modifiye edilmeleri ve ışıkla sertleştirilmeleri, bu materyallere geleneksel cam iyonomerlere oranla daha üstün fiziksel özellikler kazandırmış ve klinik kullanımlarını yaygınlaştırmıştır³³. Ancak aşınma dirençlerinin ve renk stabiliteilerinin arzu edilen seviyelere ulaşamaması, zaman içinde reçine modifiye cam iyonomerlerin de klinik kullanımlarını sınırlamıştır^{33,34}.

Restoratif diş hekimliği kullanımına sunulan bir diğer materyal grubu ise kompomeler olmuştur. Kompozit teknolojisini ve cam iyonomer kimyasını birleştirilerek geliştirilen bu materyaller, klinikte kolay uygulanabilmeleri ve estetik özelliklerinin kompozitlere yakın olmaları nedeni ile yeni bir alternatif oluşturmuşlardır. Ayrıca mikrosertlik değerlerinin ve basma dirençlerinin reçine ile modifiye edilmiş cam iyonomerlerden üstün olması, bu malzemelerin tercih edilmesinde önemli rol oynamıştır^{12,13}. Ancak mekanik ve estetik özelliklerinin kompozit reğinelerden daha düşük olması, bu malzemelerin klinik kullanımlarını sınırlamıřtır³⁵.

KOMPOZİT REÇİNELERİN YAPISI

Kompozit; iki veya daha fazla malzemenin birleştirilmesinden oluşan ve bileşimin özelliği, tek tek her bir bileşenin özelliğinden daha üstün olan çok fazlı yapılara verilen genel isimdir.

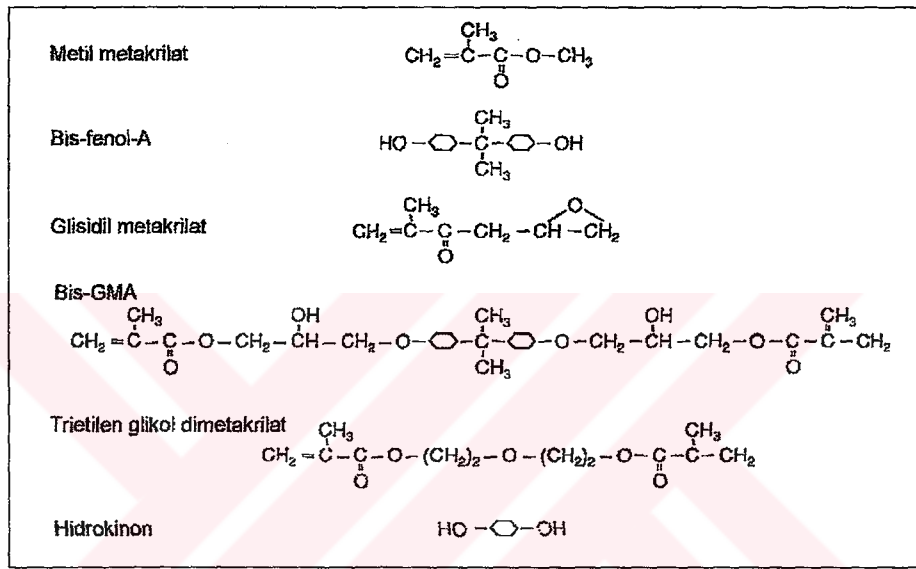
Diş hekimliğinde kullanılan reçine esaslı kompozitler üç temel bileşene sahiptir^{1,10,36}.

- Organik reçine matriks fazı
- İnorganik doldurucu fazı
- Birleştirici silan fazı

ORGANİK REÇİNE MATRİKS FAZI

Kompozit reçinelerin organik fazını üretan dimetakrilat (UDMA) veya Bis-fenol-A glisidil metakrilat (BIS-GMA) gibi, yüksek moleküler ağırlıklı bir oligomer oluşturur ve aşırı vizközdürler. Vizkoziteyi azaltmak amacı ile organik faza etilen glisikol dimetakrilat ve trietilen glisikol dimetakrilat gibi düşük vizkoziteli monomerler katılır. Malzemenin kullanım süresini arttırmak amacı ile, hidrokinon gibi bir

inhibitör de yapıya ilave edilir. Sertleşmeyi sağlamak amacıyla seçilen sertleşme mekanizmasına göre aktivatör/initiatör sistemler kullanılır. Polimerizasyonu kimyasal olarak başlatılan kompozit reçine sistemlerde, bir peroksit initiatör ve amin akselatör (hızlandırıcı) seçilirken; ışıkla başlatılan sistemlerde polimerizasyon için ışık emici olarak kamforokinon ve bir hızlandırıcı olarak ise alifatik amin kullanılır^{1,10}. Organik faza katılan tüm bu monomerler, organik faza istenilen klinik özelliklerini sağlarken, kendi kimyasal özelliklerini de yapı içinde korurlar (Şekil 1).

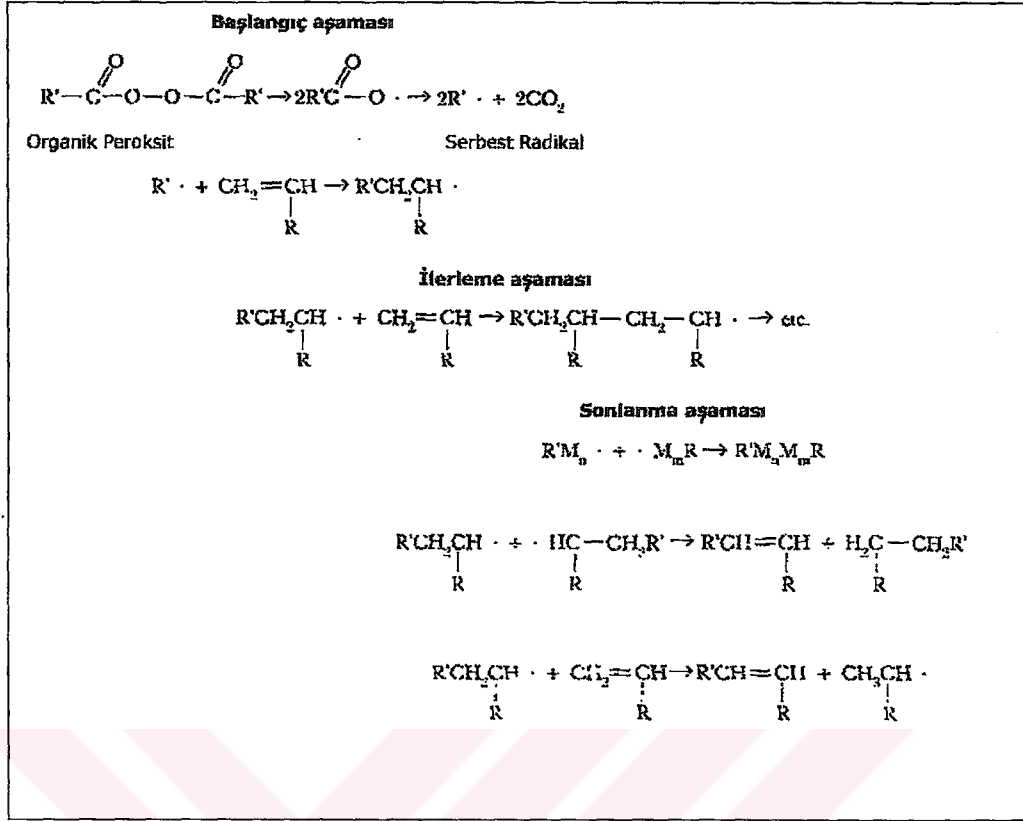


Şekil 1: Bazı monomerlerin kimyasal yapısı (Craig, O'Brien, Powers. Dental Materials- Properties and manupilation 1996, 6th ed., Mosby, St. Louis)

Polimer terimi birçok (poli) parçadan (mer) meydana gelmiş bir molekülü tarif eder. Molekülü oluşturan her bir parçaya monomer denir. Polimerler, polimerizasyon denilen bir süreçle oluşurlar. Bu işlemde monomer üniteleri kimyasal olarak birbirlerine bağlanırlar ve yüksek moleküler ağırlıklı molekülleri yaparlar. Polimer molekülleri aynı (homopolimer) veya farklı (kopolimer) monomerlerin birleşiminden meydana gelebilirler.

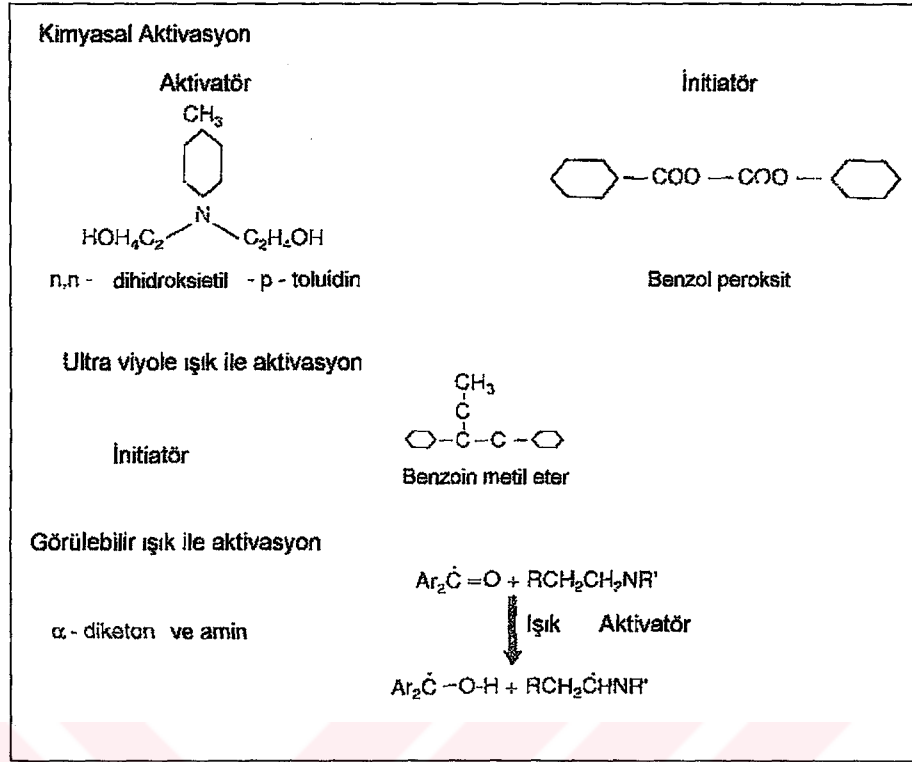
İki temel tipte polimerizasyon reaksiyonu vardır³⁶: 1- İlave polimerizasyon reaksiyonu: a) serbest kök polimerizasyon reaksiyonu b) halka açılımlı polimerizasyon reaksiyonu c) iyonik reaksiyon 2- Kondansasyon polimerizasyon reaksiyonu

Serbest kök polimerizasyon reaksiyonu: Çift bağ taşıyan doymamış moleküllerin birleşme reaksiyonundan oluşur. Moleküldeki R (serbest kök) klorin, hidrojen gibi herhangi bir organik grubu temsil eder. Polimerizasyon için gerekli olan yeterli miktarda serbest kök, oda ısısında tersiyer amin, sülfirik asit veya organik peroksit gibi kimyasal akselatör (hızlandırıcı) aracılığı ile oluşturulur. Reaksiyon ısı, ultraviyole ya da görünen ışık ile veya peroksitler-tri-alkil-boran ve diğer bazı kimyasal maddeler ile hızlandırılır. Başlangıç safhasında monomer molekülleri süratle serbest köke eklenir ve serbest elektron da büyüyen zincirin sonuna doğru kayar, Bu reaksiyonun yayılma safhasıdır. Yayılma reaksiyonları büyüyen serbest kökler sona erinceye kadar devam eder. Serbest kök polimerizasyon reaksiyonları başlangıç hızını düşüren veya sonuç reaksiyonunu hızlandıran ve serbest kök ile reaksiyona girebilen herhangi bir madde ile inhibe edilebilir. Başlangıç hızı azaltılarak polimerizasyon reaksiyonları geciktirilebilirken, sonuçlandırma hızı arttırılarak polimerizasyon derecesi veya sonuçta ortaya çıkan polimerin molekül ağırlığı düşürülebilir. Bazı materyaller örneğin hidrokinon, öjenol ve çok miktardaki oksijen- polimerizasyonu geciktirebilir veya inhibe edebilir. Bu nedenle az miktarda kompozitlere ilave edilen hidrokinon metil metakrilat monomeri erken polimerizasyondan koruyarak materyalin saklanma ömrünü uzatır (Şekil 2).



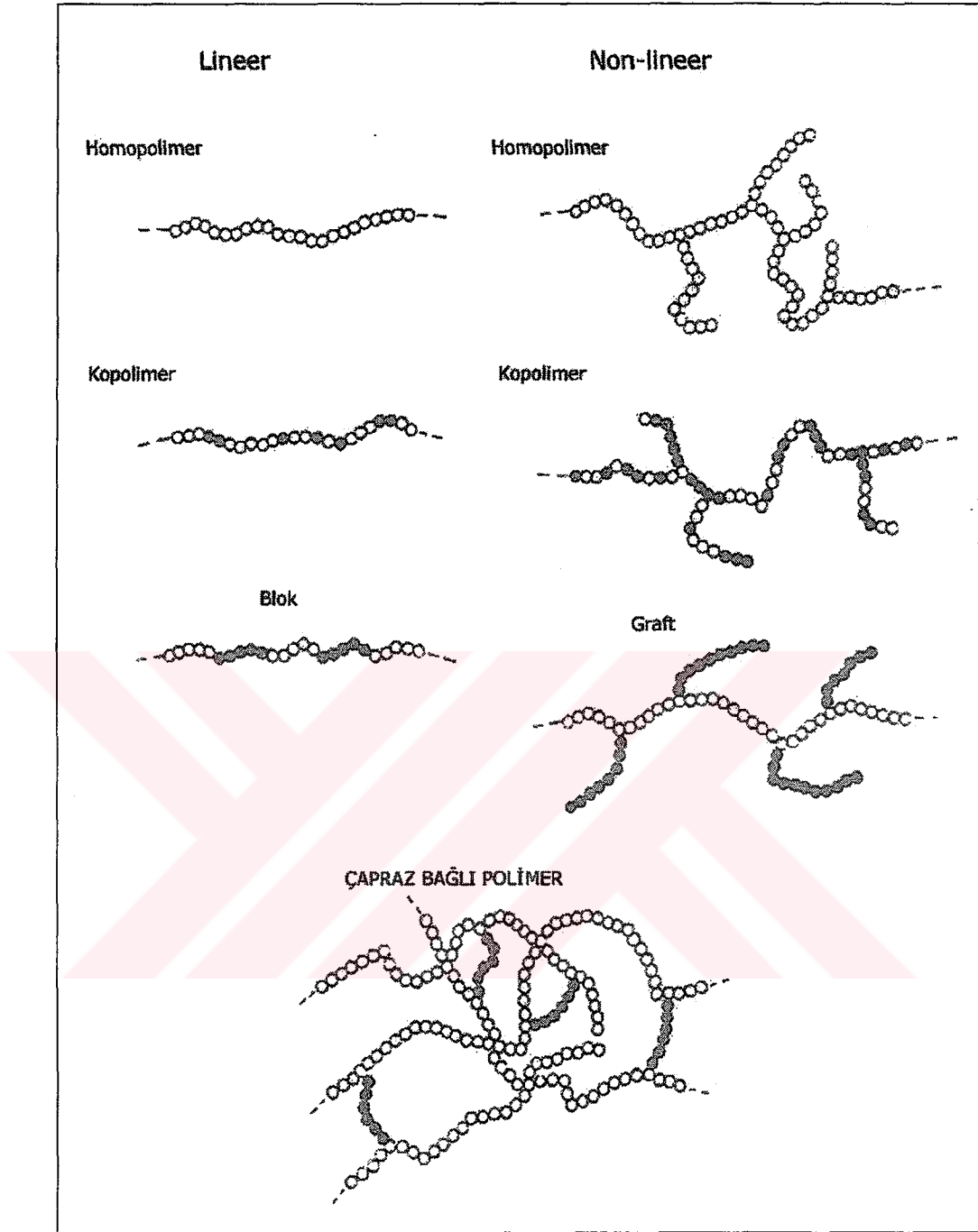
Şekil 2: Serbest radikal polimerizasyonu (Williams DF, Cunningham J. Materials in clinical dentistry. 1979, Oxford Medical Publications)

Kompozitlerin sertleşmesinde de serbest kök polimerizasyon reaksiyonları geçerlidir. Serbest radikallerin kompozitlerdeki reaksiyonu başlatabilmeleri için 3 metot kullanılmaktadır^{10,36}: 1- Benzol peroksit + aromatik tersiyer amin (çift pat sistemi) 2- Metil benzoin eter + ultraviyole ışını (~ 365 nm) 3- di-keton olan kamforokinon + alifatik amin + görünür ışık (~450 nm) Her üç yöntem ile serbest radikaller oluşturulmakta ve bunun sonucunda polimerizasyon reaksiyonu meydana gelmektedir (Şekil 3).



Şekil 3: Aktivasyon reaksiyonları (Craig, O'Brien, Powers. Dental Materials- Properties and manipulation 1996, 6th ed., Mosby, St. Louis)

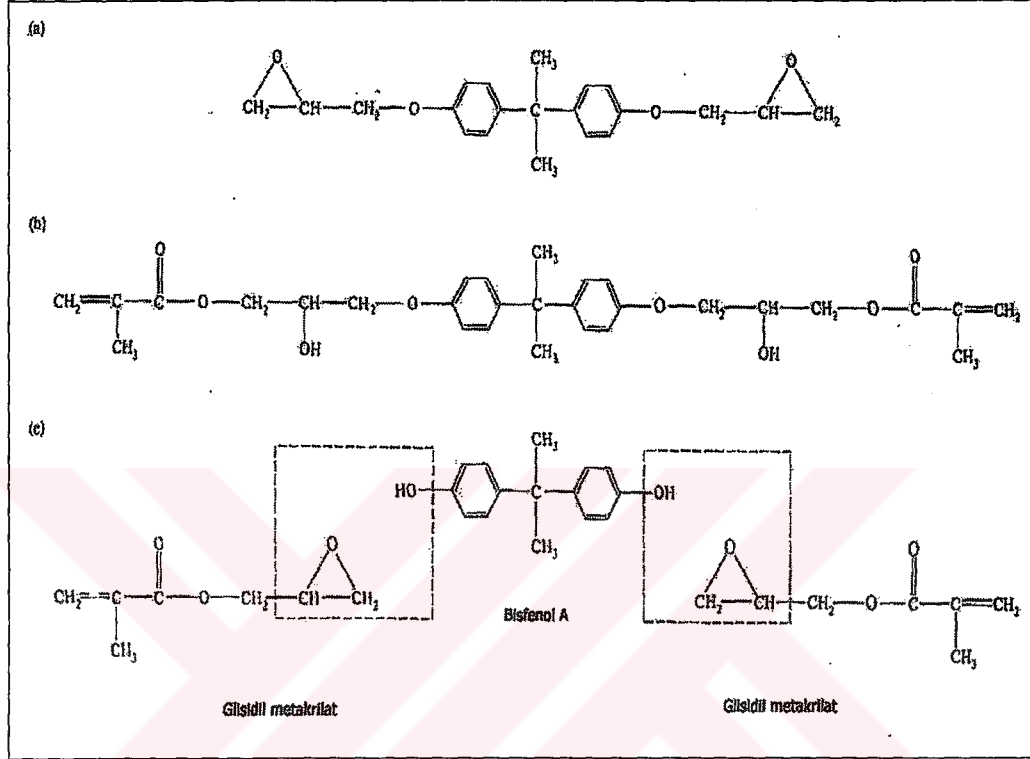
Polimerin fiziksel özelliklerinin belirlenmesinde polimeri oluşturan moleküllerin birbirleriyle yaptıkları bağlantılar da önemlidir. Bu bağlantılarda 3 temel yapı vardır: a) lineer (çizgisel) b) branched (dallı bağlantılı) c) cross-linked (çapraz bağlantılı) polimerler Çapraz bağlantılar ağimsı bir genişleme göstererek dev bir molekül yaparlar. Polimerlerin bu fiziksel yapıları akışkanlık (flow) üzerine etkilidirler. Genellikle çapraz bağlı polimerler çizgili veya dallı bağlantılı polimerlerden daha yüksek ısıda akıcılık sergilerler ve likitleri hemen absorbe etmezler (Şekil 4).



Şekil 4: Polimer molekül pozisyonları (Williams DF, Cunningham J. Materials in clinical dentistry. 1979, Oxford Medical Publications)

Materyalin fiziksel özellikleri üzerine etkili olan bir diğer faktör, polimer moleküllerinin moleküler ağırlığıdır. Bu, polimeri oluşturan değişik tipteki monomerlerin sayısına ve hazırlanma şartlarına bağlıdır. Genellikle polimerin moleküler ağırlığı ortalama moleküler ağırlık olarak belirtilir, çünkü tekrar eden ünite sayısı bir molekülden diğerine oldukça değişkenlik gösterir. Aynı kimyasal

kompozisyona sahip polimetilmetakrilat örneklerin, birbirinden farklı özelliklere sahip olması mümkündür. Çünkü örneklerden birinde düşük moleküler ağırlıklı moleküllerin oranı fazla iken; diğerinde yüksek moleküler ağırlıklı moleküllerin oranı fazla olabilir (Şekil 5).



Polimerizasyon sisteminde değişiklik yapıldığında, moleküler ağırlık dağılımında da değişiklikler oluşabilir ve de materyalin fiziksel özellikleri değişebilir.

Polimerizasyon, birinde başlatıcı ve diğerinde aktivatör içeren iki bileşenin karışmasıyla kimyasal olarak başlayabileceği gibi, dışarıdan ultraviyole ve görünür ışıkla da başlatılabilir. Kimyasal aktivasyon için en çok kullanılan yöntem, iki pat sistemidir. Patlardan biri yaklaşık %1 oranında benzol peroksit gibi bir peroksit başlatıcı içerirken, diğer pat yaklaşık %5 oranında bir tersiyer amin aktivatör içerir.

Işıklı aktive olan materyaller tek patlı sistemlerdir ve bu tek patın içinde monomer, komonomer, doldurucu ve başlatıcı bulunur. Ultraviyole ile aktive olan materyallerde en çok kullanılan başlatıcı benzoin metilelerdir. Ultraviyole sınırları içerisinde seçilen dalga boyu, bu molekül tarafından absorbe edilmekte ve serbest radikaller şeklinde molekülün parçalanması ile polimerizasyon başlamaktadır. Ancak ultraviyole ışığın radyasyon tehlikesinden dolayı bu tür materyallerin kullanımı çok azalmıştır.

Görünür ışık ile aktive olan materyallerde başlatıcı sistem bir diketon ve amin karışımından oluşur. Di-keeton olarak genellikle kamforokinon molekülleri kullanılır. Bu yüksek enerjili moleküller doğru dalga boylu ışık geldiğinde (460nm) açığa çıkan serbest uçları ile di-akrilatların amin grupları ile reaksiyona girerler. Böylece polimerizasyon reaksiyonu başlar ve doymamış karbon çift bağlarına tutunurlar. Ancak tüm doymamış bağlar doymuş bağlara dönüşmez. Reaksiyona girmiş çift bağların oranı olarak tanımlanan dönüşüm derecesi, oksijen tarafından polimerizasyonun engellendiği tabakada %35'e kadar düşer. Işıklı başlatılan polimerizasyon uygulamalarının diş hekimliğinde yaygınlaşmasının bir nedeni de bu sistemde dönüşüm derecesinin %60-80 kadar yüksek olabilmesidir: Kimyasal olarak sertleşen kompozitlerde oranın % 50-70 olduğu bildirilmektedir^{1,6,10,36}.

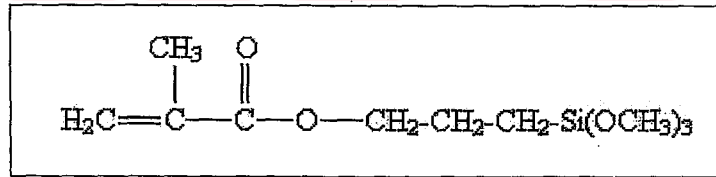
İNORGANİK DOLDURUCU FAZI

Organik yapıya istenilen fiziksel, kimyasal ve mekanik özellikleri kazandırmak amacıyla inorganik partikül ilave edilir. Doldurucu partiküllerin metil metakrilat esaslı reçinelere katılması uygulamalarına 1950'li yılların ilk yarısında başlamıştır^{16,18,35}. Bir kompozit reçinede geleneksel olarak kullanılan doldurucu partikül silikat camı esastır. Bu doldurucu partiküller yapıya mekanik direnç katarken, restorasyona gelen ışığın yansıma ve emilme miktarlarını da belirleyerek, estetik özelliklerini de şekillendirir. Günümüzde kullanılan doldurucular, matris içine dağılmış olan çeşitli şekil ve büyüklükteki kuartz (kristalin silika), bor-silikat cam, lityum alüminyumsilikat, stronsiyum, baryum, çinko ve yttrium cam, baryum-aluminyum-silikat gibi inorganik partiküllerdir. Stronsiyum, baryum, çinko ve yttrium reçineye radyo-opaklık sağlar. Silika partikülleri karışımın mekanik özelliklerini güçlendirir, ışığı geçirir ve yayar. Böylece kompozit reçineye mineye benzer yarı şeffaf bir görüntü kazandırır. Saf silika, kristalin (kristobalit, tridmit, kuartz) ve non-kristalin (silikat camı) formlarında bulunur. Kristalin formlarının sert olması kompozit reçinenin bitirme ve polisaj işlemini güçleştirir. Bu nedenle kompozit reçinelere günümüzde silikanın kristalin olmayan formu katılmaktadır. Her doldurucu partikülün farklı özellikleri vardır: Kolloidal silika parçacıklarının yarı çapları 0.1 mikrondan azdır, termal genişleme katsayıları düşük olduğu ve cilalanabilirliklerinin olumlu özellikler sergilediği bildirilmektedir. Baryum silikatın sertliği orta seviyelerdedir ve radyoopaktır, quartz çok stabildir, reflaktif indisi yüksektir, ancak cilalanması güçtür, radyo-opaklığı azdır ve antagonist dişlerde aşınmaya neden olur^{10,36}. Bir kompozitin cilalanabilirliği doldurucuların boyutları ile ilişkilidir. Ortalama partikül büyüklüğü daha küçük olan bir kompozit, ortalama partikül büyüklüğü daha iyi olan bir kompozitten daha iyi cilalanır³⁷. Kompozitin fiziksel özellikleri de içindeki doldurucu miktarının hacmine bağlıdır. Uygulama sınırları dahilinde, doldurucu yüzdesi arttıkça, fiziksel özellikler iyileşir. Örneğin termal genişleme katsayısı, su emilimi, polimerizasyon büzülmesi azalırken; elastiklik modülü, gerilme ve aşınma dirençleri artar^{38,39}. Kompozitlerin doldurucu miktarları ağırlık veya hacimsel yüzde olarak ifade edilir ancak doldurucu içeriğinin en doğru biçimde ifade edilmesi doldurucunun hacimsel yüzdesini tanımlamaktır²: Reçine

kompozitlerin mekanik özelliklerini belirleyen doldurucuların hacmidir. Doldurucu partikülleri büyüklüklerine göre kompozit reçineler megafil, makrofil, midifil, minifil, mikrofil, nanofil ve hibrit kompozitler olarak sınıflandırılır^{10,40,41,42,43,44,45,46}.

BİRLEŞTİRİCİ SİLAN FAZI

Kompozit reçinelerde organik polimer matriks fazı ile inorganik faz arasında sıkı bir bağlanmaya gereksinim vardır. Bu bağlanma bir ara faz ile sağlanır. Ara faz organik silisyum bileşiği olan silanlardan oluşur. Kompozit reçinelerde silika partiküllerinin yüzeyi silan ajanları ile önceden kaplanmış ve silika partiküllerinin yüzeyinde tek molekülü ve çift fonksiyonlu çok ince bir katman oluşturulmuştur. Bu organik silanların etoksi ve metoksi grupları, yüzeydeki su veya hidroksil gruplarını absorbe ederek doymamış grupları ortadan kaldırmakta ve polimerizasyon sırasında her iki faz da reaksiyona girebilmektedir. Silan ajanları reçinenin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirdiği gibi reçine- partikül ara yüzeyi boyunca suyun geçişini önleyerek hidrolitik dengeyi sağlar, reçinenin çözünürlüğünü ve su emilimini azaltır. Bu birleştirici ajan genellikle bir organik silikon bileşiğidir^{10,36} (γ -metakrilooksipropil-trimetoksisilan) (Şekil 6).



Şekil 6: γ - metakrilooksipropil- trimetoksisilan yapısı

Kompozit, üç farklı malzemenin birleştirilmesinden oluşur ve birleşimin özelliği tek tek her bir birleşenin özelliğinden daha üstün olmasıdır. Bu materyallerin klinik başarısını etkileyen çeşitli özellikler tanımlanmıştır. Kompozit materyallerin en önemli dezavantajlarından biri aşınmaya dirençlerinin yetersizliğidir. Bu dezavantajı materyalin yüzey özelliklerini olumsuz şekilde etkilemektedir^{47,48,49,50,51,52,53,54,55}.

ORMOCER®'LERİN YAPISAL ÖZELLİKLERİ

Organik olarak modifiye edilmiş seramikler (Ormocer®) son 15 yıldır büyük ilerlemeler kaydetmiş olan sol-jel teknolojisinin bir ürünüdür. Sol-jel işlemi ile Ormocer®'lerin eldesinde öncül olarak silikon veya metal alkoksitleri kullanılır. Ayrıca organik bileşenler için taşıyıcı yapı olarak lamel yapıda inorganik bileşenler tercih edilmiştir. Bu tür malzemeler literatürde polyseram, ormosil veya Ormocer® gibi farklı isimlerle tanıtılmıştır^{56,57}.

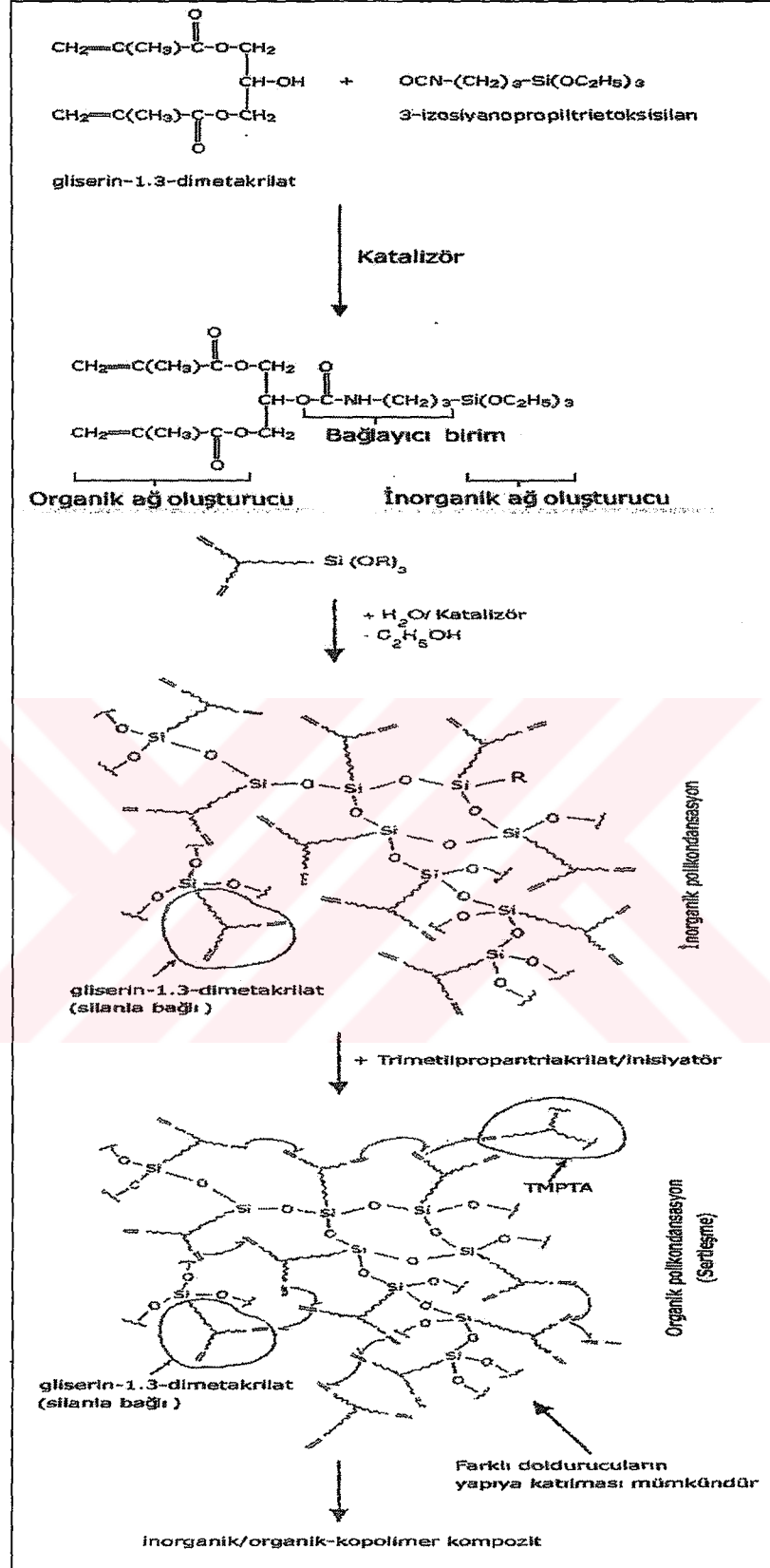
Sol, katı parçacıkları bir sıvı içerisinde çözülmüş halde olan bir kolloiddir. Jel ise katı parçacıkların birbirine tutunarak ya da kaynaşarak oluşturdukları yarı katı ya da katı bir sol dır. Sol-jel teknolojisinin ilk adımı metal alkoksil öncüllerin polimerizasyonudur. Bu alkoksillerin hidrolizi ve kondansasyonu ile metal oksopolimerleri oluşur. Sol-jel işlemi ile inorganik bir ağ yapısı içerisine organik moleküllerin yerleştirilmesi mümkün olur. Bu aşamadan sonra inorganik ve organik moleküller her seviyede karıştırılabilir ve elde edilen hibrit yapı fiziksel, mekanik ve optik özellikleri açısından çok yönlü uygulama alanları bulabilir^{58,59}.

Oda sıcaklığında jel elde etmek için iki yöntem vardır⁶⁰: Birinci yöntem doğada sıklıkla gözlenen silika tuzunun, solüsyonlar içerisinde belli konsantrasyonlara ulaştığında bir silika ağı oluşturmasıdır. Bu tür bir yoğunlaşma, solüsyonun pH'sına ve tuz konsantrasyonuna bağlıdır. Silikanın oluşturduğu bu farklı yapıdaki oluşuma en iyi örnek opaldir. Solüsyondan silika ağı elde etmenin bir diğer yolu bir alkol çözeltisinde su ve metal oksitlerin reaksiyona sokulmasıdır. Bu uygulamanın ilk reaksiyonu hidrolizdir. Hidroliz ile silikona bağlı OR gruplarının yerini silanol Si-OH grupları alır. Bu kimyasal gruplar reaksiyona girerek Si-O-Si bağlarını oluşturarak silika ağı oluşumunu sağlarlar. Oluşan ağ yapısının porları arasında, bu reaksiyonun içinde gerçekleştiği sıvı hapsolür ve bu da yapıya jel özelliğini verir. Bu iki fazlı materyal kendine has özellikleri olan, şekilli bir katıdır. Malzemenin içinde kalan sıvı, yapının mekanik özelliklerini zayıflatır. Bu yüzden ortamdaki uzun ve hassas bir kurutma işlemini takiben uzaklaştırılarak kırılabilir bir jel olan kserojel elde edilir⁶¹.

Kserojellerin basit kurutma işlemini hemen takiben kullanılmalari nadirdir. Daha küçük poroziteleri olan ve daha iyi mekanik özelliklere sahip bir malzeme elde etmek için kserojelin tekrar ısı işlemlerine tabi tutulması gerekir. Bu amaçla uygulanan iki tip ısı işlemi vardır: Jelin kristalizasyonunu engelleyecek biçimde yoğunlaşarak artan ısı kullanımını ve jelin kristalleştirildiği ısı işlemler. Jelin kristalizasyonu sırasında uygun kristalizasyon odakları yapıya katıldığı takdirde, oluşan kserojel polimerizasyon büzülmesi ile parçalanarak yüksek performanslı aşındırıcı olarak kullanılabilir hale gelir⁶¹.

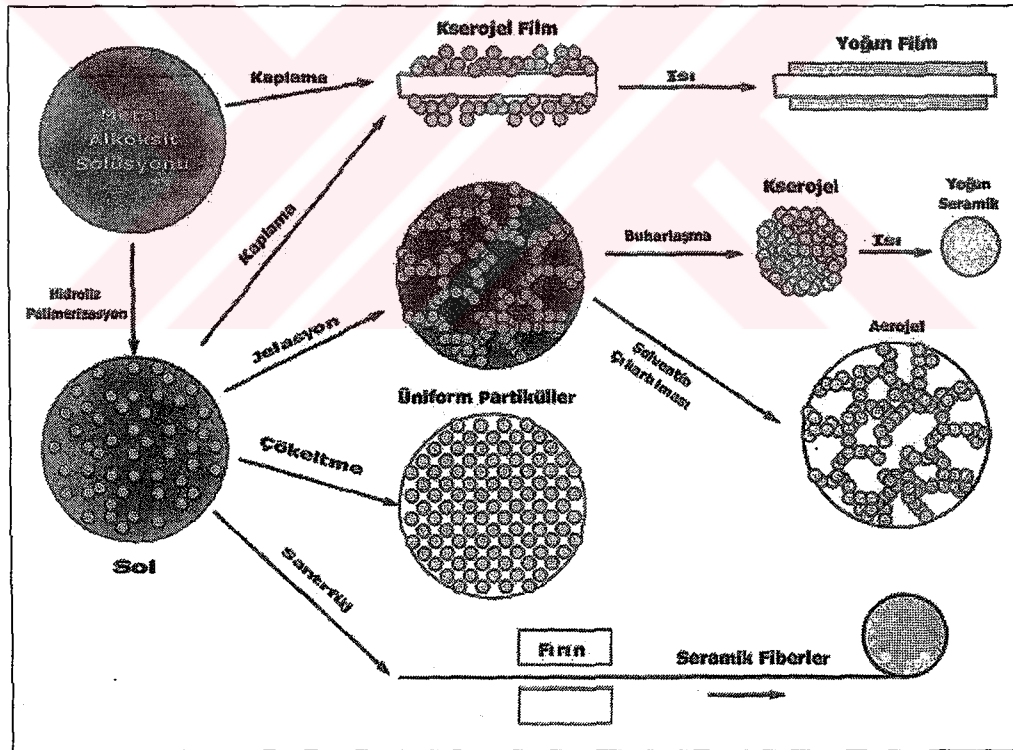
Kserojel, düşük ısıda yapılacak sinterleme işlemi ile, film tabakası şeklinde yoğunlaştırılabilir. Kserojelin içindeki porların kapanması ile oluşan bu tabakada, en küçük porlarda dahi su molekülleri yoğunlaşamaz. Bu olgu, malzemenin yansıma indisine etki ederek ışığın absorbe edilmesini sağlar. Bu sinterleme işlemi ile aynı zamanda yüzeyin çizilme ve aşınma direncini arttırmış ve daha düz bir yüzey elde edilmiş olur⁶¹.

Jel yapıdan alınan lifler kolaylıkla kserojele çevrilebilir ve bunu takip eden sinterleme işlemi ile cam veya seramik lifler elde edilebilir. Kompozit malzemeler için bu yöntemle MgO-Al₂O₃-SiO₂ veya Al₂O₃-SiO₂ matriksler üretilebilir⁶² (Şekil8).



Şekil 8b: Üretan (met)akrilat alkoksilsilan eldesi

Ormocer®'in üretimi esnasında oluşan polikondansasyon reaksiyonlarının kontrol edilebilmesi, malzemenin fiziksel ve kimyasal özelliklerinin istenildiği biçimde değiştirilebilmesini mümkün kılar. Bu da malzemenin kullanım alanını genişletir. Bu tür malzemeler üzerindeki araştırma ve geliştirme projeleri 20 yıldan beri sürmektedir. Nitekim Ormocer® diş hekimliğinden önce bir çok başka dalda kullanım alanı bulmuştur: Mikro elektronikte hassas yüzeylerin korozyon ve aşınmaya karşı korunmasında yüzey kaplama malzemesi olarak, optik lenslerin çizilmeye dirençli hale getirilmesinde, opto-elektronikte optik iletken imalatında, mobil enerji kaynakları ve diğer güç kaynaklarında yalıtkan malzeme olarak, ayrıştırma teknolojilerinde membran imalatında, inşaat sektöründe di elektrik olarak, kir tutmama ve hibro fob özellikleri ile yaşam alanlarında yer kaplaması olarak, tüm endüstride püskürtme ince film kaplama teknolojilerinde uyumlu kaplayıcı lak olarak kullanılmaktadırlar^{2,62,63,64,65} (Şekil 9).



Şekil 9: Ormocer® teknolojisi (Wolter H Bulk-ORMOCER@s and ORMOCER® composites
Fraunhofer Institut für Silicatiforschung Annual Report 1995:45-51)

“Fraunhofer Institute für Silicatiforschung” un bildirdiği doldurulmuş ve doldurulmamış Ormocer® esaslı hibrit malzemelerin özellikleri şunlardır:

Malzeme Özelliği	Doldurulmamış	Doldurulmuş
Elastisite Modülü (MPa)	1-4000	-17000
Termal genleşme katsayısı	50-250	> = 17
Büzülme (hacimsel olarak %)	2-8	1-3
Esneklik Direnci (MPa)	130	170
Elektrik direnci (Ohm)	>10 ¹⁶	>10 ¹⁶
Basma direnci (MPa)	300	600
Termal davranış özelliği	Duroplastik	Duroplastik
Su emilişi (hacimsel %)	<2	<1
Biyolojik uyumluluk	Fibroblast gelişimine etkisi yok	Fibroblast gelişimine etkisi yok
Yanabilirlik	Yok	UL 94 VO, FH 2-10
Çarpma Direnci	Yok	
O ² geçirgenliği	0.1-140 x 10-10	yok

Tablo 1: Ormocer® esaslı hibrit malzemelerin özellikleri (Wolter H Bulk ORMOCER®s and ORMOCER® composite Fraunhofer-Institut für Silicatforschung (ISC)- Annual Report 1995: 45-51)

Ormocer®'lerin dental restoratif malzeme olarak kullanımları 1998 yılında Degussa firmasının Fraunhofer Enstitüsü ile yaptığı ortak çalışmanın bir ürünü olarak piyasaya sürdüğü Definite isimli malzeme ile başlamıştır. Definite, piyasaya ilk sürüldüğünde özellikle posterior dişlerin restorasyonunda yeni bir alternatif malzeme olarak tanıtılmıştır. Firmanın verdiği teknik bilgilere göre multi fonksiyonel üretilen ve tioetermetakrilat alkoksilsilanlardan elde edilen inorganik-organik kopolimerlerin oluşturduğu Si-O-Si ağı ve fotokimyasal polimerizasyonu sağlayan metakrilat gruplarından oluşan bir malzemedir. Doldurucu partikül büyüklüğü 1-1.5 µm'dur ve doldurucu miktarı ağırlık olarak %77, hacimsel olarak %61 dir. Firma tarafından bildirilen teknik veriler şunlardır⁶⁴:

Renk	A1; A2; A3; A3.5; A4; B2; B4; C2; D3; L1; OA3; B2
Bükülme Direnci	129 Mpa
E-modülü	7300 Mpa
Basma Direnci	420 Mpa
Su Emilişi	10.4/0.6µg/mm ³
Vickers Sertliği (5N)	80
Polimerizasyon büzülmesi	%1.88 (hacimsel)
X ışını opasitesi	Var
Abrazyon (Münih Üniversitesi Simülatörü ile, 5000 devir)	2.500 µm ³ /tur
Artık monomer miktarı	< 0.3 µg/ml
Doldurucu miktarı	%77-80
Fluorid serbestleme	Var
Bağlanma kapasitesi (mine/dentin)	17 ± 3.0 MPa / 15 ± 3.0 MPa

Tablo 2: Definite teknik bilgileri (Degussa, Definite Teknik Rapor)

Voco GmbH firması, Definite'in piyasaya sürülmesinden kısa bir süre sonra kendi Ormocer® esaslı restoratif malzemesi olan Admira'yı piyasaya sürmüştür. Admira'nın temel yapısında Ormocer®, BIS-GMA, hidroksietilmetakrilat (HEMA), trietilen-dimetakriat (TEDMA), üretan-dimetakrilat (UDMA) organik asitler, aseton, patent hakları nedeni ile gizli tutulan bir silan ve renk verici olarak Fe₂O₃ ile TiO bulunduğunu bildirilmiştir. Doldurucu partikülleri baryum-alüminyum-boro-silikat (0.7 µm) ve silikon dioksit (0.04µm) yapıdadır. Doldurucu parçacıklar malzemenin ağırlık olarak %78'ini, hacimsel olarak ise %56'sını oluştururlar. Firmanın sağladığı teknik bilgiler aşağıdadır⁶⁵.

3 noktadan bükülmeye direnç	143 MPa (ISO 4049)
Basma direnci	410 MPa (ISO 9917)
Abrazyon	9 µm
Mine ve dentine tutunma (Admira Bond ile)	27.6 / 25.5 MPa
Termosikluslu takiben mine ve dentine tutunma (Admira Bond ile)	25.8 / 27.6 MPa
Polimerizasyon büzülmesi	% 1,97
Radyo opaklık	%220 Al (ISO 4049)
Işık geçirgenliği	Yüksek
Cilalanabilirlik	Çok iyi
Renk stabilitesi	Renkleşme yok (ISO 4049)
Çevredeki ışığa duyarlılık	ISO 4049 ile uyumlu
Suda çözünme	< 0.1 mg/mm ³

Tablo 3: Admira teknik bilgileri (Voco, Admira Teknik Rapor)

Araştırmamızda kontrol grubu malzemesi olarak kullandığımız hibrit kompozit Filtek Z250, 3M firması tarafından "Universal Restoratif" olarak adlandırılmıştır. Firmanın daha önce piyasaya sürdüğü Filtek Z100'ün bir modifikasyonu olan bu ürünün organik matriksini oluşturan daha önceleri kullanılan TEGDMA yerini büyük oranda, daha büyük moleküller olan UDMA (üretan dimetakrilat) ve Bis-EMA (Bis fenol A polietilen glikol di eter dimetakrilat) karışımına bırakmıştır. Doldurucu olarak yuvarlatılmış zirkonyum/silika parçacıkları kullanıldığı bildirilmiştir. Partikül büyüklüklerinin 0.001µm ile 3.5µm arasında ve ortalama partikül büyüklüğünün 0.6µm olduğu bildirilmiştir¹⁶. Üreticinin bildirdiği diğer özellikler şunlardır (Tablo 4):

Polimerizasyon Büzülmesi (hacimsel)	%2
Post-jel Büzülme Gerilimi	~ 1500 μ S
Kırılma Direnci	1.5 MN/m
Esneklik Modülü	~ 11.000 MPa
Esneklik Direnci	150 MPa
Gerilme Direnci	~ 82 MPa
Aşınma (üçlü aşınma)	3.5 μ mm ³ /39.000 tur

Tablo 4: Filtek Z250 teknik bilgiler (3M, Filtek Z250 teknik rapor)

SERTLİK

Yüzey sertliği, bir malzemenin yüzeyine uygulanan kuvvet sonucunda oluşturulabilecek daimi bir iz karşı gösterdiği direnç olarak tanımlanır. Bu yüzden sertlik, materyalin plastik deformasyona direncinin ölçüsü olarak değerlendirilir ve güç/birim alan cinsinden hesaplanır⁶⁶.

Sertlik tayininde kullanılan yöntemler Vickers, Brinell, Knoop, Rockwell ve Shore A testleridir. Tüm bu testlerin ortak özelliği, hepsinde küçük, boyutları simetrik bir ucun ölçüm yapılacak yüzeyde daimi bir iz oluşturması esasına dayanmasıdır. Oluşturulan bu iz, bir mikroskop ile incelenir ve elde edilen izin derinliği, eni ve boyu hesaplanarak ilgili sertlik cetvelleri ile karşılaştırılır. Bu karşılaştırmanın sonucunda yüzeyin sertlik değeri belirlenir⁶⁶. Bu sertlik değeri aynı zamanda kullanılan restoratif malzemenin bitirme ve cila işlemlerinin türünün seçilmesinde önemli bir rol oynar. Çünkü farklı bileşenlerden oluşan kompozit materyallerde homojen ve düz bir yüzey elde etmek için bu farklı bileşenlerin yüzey sertlik değerlerinin birbirleri ile uyumlu olması istenilen bir özelliktir^{67,68}.

AŞINMA

Aşınma iki ya da daha fazla malzemenin temas etmeleri sonucunda oluşan madde kaybı olarak tanımlanır⁶⁹. İki katı malzeme birbirleri ile temas halinde iken yüzeylerin en yüksek pürüzlü noktaları karşılaşır. Bu nedenle yüzey pürüzlülüğünün artması, materyallerin aşınmasını arttırmaktadır.

Aşınma genellikle arzulanmayan bir durumsa da diş hekimliğinde kullanılan malzemelerin bitirme ve cilalama işlemlerinin tümü daha hassas abrazyon derecelerinde kontrollü olarak gerçekleştirilen bir tür aşındırma işlemidir⁶⁹.

Aşınma adeziv, abraziv, kimyasal ve malzemedeki yorulmaya bağlı olmak üzere dört değişik şekilde meydana gelir^{10,36,40,56}.

Adeziv aşınma, iki yüzey birbiri üzerinde kaydığı zaman meydana gelen madde kaybıdır. Aşınma sırasında yüzey düzensizliklerinden kaynaklanan sürtünme ile bir yüzeyden kopan parçacıklar diğer yüzeye çok sıkı bir biçimde tutunurlar^{10,36,40,66}.

Abraziv aşınma, sert bir aşındırıcı yüzey göreceli olarak daha yumuşak bir yüzeyle temas ettiğinde meydana gelir. Eğer aşındırıcı yüzey üzerinde sert çıkıntılar varsa ve aşınmaya bunlar neden oluyorsa bu tür abraziv aşınmaya, ikili aşınma adı verilir. Birbirine temas eden iki yüzey arasında aşındırıcı özellikte üçüncü bir madde bulunuyorsa, buna da üçlü aşınma adı verilir. Abraziv aşınma, materyallerin sertliği, abreziv partiküllerin biçimi, yük ve kayma mesafesi ile doğru orantılıdır^{10,37,40,66}.

Yorulmaya bağlı aşınmada, iki malzeme birbirleri üzerinde kayarken, kayma hareketinin hemen önünde bir stres bölgesi oluşur. Bu strese bağlı gelişen gerilimler yüzey altında çatlaklar başlatır ve hareket devam ettikçe çatlaklar birleşerek yüzeye doğru uzanmaya devam eder. En sonunda çatlaklar birleşerek o bölgede madde kaybına neden olur^{10,37,40,66}.

Koroziv aşınma, yüzeylerden birinde bir kimyasal reaksiyon meydana gelmesi sonucu diğer yüzeyin bu etkilenmiş yüzeye temas etmesi ile yüzeysel bir madde kaybı şeklinde gerçekleşen bir olaydır. Açığa çıkan her yeni yüzey katmanı için bu kimyasal ve mekanik etkileşim tekrarlanabilir^{10,37,40,66}.

Dişlerin ve diş hekimliği malzemelerinin aşınmasını tarif ederken abrazyon, atrizyon ve erozyon terimleri kullanılmıştır: Erozyon, gastrik asitler ya da beslenme ile alınan asitler ile etkilenen yüzeylerde madde kaybı olarak tarif edilmiştir. Atrizyon genellikle dişler üzerindeki kontak noktaları gibi bölgelerdeki aşınmaları tarif etmekte kullanılır. Abrazyon terimi ise bu sayılan bölgeler dışında görülen aşınmaları ifade etmede kullanılmıştır. Ancak dental dokuların ve malzemelerin aşınması son derece karmaşık bir mekanizmadır ve yukarıda tanımlanan aşınma türlerini tam yansıtmamaktadır. Diş dokularında aşınma temas eden ve etmeyen bölgelerde oluşabilir ve temas bölgelerindeki aşınma genel olarak diğer bölgelerden fazladır. Aşınmanın oluşabilmesi için zamana ihtiyaç vardır. Normal şartlarda aşınmayı oluşturan iki yüzeyin temas etmeleri durumu, çiğneme sırasında gerçekleşir. Çiğneme esnasında abrazyiv partiküller de içerebilen yiyecek parçasının dişlerin arasına girmesi ile dişler aralanır. Göreceli olarak hızlı bir hareketle dişler kapanır ve kapalı durumda iken lateral hareketlerle yiyecek parçalanır. Bu parçalanma sonucu yiyecekteki abrazyivler serbest hale geçerler ve bunun sonucunda üçlü aşınma meydana gelir. Dişler kapandığında ise bu partiküller dişler arasında sıkışır ve ikili aşınma oluşur. Bu abrazyiv parçacıkların yüzeyler arasında sıkışma derecelerini belirleyen faktörlerden biri de yüzeylerin ne kadar pürüzlü olduğudur. Her bireyde, kişinin nöro-muskuler özelliklerine bağlı olarak çiğneme özellikleri farklılık göstermektedir. Bu nedenle in vitro olarak yapılan deneylerin in vivo durumu tam olarak yansıtabilmeleri mümkün olmamaktadır^{10,17,37,66,69,70,71,72,73}.

YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ

Kompozit restorasyonlarda bitirme ve polisaj işlemlerinin restorasyonun devamlılığını önemli ölçüde etkilediği bildirilmektedir. Bu nedenle hemen her koşulda kompozit reçinelere çeşitli bitirme ve cilalama işlemleri uygulanır. Diş hekimliğinde kullanılan kompozit esaslı restoratif malzemelerin bitirme ve cilalama işlemlerinin son derece önemli ve bir o kadar da güç olduğu bildirilmiştir. Restorasyon yüzeyinin bitirme işlemlerinin; plak retansiyonunu, periodontal hastalıkların gelişimini ve sekonder çürük gelişimini, restorasyonun renk stabilitesini ve aşınma direncini etkilediği belirtilmiştir. Ayrıca restorasyonun renk uyumunun ve

renk stabilitesi özelliklerinin direkt olarak restorasyonun yüzey pürüzlülüğüne bağlı olduğu bildirilmiştir. Kompozit reçinelerin yüzey özelliğini belirleyen temel faktörler inorganik doldurucu partiküllerin miktarı, sertliği ve partikül büyüklüğüdür. Ayrıca organik ve inorganik partiküllerin sertlik değerlerinin birbirine yakın olması da yüzey pürüzlülüğünü doğrudan ilgilendirir^{10,36}.

RENK

Diş rengindeki restoratif materyallerde en çok aranan özelliklerden biri de malzemenin renk özelliklerinin doğal diş dokularının renk özelliklerini mümkün olduğunca taklit edebilmesi ve bu özelliğini uzun bir süre için muhafaza edebilmeleridir. Bu amaçla kompozit esaslı restoratif malzemelerin yapısına çeşitli metal oksitler ve renk stabilizörleri katılarak istenilen renk seçenekleri ve renk stabilitesi sağlanmaya çalışılmıştır. Ancak kompozit sistemlerin organik matrikslerinin su emilimi göstermelerinin sonucunda yapı içerisindeki reaksiyona girmemiş monomerler parçalanarak renk değişimine neden olurlar. Yine, kompozit reçinelerin yapısına katılan doldurucu partiküllerinin yapısal özellikleri ve kompozit içindeki dağılımı, malzemeye gelen ışık dalgalarının saçılımını ve emilimini etkileyerek, tüm yapının renk özelliklerine etki edebilir. Aynı biçimde, restorasyonun yüzey pürüzlülüğü bir yandan gelen ışığın saçılım ve emilim özelliklerini belirlerken, diğer yandan da dişe renk verebilecek boyar maddelerin restorasyon yüzeyine tutunmasını etkileyerek, renk stabilitesinde rol oynayabilir^{72,73}.

Renk, bir cisimden yayılan veya yansıyan beyaz ışık dalgasının tümünün ya da bir kısmının gözdeki foto reseptörlerce algılanması olan objektif bir olayın, subjektif gözlemidir. Bir rengin yansıması ile akromatik bir obje dizisi meydana gelir. Bu dizide, ışığı emen objeler için siyahtan beyaza; ışığı geçiren objeler için ise siyahtan saydam ve renksiz görünüme kadar değişen görüntüler oluşur. Grassmann'ın 1855 yılında oluşturduğu yasalara göre; insan gözü renk ile ilgili 3 parametrede oluşabilecek farklılıkları ayırt edebilir: Dominant dalga boyu, parlaklık yansıması ve uyarıcı saflığı⁷⁴.

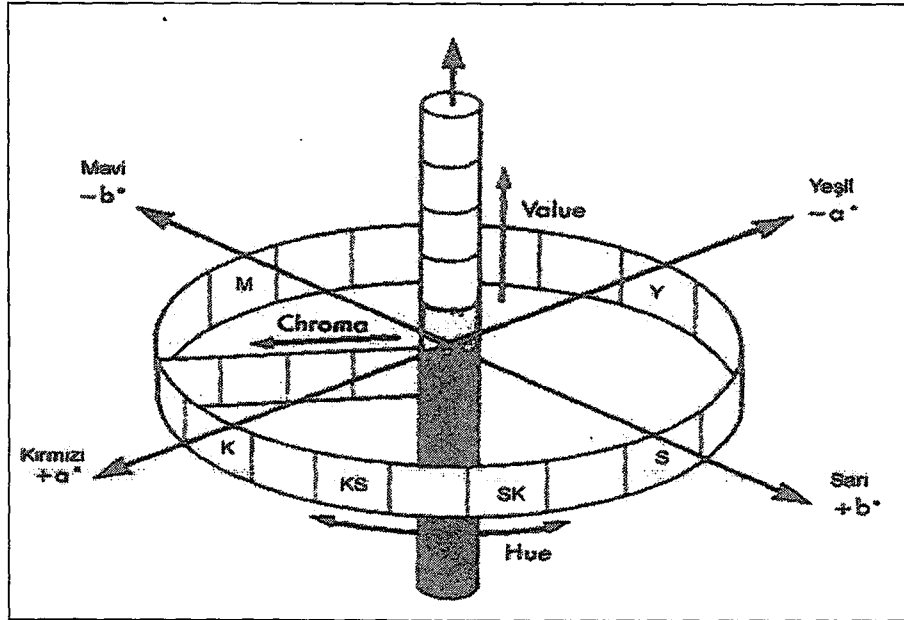
Bir rengin dominant dalga boyu, uygun akromatik renk ile karıştırıldığında algılanan rengi verecek olan mono-kromatik ışığın dalga boyudur ve ayrıca "hue değeri" olarak da tanımlanır. Kısa dalga boyu olan renkler mor, uzun dalga boyundaki renkler ise kırmızı olarak tanımlanır ve bu iki uç arasında mavi, turuncu, sarı ve yeşil renkler yer alır. Hue terimi, incelenen rengin hangi renk ailesine ait olduğunu tarif eder⁷⁴.

Bir rengin parlaklık yansıması derecesi, rengi beyazdan siyaha kadar değişen akromatik renkler sınıflandırmasında bir yere oturtmayı mümkün kılar. Siyah rengin parlaklık yansıması 0 iken, beyazın 100'dür. Bu değere "value" adı verilir. Value, rengin açıklık-koyuluk oranı hakkında bilgi verir^{64,65}.

Rengin doygunluğu veya uyarıcı saflığı, kendisine en yakın akromatik renkten farkıdır ve 1 veya 0 olarak ifade edilir. Bu değere "kroma" adı verilir⁶⁵. Başka bir deyişle kroma, rengin gücünü temsil eder^{74,75}.

Restoratif materyallerin renklerinin ölçülmesinde yansıyan ışık incelenir. Bu ölçümler görsel veya enstrümantal teknikler ile yapılır⁷⁶.

Görsel ölçümlerde en sık kullanılan yöntem Munsell renk sistemidir. Bu üç boyutlu sistemde koordinatlar rengin hue, value ve kroma değerlerini belirler. Konumu saptanacak olan renk, üzerinde renk bantları olan uzun bir şerit üzerinde karşılaştırmalı olarak incelenir ve sırasıyla tonu (value), yoğunluğu (kroma) ve varyasyonu (hue) tespit edilir⁷⁷(Şekil 7).



Şekil 7: Munsell renk skalası (Craig, O'Brien, Powers. Dental Materials- Properties and manipulation 1996, 6th edition, Mosby, St. Louis)

Aletli ölçümlerde genellikle CIE'nin (Commission Internationale de l'Eclairage) oluşturduğu standart kolormetrik gözlemleri esas alınır⁷⁸. Burada insan gözünün yerine spektrofotometrik veya kolormetrik dedektörler kullanılır. Spektrofotometreler her dalga boyu için yansıyan ışığın miktarını ölçerler. Yansıma değerleri ve tablo haline getirilmiş renk uygunluğu değerleri birlikte kullanılarak tristimulus değerleri (x, y, z) elde edilir. Kolorimetreler, seçilmiş spektral yansımalarda yer alan ışığın miktarını ölçerler. Spektrum seçimi, standart gözlemcilerin ortaya koyacağı CIE- tristimulus değerleri esas alınarak yapılır. Bu işlem için geliştirilmiş cihazlardan tristimulus değerleri olan x, y ve z parametreleri tespit edilir ve bu tespitler yardımıyla rengi tanımlamak mümkün olur.

AMAÇ

Uzun yıllar boyunca posterior bölgede yaygın olarak kullanılan farklı yapıdaki çeşitli malzemelerin, estetik olmamaları ve günümüzde olası toksik etkilerinin tartışılıyor olması, bu bölgede yapılacak restorasyonlarda kullanılacak yeni materyallerin araştırılmasına neden olmuştur. Son yıllarda estetiğin ön plana çıkması ve materyallerin yapılarındaki gelişmelerle başta kompozit reçineler olmak üzere cam iyonomerler, reçine modifiye cam iyonomerler, kompomerler, kompozitler ve seramikler gibi çok sayıda diş rengindeki restoratif materyaller diş hekimliğinin kullanımına sunulmuştur. Ancak her bir malzemenin olumlu özelliklerinin yanı sıra olumsuz özelliklerinin de olması, yeni materyal arayışının sürdürülmesine neden olmaktadır. Özellikle kompozit reçinelerde oluşan polimerizasyon büzülmesi ideal materyal arayışını devam ettirmiş ve 1998 yılında organik olarak modifiye edilmiş seramikler (Ormocer ®) adı altında yeni bir malzeme diş hekimliğinin hizmetine sunulmuştur.

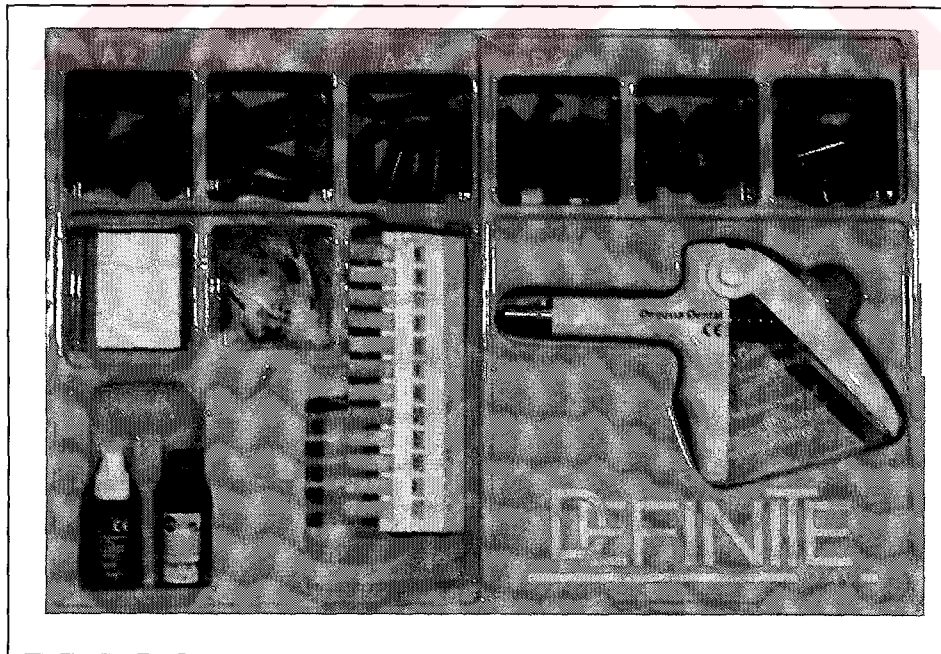
Çalışmamızın amacı, çok kısa bir geçmişi olan Ormocer®'lerin başta aşınma dirençleri olmak üzere; yüzey sertlikleri, yüzey pürüzlülükleri ve renk stabiliteyi gibi bazı mekanik ve fiziksel özelliklerini, bir hibrit kompozit reçine ile karşılaştırmalı olarak araştırmaktır.

GEREÇ ve YÖNTEM

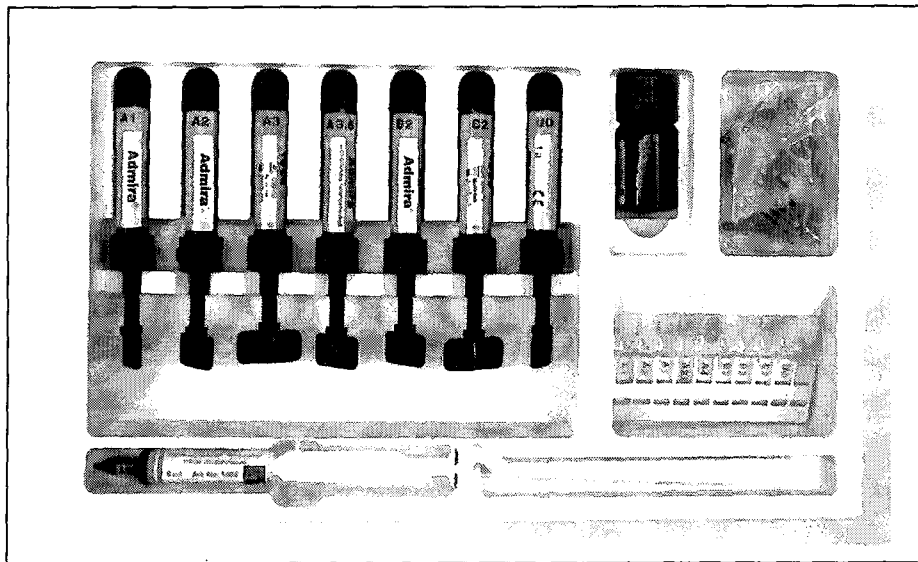
Araştırmamızda iki adet organik olarak modifiye edilmiş seramik esaslı restoratif malzeme (Ormocer®) ile bir hibrit kompozit materyali aşınma, yüzey sertliği, yüzey pürüzlülüğü ve renk stabilitesi açısından karşılaştırılmalı olarak incelenmiştir (Tablo 5), (Resim 1), (Resim 2), (Resim 3) .

Ürün adı ve Türü	Üretici Firma	Lot No
Admira / Ormocer®	Voco/Cuxhaven	09679
Definite / Ormocer®	Degussa/Hanau	43891111
Filtek Z250 / Hibrit Kompozit Reçine	3M Dental/St. Paul	20000517

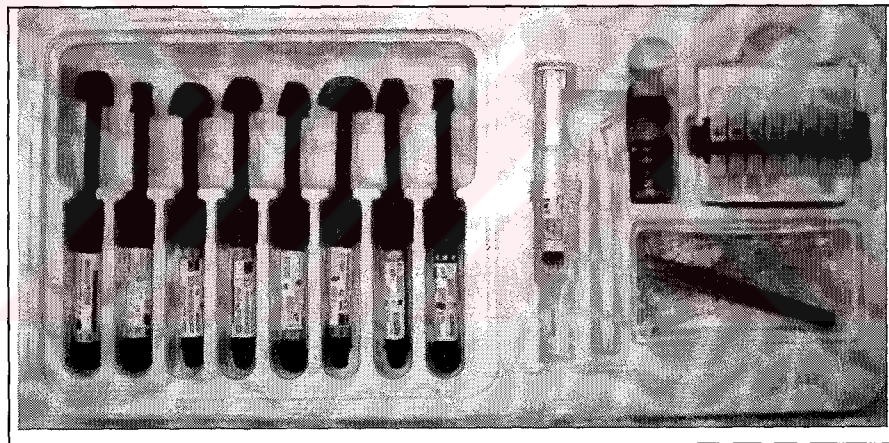
Tablo 5: Araştırmada kullanılan malzemeler, üretici firmaları ve lot numaraları



Resim 1: Definite, Degussa



Resim 2: Admira, Voco



Resim 3: Filtek Z250, 3M

AŞINMA TESTİ

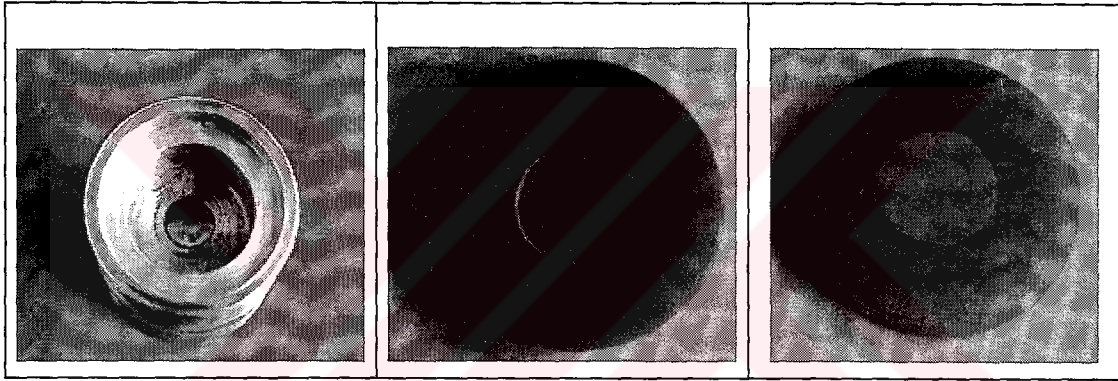
Bu çalışmada; içinde 10 mm çapında ve 2 mm derinliğinde silindirik pim bulunan, 3 adet 35mm çapında ve 15 mm yüksekliğinde çelik kalıp hazırlandı (Resim 4). Çelik kalıplar içerisine üretici firmanın tavsiyesi doğrultusunda hazırlanan soğuk akrilik (Meliodent Acrylic Repair Material, BayerDental, Bayer UK Lmt) dökülerek, aşınma cihazına bağlanacak kaideler oluşturuldu (Resim 5). Kaidelerin alt ve üst yüzeylerinin paralelliği bir dijital kumpas yardımı ile (Mitutoyo Absolute Digimatic CD-15 CP) kontrol edildi. Kaideler içerisindeki silindirik boşluklara yerleştirilen malzemeler (Resim 6), Admira ve Definite örnekleri için 40 sn, Filtek Z250 için 20 sn ve ışık kaynağının malzemeye mesafesi 1 mm olacak şekilde, Rembrant Phase 2 Virtuoso ışık cihazı ile (Den-Mat Coop, US) polimerize edildiler (Resim 7). Her polimerizasyon işlemi öncesinde, ışık yoğunluğu kontrol edildi (Hilux Dental curing light, Hilux, Benlioğlu Dental, Türkiye Seri No: 2071046). Her bir malzemedden on adet olmak üzere toplam otuz ölçüm yüzeyi hazırlandı. Bir gün sonra, tüm örneklerin TOS Kuru Satış Taşlama cihazında 3000 dak/ hız ile sırasıyla 800, 600, 200 ve 100 gritlik zımparalar ile cilalanmalarını takiben (Resim 8), TÜBİTAK Marmara Araştırma Merkezi Malzeme Laboratuvarındaki CSEM Tribometre Pin-Disc Machine aşınma cihazına (Lot no:ASTMG99) alındılar (Resim 9). Ölçümlerde antagonist olarak 6 mm çapında çelik küre kullanıldı (Resim 10). Her testten önce aşınma cihazı kalibre edildi ve her aşındırma işlemini takiben aşındırıcı uç ultrasonik olarak temizlendi. Her 500 devirde ölçüm yüzeyleri distile su ile temizlenerek, kompozit yapısından ayrılarak yüzeyde birikmiş olabilecek doldurucu partiküllerinin aşınmayı arttırma riski giderildi.

Çelik küreler kullanılarak malzeme yüzeylerine, 5 N yük gelecek biçimde 200 rpm hızla 2500 devir yaptırılmasından sonra oluşan dairesel aşınma izleri Reichert MeF₂ Optik Mikroskop (Reichert optik mikroskobu-Avusturya No:348042) ile x100 büyütmede incelenmiştir (Resim 11). Oluşan aşınma izlerinin genişliklerinden her 45° de bir alınan 8 ölçümün ortalamaları bir bilgisayar programı yardımı ile (Fox Pro

for Windows Version 2.6a) değerlendirilmiş ve aşınma hacmi hesaplanmıştır. Yüzeğe uygulanan 5 N'luk güç 4.42 MPa'lık bir kontakt stresi oluşturmuştur. Bu stresi hesaplamada kullanılan formül şudur:

$$P = (\sigma \cdot A) / a$$

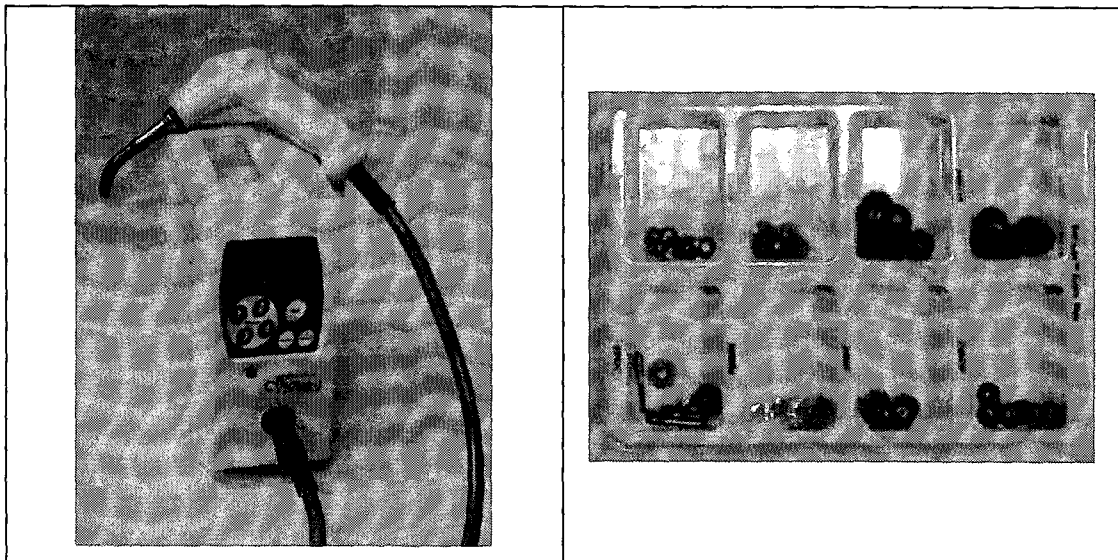
Bu formülde P yük; A, çelik kürenin ölçüm yüzeylerine temas eden yüzeyinin nominal değeri- ki bu değer 1.13 mm² dir- ve a ise yükün yerçekimsel ivmelenmesidir (9.81 mm/sn²)



Resim 4: Çelik Kalıp

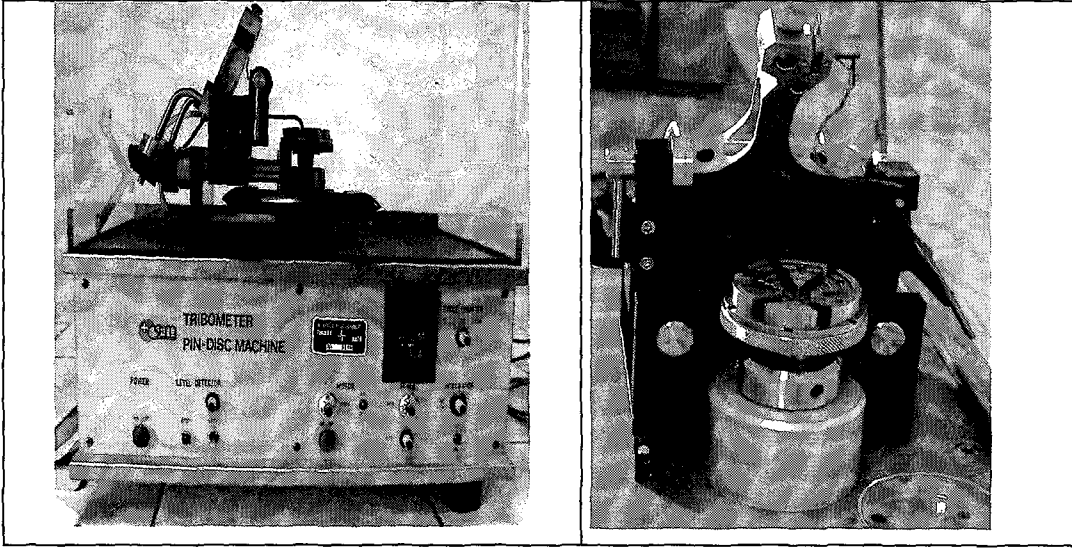
Resim 5: Soğuk akrilik kaide

Resim 6: Soğuk akrilik kaideye yerleştirilmiş kompozit malzeme

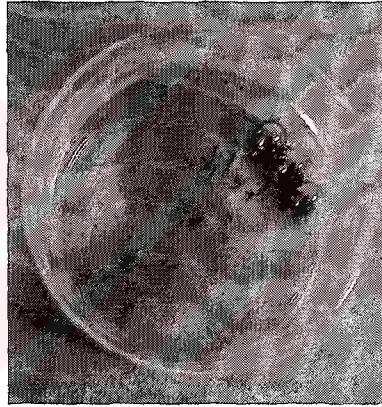


Resim 7: Halojen ışık kaynağı

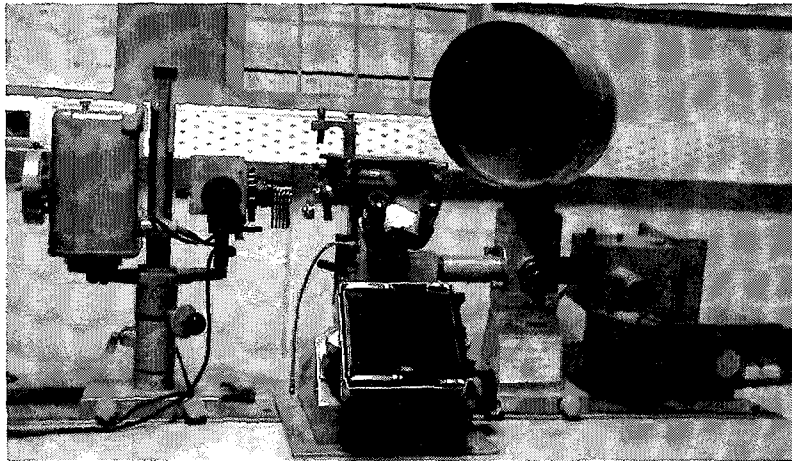
Resim 8: Sof-lex cila diskleri



Resim 9: CSEM Tribometre Pin-Disk makinesi



Resim 10: Çelik aşındırıcı uçlar



Resim 11: Reichert MeF₂ Optik Mikroskop

YÜZEY SERTLİĞİ TESTİ

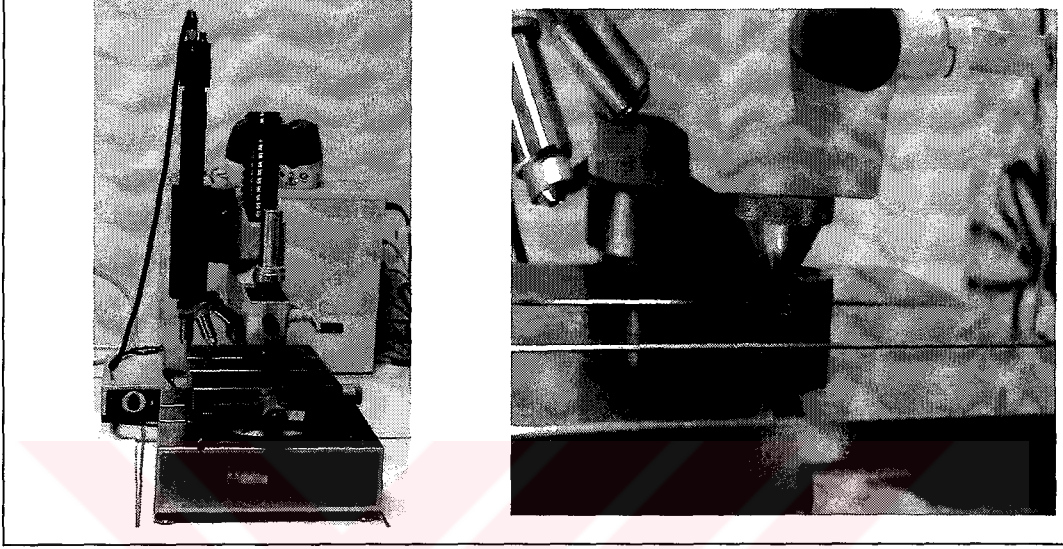
Bu çalışmada; içinde 10 mm çapında ve 2 mm derinliğinde silindirik pim bulunan, 3 adet 35mm çapında ve 15 mm yüksekliğindeki (Resim 4) çelik kalıplar içerisine üretici firmanın tavsiyesi doğrultusunda hazırlanan soğuk akrilik (Meliodent Acrylic Repair Material, BayerDental, Bayer UK Lmt) dökülerek, yüzey sertliği cihazına bağlanacak kaideler hazırlandı. (Resim 5) Kaidelerin alt ve üst yüzeylerinin paralelligi bir dijital kumpas yardımı ile (Mitutoyo Absolute Digimatic CD-15 CP) kontrol edildi.

Kaideler içerisindeki silindirik boşluklara yerleştirilen malzemeler (Resim 6), Admira ve Definite için 40sn, Filtek Z250 için 20 sn ve ışık kaynağının malzemeye mesafesi 1 mm olacak şekilde, Rembrant Phase 2 Virtuoso ışık cihazı ile (Den-Mat Coop, US) polimerize edildiler (Resim 7). Her polimerizasyon işlemi öncesinde, ışık yoğunluğu kontrol test edildi (Hilux Dental curing light, Hilux, Benlioğlu Dental, Türkiye Seri No: 2071046). Her bir malzemedен on adet olmak üzere toplam otuz ölçüm yüzeyi hazırlandı. Tüm örnekler TOS Kuru Satış Taşlama cihazında 3000 dak/ hız ile sırasıyla 800, 600, 200 ve 100 gritlik zımparalar ile cilalamayı takiben 30 örnek yüzey sertliği ölçümleri için TÜBİTAK MAM Malzeme Laboratuvarlarında Vickers Sertlik Ölçüm Cihazına (ZWICK ZHV 10 Tip: B3212003 Seri no: 148709/2001) (Resim 12) bağlanarak 30 saniye süreyle 500 g yüke tabi tutuldu ve her örnekten 6 adet ölçüm yaparak ortalama yüzey sertliği ölçüldü. Bu ölçümler, polimerizasyondan hemen sonra yapılan ilk ölçümü takip eden 1. günde, 1. haftada, 1.,3. ve 6. aylarda tekrarlandı. Bu süre zarfında malzemeler oda sıcaklığındaki distile su içinde bekletildi.

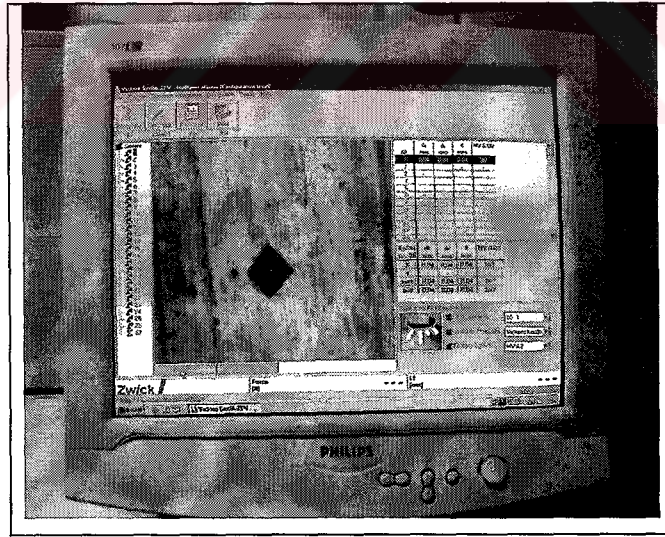
Vickers sertlik değeri, piramit şeklindeki ucun belirli bir süre ve yük ile malzeme yüzeyinde oluşturduğu iz ile ilgili bir değerdir. Kullanılan ucun tepe açısı 136° dir ve Vickers sertlik değeri deney yükünün iz alanına bölümü ile hesaplanır.

$$VSD= 2P\sin(\alpha/2)/ d^2$$

Bu denklemde P kgf cinsinden uygulanan gücü, α ucun tepe açısını, d ise izin taban köşegenini temsil eder. Ölçümler bir bilgisayar programı yardımı ile (ZwickXpert Simulator) yapılmıştır (Resim 13).



Resim 12: Sertlik ölçüm cihazı



Resim 13: Sertlik değerinin ZwickXpert Simulator programı yardımı ile tespiti.

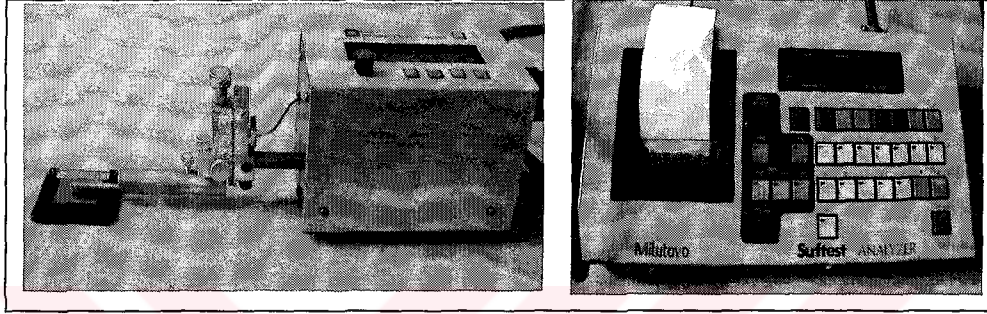
YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ TESTİ

Bu çalışmada; içinde 10 mm çapında ve 2 mm derinliğinde silindirik pim bulunan, 3 adet 35mm çapında ve 15 mm yüksekliğinde çelik kalıp hazırlandı (Resim 4). Çelik kalıplar içerisine üretici firmanın tavsiyesi doğrultusunda hazırlanan soğuk akrilik (Meliodent Acrylic Repair Material, BayerDental, Bayer UK Lmt) dökülerek, aşınma cihazına bağlanacak kaideler oluşturuldu (Resim 5). Kaidelerin alt ve üst yüzeylerinin paralellliği bir dijital kumpas yardımı ile (Mitutoyo Absolute Digimatic CD-15 CP) kontrol edildi.

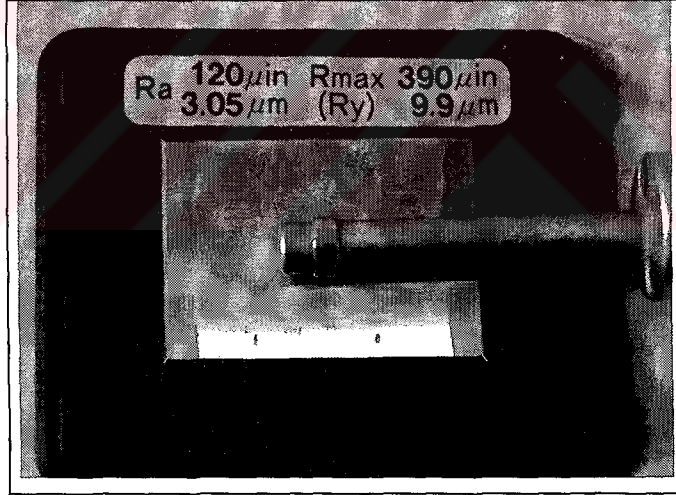
Kaideler içerisindeki silindirik boşluklara yerleştirilen malzemeler (Resim 6), Admira ve Definite için 40 sn, Filtek Z250 için 20 sn ve ışık kaynağının malzemeye mesafesi 1 mm olacak şekilde, Rembrant Phase 2 Virtuoso ışık cihazı ile (Den-Mat Coop, US) polimerize edildiler (Resim 7). Her polimerizasyon işlemi öncesinde, ışık yoğunluğu kontrol test edildi (Hilux Dental curing light, Hilux, Benlioğlu Dental, Türkiye Seri No: 2071046). Malzemelerin sertleştirilmesinden önce yüzeye bir Mylar bant yerleştirildi ve yüzeylerin daha da düzgün olması için bantların üzerine de bir cam lamel yerleştirildi. Her bir malzemedен 20 adet olmak üzere toplam 60 ölçüm yüzeyi hazırlandı. Bir gün süreyle oda sıcaklığındaki distile suda bekletmeyi takiben, elde edilen örneklerden her malzeme için on tanesi hiçbir cilalama işlemi yapılmaksızın ayrılırken; geriye kalan 30 örnek sırasıyla kaba (100 µm), orta (40 µm) ve ince grenli (24 µm) Sof-Lex disklerle su soğutması altında 30 sn süre ile cilalandı.

Hazırlanan yüzeyler profilometrik yüzey analizöründe (Resim 14) (Mitutoyo SurfTest 402 seri no:100343/Japonya) incelenmeden önce cihazın kalibrasyonu kendi özel kalibrasyon plakası ile yapılmış (Resim 15) (Ra:3.05µm, Rmax 9.9µm) ve bu işlem her farklı ölçüm yüzeyi için tekrarlanmıştır. Cihazın okuyucu elmas ucu, (piramit biçiminde, uç yüksekliği 2µm, uç genişliği 0.5µm; probe no:178-350) ölçüm yüzeyleri üzerine dik açıyla gelecek biçimde yerleştirilmiş ve yüzeye 0.8N'luk bir güç uygulayacak biçimde 0.5mm/saniye hızla hareket ettirilmiştir. Elde edilen veriler rakamsal değerler biçimindedir. İlk ölçümü takiben, ölçüm yüzeyi saat yönünde 30°

çevrilmiş ve ölçüm tekrarlanmıştır. Tüm yüzeylerde toplam 12 ölçüm yapılmış ve ölçümlerin ortalaması hesaplanarak Ra değeri elde edilmiştir. Yüzeyin ortalama pürüzlülük değeri veya Ra değeri, referans alınan profil çizgisinden yukarı ya da aşağı yönde ayrılmalar olarak tanımlanmaktadır. Ölçüm yüzeyine temas eden okuyucu uç hareket ettiğinde dikey hareketleri elektrik sinyallerine dönüştür. Bu sinyallerin frekansı yüzey pürüzlülüğünü tarif eder.



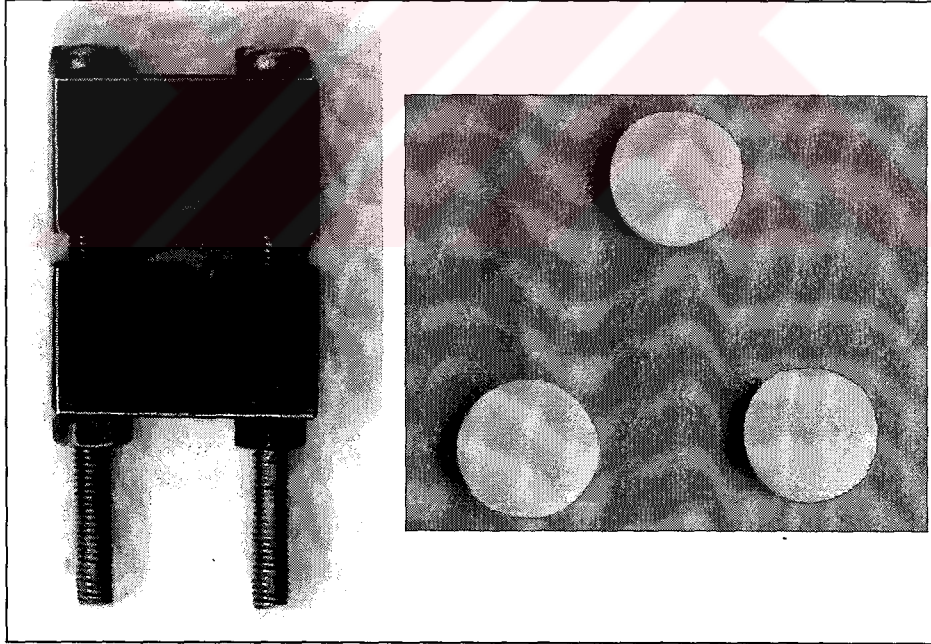
Resim 14: Mitutoyo Yüzey Analizörü



Resim 15: Kalibrasyon plakası

RENK STABİLİTESİ TESTİ

Renk stabilitesi deneyleri, İstanbul Üniversitesi Tekstil Bölümü laboratuvarlarında kolormetre (X-Rite SP 68 Kod no: A156001084-03295) kullanılarak yapılmıştır. Her üç malzemeden hazırlanacak örneklerin eldesi için, (Voco-Admira (Renk A2, Batch No:91741), Degussa-Definite (renk A2, Batch No:211) ve Filtek Z250 (renk A2, Batch No:0086) materyalleri iki lamel arasında olacak şekilde özel olarak hazırlanmış açılabilir çelik kalıplara yerleştirilmiş (Resim 16) ve her iki yüzey de üreticinin önerdiği sürelerle halojen ışık kaynağı ile (Rembrant Phase II, 770mW/mm²) sertleştirilerek 10 mm çapında ve 2 mm yüksekliğinde örnekler hazırlanmıştır. Sertleştirilen yüzeylerin cilası Sof-lex (3M) cila diskleri ile yapılmıştır. Örnekler, polimerizasyonun tamamlanması için, bir gün süreyle 25°C'deki distile suda bekletilmiştir. (Resim 17)



Resim 16: Açılabilir kalıp

Resim 17: Renk ölçümü için hazırlanan örnekler

Her ölçümden önce kolormetrenin kalibrasyonu özel kalibrasyon plakası kullanılarak yapılmış ve ilk ölçümler kaydedilmiştir (Resim 18). Ölçümler tek bir uygulayıcı tarafından, örneklerin cilalı yüzeylerine kolormetrenin okuyucu ucu dik biçimde gelecek şekilde beyaz bir zemin üzerinde yapılmıştır. Tüm ölçümler tek ve

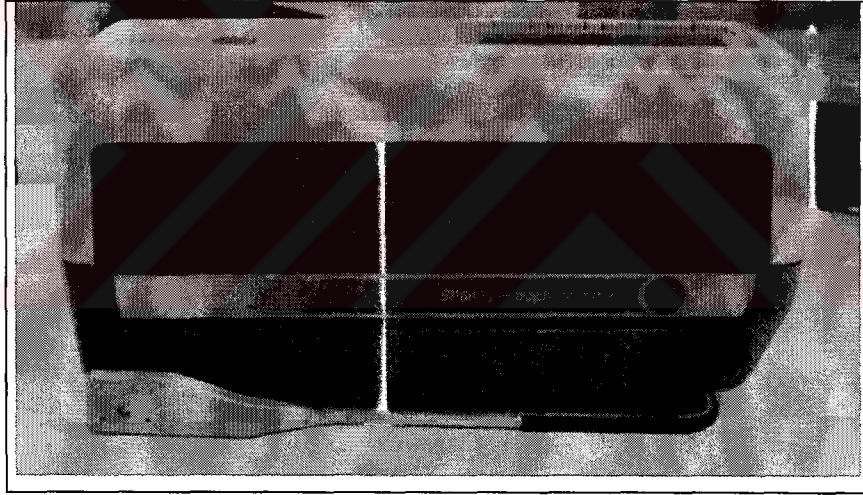
sabit bir ışık kaynağı altında (Phillips Day Light 700 nm 0.37 Amp, Seri No: TLD 18/54) yapılmıştır. İlk ölçümleri yapılan örnekler termal yaşlandırma odasına (Heraus Vötsch Tip:VMS2/08/22/120) alınmıştır (Resim 19). Örnekler, cihazın içerisine, distile su dolu kaplar içerisine cilalı yüzeyleri yukarıya gelecek biçimde yerleştirilmiş ve 5-55°C arasında, her bir ısı değerinde 30 saniye kalacak biçimde, 1000 devir süresi boyunca cihazda tutulmuşlardır. Yaşlandırma işlemini takiben tüm örneklerin rengi aynı laboratuvar şartlarında tekrar ölçülmüş ve oluşan renk değişimi (ΔE) hesaplanmıştır.

$$(\Delta E) = [(L_1-L)^2+(a_1-a)^2+(b_1-b)^2]^{1/2}$$

L: hue

a: kroma

b: value



Resim 18: X-rite SP kolormetre



Resim 19: Yaşlandırma odası

İSTATİSTİK DEĞERLENDİRME

Bu çalışmada istatistiksel analizler Graph Pad Prisma V.3 paket programı ile yapılmıştır. Verilerin değerlendirilmesinde tanımlayıcı istatistiksel metotların (ortalama, standart sapma) yanı sıra grupların tekrarlayan ölçümlerinde Friedman testi, gruplar arası karşılaştırmalarda Kruskal Wallis testi, alt grup karşılaştırmalarında Dunn's çoklu karşılaştırma testi kullanılmıştır. İkili karşılaştırmalarda Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. Sonuçlar, anlamlılık $p < 0.05$ düzeyinde, %95'lik güven aralığında değerlendirilmiştir.

BULGULAR

İkili aşınma işlemini takiben incelenen malzemelerdeki aşınma hacmi değerleri şu şekildedir: Admira örneklerde izlenen aşınma hacmi miktarı $3,6812 \pm 0,587 \text{ mm}^3 \cdot 10^{-2}$ olarak bulunurken, bu miktar Definite örnekler için $3,3614 \pm 0,738 \text{ mm}^3 \cdot 10^{-2}$, Filtek Z250 örnekler için ise $3,1545 \pm 2,943 \text{ mm}^3 \cdot 10^{-2}$ olarak hesaplanmıştır (Tablo 6).

Kullanılan restoratif malzemelerin, ikili aşındırma işlemini takiben sergiledikleri aşınma miktarı (10^{-2} mm^3) Grafik 1’de gösterilmektedir.

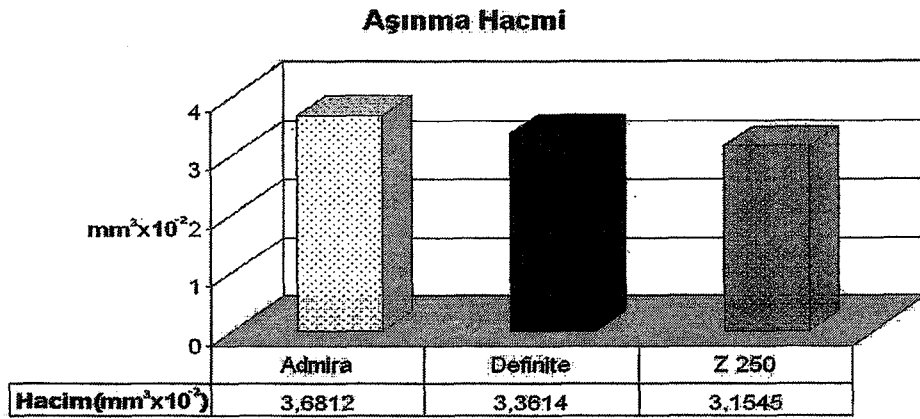
Materyaller aşınma değerleri açısından Kruskal- Wallis testi kullanılarak birbirileri ile karşılaştırıldığında anlamlı bir fark olmadığı tespit edilmiştir. (KW:2,68 $p > 0,05$) Aynı şekilde Dunn’s testi ile yapılan karşılaştırmada, Admira - Definite, Admira - Z250 ve Definite - Z250 materyallerin aşınma hacmi miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermedikleri saptanmıştır (Tablo 7).

Tablo 6: Admira’ya, Definite’e ve Filtek Z250’ye ait 10’ar örneğin aşındırma miktarı tablosu ($\text{mm}^3 \cdot 10^{-2}$)

	Admira (n=10)	Definite (n=10)	Z250 (n=10)
Hacim ($\text{mm}^3 \cdot 10^{-2}$)	$3,6812 \pm 0,587$	$3,3614 \pm 0,738$	$3,1545 \pm 2,943$

Tablo 7: Kruskal Wallis testi ile malzemelerin hacimsel aşınma miktarlarının karşılaştırılması

Dunn’s Çoklu Karşılaştırma Testi	
Admira / Definite	$p > 0,05$
Admira / Z250	$p > 0,05$
Definite / Z250	$p > 0,05$



Grafik 1: Admira'ya, Definite'e ve Filtek Z250'ye ait 10'ar örneğin hacimsel aşınma miktarı grafiği ($\text{mm}^3 \cdot 10^{-2}$)

Yüzey sertliği ölçümleri için iki Ormocer® esaslı restoratif materyal ile (Admira, Definite) bir hibrit kompozit (Filtek Z250) restorasyon materyali kullanılarak hazırlanan 30 adet örnek yüzeyine Vickers elmas ucu ile 30 saniye süre ile 500 gr.lık yük uygulanmış ve her bir örnek yüzeyinde oluşturulan 6 adet piramit şeklindeki iz üzerinden materyallerin ortalama yüzey sertlik değerleri hesaplanmıştır. Materyallere ilişkin yüzey sertlik ölçümleri materyallerin polimerizasyonunu hemen takiben, 1 gün, 1 hafta, 1 ay, 3 ay ve 6 ay süreleri sonrasında yapılmıştır (Tablo 8) (Grafik 2). Buna göre, ışıkla polimerizasyonu hemen takiben yapılan ölçümlerde ortalama yüzey sertlik değeri Admira için $59.4 \pm 5,60$ HV, Definite için $62.1 \pm 6,15$ HV, Filtek Z250 için $61.6 \pm 3,27$ HV bulundu. Polimerizasyonu takip eden birinci günde sertlik değerleri Admira için $58.1 \pm 3,51$ HV, Definite için $64,4 \pm 5,29$ HV, Filtek Z250 için $61.5 \pm 3,44$ HV bulundu. Polimerizasyonu takip eden 1. haftanın sonunda sertlik değerleri Admira için $58.8 \pm 6,07$ HV, Definite için $64.3 \pm 3,43$ HV, Filtek Z250 için $60.81,48$ HV olarak tespit edilirken; 1. ayın sonunda değerler Admira için $64,2 \pm 7,69$ HV, Definite için $65 \pm 7,65$ HV, Filtek Z250 için $60,6 \pm 1,84$ HV olarak bulundu. 3. ayın sonundaki sertlik değerleri Admira için $65.2 \pm 6,10$ HV, Definite için $64,8 \pm 3,22$ HV, Filtek Z250 için $61.2 \pm 1,47$ HV olarak; 6. ayın sonunda ise Admira için $61.4 \pm 7,84$ HV, Definite için $61.6 \pm 4,08$ HV ve Filtek Z250 için $60,8 \pm 2,39$ HV olarak saptandı.

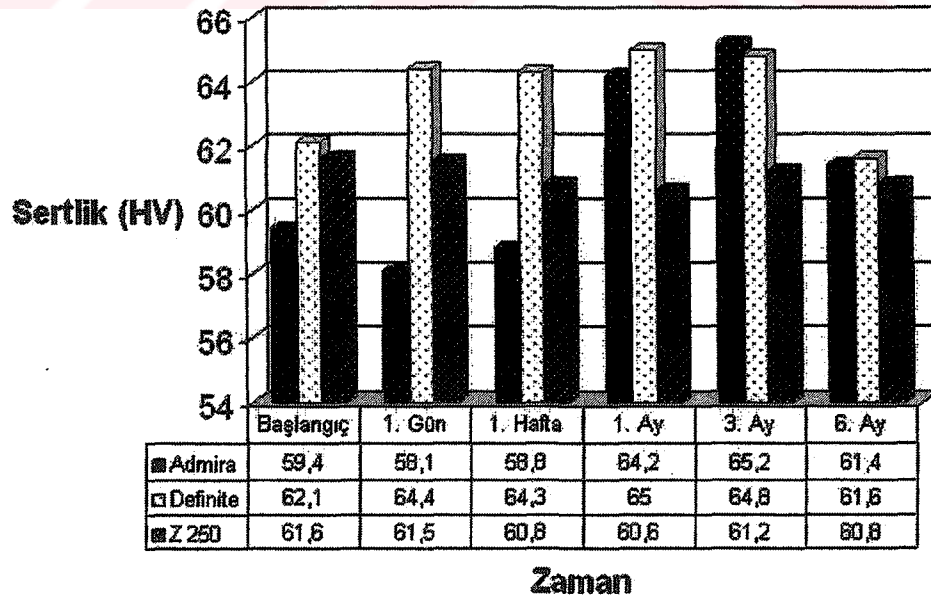
Tablo 8: Admira, Definite ve Filtek Z250 materyallerine ait yüzey sertlik değerleri (HV)

	Başlangıç	1. Gün	1. Hafta	1. Ay	3. Ay	6. Ay
Admira (n=10)	59,40±5,60	58,10±3,51*	58,80±6,07*	64,20±7,69	65,20±6,10	61,40±7,84
Definite (n=10)	62,10±6,15	64,40±5,29*	64,30±3,43*	65,00±7,65	64,80±3,22	61,60±4,08
Z250 (n=10)	61,60±3,27	61,50±3,44	60,80±1,48	60,60±1,84	61,20±1,47	60,80±2,39

*: istatistiksel olarak anlamlı fark

Materyallerin ölçüm periodlarında sergiledikleri yüzey sertliği değerleri Friedmann testi kullanılarak istatistiksel olarak değerlendirilmiş ve Admira, Definite, ve Filtek Z250 kullanılarak hazırlanan örneklerde saptanan yüzey sertliği değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır (Admira: Fr:10,86; $p>0,05$; Definite: Fr:2,93; $p>0,05$; Filtek Z250: Fr:3,53; $p>0,05$).

Ölçüm zamanları içerisinde materyallerin yüzey sertlik değerleri Kruskal-Wallis testi kullanılarak istatistiksel olarak incelendiğinde, Admira ve Definite materyallerinin 1. gün (KW= 8,61) ve 1. hafta (KW=6,93) yüzey sertlik değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p<0,05$).

**Grafik 2:** Admira, Definite ve Filtek Z250'ye ait 6 aylık yüzey sertlik değerleri

Çalışmada elde edilen yüzey pürüzlülüğüne ait R_a değerleri Tablo 9 ve Grafik 3'te gösterilmiştir. Admira, Definite ve Filtek Z250 materyallerden Mylar bantlar altında sertleştirilerek hazırlanan toplam 60 örneğin yarısı Sof Lex cila diskleri ile cilalanmış ve toplam 60 ölçüm yüzeyinin yüzey pürüzlülük değerleri bir profilometre ile ölçülerek ortalama yüzey pürüzlülüğü hesaplanmıştır.

Mylar bant altında sertleştirilmiş Admira örnekler için ortalama pürüzlülük değeri (R_a) $0,2680 \pm 0,066 \mu\text{m}$; Definite örnekler için $0,4053 \pm 0,276 \mu\text{m}$; Filtek Z250 örnekler için ise $0,3700 \pm 0,075 \mu\text{m}$ olarak ölçülmüş ve bu değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ($KW=4,79$; $p>0,05$).

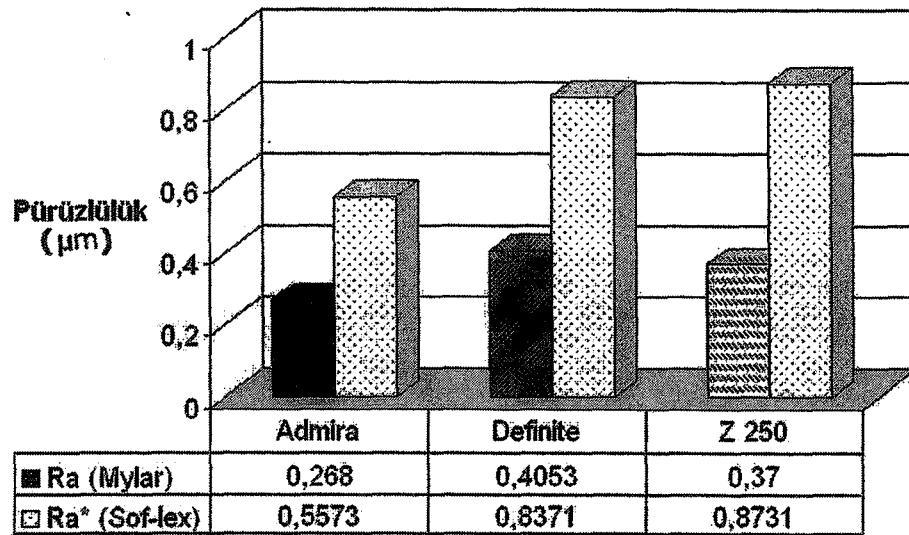
Sof-Lex cila diskleri ile işleme tabi tutulan Admira örneklerde ise ortalama yüzey pürüzlülüğü (R_a^*) $0,5573 \pm 0,281 \mu\text{m}$; Definite örnekler için $0,8371 \pm 0,586 \mu\text{m}$ ve Filtek Z250 örneklerde de $0,8731 \pm 0,218 \mu\text{m}$ olarak saptanmıştır. Bu değerler arasında da istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($KW=4,89$; $p>0,05$).

Materyallerin Mylar bant ve Mylar Bant ile bunu takiben Sof-Lex disk uygulamaları sonrasında ölçülen yüzey pürüzlülüğü değerleri arasında ise istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p<0,05$).

Tablo 9: Admira, Definite ve Filtek Z250'ye ait yüzey pürüzlülüğü değerleri (μm) (R_a : Mylar Bant, R_a^* : Sof-lex disk)

	Admira (n=10)	Definite (n=10)	Z250 (n=10)
R_a	$0,2680 \pm 0,066^*$	$0,4053 \pm 0,276^{**}$	$0,3700 \pm 0,075^{***}$
R_a^*	$0,5573 \pm 0,281^*$	$0,8371 \pm 0,586^{**}$	$0,8731 \pm 0,218^{***}$

* istatistiksel olarak anlamlı fark



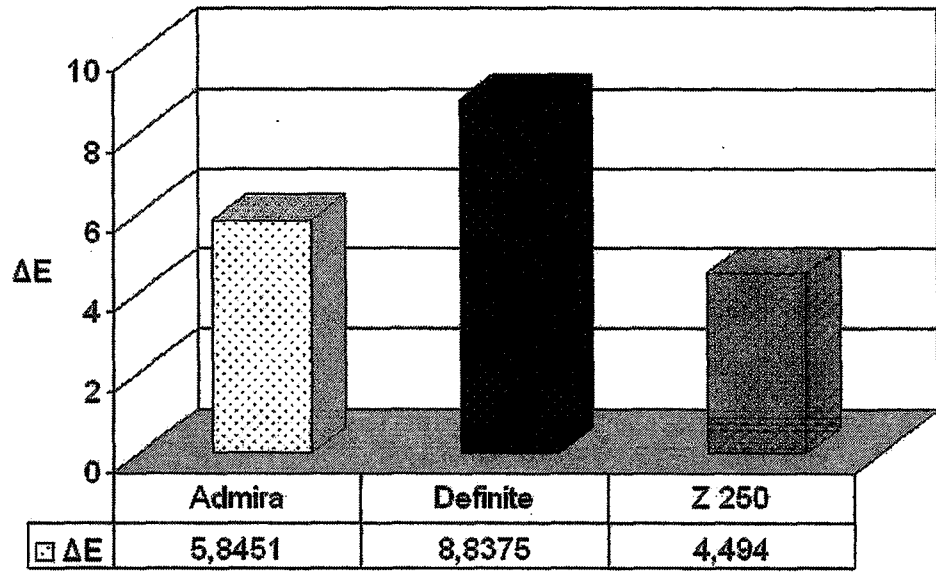
Grafik 3: Mylar bank ve Sof-lex disk uygulamalarını takiben Admira, Definite ve Filtek Z250'ye ait pürüzlülük değerleri

Restoratif malzemelerin termal yaşlandırma işlemini takiben sergiledikleri renk stabilitesini incelemek amacı ile; her üç malzemeden hazırlanan onar örnekte yaşlandırma işlemi öncesinde ve sonrasındaki CIE_{lab} değerleri, bir kolorometre yardımı ile ölçüldükten sonra oluşan renk farkı $(\Delta E) = [(L_1-L)^2+(a_1-a)^2+(b_1-b)^2]^{1/2}$ formülü ile saptanmıştır. (ΔE) değerleri Tablo 10'da verilmiş ve Admira için ΔE değeri $5,8451 \pm 1,233$; Definite için $8,8375 \pm 3,255$ ve Filtek Z250 için $4,4940 \pm 0,604$ olarak bulunmuştur (Grafik 4).

Üç grubun renk değişimi miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı derecede fark bulunmuştur ($KW = 19,31$; $p < 0,001$).

Tablo 10: Admira, Definite ve Filtek Z250 için renk değişimi değerleri (ΔE)

	Admira	Definite	Z250
ΔE	$5,8451 \pm 1,233$	$8,8375 \pm 3,255$	$4,4940 \pm 0,604$



Grafik 4: Admira, Definite ve Filtek Z250 için renk değişimi grafiği

TARTIŞMA

Çalışmamızda 2 adet organik olarak modifiye edilmiş seramik materyali (Admira-Voco ve Definite-Degussa) ile bir adet hibrit kompozit reçine materyali (Filtek Z250-3M) hacimsel aşınma miktarı, yüzey sertliği, yüzey pürüzlülüğü ve renk stabilitesi olmak üzere bazı fiziksel ve mekanik özelliklerinin karşılaştırmalı olarak araştırılması için kullanılmıştır.

Uzun yıllar boyunca elektrik, elektronik ve inşaat teknolojilerinde kullanılmış olan Ormocer® esaslı malzemeler; özellikle yüksek aşınma dirençleri ve fiziko-kimyasal yapılarının çeşitli modifikasyonlara açık olmaları ile dikkat çekmişlerdir^{56,57,58,59,60,61,62,63,77,78}. 1995 yılında Ormocer® materyallerin diş hekimliğinde restoratif malzeme olarak kullanımı incelenmeye başlanmış ve ilk olarak 1998 yılında Degussa firmasının ürünü olan Definite ve bundan kısa bir süre sonra da Voco firmasının ürünü olarak Admira, Ormocer® esaslı diş hekimliği restoratif malzemesi olarak kullanıma sunulmuşlardır^{64,65}.

Diş hekimliğinin kullanımına sunulan Ormocer® esaslı restoratif malzemeler; saf Ormocer® sistemler değildir. Multifonksiyonel üretan ve tioetermetakrilat alkoksilsilanlardan elde edilen inorganik-organik kopolimerlerin oluşturduğu Si-O-Si ağından oluşan ana yapıya, diş hekimliğinde kullanılan bis-glisidilmetakrilat (BIS-GMA), hidroksietilmetakrilat (HEMA), trietilenglikol-dimetakrilat (TEGDMA), üretan-dimetakrilat (UDMA) gibi farklı kimyasal özelliklere sahip monomerler, çeşitli inorganik partiküller katılmış ve her iki faz yine tüm diğer kompozit reçine sistemlerde olduğu gibi bir silan fazı aracılığı ile birbirine bağlanmıştır. Diş hekimliği klinik kullanımına yüksek aşınma dirençleri, düşük polimerizasyon büzülmeleri, renk stabilite ve biyolojik uyumları gibi olumlu özellikleri vurgulanarak sunulmuş olan Ormocer® malzemeler hakkında yapılmış çalışma sayısı oldukça azdır^{56,57,58,59,60,61,62,63,64,65,77,78}.

Çalışmamızda Ormocer® isimli malzemelerin yanı sıra, ön ve arka bölgelerdeki restorasyonlarda sıklıkla kullanılan, görünür ışıkla sertleşen ve fiziksel

özellikleri açısından oldukça başarılı olduğu bildirilen bir hibrit kompozit olan Filtek Z250 kullanılmıştır^{79,80,81,82,83}. TEGDMA oranının azaltıldığı, daha büyük moleküler ağırlığa sahip BIS-EMA ve UDMA'nın yapısına katıldığı; hacimsel olarak %60 oranında inorganik doldurucu taşıdığı bildirilen Filtek Z250; yalnızca yapısal olarak değil, sertlik, aşınma direnci, aşınma özellikleri, elastiklik modülü gibi özellikleri ile de daha önce piyasaya sürülmüş olan Filtek Z100'den anlamlı derecede farklı değildir^{16,80,84,85}. Davidson ve arkadaşları⁸⁶, kompozit reçinelerin yapısına katılan UDMA ve TEGDMA gibi büyük moleküler ağırlığa sahip moleküllerin, daha iyi polimerize olduklarını ve bu özelliğin materyalin aşınma direncini olumlu yönde etkilediğini bildirmişlerdir. Tanner ve arkadaşları⁸³ anterior bölgede restoratif malzeme olarak Filtek Z100'ü ve Z250'yi kullandıkları ve bir yıl sonunda restorasyonları modifiye Ryge kriterlerine göre inceledikleri çalışmalarının bulgularında, her iki kompozit reçinenin de klinik olarak başarılı olarak nitelendirilebilecek sonuçlar sergilediğini bildirmişlerdir.

Bir restoratif materyalin klinik başarısını etkileyen ve endikasyonlarını sınırlayan en önemli özelliklerden birinin, malzemenin aşınma direnci olduğu bildirilmektedir^{83,84,85,86,87}.

Aşınma, ağız içinde, fiziksel ve kimyasal olaylar, kayma sonucu oluşan sürtünme ve kontak kuvvetleri ile birlikte materyale özgü niteliklerin bir sonucu olarak oluşmakta ve kendisini aşamalı madde kaybı şeklinde göstermektedir¹⁰. Aşınma; adeziv, abraziv, koroziv aşınma ve yorgunluğa bağlı aşınma mekanizmaları gibi farklı mekanizmaların kombinasyonu sonucu görülebilen son derece kompleks bir fenomendir^{10,88}.

Diş hekimliğinde kullanılan restoratif materyallerin aşınmaya karşı dirençlerinin düşük olması restorasyonda önemli form değişikliklerine, bireyin dikey boyutunun kaybına ve oklüzyonun bozulmasına neden olabilir^{68,89,90}.

Restoratif malzemelerin aşınma özellikleri *in vivo* ve *in vitro* şartlarda değerlendirilebilmektedir. *In vivo* şartlarda klinik gözlem ve replika tekniği kullanılırken; *in vitro* şartlarda aşındırıcı cihazlar kullanılmaktadır.⁸⁸

In vitro şartlarda materyallerin aşınma dirençlerinin incelenmesi amacı ile bir çok cihaz üretilmişse de bu cihazlarla ağız içerisinde birbirini takip eden ya da aynı anda gelişen aşınma mekanizmalarının ancak bir veya ikisinin taklit edilebilmesi, bu cihazların kullanımını sınırlayan başlıca etkenler olarak karşımıza çıkmaktadır⁹¹. *In vivo* şartlarda aşınma testi yapmak çok uzun süren ve bireysel farklılıklar gösteren pahalı bir işlemdir. Rice ve arkadaşları⁹² bir malzemenin klinik kullanıma sokulmadan önce aşınma özelliklerinin pratik bir amaca yönelik gerçekçi bir yaklaşım olarak nitelenen *in vitro* bir test yöntemiyle ölçülmesini önermekte ve geliştirilen bu *in vitro* test yönteminin klinik gözlemlerle uyumlu olduğu taktirde başarılı olabileceğini ifade etmektedirler. Ancak, klinik koşulları başarılı bir şekilde taklit ettiği düşünülen yöntemlerin dahi aşınma mekanizmasının karmaşık yapısını ne derecede aydınlayabileceğinin tartışmalı olduğu da başka bir gerçektir. Bu nedenle, fizyolojik şartların aynen taklit edilebildiği bir test düzeneği geliştirilinceye kadar kullanılan her hangi bir *in vitro* yöntemden elde edilecek sonuçlarının yadsınmaması gerektiği bildirilmiştir⁹³.

Normal şartlarda aşınmayı oluşturan iki yüzeyin temas etmeleri durumu, çiğneme sırasında gerçekleşir. Çiğneme esnasında abraziv partiküller de içerebilen yiyecek maddelerinin dişlerin arasına girmesi ile dişler aralanır. Göreceli olarak hızlı bir hareketle dişler kapanır ve kapalı durumda iken lateral hareketlerle yiyecek parçalanır. Bu parçalama sonucunda yiyecekteki abrazifler serbest hale geçerler ve üçlü aşınma meydana gelir. Dişler kapandığında ise bu partiküller dişler arasında sıkışır ve ikili aşınma oluşur¹⁰. Bir restorasyonun en fazla aşınma gösterdiği bölge olan oklüzaldeki aşınma miktarını en iyi şekilde temsil ettiği bildirilen ikili aşınma testlerinin; *in vivo* koşullarda oluşan abraziv aşınmayı üçlü aşınma testlerine kıyasla daha iyi saptayabildiği ve bu *in vitro* yöntemle diş hekimliği malzemelerinin de test edilebileceği bildirilmiştir^{94,95}. Pelka ve arkadaşları⁷⁰ üçlü aşınma ile ikili aşınma test yöntemlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında; üçlü aşınma testleri kullanıldığında

ikili aşınma testlerine göre dental restoratif malzemelerin daha fazla aşınma sergilediğini, ancak aradaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığını bildirmişlerdir. Schneider ve arkadaşları⁹⁶ en yüksek aşınma değerlerinin okluzal temas bölgelerinde görüldüğünü ve ikili aşınma test yönteminin abraziv aşınmayı üçlü aşınma test yöntemine göre daha iyi taklit ettiğini açıklamışlardır.

Bu nedenlerden ötürü çalışmamızda materyallerdeki hacimsel aşınma miktarlarının tespiti için ikili aşınma test yöntemi tercih edilmiştir.

Test edilen ikiOrmocer® materyalden biri olan Admira örnekler için hacimsel aşınma miktarının $3,6812 \pm 0,587 \text{ mm}^3 \cdot 10^{-2}$; diğerOrmocer® materyal olan Definite örneklerde ise $3,3614 \pm 0,738 \text{ mm}^3 \cdot 10^{-2}$ olduğu tespit edilmiştir. Bu değer bir hibrit kompozit reçine olan Filtek Z250 için $3,1545 \pm 2,943 \text{ mm}^3 \cdot 10^{-2}$ olarak bulunmuştur. Çalışmada incelenen malzemelerin hacimsel aşınma miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p > 0.05$) (Tablo 6) (Grafik 1).

Diş hekimliği kullanımına Ormocer® esaslı materyallerin sunulmasına dair yapılan ilk çalışmalarda Wolter, materyalin aşınma direncinin hibrit kompozit reçinelerle kıyaslanabilir düzeyde olduğunu ileri sürmüştür^{72,74}.

Manhart ve arkadaşları⁶² ikili aşınma testi yöntemi ile yaptıkları çalışmalarında, Ormocer® esaslı bir restoratif malzeme olan Definite'in aşınma miktarının, incelenen diğer reçine kompozit malzemelerden istatistiksel olarak anlamlı derecede farklı olmadığını bildirmişlerdir. Manhart ve arkadaşları⁹⁷ yaptıkları başka bir çalışmada yine Ormocer® esaslı bir restoratif malzemeyi (Definite), bir hibrit kompozit ve bir kondanse edilebilir kompozit ile aşınma miktarları açısından karşılaştırmışlar ve ikili aşınma test yöntemi ile yaptıkları bu çalışma sonucunda materyaller arasında aşınma miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadığını tespit etmişlerdir ki çalışmamız bulguları bu araştırmanın bulguları ile uyumludur.

Klimm ve arkadaşları⁹⁸ bir Ormocer® esaslı restoratif malzemeyi (Admira) bir yıllık klinik kullanım süresi sonunda inceledikleri çalışmalarında, malzemenin aşınma yönünden kabul edilebilir bir performans sergilediğini bildirmişlerdir. Manhart ve Chen ise⁹⁹, posterior dişlerde hazırladıkları 60 direkt ve 70 indirekt Ormocer® esaslı restorasyonun (Definite) 2 yıllık klinik kullanım sonucundaki performanslarını başarısız olarak değerlendirmişlerdir.

Özellikle organik matriksinin sert olması nedeniyle teknolojide yüzey koruma malzemesi olarak geniş bir kullanım alanı bulmuş ve dikkatleri üzerinde toplamış Ormocer®'lerin diş hekimliğinde restorasyon materyali olarak kullanılabilmesi için materyalin yüksek vizkozite değerlerinin düşürülmesi gerekmiş ve bu amaçla yapıya TEGDMA gibi monomerler katılmıştır. Ancak bu işlem sonucunda malzemenin ilk halinde sergilediği olumlu fiziksel ve mekanik özelliklerinin azalarak hibrit kompozitlerle kıyaslanabilir seviyelere düştüğü bildirilmiştir^{52,100}.

Çalışmamızda incelenen Ormocer® esaslı iki malzemenin hacimsel aşınma miktarları arasında anlamlı derecede bir farklılık bulunmamasının; her iki malzemenin de organik faz, doldurucu tipi ve doldurucu miktarları açısından benzer özelliklere sahip olmalarından kaynaklanabileceği düşündürmektedir. Her iki malzemenin de organik fazı Ormocer® esaslıdır. Her iki malzemede de doldurucu olarak SiO₂ kullanılmıştır. Admira için doldurucu partikül miktarı hacimsel olarak %56 iken⁶⁵; Definite için bu oranın % 61 olduğu bildirilmiştir⁶⁴.

Reçine kompozitlerin mekanik özelliklerinin sadece organik matriksin sertliğine veya materyalin polimerizasyon derecesine bağlı olmadığı; inorganik doldurucu tipinin, miktarının, dağılımının ve organik matriks ile inorganik doldurucuları birbirine bağlayan silan ajanının da etkin rol oynayabileceği bildirilmektedir⁸¹.

Çalışmamızda Ormocer® esaslı malzemeler (Definite ve Admira) ile kıyaslanan hibrit kompozit materyal (Filtek Z250) arasında hacimsel aşınma miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamışsa da Filtek

Z250'nin hacimsel aşınma miktarının diğer ikiOrmocer® malzemeden daha az olduğu tespit edilmiştir (Tablo6) (Grafik1).

Çalışmamızda kullanılan bir hibrit kompozit olan Filtek Z250'de Definite ve Admira malzemelerinden farklı olarak doldurucu kısım hacimsel olarak %60 oranında zirkonyum silika partiküllerden oluşmaktadır. Filtek Z250 yapısal olarak Ormocer® kadar sert olmayan bir organik faza sahipse de^{33,101}, yapısındaki zirkonyum partiküllerinin, Ormocer® esaslı malzemelerdeki Si ve Ba camlarından daha sert olmasının; bu hibrit malzemenin diğer iki Ormocer® esaslı malzemeden istatistiksel olarak anlamlı olmasa da daha az hacimsel aşınma sergilemesinde etkili olabileceği düşünülebilir^{1,63,80,102}.

Çalışmamızda Ormocer® esaslı restoratif malzemelerin yüzey sertlik değerleri de hibrit kompozit materyalin yüzey sertlik değeri ile karşılaştırmalı olarak incelenmiştir. Bu karşılaştırmalı incelemede test yöntemi olarak Vickers sertlik testi kullanılmıştır.

Restorasyon materyallerinin birbirleri ile kıyaslanmasında kullanılan en önemli kriterlerden biri de materyallerin yüzey sertlik değerleridir. Yüzey sertliği, materyallerin bitirme ve cilalanma işlemlerine uygunluklarının, fonksiyon esnasında zedelenmelere karşı dirençlerinin ve polimerizasyon derecelerinin bir göstergesidir^{10,52,63,103}. Ayrıca yine bu özellik malzemenin elastisite modülü, kırılma ve gerilme direnci hakkında da bilgi vermektedir^{48,104,105}.

Restorasyon materyallerinin yüzey sertliklerinin ölçülmesinde Brinell, Knoop, Vickers; Rockwell ve Shore A gibi çeşitli test yöntemleri kullanılmaktadır⁵⁶. Bu testlerde uygulanan yük ya yavaş fakat kontrollü bir şekilde arttırılmakta ya da aniden arttırılarak ölçüm sonuna kadar sabit tutulmaktadır. Olumlu ve olumsuz yönlerine bulunsa da tüm bu yöntemlerin birbirlerinden belirgin bir farklılık göstermediği bildirilmektedir.⁶⁶ Brinell ve Rockwell yüzey sertlik testleri özellikle metal endüstrisinde metal alaşımlarının yüzey sertliğinin tespitinde kullanılırken;

Vickers ve Knoop testleri diş hekimliği malzemelerini de içine alan geniş bir materyal grubununun yüzey sertliğinin belirlenmesinde kullanılmaktadır¹⁰⁶.

Tüm yüzey sertlik ölçümlerinde çeşitli formlardaki elmas, çelik ya da tungsten karbid bir uç ölçüm yüzeyine bastırılmakta ve oluşan izin yüzölçümü hesaplanarak materyalin yüzey sertlik değeri belirlenmektedir. Materyalin yüzeyinin sertliği, bu izin büyüklüğü ile ters orantılıdır¹⁰.

Vickers sertlik testleri ölçüm yüzeyine 100 gramdan 120 kilograma kadar yük uygulanarak yapılabilir. Bu özellik, testin çok geniş aralıktaki bir grup malzeme üzerinde uygulanabilmesini mümkün kılar. Wassell ve arkadaşları¹⁰⁶, çalışmalarında, Vickers mikro-sertlik testlerinin 200 gr'dan daha düşük yüklerle yapıldığını bildirmişlerdir. Ancak, cilalanmış kompozit örnekler üzerinde sertlik ölçüm yöntemlerini kıyasladıklarında, Vickers testinde uygulanan yükün sertlik ölçümü sonuçlarını etkilemediğini, daha büyük yükler seçilerek daha rahat ölçülebilecek bir iz oluşturulabileceğini bildirilmektedir¹⁰⁷. Yine aynı çalışmada örneklerin akrilik bloklara alınarak, ölçüm sırasında malzemenin gelen yük altında kaymasının engellenebileceği ve oluşturulan izlerin bir mikroskop yardımı ile değerlendirilmesinin daha hassas ölçümleri mümkün kılabileceği bildirilmiştir¹⁰⁶. Mehl ve arkadaşları çeşitli restoratif malzemelerin sertliklerini inceledikleri çalışmalarında, 500 gr ağırlığındaki yük altında oluşan izin büyük olması nedeniyle daha kolay değerlendirilebileceğini bildirmişlerdir¹⁰⁸. Bu nedenle çalışmamızda, ölçüm sırasında kaymayacak ve ölçüm ucuna dik olacak biçimde yerleştirilmiş olan, alt ve üst yüzeyleri birbirine paralel biçimde hazırlanmış olan örneklere 500 gr'lık yük uygulanmıştır. Vickers sertlik ölçüm yönteminde yük uygulaması sonrasında materyalin yüzeyinde oluşan izin köşegenlerinin uzunluğu hesaplanmaktadır. Ölçüm yüzeyinde oluşturulacak izin köşegenlerinin net biçimde görülmesi ve sertliğin tespiti için gerekli hesaplamaların yapılabilmesi amacıyla yüzeyin ölçüm öncesinde çok iyi cilalanmış olması gerekir⁶⁶. Bu nedenle çalışmamızda tüm ölçüm yüzeyleri cilalanarak hazırlanmıştır. Benzer biçimde yüzey sertlik ölçümlerinde, örnekler üzerinde birden fazla ölçüm yapıp, bu değerlerin ortalamaları alınmaktadır⁶⁶.

Çalışmamızda da, örnekler için seçilen her bir zaman aralığında örneklerin yüzeylerinde 6 ölçüm yapılmış ve bunların ortalaması alınmıştır.

Çalışmamızda başlangıç ortalama sertlik değerleri Admira için 59.4 ± 5.6 HV, Definite için 62.1 ± 1 HV, Filtek Z250 için 61.6 ± 3.27 HV bulunmuştur. Polimerizasyonu takip eden birinci günde ise sertlik değerleri Admira için 58.1 ± 3.51 HV, Definite için 64.4 ± 5.29 HV, Filtek Z250 için 61.5 ± 3.44 HV'dir. Polimerizasyonu takip eden 1. haftanın sonunda sertlik değerleri Admira için 58.8 ± 6.07 HV, Definite için 64.3 ± 3.43 HV, Filtek Z250 için 60.8 ± 1.48 HV olarak tespit edilirken; 1. ayın sonunda değerler Admira için 64.2 ± 7.69 HV, Definite için 65 ± 7.65 HV, Filtek Z250 için 60.6 ± 1.84 HV olarak bulunmuştur. 3. ayın sonundaki sertlik değerleri Admira için 65.2 ± 6.1 HV, Definite için 64.8 ± 3.22 HV, Filtek Z250 için 61.2 ± 1.47 HV olarak; 6. ayın sonunda ise Admira için 61.4 ± 7.84 HV, Definite için 61.6 ± 4.08 HV ve Filtek Z250 için 60.8 ± 2.39 HV olarak saptanmıştır (Tablo 8) (Grafik 2).

2000 ve 2001 yıllarında Manhart ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmalarda, birinci gün sonunda Definite'in yüzey sertlik değerinin 65.8 HV, Admira'nın ise yüzey sertlik değerinin 46.15 HV olduğu tespit edilmiştir^{62,63}. Bu sonuçlar çalışmamızda 1. gün sonunda Admira'nın ve Definite'in gösterdiği sertlik değerleriyle benzerlik içindedir. 2001 yılında Hickel ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmada Ormocer® esaslı restoratif malzemelerin (Admira ve Definite) Vickers cinsinden ortalama sertliklerinin 57.7 HV olduğu ve sertlik değerlerinin 46.2 ile 69.2 HV arasında değiştiği bildirilmiştir³⁵. Bu bulgular çalışmamızda Admira ve Definite için saptadığımız ortalama sertlik değerleri ($58.1-65.2$ HV) ile uyum göstermektedir (Tablo 8) (Grafik 2).

Prazeres ve arkadaşları yirmi dört saat suda bekletmeyi takiben Knoop sertlik testi ile inceledikleri Definite ve Filtek Z250 örneklerin sertlik değerlerinin Definite için $99,2$ KHN Filtek için ise $90,9$ KHN olduğunu ve iki sertlik değeri arasında istatistiksel olarak anlamlı derecede fark olmadığını bildirmişlerdir¹⁰⁹. Bu değerlerle uyumlu olarak çalışmamızda da 1 gün sonunda Definite ile Filtek Z250 arasında

sertlik açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit edilmemiştir (Tablo 8) (Grafik 2) .

Çalışmamızda altı ay süre ile suda bekletmeyi takiben iki Ormocer® esaslı kompozit malzeme ile bir hibrit kompozit materyalin yüzey sertlik değerlerinin istatistiksel olarak anlamlı seviyede değişmediği saptanmıştır. Soler ve arkadaşları da bir Ormocer® esaslı restoratif malzeme (Definite) ve bir hibrit kompoziti (Z250) inceledikleri çalışmalarında, altı ay süreyle suda bekletmeyi takiben, malzemelerin yüzey sertliği değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığını bildirmişlerdir¹¹⁰ .

Martos ve arkadaşları, altı ay süreyle suda bekletilen Filtek Z250 örneklerin başlangıç yüzey sertlik değerleri ile bekletme süresi sonunda elde edilen yüzey sertlik değerleri arasında anlamlı bir fark olmadığını bildirmişlerdir¹¹¹ . Bu sonuçlara benzer şekilde çalışmamızda kullandığımız Filtek Z250'nin başlangıçtaki yüzey sertlik değeri ile suda 6 ay bekletilmeyi takiben saptanan yüzey sertlik değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit edilmemiştir ($p>0.05$) (Tablo 8) (Grafik 2) .

Araştırmamızda incelediğimiz iki Ormocer® esaslı malzemenin birinci gün ve birinci hafta sertlik değerleri arasında anlamlı derecede fark bulunmuştur ($p<0.05$) (Tablo 8) (Grafik 2) .

Lim ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada, $0.04\mu\text{m}$ büyüklüğündeki partiküllerin, reçine matriks içerisinde $1\mu\text{m}$ ye kadar ulaşan büyüklüklerde aglomeratlar oluşturabildiklerini ve bu birikme alanlarının kompozitin mekanik özelliklerini etkilediğini bildirmişlerdir³⁸ . Araştırmacılar aynı çalışmalarında farklı özelliklerdeki monomerlerin ilavesinin doldurucuların aglomerat oluşmasını arttırdığını bildirmektedirler³⁸ . Buna bağlı olarak materyal içinde doldurucuların homojen dağılımı bozulmaktadır. Üretici firma tarafından içine $0.04\mu\text{m}$ büyüklüğünde silisyum esaslı doldurucu partiküller katıldığı bildirilenAdmira'nın⁶⁵ içinde aglomerat oluşması ve materyalin homojenliğinin azalması yüksek bir

olasılıkla gerçekleşebilir. Definite yapısına katılan doldurucu partiküllerin 1-1.5µm boyutlarında olduğu bildirilmektedir⁶⁴. Dolayısıyla Definite içinde aglomerat oluşumunun daha az seviyede meydana geleceği düşünülebilir. Bunun bir sonucu olarak sertlik ölçümleri sırasında yapının daha az homojen olması, aynı yüzeyde farklı değerlerin elde edilmesi olasılığını arttırmaktadır. Bu nedenle çalışmamızda 1. gün ve 1. hafta sonunda iki Ormocer® materyalin sertlik değerleri arasında elde edilen anlamlı farkın materyallerin homojenlikleri arasındaki farktan kaynaklanabileceği düşünülebilir.

Çalışmamızda aynı zamanda Mylar bant altında sertleştirilen ve Sof-Lex cila diskleri ile cilalanan iki Ormocer® esaslı restoratif malzeme ile bir hibrit kompozitin yüzey pürüzlülükleri de bir profilometre yardımı ile materyallerin ortalama pürüzlülük değerlerinin (Ra) hesaplanmasıyla karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir.

Diş hekimliğinde kullanılan restoratif malzemelere uygulanan bitirme ve cilalama işlemlerinin plak retansiyonun, periodontal hastalıkların engellenmesinde ve sekonder çürük gelişiminin azalmasında son derece önemli olduğu bildirilmiştir^{112,113,114}. Ayrıca restorasyonun renk uyumunun ve renk stabilitesinin de direkt olarak restorasyonun yüzey pürüzlülüğüne bağlı olduğu bildirilmektedir¹¹⁵.

Whitehead ve arkadaşları yüzey pürüzlülüğün ölçümünde kullanılan metodlar olarak kontak uç ölçümü, lazer yansıtma, yüzey tarama mikroskopisi (SEM) yöntemlerinin kullanılabilirliğini bildirmişlerdir¹¹⁶. Diğer taraftan restoratif malzemelerin bitirme işlemlerinin değerlendirilmesinde genellikle profilometre kullanılmaktadır^{117,118,119}.

Goldstein ve arkadaşları profilometre kullanılarak yapılan yüzey pürüzlülük değerlendirmelerinin, sayısal veriler sağlaması nedeni ile, yüzey tarama mikroskopisi (SEM) değerlendirmesinden daha güvenilir sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir¹²⁰.

Bu nedenlerden ötürü çalışmamızda materyallerin yüzey pürüzlülüğü bir profilometre yardımı ile değerlendirilmiştir.

Çalışmamızda Mylar bant altında sertleştirilmiş Admira örnekler için ortalama pürüzlülük değeri $0,26 \pm 0,06 \mu\text{m}$; Definite örnekler için $0,40 \pm 0,2 \mu\text{m}$; Filtek Z250 örnekler için ise $0,37 \pm 0,07 \mu\text{m}$ olarak ölçülmüş ve bu değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Mylar bant altında sertleştirmeyi takiben Sof-Lex cila diskleri ile işleme tabi tutulan Admira örneklerde ise ortalama yüzey pürüzlülüğü $0,55 \pm 0,2 \mu\text{m}$; Definite için $0,83 \pm 0,5 \mu\text{m}$ ve Filtek Z250 örnekler için $0,87 \pm 0,2 \mu\text{m}$ olarak tespit edilmiştir. Bu değerler arasında da anlamlı bir fark gözlenmemiştir ($p > 0.05$).

Diğer taraftan her üç malzeme için; Mylar bant altında sertleştirilen yüzeyler, Sof-Lex cila diskleri ile cilalanan yüzeylerden istatistiksel olarak anlamlı derecede daha az pürüzlü yüzeyler sergilemiştir ($p < 0.05$) (Tablo 9) (Grafik 3).

Marsola ve arkadaşları Admira, Definite ve Filtek Z250 kompozit reçine malzemelerin ¹²¹ Mylar bant altında sertleştirilen örneklerinde yüzey pürüzlülük değerleri arasında anlamlı bir fark olmadığını saptamışlardır. Aynı çalışmada benzer biçimde alüminyum oksit disklerle cilalanmış yüzeylerin pürüzlülük değerlerinin de istatistiksel olarak anlamlı bir fark sergilemediğini ortaya koymuşlardır¹²¹. Bu bulgularla paralellik gösteren çalışmamızda; Mylar bant altında sertleştirilmiş malzemelerin yüzey pürüzlülükleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p > 0.05$). Yine, Sof-Lex diskler ile cilalamayı takiben değerlendirilen örneklerin yüzey pürüzlülüklerinde anlamlı bir farklılık saptanmamıştır.

Çeşitli bitirme ve cilama işlemleri karşılaştırıldığında Mylar bant altında sertleştirilen örneklerin yüzeylerinin organik fazdan çok zengin, dolayısıyla aşınma ve renkleşme dirençleri çok düşük olmasına rağmen; en düzgün yüzeyler olduğu bildirilmiştir^{122,123,124}.

Yapılan çalışmalarda alüminyum oksit disklerin kompozit reçinelerin cilalanmasında başarılı sonuçlar sergilediği ileri sürülmektedir^{125,126}. Van Djiken ve arkadaşları, Sof-Lex ve benzeri alüminyum oksit disklerin düzgün cilalanmış yüzeyler oluşturabilmelerinin, organik matriks ve doldurucu partikülleri eşit oranda kesmelerine bağlı olduğunu bildirmişlerdir¹²⁷. Hergott ve arkadaşları, Sof-Lex diskler kullanarak yaptıkları cila işlemlerinin, farklı kompozit örnekler üzerinde benzer pürüzlülük özelliklerine sahip yüzeyler oluşturduğunu bildirmişlerdir¹¹⁸. Diğer taraftan Roeder ve arkadaşları Sof-Lex cila disklerini çeşitli Al₂O esaslı diskler ve cila patları ile profilometrik ölçümler yaparak karşılaştırmışlar ve en az pürüzlü yüzeylerin Sof-Lex diskler ile cilalanmış yüzeyler olduğunu bildirmişlerdir¹²⁸.

Bichacho, kompozit reçinelerin yüzey pürüzlülüğünü etkileyen en önemli faktörlerin; kompozitin doldurucu oranı ve doldurucu tipi olduğunu vurgulamaktadır¹²⁹. Pratten ve arkadaşları da bu faktörlere ilave olarak, doldurucu partiküllerinin dağılımının da yüzey pürüzlülüğünü etkilediğini bildirmişlerdir⁵⁵.

Roeder ve arkadaşları, kompozit reçine esaslı restoratif malzemeler için doldurucu miktarı arttıkça, organik matriks miktarının azaldığını ifade etmekte ve bunun sonucu olarak cilalama işlemleri sırasında organik matriksin doldurucu partiküllerini yeterince desteklemeyerek, bu partiküllerin yüzeyden kopmalarına neden olduğunu; buna bağlı olarak yüzey pürüzlülüğün artabileceğini bildirmektedir¹²⁸.

İncelediğimiz iki Ormocer® esaslı ve bir hibrit kompozitin gerek Mylar bant altında sertleştirmeyi, gerekse Mylar bant altında sertleştirmeyi takiben Sof-Lex diskler ile cilalama işlemleri sonrasında benzer yüzey pürüzlülüğü değerleri sergilemelerinin nedeninin, her iki materyalin de birbirlerine yakın oranlarda inorganik doldurucu içermesi olduğunu düşünüyoruz.

Çalışmamızın son bölümünde deney materyali olarak Ormocer® esaslı restoratif malzemelerin (Admira, Definite), kontrol grubu olarak da bir hibrit

kompozit reçinenin (Filtek Z250) hızlandırılmış yaşlandırma işlemlerini takiben sergiledikleri renk değişimleri karşılaştırmalı olarak incelenmiştir.

Reçine esaslı kompozit materyallerin restoratif malzeme olarak kullanılmalarının en önemli nedenlerinden birinin de estetik gereksinimleri karşılamaları olduğu bildirilmiştir¹³⁰. Diğer taraftan, bu materyallerin ağız ortamında renk stabiliteelerini korumaları ve devam ettirmeleri restorasyonların başarısı açısından önemli bir kriterdir¹³¹. Inokoshi, diş rengi restorasyonların temel başarısızlıklarından birinin renkleşme olduğunu ve renkleşme sebeplerini yüzey boyanması, mikrosızıntıya bağlı kenar renkleşmesi, aşınma sonucu değişen yüzey morfolojisinin neden olduğu renkleşme ve malzemenin yapısal bozulmalarına bağlı renkleşmeler olarak sınıflamıştır¹³². Douglas, anterior restorasyonların yenilenmesindeki en önemli sebeplerden birinin zaman içinde oluşan renk uyumsuzluğu olduğuna işaret etmiştir¹³³.

Çalışmamızın *in vitro* bir inceleme olması ve kompozitlerin zamanla renkleşmeleri nedeni ile araştırmamızda örnekler hızlandırılmış yaşlandırma işlemine tabi tutulmuş ve böylece *in vivo* koşullarda meydana gelen renk değişiklikleri taklit edilmeye çalışılmıştır. Bu amacı gerçekleştirmek için çalışmamızda termal yaşlandırma yöntemi kullanılmıştır^{10,134,135}.

Powers ve arkadaşları, yaşlandırma odalarında işleme tabi tutulan kompozit reçinelerin renk değişimlerinin, materyalin organik fazının yıkıma uğraması sonucu açığa çıkan ürünlerini renk değiştirmesinden ve kompozit yüzeyinin morfolojisinin değişmesinden kaynaklandığını ileri sürmektedirler¹⁹. Vijayaraghaven ve arkadaşları, suda bekletme ve ısı sikluslarına maruz bırakılan kompozitlerin organik matrikslerinin yumuşadığını bildirmektedirler¹³⁵. Bu yumuşamanın, uygulanan ısı 45°-55° C'ye ulaştığı durumlarda arttığını ileri sürülmektedir¹³⁶. Yap da, suda bekletme ile termal işlemlerin birlikte uygulanmasının, suyun kompozit malzeme içine difüzyon hızını ve oranını arttırdığını bildirmiştir¹³⁷.

Çalışmamızda kolormetrik ölçümlerimiz CIE_{lab} değerleri cinsinden hesaplanmıştır. CIE_{lab} sisteminin, renk değişimlerinin değerlendirilmesinde kullanılan başarılı standart bir teknik olduğu bildirilmiştir^{49,130,138,139,140}. Diğer taraftan diş hekimliğinde kullanılan kompozit esaslı restoratif malzemelerde in vitro ve in vivo şartlarda oluşan renk değişikliklerini incelemek için, görsel ve enstrümantal yöntemler kullanılmaktadır⁶⁶. Sproull, insan gözünün renk ve renk farklılıklarını algılamada son derece yetkin bir mekanizmaya sahip olduğunu, ancak renk kavramının yorumlanmasında kişisel farklılıklar olabileceğini ve bunu engellemek amacıyla enstrümantal ölçüm tekniklerinin tercih edilmesi gerektiğini bildirmektedir⁷⁶. Grass ve arkadaşları, malzemelerin renk değişimlerinin kolormetrik ölçümler ile sayısal olarak değerlendirilebileceğini ve bu şekilde kişisel yorumlamadan kaynaklanabilecek hataların engellenebileceğini bildirmişlerdir¹⁴¹.

Çalışmamızda her üç malzemenin yaşlandırma işlemi öncesinde ve sonrasındaki CIE_{lab} değerleri, bir kolormetre yardımı ile ölçüldükten sonra oluşan renk farkı $\Delta E = [(L_1 - L)^2 + (a_1 - a)^2 + (b_1 - b)^2]^{1/2}$ formülü ile hesaplanmış ve renk değişimi (ΔE) Admira için $5,8451 \pm 1,233$; Definite için $8,8375 \pm 3,255$ ve Filtek Z250 için $4,4940 \pm 0,604$ olarak bulunmuştur.

Stober ve arkadaşları, kompozitlerde oluşan renk değişimi değerinin (ΔE)=1 birimden büyük olduğu durumlarda, renkleşmenin klinikte fark edilebileceğini bildirmişlerdir⁵¹. Diğer taraftan Kim laboratuvar şartlarında, ΔE 3.3'ten küçük değerlerin diş hekimliğinde kabul edilebilir olduğu ve bu değer subjektif görsel değerlendirmenin üst sınırını belirlediğini bildirmişlerdir¹⁴². Johnston ve arkadaşları ise bu sınırın in vivo koşullarda ΔE 6.8 olduğunu bildirmektedirler¹⁴³.

Çalışmamızda incelediğimiz her üç malzemenin de $\Delta E=3.3$ değerinin üzerinde renk değişimi sergilemiş olmasının ve Ormocer® esaslı deney malzemelerden birinin (Definite) yukarıda belirtilen in vivo koşullarda sınır değerlerin üzerinde bir renk değişimi göstermesinin klinik açıdan önemli olduğu düşünülebilir.

Hosoya, hibrit kompozitlerin beş yıl süreyle yapay tükürükte bekletilmesini takiben renk değişimlerini incelediği çalışmasında, ölçülen ΔE değerlerinin 5,25-8,39 aralığında olduğunu ve oluşan renkleşmenin özellikle kompozit reçinelerin organik matriks yapılarında oluşan değişikliklere bağlı olduğunu bildirmiştir¹⁴⁴. Gros ve arkadaşları ise renk değişiminin $\Delta E > 2$ olması durumunda, kompozitin renginde sarıdan sarı-turuncuya doğru bir kaymaya işaret ettiğini bildirmişlerdir¹⁴⁵. Bizim çalışmamızda da oluşan renk değişikliği gözle dahi izlenebilir biçimde sararma şeklinde olmuştur.

Çalışmamızda renk değişiminin her üç malzemede de fazla olmasının, bu üç malzeme içerisinde de polimerizasyonu takiben reaksiyona girmemiş artık monomer varlığından kaynaklanabileceği düşünülebilir. Ormocer® esaslı restoratif malzemeler, saf Ormocer® sistemler değildirler. İstenilen klinik özelliklerin kazandırılması amacıyla saf Ormocer® yapıya kompozitlerin yapısında bulunan monomerler katılmaktadır. Dolayısıyla bu monomerlerin varlığı, suda bekletme ve termal işlemleri takiben yıkılarak malzemenin renk değiştirmesine neden olabilirler. Ferracane ve arkadaşları, daha fazla renk değişimi gösteren kompozitlerde daha az sayıda reaksiyona girmemiş karbon çift bağları saptadıklarını bildirmişlerdir¹⁴⁶. Araştırmacılar, bunun reaksiyona girmeyen bağların yıkılarak ortamdan uzaklaşması ile açıklanabileceğini ifade etmektedirler. Yıkıma uğrayan bağlar sonucu serbestlenen monomerler, okside olarak renkli grupları oluştururlar. Yaşlandırma işlemlerinde uygulanan ısının, organik matriks yıkımı sonucu serbestlenen monomer miktarını arttırdığı ve bunun da sararma şeklinde renk değişimine neden olduğu ileri sürülmüştür¹⁴⁶. Bouillaguet ve arkadaşları, Ormocer® esaslı restoratif malzemelerin sitotoksik özellikleri olduğunu saptamışlar ve bunun bu maddelerin polimerizasyonunu takiben reaksiyona girmemiş monomer kısımlarına sahip olduğunun bir göstergesi olduğunu ifade etmişlerdir¹⁴⁷. Ormocer® materyallerin yüksek vizkozite değerlerini düşürebilmek amacı ile yapıya TEGDMA gibi monomerler katılmıştır. Chung, TEGDMA gibi monomerlerin, polimerizasyon sonrasında ortamda bulunan reaksiyona girmemiş monomer miktarını arttırarak, renk stabilitesini olumsuz yönde etkileyebileceğini bildirmiştir¹⁴⁸. Kalachandra ise kompozit reçinelerin yapısına katılan TEGDMA'nın hacimsel olarak %30'unun

reaksiyona girmediğini bildirmiştir¹⁴⁹. Yap ve arkadaşları, inceledikleri kompozitlerde yapılarına Bis-GMA'nın etoksi şekli olan Bis-EMA ve UDMA bulunan kompozit reçinlerin termal işlemlerden, yapılarında BIS-GMA bulunan malzemelere göre daha fazla etkilendiğini bildirmişlerdir¹³⁷.

Manhart ve arkadaşları iki yıl klinik değerlendirme sonunda Ormocer® esaslı restorasyonların (Definite) renk özelliklerinin klinik olarak kabul edilemez seviyede değiştiğini saptamışlardır⁹⁹. Bizim çalışmamızda Definite için elde edilen değerler bu çalışma ile paralellik göstermektedir. Klimm ve arkadaşları, servikal kavitelere yerleştirilen Ormocer® esaslı restorasyonların (Admira), bir yıl sonunda kabul edilir seviyede renk değişimi sergilediğini bildirmektedirler⁹⁸; ki bu değerler çalışmamızdaki Admira bulgularını desteklemektedir.

Çalışmamızda en fazla renk değişimini deney materyallerimizden Definite sergilemiştir. Bu materyalin hızlı sertleşme özelliği gösterdiği ve bunun sonucu olarak iç streslerin yapıya hapsoldüğü bildirilmiştir^{25,108}. Materyale uygulanan termosiklus, hapsolmuş olan iç stresleri arttırabilir ve bu da yapının çok sert olan Ormocer® esaslı fazı tarafından karşılanamayabilir. Bu olay sonucunda malzemede yapısal yıkılmalar meydana gelerek renk değişiminin daha fazla olacağı düşünülebilir. Chen ve arkadaşları inceledikleri çeşitli malzemeler arasında yer alan Ormocer® esaslı restoratif malzeme Definite'in yüksek polimerizasyon büzülmesi değerlerini sergilediğini bildirmişlerdir²⁵. Definite için izlenen bu polimerizasyon büzülmesi değerleri, aynı zamanda çok daha hızlı biçimde gelişmişlerdir. Araştırmacılar, bu durumun, Definite'in sert organik yapısından ve polimerizasyon sürecinde kısa bir pre-jel fazına sahip olmasından kaynaklandığını düşünmektedirler³³. Mehl ve arkadaşları¹⁰⁸ hızlı oluşan bir polimerizasyon sürecinde, oluşan iç streslerin serbestlenemediğini ve restorasyona etki edecek ısı değişikliklerinin bu stresleri açığa çıkararak, malzemenin yapısında yıkılmalara neden olabileceğini bildirmişlerdir. Araştırmacılar, aktivatörün oluşturduğu serbest radikallerin ideal şartlarda çapraz bağlara sahip uzun zincirler oluşturduğunu; ancak hızlı polimerizasyon koşullarında kısa zincirlerin oluşarak kompozit iç yapısında stres birikimine neden olabileceğini bildirmektedirler ki bu durumun, aktivatörün

konsantrasyonuna ve kendine has kimyasına bağılı olmasının, her kompozitin diğferinden farklı biçimde davranmasına yol açacağı da ifade edilmektedir¹⁰⁷.

Kompozitlerin renk özelliklerini belirleyen faktörlerden birinin de, kompozit yapı içerisinde bulunan partiküllerin büyüklüğü ve ışık yansıtma katsayılarının organik matriks ile uyumu olduğu belirtilmektedir⁶⁴. Johnson ve arkadaşları kompozitlerin renginde oluşan değışimin sadece matriks, doldurucu oranı ve yapısı gibi temel bileşenlerine değıl; silan, iniatörler, pigmentler gibi daha küçük bileşenlere de bağılı olduğunu bildirmişlerdir¹⁵⁰. Mair, yedi reçine kompoziti incelediğı çalışmasında, malzemedeki su emiliminin deney süresi olan üç yıl boyunca devam ettiğini bildirmiştir¹⁵¹. Indrani, kompozitlerin yapısına katılan UDMA ve TEGDMA gibi monomerlerin polar yapılarından ötürü hidrofilik olduğunu bildirmişlerdir. Bu monomerlerin varlığında, kompozit reçinelerin içerisinde sıvı diffüzyonu görüldüğünü tespit etmişlerdir¹⁰¹. Hidrolitik dejenerasyon için geçiş yolu olan organik matriks-doldurucu partikül interfazı etkili bir silan varlığında kapanarak, sadece polimer matriks ile sınırlı bir difüzyona neden olmaktadır¹⁴⁹. Shin ve arkadaşları, su içinde bekletilen kompozitlerin doldurucu partiküllerinin iki şekilde yıkıldığını bildirmişlerdir: Partiküllerin içindeki alkali ionlar, selektif olarak organik fazdan ayrılırlar ve bunu takiben cam ağı çözünür. Bu çözünmeyi takiben, silanın da yıkılmasıyla, organik doldurucu yapıdan ayrılır. Araştırmacı etkin bir silanın ise bu olayı önleyebileceğini bildirmektedir¹⁵². Suda bekletilmenin kompozitlerin doldurucu partikülleri üzerine etkileri incelenmiş, hidrolitik yıkım sonucu kompozitlerin yapısına katılan modifiye edici baryum, stronsiyum ve sodyum gibi elemanların hızlı bir şekilde yapıdan ayrıldığı saptanmıştır. Kompozitlerin özelliklerini modifiye etmek amacıyla yapıya ilave edilen baryum partiküllerinin hidrolitik stabiliteyi azalttığı ileri sürülmüştür^{102,153}.

Araştırmamızda elde ettiğimiz renk ile ilgili bulgular termal yaşlandırma işleminde ısı kadar, materyallerin su emilim özelliklerinin de renk stabiliteelerini olumsuz yönde etkilemiş olabileceğini ve Oromocer® esaslı restoratif malzemelerden en çok polimerizasyon büzülmesi gösteren Definite'nin²⁵ en fazla etkilendiğini ortaya koymaktadır.

SONUÇLAR

Organik olarak modifiye edilmiş seramiklerin bir hibrit kompozitle karşılaştırmalı olarak hacimsel aşınma miktarları, yüzey sertlikleri, yüzey pürüzlülükleri ve renk stabiliteleri özelliklerinin incelendiği çalışmamızda elde edilen sonuçlar şu şekildedir:

1. İkili aşınma işlemini takiben Admira örneklerde izlenen aşınma hacmi miktarı $3,6812 \pm 0,587 \text{ mm}^3 \cdot 10^{-2}$, Definite örnekler için $3,3614 \pm 0,738 \text{ mm}^3 \cdot 10^{-2}$, Filtek Z250 örnekler için ise $3,1545 \pm 2,943 \text{ mm}^3 \cdot 10^{-2}$ olarak bulundu ve üç malzeme arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmedi.
2. Işıklı polimerizasyonu takiben yapılan yüzey sertliğini ölçümlerinde ortalama sertlik değeri Admira için $59.4 \pm 5.6 \text{ HV}$, Definite için $62.1 \pm 6.15 \text{ HV}$, Filtek Z250 için $61.6 \pm 3.27 \text{ HV}$ bulundu. Polimerizasyonu takip eden birinci günde sertlik değerleri Admira için $58.1 \pm 3.51 \text{ HV}$, Definite için $64,4 \pm 5.29 \text{ HV}$, Filtek Z250 için $61.5 \pm 3.44 \text{ HV}$ bulundu. Polimerizasyonu takip eden 1. haftanın sonunda sertlik değerleri Admira için $58.8 \pm 6.07 \text{ HV}$, Definite için $64.3 \pm 3.43 \text{ HV}$, Filtek Z250 için $60.8 \pm 1.48 \text{ HV}$ olarak tespit edilirken; 1. ayın sonunda değerler Admira için $64,2 \pm 7.69 \text{ HV}$, Definite için $65 \pm 7.65 \text{ HV}$, Filtek Z250 için $60,6 \pm 1.84 \text{ HV}$ olarak bulundu. 3. ayın sonundaki sertlik değerleri Admira için $65.2 \pm 6.1 \text{ HV}$, Definite için $64,8 \pm 3.22 \text{ HV}$, Filtek Z250 için $61.2 \pm 1.47 \text{ HV}$ olarak; 6. ayın sonunda ise Admira için $61.4 \pm 7.84 \text{ HV}$, Definite için $61.6 \pm 4.08 \text{ HV}$ ve Filtek Z250 için $60,8 \pm 2.39 \text{ HV}$ olarak saptandı. Admira ve Definite materyallerde 1. gün ve 1. hafta sonunda saptanan ortalama yüzey sertlik değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu bulundu ($p < 0.05$).
3. Mylar bant altında bitirilen iki deney ve bir kontrol malzemesi arasında yüzey pürüzlülükleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı. Yine Sof-Lex cila diskleri ile bitirilen her üç malzeme arasında yüzey pürüzlülüğü açısından anlamlı bir fark tespit edilmedi. Ancak materyallerin Mylar bant ve

Sof-Lex disk bitirme işlemleri sonrasında elde edilen yüzey pürüzlülük değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu.

4. Admira için ΔE değeri $5,8451 \pm 1,233$; Definite için $8,8375 \pm 3,255$ ve Filtek Z250 için $4,4940 \pm 0,604$ olarak saptandı ve her üç materyalin renk değişimi miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı derecede fark bulundu ($KW=19,31$; $p<0,001$). Definite'in ΔE değeri, literatürde bildirilen in vivo ve in vitro renk değişimi sınır değerlerinin üzerinde bir değere ulaşmıştır
5. Sonuç olarak test materyali olarak kullanılan Ormocer® esaslı restoratif materyallerin aşınma, yüzey sertliği, yüzey pürüzlülüğü ve renk stabilitesi açısından (Definite hariç) kontrol grubu materyali olan hibrit kompozit reçine ile benzer sonuçlar sergilediği ve incelen bu dört özellik açısından Ormocer® materyallerin hibrit kompozit reçinelere üstünlük sergilemediği tespit edilmiştir.

ÖZET

Çalışmamızda deney materyali olarak Ormocer® esaslı iki restoratif malzeme (Definite ve Admira) ve kontrol grubu olarak bir hibrit kompozitin (Filtek Z250) aşınma, yüzey sertliği, yüzey pürüzlülüğü ve renk stabilitesi özellikleri karşılaştırmalı olarak in vitro incelenmiştir.

Aşınma testi için akrilik kalıplarda 10x2mm boyutlarında hazırlanan örneklere ikili aşınma testi uygulanmıştır. Yine akrilik bloklar içinde aynı boyutlarda hazırlanan örneklerin polimerizasyonu takiben, bir gün, bir hafta, bir ay, üç ay ve altı ay süreleri sonunda yüzey sertlik ölçümleri Vickers sertlik testi ile yapılmıştır. Aynı şekilde ve boyutta hazırlanan örneklerin bir grubu Mylar bant altında sertleştirilerek; diğer grubu ise Sof-Lex disklerle cilalanarak oluşturulan yüzeylerin pürüzlülüğü bir profilometre cihazıyla değerlendirilmiştir. Renk stabilitesi için ise 10x2mm boyutlardaki kalıplarda hazırlanan örneklere termal yaşlandırma uygulandıktan sonra oluşan renk değişimi bir kolormetre yardımı ile incelenmiştir.

İkili aşınma testi sonunda iki deney materyali ve kontrol grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit edilmemiştir. Yüzey sertliği açısından iki deney materyalinin (Admira, Definite) birinci gün ve birinci hafta sonunda yüzey sertlikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmiştir. Yüzey pürüzlülüğü açısından ise Mylar bant altında sertleştirilen deney materyalleri ve kontrol grubu arasında istatistiksel bir fark belirlenmemiştir. Yine Sof-Lex diskler ile cilalanmış her üç malzemenin yüzey pürüzlülükleri arasında da anlamlı bir fark izlenmemiştir. Ancak deney materyalleri ve kontrol materyalinin Mylar bant ve Sof-Lex disk uygulamaları sonrasında sergiledikleri yüzey pürüzlülük değerleri arasında ise istatistiksel düzeyde anlamlı bir farklılık görülmüştür. Renk stabilitesi açısından ise termal yaşlandırma işlemini takiben her üç materyalin renk değişimleri istatistiksel olarak anlamlı derecede farklıdır.

Sonuç olarak test materyali olarak kullanılan Ormocer® esaslı restoratif materyallerin aşınma, yüzey sertliği, yüzey pürüzlülüğü ve renk stabilitesi açısından kontrol grubu materyali olan hibrit kompozit reçine ile kıyaslanabilir ancak hibrit kompozitten üstün olmayan özellikler sergilediği tespit edilmiştir.



SUMMARY

In this study two Ormocer® based test materials and one hybrid composite control group material was compared in terms of abrasion resistance, surface hardness, surface roughness and color resistance.

To prepare models for the abrasion test, samples of 10x2mm were placed in acrylic bases that were prepared separately. Same procedure was followed for the surface hardness samples and surface hardness values for each material was evaluated as base line, after one day, one week, one month, three months and six months following the polymerization. Surface roughness was evaluated on samples prepared in the same manner and test samples were divided into two groups: The first group was prepared under Mylar strips and the second group was finished with Sof-Lex discs. For the color stability tests, a brass split mould was used to prepare samples and after aging the samples in a thermal aging chamber; the color difference was evaluated using a colorimeter.

For the abrasion test, no significant difference was found among the test and control materials. In the surface hardness tests, there was a statistically significant difference between the two test materials at one day and one week intervals. While examining the surface roughness of the materials; no significant difference was noticed between groups polymerized under Mylar strips and surfaces finished with Sof-Lex discs among the groups. But a statistically significant difference was noticed between the two procedures for every material's surface roughness. And as for the color stability, following the thermal aging procedure, there was a statistically significant color change for all the materials evaluated.

Over all, it can be said that the organically modified ceramics show a comparable but not superior performance to a hybrid composite in terms of abrasion resistance, surface hardness, surface roughness and color stability.

KAYNAKLAR

1. Yücel T. Estetik Diş Hekimliğinde Kompozit Materyallerin Özellikleri ve İnley-Onley Tekniklerinin Değerlendirilmesi. Restoratif Diş Hekimliği Derneği Yayını, İstanbul,1995.
2. Manhart J, Garcia-Godoy F, Hickel R. Direct posterior restorations: clinical results and new developments. Dent Clin North Am 2002; 46: 303-339.
3. Anusavice KJ. Quality evaluation of dental restorations. Quintessence Publishing Co. Inc. Chicago, 1989.
4. Dayangaç B. Kompozit rezin restorasyonlar. 2000, Öncü Basımevi, Ankara.
5. Katz HS. Unwarranted and unprofessional: The superflous removal of clinically acceptable amalgams. Oper Dent 1991; 16:113-115.
6. Hickel R, Dasch W, Janda R, Tyas M, Anusavice K. New direct restorative materials. Int Dent J 1998; 48, 3-11.
7. Gürgan S, Bolay Ş. Posterior dişlerde uygulanacak materyal seçimindeki kriterler: Amalgam veya kompozit. Ank Üniv Diş Hek Fak Derg 1992; 9-16.
8. Bergenholtz G, Cox CF, Loeshe WJ. Bacterial leakage around dental restorations. J Oral Pathol Med 1982; 11:439-450.
9. Phillips RW. Status report on posterior composites. Am J Dent 1983;107: 74-76.
10. Craig, O'Brien, Powers. Dental Materials- Properties and Manipulation, 6th ed., Mosby, St. Louis, 1996.

11. De Gee AJ, Van Duinen RNB, Werner A, Davidson CL. Early and long term wear of conventional and resin modified glass ionomers. *J Dent Res* 1996 ; 75: 1613-1619.
12. Uno S, Finger WJ, Fritz U. Long term mechanical characteristics of resin modified glass ionomer restorative materials. *Dent Mater* 1996;12:64-69.
13. Peters M, Roeters FJM. Clinical performance of a new compomer in pediatric dentistry. *J Dent Res* 1994;73:abstr no: 3285.
14. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling to enamel surfaces *J Dent Res* 1955, 34: 849-853.
15. Buonocore MG, Matsui A, Gwinnett AJ. Penetration of resin dental materials into enamel surfaces with reference to bonding. *Arch Oral Biol* 1968; 13: 61-70.
16. 3M Filtek Z250 Universal Restorative Material Teknik Rapor, 3M Dental, 1998, St.Lois.
17. Pallav P, Davidson CL, De Gee AJ. Wear rates of composites, an amalgam, and enamel under stress bearing conditions. *J Prosthet Dent* 1988; 59: 426-429.
18. Jorgensen KD, Asmussen E. Occlusal abrasion of a composite restorative resin with ultrafine filler- an initial study. *Quintessence Int* 1978; 6: 73-78.
19. Powers JM, Dennisson JB, Koran A .Color stability of restorative resins under accelerated aging. *J Dent Res* 1978; 57: 964-970.

20. Phillips RW, Avery DR, Mehra R. Observations on a composite resin for Class II restorations: three-year report. *J Prosthet Dent* 1973; 30: 891-897.
21. Leinfelder KF, Sluder TB, Santos JF, Wall JT. Five-year clinical evaluation of anterior and posterior restorations of composite resin. *Oper Dent* 1980; 5: 57-65.
22. Leinfelder KF . Using composite resin as a posterior restorative material. *JADA* 1991; 122: 65-70.
23. Leinfelder KF. Composite resins in posterior teeth. *Dent Clin North Am* 1981; 25: 357-364.
24. Ferracane JL. Current trends in dental composites. *Clin Rev Oral Biol Med* 1995; 6: 302-318.
25. Chen HY, Manhart J, Hickel R, Kunzelmann K-H. Polymerization contraction stress in light cured packable composites. *Dent Mater* 2001; 17: 253-259.
26. Domingo C, Arcis RW, Lopez-Macipe A. Dental composites reinforced with hydroxyapatite: Mechanical behavior and absorption/elution characteristics. *J Biomed Mater Res* 2001; 56: 297-305.
27. Bryant RW, Hodge KL. A clinical evaluation of posterior composite resin restorations. *Austr Dent J* 1994;39: 77-81.
28. Wilson AD, Kent BE. The glass ionomer cement: A new translucent dental filling material. *J Appl Chem Biotechnol* 1971; 21: 313-320.
29. Wilson AD, McLean JW. Glass ionomer cement. Quintessence Publishing Co. Inc. Chicago,1988.

30. Loyola-Rodriguez JP, Garcia-Godoy F, Lindquist R. Growth inhibition of glass ionomer cements on mutans streptococci. *Pediatr Dent* 1994;16: 346-349.
31. Mount GJ. Some physical and biological properties of glass ionomer cement. *Int Dent J* 1995;45:135-140.
32. Tyas MJ. Clinical studies related to glass-ionomers. *Oper Dent Supplement* 1992; 5:191-198.
33. Sidhu SK, Watson TF. Resin modified glass ionomer materials. *Am J Dent* 1995; 8:59-67.
34. Smith DC. Composition and characteristics of glass ionomer cements. *J Am Dent Assoc* 1990; 120:20-22.
35. Hickel RA, Folwaczny M. Various forms of glass ionomers and compomers. *Oper Dent* 2001; 6: 177-190.
36. O'Brien. *Dental Materials: Properties and selection*, Quintessence Publishing, St.Louis, 1989.
37. Derand T, Ehrnford L. A long term evaluation of abrasion of dental composite resins. *J Dent Res* 1980; 59: 721-723.
38. Lim BS, Ferracane J, Condon JR, Adey JD. Effect of filler fraction and filler surface treatment on wear of microfilled composites. *Dent Mater* 2002; 18: 1-11.
39. Sarrett DC, Söderholm KJM, Batich CD. Water and abrasive effects on three body wear of composites. *J Dent Res* 1991; 70:1074-1081.

40. Williams DF, Cunningham J. *Materials in clinical dentistry*. 1979, Oxford Medical Publications.
41. Sekiya K, Okamoto A, Fukushima M, Iwaku M. In vivo wear pattern of experimental composites containing different filler components. *Dent Mater* 1994;13: 36-46.
42. Söderholm K-JM. Leaking of fillers in dental composites. *J Dent Res* 1983; 62:126-130.
43. Mabie CP, Menis DL. Microporous glassy fillers for dental composites. *J Biomed Mater Res* 1978; 12: 435-472.
44. Ruddell DE, Maloney MM, Thompson JY. Effect of novel filler particles on the mechanical and wear properties of dental composites. *Dent Mater* 2002; 18: 72-80.
45. Swift EJ. Visible light curing. *J Esthet Restor Dent* 2001;13:16-17.
46. Leonard DL, Charlton DG, Roberts HW, Cohen ME. Polymerization efficiency of LED curing lights. *J Esthet Restor Dent* 2002;14(5): 286-291.
47. Lee H, Orłowski J. Difference in the physical properties of composite dental restorations. *J Oral Rehabil* 1977; 4: 272-281
48. Hagan I. Surface Hardness of resin composites after a modified cure technique. *J Dent Res* 2000;79: 24-29.
49. Vargas MA, Kirchner HL, Diaz-Arnold AM. Color stability of ionomer and resin composite restoratives. *Oper Dent* 2001; 26: 166-171.

50. Powers JM, Fan PL, Raptis CN. Color stability of new composite restorative materials under accelerated aging. *J Dent Res* 1980; 59: 2071-2074.
51. Stober T, Gilde H, Lenz P. Color stability of highly filled composite resin materials for facings. *Dent Mater* 2001; 17: 87-94.
52. Cesar PFC, Braga RR. Influence of shade and storage time on the flexural strenght, flexural modulus and hardness of composites used for indirect restorations. *J Prosthet Dent* 2001; 86: 289-296.
53. Gökay O, Özyurt P, Seçkin B. Farklı bitirme ve cila yöntemleri uygulanmış bir kompozit rezinin çeşitli likitler karşısında gösterdiği yüzey sertlik değerlerinin karşılaştırılması. *T Klin Diş Hek Bil* 1998, 4: 55-60.
54. Yao K, Chien M, Kohara O. Effect of water isolation and early finishing on hardness of glass ionomer cements. *J Osaka Dent Univ*, 1990; 24: 141-147.
55. Pratten DH, Johnson GH An evaluation of finishing instruments for an anterior and a posterior composite. *J Prosthet Dent* 1988; 60: 154-158.
56. Haas KH, Amberg-Schwab S, Rose K. Functionalized coating materials based on inorganic-organic polymers: Thin solid films. 1999;351: 198-213.
57. Preliminary measurements of polymerization shrinkage strain in Definite™. Ormocer® restorative. Degussa Dental Forschung: Interner Forschungsbericht. Teknik Rapor, Hanau, 1998.
58. Philippou J. Sol-gel process: A low temperature process for the new materials of the new millenium. Mayıs,2002 [www. solgel.com](http://www.solgel.com).

59. Wolter H, Storch W. Urethane (meth)acrylate alkoxy silanes, a new type of reactive compounds for the preparation of inorganic-organic polymers. Polymer & Materials Research Symposium 1993, Bayreuth, p:14-17.
60. Schidmt H, Wolter H. Organically modified ceramics and their applications. Journal of Non-Crystalline Solids 1990; 12: 428-435.
61. Wolter H Bulk ORMOCER®s and ORMOCER® composite. Fraunhofer-Institut für Silicatforschung (ISC)- Annual Report 1995: 45-51.
62. Manhart J, Kunzelmann K-H, Chen HY, Hickel R. Mechanical properties and wear behaviour of light- cured packable composite resins. Dent Mater 2000;16 : 33-40.
63. Manhart J, Chen H Y, Hickel R. The suitability of packable resin-based composites for posterior restorations. JADA 2001;132: 639-645.
64. Degussa, Definite Technical Data, Hanau, 1998.
65. Voco GmbH, Admira Scientific Product Information, Cuxhaven, 2000.
66. Benham PP, Crawford RJ. Mechanics of engineering materials. Longman Scientific, New York, 1987.
67. Sanherle G. Posterior composite resin dental restorative materials. Peter Szuk Publishing, Netherlands, 1987.
68. Mair LH, Stolarski TA, Vowles RW Lloyd CH. Wear: mechanisms, manifestations and measurement: Report of a workshop. J Dent 1996; 24: no: 1-2.

69. Graf H., Zander HA. Tooth contact patterns in mastication. *J Pros Dent* 1963; 13: 1055-1066.
70. Pelka M, Ebert J, Schneider H: Comparison of two-and three body wear of glass ionomers and composites. *Eur J Oral Sci* 1996;104:132-137.
71. McKinney JE, Wu W. Relationship between subsurface damage and wear of dental composites. *J Dent Res* 1982; 61: 9-15.
72. Üçok M. Konservatif Diş Tedavisi Doktora Programı Ders Notu, İstanbul, 2001.
73. Ubassy G. Shape and Color, Quintessence Publishing Co., Inc, France, 1993.
74. Taira M, Ozaki M, Takahashi J. Studies on optical properties of two commercial visible light cured composite resins by diffuse reflectance measurements. *J Oral Rehabil* 1999; 26: 329-337.
75. Sproull RC. Color matching in dentistry. *J Prosthet Dent* 1973; 29: 5-13.
76. Van Der Burgt TP, Ten Bosch JJ, Borsboom PCF. A new method for matching tooth colors with color standards. *J Dent Res* 1985; 64: 837-841.
77. Moszner N, Salz U. New developments of polymeric dental composites. *Prog Polym Sci* 2001; 26: 535-576.
78. Buestrich R., Kahlenberg F, Popall M, Dannberg P. Ormocer®s for integrated optical circuits. *J Sol-Gel Sci Technol* 2001; 20:181-186.
79. Ruyter IE, Nielsen J. Chemical characterization of six posterior composites. *J Dent Res* 1993; 72: Abstr. No. 588.

80. Yap AUJ. Occlusal contact area wear of two new composite restoratives. *J Oral Rehabil* 2002; 29:194-200.
81. Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of UEDMA, Bis GMA, and TEGDMA on selected properties of experimental resin composites. *Dent Mater* 1998;14: 51-56.
82. Roeder LB, Tate WH, Powers JM. Surface roughness of microhybrid resin composites. *J Dent Res* 2000; 79: abstr.no. 1767.
83. Tanner J, Narhi TO, Ostela I. Anterior composite restorations: 1 year evaluation of clinical performance. *J Dent Res* 2002; 81:Abstr. No. 0431.
84. Yap AU, Teoh SH, Chew CL. Effects of cyclic loading on occlusal contact area wear of composite restoratives. *Dent Mater* 2002;18: 149-158.
85. Yap AUJ, Teoh SH, Tan KB. Influence of water exposure on three body wear of composite restoratives. *J Biomed Mater Res (Appl Biomater)* 2000; 53: 547-553.
86. Davidson CL, Felzer AJ. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer based restoratives. *J Dent Res* 1997; 6: 435-440.
87. Bayne SC, Taylor DF, Rekow ED, Wilder AD, Heymann HO. Confirmation of Leinfelder clinical wear standards. *Dent Mater* 1994; 10: 11-18.
88. Sulong MZ, Aziz RA. Wear of materials used in dentistry: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 1990; 63: 342-349.

89. Lappalainen R, Yli-Urpo A, Seppa L. Wear of dental restorative and prosthetic materials in vitro. *Dent Mater* 1989;5: 36-37.
90. Peters MCRB, DeLong R, Pintado MR, Pallesen U. Comparison of two measurement techniques for clinical wear. *J Dent* 1999; 27: 479-48.
91. Pallav P, De Gee AJ, Werner A, Davidson CL. Influence of shearing action of food on contact stress and subsequent wear of stress-bearing composites. *J Dent Res* 1993; 72: 56-61.
92. Lutz F, Phillips RW, Roulet JF, Sectos JC. In vivo and in vitro wear of potential posterior composites. *J Dent Res* 1984; 63: 914-920.
93. Rice SL, Bailey KF, Blanck WF. Influence of enamel stylus stiffness on the sliding- wear behaviour of a composite restorative. *J Dent Res* 1982; 61: 493-496.
94. McLundie AC, Patterson CJW. Comparison of the abrasive wear in vitro of a number of composite resins. *Br Dent J* 1982;153: 404-412.
95. Ehrnford L, Derand T, Larsson L-A, Svensson A. An abrasion test for composite resins. *J Dent Res* 1980; 59: 716-720.
96. Schneider H, Pelka K, Kramer N, Petschelt A. Two body wear of new condensable glass ionomers. *J Dent Res* 1997; 76: abstr no. 2401.
97. Manhart J, Kunzelmann K-H, Chen HY, Hickel R. Mechanical properties of new composite restorative materials. *J. Biomed Mater Res (Appl Biomater)* 2000; 53: 353-361.

98. Klimm HW, Helbig EB, Hennig C, Haufe E, Richter G. An Ormocer® based restorative material used in class V cavities- a one year follow up. J Dent Res 81 (2002) abstr no: 0438.
99. Manhart J, Chen HY. Two year clinical evaluation of Definite- Ormocer® restorations in posterior teeth. J Dent Res 2002;81: abstr no.0439.
100. Oberlander H, Hiller K-A, Thonemann B, Schmalz G. Clinical evaluation of packable composite resins in class II restorations. Clin Oral Invest, 2001; 5:102-107.
101. Indrani DJ. Fracture toughness of water aged resin composite restorative materials. Dent Mater 1995; 11:201-207.
102. Söderholm K-JM, Mukherjee K, Longmate J. Filler leachability of composites stored in distilled water or artificial saliva. J Dent Res 1996; 75: 1692-1699.
103. Chunh KHC. The relationship between composition and properties of posterior resin composites. J Dent Res 1990; 69: 852 – 860.
104. Bailey JH. Microhardness evaluation of a two piece post and core technique. J Prosthet Dent 1993; 69:267-269.
105. Ulusoy N, Gökay O, Kasar B, Müjdecı A Çeşitli restoratif materyallerin değişik sertleşme ve polimerizasyon şartlarındaki yüzey sertlik değerlerinin zamana bağlı olarak karşılaştırılması Ankara Üniv. Diş Hek. Fak. Derg. 1999; 26: 9 – 13.
106. Wassell RW, McCabe JF, Walls AWG. Subsurface deformation associated with hardness measurement of composites. Dent Mater 1992; 8: 218-223.

107. Phillips RW. Science of dental materials, WB Saunders Co., London, 1991.
108. Mehl A, Hickel R, Kunzelmann K-H. Physical properties and gap formation of light cured composites with and without soft start polymerization. J Dent Res 1997; 25: 321-330.
109. Prazeres PL, Burmann P, Cardoso PC. Micro hardness and flexural strength of condensable composite resins. J Dent Res 2000; 79: abstr. no:2397.
110. Soler I, Ellacuria N, Minguez N, Prado JM. Effects of aging time on micro-hardness of several composites. J Dent Res 2000; 79: abstr. no:2395.
111. Martos J, Osinagai W, Toledano M, Osorio R. Surface hardness of dental composites after aging in water. J Dent Res 2002; 81:abstr no: 2695.
112. Berastegui E, Canalda C, Brau E. Surface roughness of finished composite resins. J Prosthet Dent 1992; 68:742-749.
113. Tate WH, Powers JM. Surface roughness of composites and hybrid ionomers. Oper Dent 1996; 21:53-58.
114. Shintani H, Satou J, Satou N, Hayashihara H. Effects of various finishing methods on staining and accumulation of Streptococcus Mutans HS-& on composite resins. Dent Mater 1985; 1(6):225-227.
115. Wietman RT, Eames WB. Plaque accumulation on composite surfaces after various finishing procedures. JADA 1975; 91:101-106.
116. Whitehead SA, Shearer AC, Watts DC, Wilson NHF. Comparison of two stylus methods for measuring surface texture. Dent Mater 1999; 15: 79-86.

117. Lutz F, Setcos JC, Phillips RW. New finishing instruments for composite resins. *JADA* 1983; 107: 575-580.
118. Hergott A-ML, Ziemiğcki TL, Dennison JB. An evaluation of different composite resin systems finished with various abrasives. *JADA* 1989; 119: 729-732.
119. Reinhart JW, Deheny GE, Chan KC. Determining smoothness of polished microfilled composite resins. *J Prosthet Dent* 1983; 49: 485-490.
120. Goldstein GR, Waknine S. surface roughness evaluation of composite resin polishing techniques. *Quintess Int* 1989; 20:199-204.
121. Marsola FP, Filho N. Surface roughness of resin composites after finishing and polishing procedures. *J Dent Res* 2002; 81: abstr. no. 2692.
122. Dennison JB, Fan PL, Powers MJ. Surface roughness of microfilled composites. *JADA* 1981; 102: 858-862.
123. Dennison JB, Craig RG. Physical properties and finished surface texture of composite restorative resins. *JADA* 1972, 85: 101-108.
124. Bauer JG, Caputo AA. The surface of composite resin finished with instruments and matrices. *J Prosthet Dent* 1983; 50:351-357.
125. Staley CR, Kopel HM. Smoothness of composite restorations polished by various adhesives: a comparison by SEM. *Oper Dent* 1979; 4: 140-148.
126. Roulet JF, Hirt T, Lutz F. Surface roughness and marginal behaviour of experimental and commercial composites. *J Oral Rehabil* 1984; 11: 499-500.

127. Van Dijken JW, Ruytet IE. Surface characteristics of posterior composites after polishing and toothbrushing. *ACTA Odontol Scandia* 1984;45: 337-346.
128. Roeder LB, Tate WH, Powers JM. Effect of finishing and polishing procedures on the surface roughness of packable composites. *Oper Dent* 2000; 25: 534-543.
129. Bichacho N. Direct composite resin restorations of the anterior tooth: Clinical implications and practical applications. *Am J of Dent* 1996; 17: 796-802.
130. Akaltan F, Keskin Y, Özkan Y. Kompozit rezinlerde görünür ışıkla polimerizasyonun renk değişikliğine etkisi. *Ankara Üniv Diş Hek Fak Derg* 1999; 26: 281-287.
131. Uchida H, Vaidyanathan J, Viswanadhan T, Vaidyanathan K. Color stability of dental composites as a function of shade. *J Prosthet Dent* 1998; 79: 372-377.
132. Inokoshi S, Burrow MF, Kataumi M, Yamada T. Opacity and color changes of tooth colored restorative materials. *Oper Dent* 1996; 21: 73-80.
133. Douglas RD. Color stability of new generation indirect resins for prosthodontic application. *J Prosthet Dent* 2000; 83: 166-170.
134. Powers JM, Dennisson JB, Lepeak PJ. Parameters that effect the color of direct restorative resins. *J Dent Res* 1978, 57: 876-880.
135. Vijayaraghaven TU, Hsiao J. Flexural behaviour of visible light- cured composites as a function of temperature under water immersion test conditions. *Dent Mater* 1994; 10: 347-352.

136. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent* 1999; 27: 89-99.
137. Yap AUJ, Tan SHL, Wee SSC, Lee CW. Chemical degradation of composite resins. *J Oral Rehabil* 2001; 28: 1015-1021.
138. Knispel G. Factors affecting the process of color matching restorative materials to natural teeth. *Quintessence Int* 1991; 22: 525-531.
139. Swift EJ Jr, Hammel SA, Lund PS. Colorimetric evaluation of Vita shade resin composites. *Int. J Prosthodont* 1994; 7: 356-361.
140. Seghi RR, Gritz MD, Kim J. Colorimetric changes in composites resulting from visible-light-initiated polymerization. *J Dent Res* 1990;6:133-137.
141. Grass MD, Moser JB. A colorimetric study of coffee and tea staining of four composite resins. *J Oral Rehabil*, 1977;4:311-322.
142. Kim HS, Um CM. Color differences between resin komposites and shade guides. *Quint Int* 1996; 27: 559-567.
143. Johnston WM, Kao EC. Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry. *J Dent Res* 1989; 68: 819-822.
144. Hosoya Y. Five year color changes of light cured resin composites. *Dent Mater* 1999; 15: 268-274.
145. Gros MD, Moser JB. A colorimetric study of coffee and tea staining of four composite resins. *J Oral Rehabil* 1977; 4: 311.
146. Ferracane JL, Moser JB, Greener EH. Ultraviolet light induced yellowing of dental restorative resins. *J Prosthet Dent* 1985; 54: 483-487.

147. Bouillaguet S, Shaw L, Gonzales L, Wataha JC, Krejci I. Long term cytotoxicity of resin based dental restorative materials. *J Oral Rehabil* 2002; 29: 7-13.
148. Chung K-H, Greener EH. Correlation between degree of conversion, filler concentration and mechanical properties of posterior composite resins. *J Oral Rehabil* 1990; 17:487-494.
149. Kalachandra S. Influence of fillers on the water sorption of composites. *Dent Mater* 1989;5:283-288.
150. Johnson WM, Reisbick MH. Color and translucency changes during and after curing of esthetic restorative materials. *Dent Mater* 1997; 13: 89-97.
151. Mair LH. The silver sorption layer in dental composites: Three year results. *Dent Mater* 1999; 15: 408-412.
152. Shin AM, Drummond JL. Evaluation of chemical and mechanical properties of dental composites. *J Biomed Mater Res* 1999; 48: 540-545.
153. Øysead H, Ruyger IE. Water sorption and filler characteristics of composites for use in posterior teeth. *J Dent Res* 1986; 65: 1315-1318.

ÖZGEÇMİŞ

1974 yılında İstanbul'da doğdum. 1992 yılında F.M.V. Özel Işık Lisesi'nden mezun oldum. Aynı yıl İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi'nde üniversite eğitimime başladım ve 1997 yılında iyi derece ile mezun oldum. Aynı yıl Diş Hastalıkları ve Tedavisi Ana Bilim Dalı, Konservatif Diş Tedavisi Bilim Dalı'nda doktora eğitimime başladım.

Y.Ö. İZMİR EKİMLERİ KURULU
BOKÜMANTASTON BİREKİCİ