

TC.
CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
DİŞ HASTALIKLARI VE TEDAVİSİ ANABİLİMDALI

**UNİVERSAL, MİKROFİL HİBRİT VE NANO KOMPOZİTİN FİZİKSEL
ÖZELLİKLERİNİN KARŞILAŞTIRMALI OLARAK İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Direnç ŞAHİN

Tez Danışmanı

Yrd. Doç. Dr. Feridun HÜR MÜZLÜ

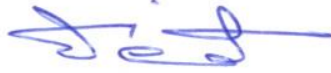
SİVAS-2008

SINAV TUTANAĞI

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulunun 13/11/2008 tarih ve 19/4 sayılı kararı ile oluşturulan Jürimiz Diş Hastalıkları ve Tedavisi (Tedavi) Ana Bilim Dalı programı doktora öğrencisi Dt.Direnç ŞAHİN'in tez savunma sınavını yapmak üzere Diş Hastalıkları ve Tedavisi Ana Bilim dalında toplanmıştır.

Jüri tez savunma sınavı sonucunda adayın tezinin başarılı olduğuna / ~~olmadığına~~ karar vermiştir.

Karar oy birliği / ~~oy çokluğu~~ ile alınmıştır.(27/11/2008)

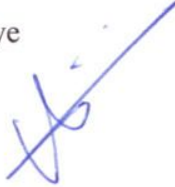


Yrd.Doç.Dr.Feridun HÜR MÜZLÜ

Başkan

Doç.Dr.Türksel DÜLGERGİL

Üye



Doç.Dr.Rüştü GEDİK

Üye



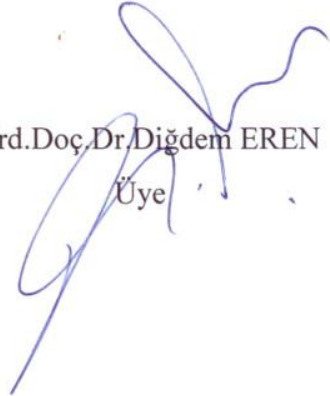
Yrd.DoçDr.Özden ÖZEL BEKTAŞ

Üye



Yrd.Doç.Dr.Diğdem EREN

Üye



İÇİNDEKİLER

TABLolar DİZİNİ.....	ii
ŞEKİLLER DİZİNİ	iii
GRAFİKLER DİZİNİ.....	iv
RESİMLER DİZİNİ.....	v
GİRİŞ ve AMAÇ.....	1
GENEL BİLGİLER	3
GEREÇ ve YÖNTEM.....	32
BULGULAR	40
TARTISMA	50
SONUÇLAR.....	62
ÖZET.....	63
SUMMARY	64
KAYNAKLAR.....	65
ÖZGEÇMİŞ.....	76
TEŞEKKÜR	77

TABLULAR DİZİNİ

Tablo 1. Kompozit rezinlerin sınıflandırılması.....	12
Tablo 2. Çalışmada yer alan gruplar.....	32
Tablo 3. Çalışmada yer alan materyallerin içeriği.....	33
Tablo 4. Dolaylı çekme dayanımı test sonuçları.....	40
Tablo 5. Bükülme dayanımı test sonuçları.....	41
Tablo 6. Basma dayanımı test sonuçları.....	42
Tablo 7. Su absorpsiyonu test sonuçları.....	44
Tablo 8. Çözünürlük test sonuçları.....	46

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. BIS GMA'nın kimyasal yapısı.....	6
Şekil 2. UDMA'nın kimyasal yapısı.....	6
Şekil 3. TEG DMA'nın kimyasal yapısı.....	7
Şekil 4. Dolaylı çekme dayanımı test yöntemi.....	34
Şekil 5. Bükülme dayanımı test yöntemi.....	35
Şekil 6. Basma dayanımı test yöntemi.....	36
Şekil 7. Su absorpsiyonu ve çözünürlük test kalıbı.....	37
Şekil 8. Su absorpsiyonu ve çözünürlük test kalıbı polimerizasyon yöntemi.....	37

GRAFİKLER DİZİNİ

Grafik 1. Dolaylı çekme dayanımı değerleri.....	47
Grafik 2. Bükülme dayanımı değerleri.....	47
Grafik 3. Basma dayanımı değerleri.....	48
Grafik 4. Su absorpsiyonu değerleri.....	48
Grafik 5. Çözünürlük değerleri.....	49

RESİMLER DİZİNİ

Resim 1. Halojen ışık kaynağı	34
Resim 2. Dijital mikrometre.....	34
Resim 3. Bükülme dayanımı testi için hazırlanan örnekler.....	35
Resim 4. Bükülme dayanımı test cihazı.....	35
Resim 5. Su absorpsiyonu ve çözünürlük testi için hazırlanan örnekler.....	38
Resim 6. Silika jel.....	38
Resim 7. Desikatör.....	38
Resim 8. Hassas terazi.....	38
Resim 9. Su banyosu cihazı.....	38

GİRİŞ ve AMAÇ

Dişhekimliğinde amaç, doğru tanı ve eksiksiz tedavi sonucunda hastaya doğal diş estetiğinin ve fonksiyonunun yeniden kazandırılmaya çalışılmasıdır. Dental tedavilerde farklı standartlar ve seviyeler mevcuttur. Standart 1 herhangi bir patolojik durumu durdurmayı ve geride kalan dokuları korumayı hedefler. Standart 2 buna ilaveten diş dizilerinin şeklini ve fonksiyonunu geri kazandırır. Sadece batı ülkelerinde yaygın olan Standart 3 ise, estetikle ilgilidir ve birçok hasta için öncelik haline gelmiştir.⁹¹ Restoratif dişhekimliğinin felsefesi son 20 yılda önemli ölçüde değişime uğramıştır. Bu değişimde iki temel faktörün etkisi vardır.

1– Endüstriyel ülkelerde görülen çürük insidansındaki ciddi düşüş⁷¹

2– Güvenilir dental adezivlerin piyasaya sunulması^{17,89}

Son yıllarda adeziv dişhekimliği ile ilgili çok sayıda araştırma ve elde edilen olumlu gelişmeler hekimin doğru madde ve yöntemi seçebilmesine olumlu katkılarda bulunmuştur. Günümüz dişhekimliğinde doğal görünüm sağlayan en estetik materyallerden biri olarak kabul edilen kompozit materyali, 1962 yılında Dr. R. Bowen tarafından tanıtılmış ve günümüze kadar önemli gelişmeler göstermiştir.^{32,49,52} Teknik olarak ‘kompozit’ terimi birbiri içerisinde tamamen çözünmez olan iki veya daha fazla maddeyi ifade ederken, diş hekimliğinde ‘kompozit’ terimi en az % 60 inorganik doldurucu içeren organik matriksten oluşan restoratif maddeyi ifade eder.¹¹⁸ Kompozit materyali ‘Diş rengindeki dolgu’ olarak bilinse de aslında hiçbir zaman diş rengi ile aynı değildir. Sadece kesin değişiklikleri algılayabilen göz yanılır. Doğal görünüm kavramı sosyal, kültürel ve psikolojik faktörlerin etkisiyle bireyler arasında farklılıklar gösterir. Eğer renk değişikliği kademeli olarak gerçekleşirse, göz algılamakta zorlanır ve estetik restorasyon elde edilmiş olur.⁹⁰

'Estetik' terimi Yunanca duygu veya duygusallık anlamına gelen 'aesthesia' kelimesinden gelmektedir. Terminolojide aynı kelimenin isim hali olan 'Esthete', hoş bir duyguyu algılayan kişiyi tanımlamak için kullanılmaktadır. Benzer şekilde, terimin sıfat halindeki anlamı sanatta veya doğada güzelliğe cevap verebilme kabiliyetini gösterir. Bu kelimenin diş hekimliğindeki kullanım şekli Yunanca süs anlamına gelen 'kosmos' kelimesinden kaynağını alan 'kozmetik' kelimesinden farklıdır. Bunun ötesinde diş hekimliğinin estetik çalışmalarının ağız ve yüz güzelliğini arttırdığı ve bu terimin geliştirilmiş bir ilişkiyi ima etmek için kullanıldığı belirtilmektedir.⁴⁶ Kompozitler, yalnızca çürükleri restore etmek için değil, dişlerin rengini ve biçimini değiştirerek kozmetik etkiler için de kullanılabilir.

Materyaller ve uygulama tekniklerindeki hızlı gelişmeler sayesinde diş hekimleri hastanın estetik beklentilerini en iyi şekilde karşılayabilmektedirler. Diş hekimleri Garber'ın 'Oyunun esası yapay görüntüyü doğala çevirmektir'sözünü doğrulayan şekilde doğal görünen restorasyonlar yapabilmektedirler.⁹⁰ Bütün bu gelişmelerin sonucu olarak hekimler en az madde kaybı olacak şekilde ve sağlıklı diş dokusunu koruyarak doğal görünümlü restorasyonları oluşturabilmektedir.

Estetik restorasyonlarda sıklıkla universal (mikrohibrit) kompozitler, mikrofil hibrit kompozitler ve son olarak nano kompozitler kullanılmaya başlanmıştır. Bu kompozitlerin yapısı ve fiziksel özellikleri ile ilgili çalışmaların yetersizliği dikkat çekmektedir.

Bizim çalışmamızda universal (mikrohibrit), mikrofil hibrit ve nano kompozit rezinin dolaylı çekme dayanımı, basma dayanımı, bükülme dayanımı, su absorpsiyonu ve çözünürlüklerinin karşılaştırılması amaçlanmıştır.

GENEL BİLGİLER

Amalgama alternatif olarak üretilen ve geçmişten günümüze kadar estetik dolgu materyali olarak kullanılan kompozit rezinler; kimyasal yapılarındaki değişiklikler, geliştirilen fiziksel özellikleri, diş dokularına adezyonları ve geniş renk skalasına sahip estetik görünümüleriyle kabul görmektedirler.⁴

İlk defa 1962 yılında R. Bowen tarafından geliştirilen kompozit rezinler, yapı olarak organik bir matriks içerisine belirli oranlarda eklenen inorganik dolduruculardan oluşan restoratif materyallerdir.⁴⁹

Genel anlamda hem organik hem de inorganik doldurucuları içeren bu restoratif materyallere birleşik anlamına gelen ‘Kompozit’ adı verilmiştir.^{62,112} İdeal bir dolgu maddesi; mekanik etkilere karşı dirençli, kavite duvarlarına adaptasyonu iyi, termal iletkenliği az, pörözitesi az, canlı dokularla biyouyumlu, uygulanması kolay, özellikle ön grup dişler için estetik olarak uyumlu, radyoopak, ağız içinde hacim ve şekil değişikliğine uğramayan, ucuz ve raf ömrü uzun olmalıdır. Estetik amaçlı dolgu maddeleri tarihsel gelişimlerine göre şu şekilde sınıflandırılır;

Silikat Siman; 1878 yılında Fletcher tarafından geliştirilmiş ilk estetik dolgu maddesidir. Toz ve likit karışımından oluşan bu simanın en önemli özelliği antikaryojenik olmasıdır. Geçmişte çürük aktivitesi fazla olan bireyler için önerilen silikat siman günümüzde kullanılmamaktadır.^{34,49}

Akrilik Resinler; 1930’lu yılların başlarında bulunmasına rağmen II. Dünya Savaşı nedeniyle 1940’lı yıllarda kullanılmaya başlanmıştır. Ana molekül metilmetakrilattır. Oda sıcaklığında kimyasal yolla polimerize olarak polimetilmetakrilat zincirleri oluştururlar. Kompozitlerin geliştirilmesiyle uygulama alanları sınırlandırılmıştır. Günümüzde bazı protetik işlemlerde kullanılmaktadır.^{34,49}

Cam İyonomer Siman; 1970 yılında Wilson ve Kent tarafından bulunmuş 1974 yılında McLean ve Wilson tarafından geliştirilmiştir. Bu simanlar, silikat ve polikarboksilat simanın hibrit şeklidir. Toz, floro-alumina silikat cam tanecikleri, likit ise poliakrilik asittir. Kullanıma sunulan ilk ürün alumina silikat poliakrilik asit kelimelerinin baş harflerinden oluşan 'ASPA' dır.^{34,49}

Kompozit Reziner; diş dokularına adezyon ile bağlanan kompozit rezinerler 1962 yılında R. Bowen tarafından tanıtılmış ve günümüze kadar dikkat çekici gelişmeler göstermiştir. Kompozit kelimesi terminolojik olarak materyallerin karışımı anlamına gelmektedir.³⁴

KOMPOZİT REZİNLERİN TARİHSEL GELİŞİMİ

Diş hekimliğinde ilk kompozit rezinerler 1960 yılında üretilmiştir. Kimyasal olarak polimerize olan bu materyallerin Sınıf III, IV, V kaviterlerde kullanılması önerilmiştir. Ancak doldurucu partüküllerin büyük ve konsantrasyonunun düşük olması polisaj özelliklerini olumsuz yönde etkilediğinden restorasyonların zaman içerisinde renk değiştirdiği tespit edilmiştir. Kompozit rezinlerde en dikkat çekici gelişme, görünür ışıkla polimerize olan rezinlerin geliştirilmesiyle başlamıştır. Yapılan araştırmalar, görünür ışıkla polimerize olan kompozit rezinlerin aşınma dirençlerinin ve renk stabiliteilerinin kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinlere göre daha iyi olduğunu göstermiştir. 1980'lerde posterior bölgelerde uygulanması amacıyla özel olarak geliştirilmiş ilk posterior kompozit rezinlerin üretildiğini görüyoruz. Bu kompozit rezinlerde partikül boyutları azaltılıp, doldurucu miktarı artırıldığından aşınma direnci daha da artmıştır. 1980'li yılların ortalarında görünür ışıkla polimerize olan kompozit rezinlerin yapısında önemli gelişmelerin olduğu, hibrit kompozit olarak adlandırılan değişik partikül boyutlarına sahip kompozit rezinlerin kullanıma sunulduğu bilinmektedir.⁴

Daha sonraki yıllarda kompozit rezinlerin yapısına katılan partiküllerin büyüklüklerinin 0.6-0.7 mm'ye kadar düşürülmesiyle, mikrohibrit olarak adlandırılan grup izlenmektedir. Kompozit rezinlerde yapıdaki partiküller daha üniform olduğundan fiziksel özellikleri daha iyi, daha az yapışkan olduklarından kaviteye uygulanmaları kolay ve polisaj işlemleri daha başarılıdır.⁴⁷

Kompozitler üç ayrı yapıdan oluşur.³⁴

Organik Yapı(Organik Faz,Taşıyıcı Faz,Organik Matriks)

Kompozit rezinlerde organik yapı metil metakrilat veya Bis-GMA'dan oluşmaktadır. Kompozitlerde yaygın olarak kullanılan organik monomer Bis-GMA olmakla birlikte HEMA, TEG-DMA, UDMA, Penta gibi sistemlerde kullanılmaktadır. Bis-GMA ve UDMA ise viskoziteyi azaltmak için matrikse ilave edilmiş diğer difonksiyonel monomerdir. Organik fazın miktarının fazlalığı polimerizasyon büzülmesini yükseltir. Organik fazın yani polimer matriksin polimerizasyonu materyalin sertleşmesini sağlar.¹⁸

Bis-GMA; dimetakrilat monomeri bisfenol A ile glisidil metakrilatın reaksiyona girmesiyle elde edilir. Aynı zamanda bisfenol A'nın glisidil eteri ve metakrilik asitin reaksiyonu ile de oluşabilir. Bu hibrit molekül termoset metakrilat rezin olarak da isimlendirilir. Bis-GMA organik bağ olarak geniş (Şekil 1) olmasına rağmen çoğu kompozit rezinin monomer yapısında bulunmaktadır ve kompozit rezinin yapısına eklenmelerinden itibaren önemli gelişmeler göstermektedir.³¹

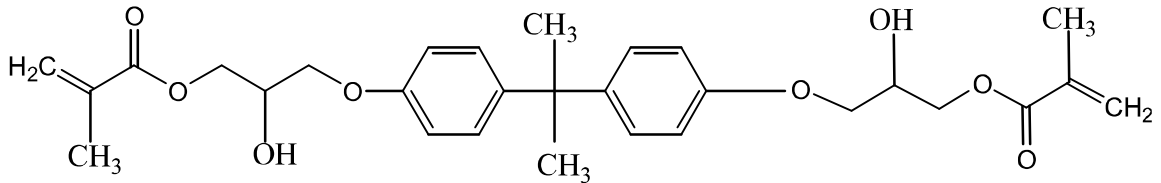
Polimerizasyon büzülmesi metil metakrilatınkinden daha düşük olup, ağız ortamında çok çabuk sertleşir. Bis-GMA rezinin avantajı olmasına rağmen, vizküz olup seyreltici monomer katılımı gerektirmesi, saf olarak elde edilmesinin zor olması, hidroksil gruplarından dolayı yüksek su emilimi göstermesi dezavantajlar arasında sayılabilir.⁸⁷

TEG-DMA; kompozit rezinlere eklenmesindeki ana neden vizkoziteyi kontrol altına almaktır. Genellikle makrofil kompozit rezinlerde eklenme oranı %10-35 iken mikrofil kompozit rezinlerde %30-50'dir.

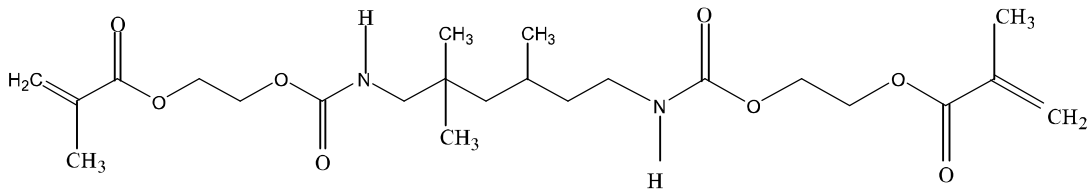
TEG-DMA, Bis-GMA'ya oranla daha küçük ve daha esnek yapıdadır (Şekil 3). Bundan dolayı TEG-DMA'nın kullanıldığı kompozit rezinlerde esneklik ve marjinal dayanıklılık artarken aşınmaya karşı direnç düşmektedir.⁸⁷

UDMA; Foster ve Walker 1974 yılında bir diğer difonksiyonel rezin olan üretan dimetakrilatı tanıtmışlardır (Şekil 2). Bu rezinin en büyük avantajı düşük vizkozitesi ve dolduruculara düşük molekül ağırlıklı monomerlerin eklenme ihtiyacını ortan kaldırması iken en büyük dezavantajı ise kırılma dayanıklılığının fazla olması ve Bis-GMA'ya göre fazla olan (%5-9) polimerizasyon büzülmesine neden olmasıdır. Ayrıca UDMA kısa molekül yapısına sahiptir.¹⁰¹

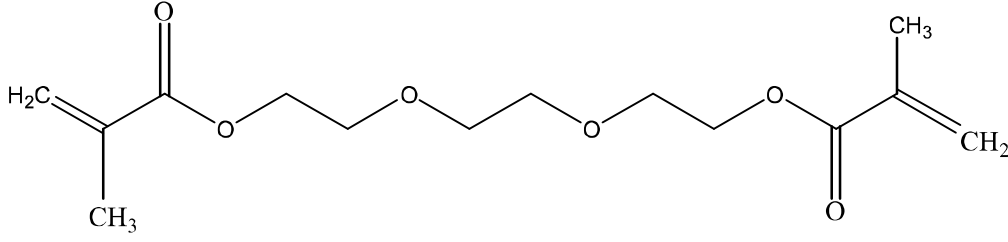
HEMA; kimyasal yapısı 2 hidroksi etil metakrilattır. Hidrofilik olup kompozit rezinin su absorpsiyonunda ve çözünürlüğünde önemli bir yere sahiptir.⁸³



Şekil 1. Bis-GMA'nın kimyasal yapısı



Şekil 2. UDMA'nın kimyasal yapısı



Şekil 3. TEG-DMA'nın kimyasal yapısı

İnorganik Yapı(İnorganik Faz,Doldurucu Partiküller)

Modern kompozit sistemleri inorganik yapı olarak matriks içine dağılmış olan çeşitli şekil ve büyüklükteki cam, kuartz, lityum alüminyum silikat, stronsiyum, baryum, çinko, yitrium cam ve baryum alüminyum silikat gibi dolduruculardan oluşur.⁴⁵ Bunlar kompozit rezinlere bazı özellikler verir. Stronsiyum, baryum, çinko ve yitrium rezine radyoopasite sağlar. Silika partikülleri mekanik özellikleri güçlendirir, ışığı geçirir ve yayar. Böylelikle kompozit rezin, mineye benzer yarı şeffaf bir görüntü kazanır. Silikanın kristalin formu bitirme ve polisaj işlemlerini zorlaştırdığı için günümüzde non kristalin formu tercih edilmektedir.¹¹²

Ara Yapı(Ara Faz, Silan)

Organik yapı ile inorganik yapı arasında sıkı bir bağlanmaya ihtiyaç vardır. Bu bağlanmayı ara yapı sağlar. Ara yapı organik silisyum bileşiği olan silanlardan oluşur. Silan bağlanma ajanları rezinin fiziksel ve mekaniksel özelliklerini geliştirdiği gibi rezin partikül ara yüzü boyunca suyun geçişini önleyerek hidrolitik dengeyi sağlar, rezinin çözünürlüğünü ve su emilimini azaltır.⁴⁵

KOMPOZİT REZİNLERİN ÖZELLİKLERİ

Restoratif maddelerin doğru seçimi başarının ön koşulları arasındadır. Kompozit rezinlerde son zamanlarda yapılan araştırmalar ve yenilikler umut vericidir. Bu gelişmelere rağmen ideal bir restoratif maddeden söz etmek olanaksızdır. Dezavantajlarının en aza

indirilebilmesi için restoratif maddenin fiziksel, mekaniksel, kimyasal ve biyolojik özelliklerinin hekim tarafından çok iyi bilinmesi gerekir.³⁴

Kompozit rezinlerin fiziksel ve mekaniksel özellikleri polimerizasyon yöntemlerinden ya da polimerizasyon sırasındaki monomer polimer değişimlerinden önemli ölçüde etkilenir.³⁴

Isısal Genleşme Katsayısı

Kompozit rezinlerin ısısal genleşme katsayıları, organik matriks ve inorganik doldurucuların kendi ısısal genleşme katsayıları ortalamasından daha düşüktür. Doldurucu partikül miktarı arttıkça ısısal genleşme katsayısı düşer. Mine ve dentinin ısısal genleşme katsayısı akrilik rezinlere oranla kompozit rezinlere daha yakındır. Isısal genleşme katsayısındaki farklılık kompozit rezin ile diş dokusu arasındaki bağlanmayı olumsuz etkiler. Kompozit türleri içerisinde ısısal genleşme katsayısı en düşük olan makrofil ve midifil kompozitlerdir.³⁴

Su Absorbsiyonu

Kompozit rezinlerde doldurucu partiküllerden dolayı polimer miktarı azalmıştır ve polimer ile doldurucuların bağlanması çok iyi olduğu için su absorpsiyonu akrilik rezinlere oranla daha düşüktür. Su emilimi, dental materyallerin fiziksel ve mekanik özelliklerinin bozulmasında önemli bir faktördür. Suyun rezin tarafından tutulması, doldurucu ve matriks arasındaki bağlanmanın bozulmasında, matriksin plastizasyonunda, materyalin çekme dayanıklılığı ve aşınma direncinin azalmasında direkt etkilidir.^{5,93} Ayrıca silan hidrolizi ve mikro çatlakların oluşumu sonucu kompozit rezinlerin ömrünün azalmasına neden olur.⁸⁶ Kompozit rezinlerin su emilimi sonucunda genişmesi klinik açıdan çok önemlidir. Higroskopik genleşme sonucunda ortaya çıkabilecek basınç materyale,^{88,99} çevresindeki bağlayıcı ajana ve diş yapılarına^{76,97} zarar verebilir. Bununla birlikte boyutsal değişime sebep olan emilim polimerizasyon sırasında oluşan büzülmeyle kompanse edeceğinden kompozit rezinin daha iyi kenar uyumu sağlayacağı da düşünülmektedir.⁴³ Fakat kenar

uyumu incelemelerinde higroskopik genişlemenin her zaman polimerizasyon streslerinin oluşturduğu mikro boşluklar çevresinde gerçekleşmediği belirtilmiştir.⁴³ Kompozit rezin sulu ortamda bekletildiğinde 0.158 nm çapında su molekülleri rezin matriks molekülleri arasındaki boşluklardan daha küçük oldukları için polimer içerisine doğru ilerlerler.¹⁰⁴ Kısa ve uzun dönem su emiliminin polimer üzerindeki etkisi klinik açıdan göz ardı edilmemesi gereken bir konudur. Su emilimi literatürlerde iki yaklaşımla ifade edilmiştir. “Serbest hacim teorisi” sıvıların materyal içerisindeki mikroboşlukların veya diğer morfolojik defektlerin içerilerine difüze olarak su dengesinin sağlanması, “Interaction teorisi” ise su moleküllerinin kompozit rezinlerdeki polimer zincirlerinin polar gruplarına hidrojen bağı ile bağlanması olarak açıklanmıştır. Daha sonraları iki teorinin de geçerli olduğu ve bu olayların aynı zamanda gerçekleştiği kabul edilmiştir.¹⁵ Bununla birlikte polimerler, mikroyapısal ve moleküler oluşumlarına göre su emilimlerinde farklılıklar göstermektedir.⁸⁶ Örneğin, molekül yapısının polaritesi, su ile hidrojen bağı oluşturacak hidroksil gruplarının varlığı, matriksi oluşturan çapraz bağlar, boşluklarda kalan su ve rezinin çözünürlüğü su emilimini etkiler.^{15,104} Su molekülleri kompozit rezin içerisine üç farklı mekanizma ile ilerler;

1. Materyalin içerisine direkt difüze olarak: Resin içerisinde bulunan veya su atakları ile oluşan boşluk ve hasarlara penetre olurlar.⁶³

2. İnorganik doldurucuların aralarına girerek⁸⁶

3. Doldurucular ile matriks ara yüzeyine akarak⁸⁶

Geçmiş yıllarda yapılan çalışmalarda pH 6,7 yapay tükürük ortamında elde edilen sonuçlar ile distile su içerisinde elde edilen sonuçların örtüşmesi yapay tükürük ortamının su absorpsiyon değerleri üzerine bir etkisi olmadığını belirtmiştir.

Çözünürlük

Kompozit rezinlerin sudaki çözünürlükleri akrilik rezinlerden çok daha azdır. Akrilik rezinlerin çözünürlüğü polimerizasyondan sonra geriye kalan artık monomer miktarına bağlıdır. Kompozit rezinler, akrilik rezinlere oranla daha fazla tamamlanmış reaksiyonla polimerize olurlar. Bu nedenle kompozit rezinlerin sudaki çözünürlükleri önemsenmeyecek kadar azdır. Çözünürlük klinik olarak dişin vitalitesi açısından çok önemlidir. Kompozit rezinin yapısındaki çözünme ile birikinti sahaları oluşacak, burada üreyen mikroorganizmaların artması neticesinde ikincil çürükler ortaya çıkacaktır.

Mekanik Özellikleri

Kompozit rezinlerin sıkışma dayanıklılıkları akrilik rezinlerden ortalama 3.5, gerilme dayanıklılıkları ise 2.5 kat daha fazladır. Bunun nedeni streslerin partiküllere transfer edilmesidir.

Kompozit ve akrilik rezinlerin stres-strain eğrileri incelendiğinde kompozit rezinlerin kırılma dayanıklılıklarının ve kırılmayı engellemeye çalışan enerjilerinin akrilik rezinlerden daha düşük olduğu görülür. Bu farklılık kompozit rezinleri akrilik rezinlere oranla daha kırılğan yapar.

Kompozit rezinlerin aşınmaya karşı gösterdiği direnç, ortamın ısısı, yetersiz polimerizasyon, iç pörözite, su absorpsiyonu ve rezin türlerinden etkilenir. Bis-GMA matrisli rezinlerin yüzey sertlik değeri UDMA'dan fazladır.

Işıkla polimerize olan kompozitler karıştırma işlemi yapılmadığı, dolayısıyla iç pörözite oluşmadığı için aşınmaya karşı daha dirençlidirler. Ayrıca yapılan çalışmalar silan bağlama ajanlarının kompozit rezinlerin aşınmaya karşı dirençlerinde önemli rol oynadığını ortaya koymuştur.

Rezinlerin partikül büyüklüğü, oranı, şekli, hastanın alışkanlıkları ve oklüzyonu aşınma hızına etki eden diğer önemli etkenlerdir.

Radyoopasite

Akrilik rezinler radyolüsent oldukları için klinik muayenesi inspeksiyon ve transilüminasyonla yapılır. Kompozit rezinlerin inorganik fazında(doldurucular) bulunan kuartz, lityum alüminyum cam ve silika gibi partiküller radyopak değildirler. Bu nedenle baryum, stronsiyum ve yitrium gibi yüksek atom numaralı elementler eklenerek radyopak kompozit rezinler üretilmiştir. Radyopak partiküller kompozit rezinde ısıl genişlemeyi arttırdıkları, silan bağlanma ajanlarını hidrolize ettikleri ve opasiteye neden oldukları için inorganik faza oldukça sınırlı miktarda eklenirler.³⁴

Optik Özellikler

Restoratif maddelerin estetik görünümleri renk, şeffaflık ve düzgünlük gibi optik özelliklerden etkilenir. Restorasyonlar renk açısından doğal dişlerle uyumlu olmalıdır. Bir dişin rengi mine kalınlığı ve dentin rengi ile belirlenir. Mine şeffaftır ve diğer renkleri yansıtır. Dişin insizal kenarı minenin kalın olması nedeni ile gri mavimsi, servikal kenarında ise minenin ince olması nedeni ile sarımsı görüldüğü unutulmamalıdır.

Ayrıca kullanılan ilaçlar, yaş, aşınma, genetik gibi etkenler dişlerin renk yoğunluklarında farklılıklar oluşturur.⁴⁶

Rengi tanımlamak için önerilen renk sistemlerinden en yaygın olanı Munsel Renk Sistemi' dir. Bu sisteme göre rengin ton, parlaklık, doygunluk olmak üzere üç farklı boyutu vardır. Dentin dokusu tarafından belirlenen rengin tonu rengin ilk boyutudur. Renk doyma miktarı yani rengin yoğunluğu dişin kalınlığına bağlı olarak değişir. Genç ve yaşlılarda farklı olan rengin parlaklığını ise mine dokusu belirler. Yaşlanma ile kaybolan rengin parlaklığı restorasyonlar ile doğal dişler arasında renk farkı oluşturur.³⁴

Mine ve tüm estetik dolgu maddeleri bir ölçüde şeffaftır. Şeffaflık düzeyi, diş yada restorasyonun ışığı dışarı yansıtma öncesindeki ışık absorpsiyon derinliğine bağlıdır.

Renk Seçimi

Rengin algılanmasında ışık kaynağının etkisi fazladır. Cisimlerin gelen ışığa karşı gösterdikleri tepki, seçici olarak belirli dalga boyunu absorblayıp belirli dalga boylarını yansıtma şeklindedir. Beyaz bir cisim tüm dalga boylarını yansıtırken siyah cisim hepsini absorbe eder. Rengin ayırt edilmesi retinadaki koni şeklindeki hücrelerin uyarılması sonucu oluşur. Doğal olan gün ışığının görünüşü renk sıcaklığına bakılarak tanımlanır ve birimi Kelvin'dir. 5.500° K sıcaklığındaki gün ışığı renk seçimi için idealdir.³³ Renk seçiminde ışık kaynağından başka çalışma ortamındaki duvar ve zemin rengi, hastanın kullandığı ruj ve giysinin rengi de önemlidir.⁴⁶ Çalışma zemini ve duvarlar açık gri veya beyaz renkte olmalı, hastaya önlük takılarak ruju silinmelidir.⁹⁰

KOMPOZİT REZİNLERİN SINIFLANDIRILMASI

Kompozit rezinler; inorganik doldurucu partiküllerin büyüklüğüne, bu partiküllerin ağırlık ya da hacim olarak yüzdesine ve polimer matris ekleniş biçimlerine, polimerizasyon yöntemlerine, viskozitelerine göre sınıflandırılabilirler (Tablo 1).^{34,45}

İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklük ve Yüzdelere Göre

Kompozit Resin	Partikül Büyüklüğü (µm olarak)	Partikül Yüzdesi (Ağırlıkça)
Megafil	50-100 µm	
Makrofil	10-100 µm	% 70-80
Midofil	1-10 µm	%70-80
Minofil	0.1-1 µm	%75-85
Mikrofil	0.01-0.1 µm	%35-60
Hibrit	0.04-1 µm	%75-80
Nanofil	0.005-0.01 µm	

Polimerizasyon Yöntemlerine Göre

Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinler

Işık ile polimerize olan kompozit rezinler

Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan kompozit rezinler

Viskozitelerine Göre

Kondanse olabilen Kompozit rezinler

Akışkan kompozit rezinler

Tablo 1. Kompozit rezinlerin sınıflandırılması³⁴

Eğer doldurucu partiküller silanizasyon dışında herhangi bir işlem uygulanmadan matrikse katılırlarsa bu tür kompozitlere ‘homojen kompozitler’, önceden polimerize edilmiş ve öğütülmüş kompozit kitlesi doldurucularla birlikte monomer matrikse eklenirse bu tür kompozitlere de ‘heterojen kompozitler’ adı verilmektedir.^{34,66} Heterojen kompozitlerde organik doldurucuların miktarı arttırılmış, partiküllerin polimer matrikse kimyasal yolla bağlanması ile polimer matriks içinde daha iyi özellikler gösteren adacıklar oluşturulmuştur.²⁷

İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklüğüne Göre

Megafil Kompozitler: Doldurucu partiküller genellikle 50-100 µm büyüklüğündedir. Çok aşınan bölgelerde kullanılması önerilen insert, mega doldurucu partiküller arasında değerlendirilir.^{34,101}

Makrofil Kompozitler: Partiküller genellikle 1-10 µm büyüklüğündedir. Aralarında 10-100 µm büyüklüğünde partiküllere de rastlanır. Makrofil kompozitler; geleneksel kompozitler olarak adlandırılır. Makro partiküller matriksten ayrılmalarına bağlı olarak fazla aşınma gösterirler ve yeterli polisaj sağlanamaz. Gerilme kuvvetlerine, aşınmaya karşı dirençleri ve polimerizasyon kontraksiyonları mikrofillere göre daha kötüdür.^{34,101}

Minifil Kompozitler: Doldurucu partikül büyüklüğü 0.1-1 µm arasında olup partikül miktarı büyük partiküllere oranla daha fazladır. İnorganik partiküllerin daha küçük olması düzgün yüzey elde edilebilmesini sağlar. Kuartz yerine cam ile yoğunlaştırılmış inorganik doldurucular kullanılması nedeniyle aşınmaya karşı direnç arttırılmış ve radyoopasite kazandırılmıştır.^{34,101}

Mikrofil Kompozitler: İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü 0.01-0.1 µm arasındadır. Çok pürüzsüz bir yüzey oluşturmak mümkündür. Sıkışma dayanıklılıkları dışında diğer fiziksel ve mekanik özellikleri makrofil kompozitlerden daha üstün değildir.

^{34,101} Geleneksel mikrofil kompozitler 40 nm partikül büyüklüğüne sahip silika doldurucular içerir ve bu doldurucular radyopak değildirlerdir.

Hibrit Kompozitler: Geleneksel kompozitlerin olumlu fiziksel ve mekanik özellikleriyle mikrofil kompozitlerin yumuşak cilalanabilir yüzey özelliklerinin birleştirilerek yüksek performansa sahip bir kompozit oluşturmak için hibrit kompozitler üretilmiştir. Partiküllerin ortalama büyüklükleri 0.04-2 µm arasındadır. Geleneksel partikül büyüklüğü 1 µm ve altında olan hibrit kompozitlere mikrohibrit kompozitler denilir.^{21,110} Hibrit ve mikrohibrit kompozitler büyük partiküllerden oluşur, bu büyük partiküller kompozite yüksek dayanım kazandırır. Ancak büyük partiküllerin optik özelliklerde ve polisaj retansiyonunda negatif etki gösterdiği unutulmamalıdır.

Nanofil Kompozitler: Nano teknolojideki çalışma ve gelişmeler dişhekimliğindeki materyallerinde bu teknoloji ile üretilmesini sağlamıştır. Kompozit rezinlerin özelliklerini monomerlerin yapısı kadar inorganik doldurucularda etkilemektedir. Son yıllarda uçak, elektronik, biyoteknoloji gibi birçok alanda daha hafif, daha dayanıklı ve daha ucuz ürünlerin üretimini sağlayan nanoteknolojinin restoratif materyallerin üretiminde de kullanılması ile çok iyi polisajlanabilen, aşınmaya dayanıklı nanofil (nanopartiküllü) kompozit rezinler üretilmiştir.^{78,108,116} Nanofil kompozitler, estetik özelliklere sahip olup kolay uygulanan materyallerdir.^{11,33,73} Hibrit kompozitlerde partikül büyüklüğü 8-30 µm, mikrohibrit kompozitlerde partikül büyüklüğü 0.7-3.6 µm iken nano kompozitlerde 5-10 nm'dir.¹⁰⁹

Nanofil kompozit materyallerin organik yapısı diğer kompozit rezinlere benzer polimerik yapılardan meydana gelmektedir. İnorganik yapıyı meydana getiren partiküller ise iki ayrı kısımdan oluşmaktadır:

1. Silika nanodoldurucular (nanomer)
2. Nanomer grupları (nanocluster)

Nanomer yapısı kümeleşmemiş partikülleri ifade eder ve kompozit rezinin organik yapısında ayrı ayrı bulunurlar. Nanomer grupları ise, 50 nm'den küçük nanomerlerin gevşek bağlar ile bir araya gelerek meydana getirdikleri yapılardır.^{33,38,73,108} Bu gruplar tek bir birim gibi mekanik, optik ve termal özellikler gösterirler.⁹⁴

Kompozit rezinlerin çoğunun yapısında inorganik doldurucu oranı hacminin % 50-60'ı ağırlığının %70-80'i kadardır. Oranın artması doldurucu boyutlarının düşürülmesi ile sağlanabilir bu da nano teknoloji ile mümkündür. Yeni geliştirilen bu tür kompozitlerin kullanım yerleri tam olarak açıklanmasa da fiziksel avantaj ve dezavantajları için bir dizi araştırma gerekmektedir. Nano doldurucu boyutu gözle görülemeyecek kadar küçük olduğundan bu isim ile nitelendirilmektedir. $1 \text{ nm} = 1/1000 \text{ } \mu\text{m} = 1/1 \text{ 000 000 000 m}$ olarak açıklanabilir.¹⁰⁸

Polimerizasyon Yöntemlerine Göre

Polimerizasyon: Bis-GMA gibi akrilatlar ilave polimerizasyon ile sertleştirilirler. Bis-GMA'nın her molekülü doymamış çift karbon bağı içerir. Şayet bu bağ açılırsa meydana gelen serbest elektron, karşılığında yüksek reaktif bir molekül verir. Bu molekül komşu bir molekül üzerine çift bağ yapar, o molekülü tutar. Yeni oluşmuş bu molekül zincirinden başka bir reaktif molekül hemen ayrılır. Bu zincir reaksiyon; monomerin büyük kısmı polimerize olana kadar rezin moleküllerinin birlikte zincir ve çapraz zincirler oluşturmasıyla devam eder.¹¹⁸

Monomerin çift bağını koparacak başlangıç reaksiyonu için, kompozit sistemleri ve kimyasal initatörlerden faydalanılır. İnitatörler, aktive edildiğinde serbest radikallere dönüşürler. Serbest radikaller monomerin çift karbon bağı ile reaksiyona girer, moleküle bağlanır ve serbest elektronu transfer ederek, yukarıda anlatıldığı gibi reaksiyonu başlatır.¹¹⁸

Serbest radikaller meydana getirmek için initatör aktivasyonu, ışık veya kimyasal yolla oluşturulur. Bu sebeple aktivasyon şekillerine göre; kimyasal olarak, ışıkla, dual (hem kimyasal hemde ışıkla) olarak polimerize olan kompozitler diye sınıflandırılabilir.^{34,118}

Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinler: Çift pat sisteminde üretilirler ve polimerizasyon iki patın karıştırılması ile kimyasal yolla başlar. Patlardan her biri hacimsel olarak yarı yarıya organik monomer ve doldurucular içerir. Patlardan birinde polimerizasyonu başlatan benzoil peroksit diğesinde polimerizasyonu hızlandıran organik amin bulunur. Patlardaki hatalar %30'u aşmamak kaydı ile önemli değışikliklere yol açmaz. Bu rezinlerde merkeze doğru polimerizasyon büzülmesi ve buna bağılı olarak marjinlerde stres birikimine rastlanır. Polimerizasyonları kimyasal olarak başlatılan kompozit rezinler servikal lezyonlarda, kök çürüklerinde, kama şeklindeki defektlerde, III. Sınıf kavitelere kullanılır.

Işık ile polimerize olan kompozit rezinler: Kompozit rezinlerin fiziksel özelliklerini geliştirmek ve çalışma zamanını kontrol edebilmek amacıyla, ışıkla sertleşen kompozitler geliştirilmiştir. Işıkla sertleşen kompozitlerin geliştirilmesiyle birlikte, çalışma süresini kontrol edebilme, renk stabilitesinin daha iyi olması ve pörözitenin azalması sağlanmıştır. Bu sistem başlangıçta, yalnızca ön dişlerdeki restorasyonlarda ve fissür örtücü uygulamalarında kullanılmış, fakat günümüzde tüm bölgelerdeki restorasyonlarda daha yaygın kullanım alanı bulmuştur. Işık uygulaması ile polimerize olan kompozitlerin yapılarında ışığa duyarlı bileşenler bulunur. Bu bileşenlere fotoinitator adı verilir. Işık kaynağının kompozit rezin materyalini serbestleştirebilmesi için içeriğinde bulunan ışığa duyarlı bileşenlere etki edebilecek bir dalga boyu aralığında ışık üretmesi gerekir. Kompozit rezin materyali yetersiz güçte veya uygun olmayan dalga boyunda yapılan ışık uygulamaları ile tam olarak polimerize olamaz. Yetersiz polimerizasyon sonucunda ise materyalin fiziksel ve mekaniksel özellikleri optimum seviyelere ulaşamaz. Ayrıca derin

bölgelerde polimerize olmadan kalan monomerler pulpal sorunlara sebep olabilir. Tek pat formundaki kompozit rezinlerde ışık emici olarak kamforokinon ve hızlandırıcı olarak da alifatik amin bulunur.

Polimerizasyonu başlatan görünür mavi ışık ortalama 427-491 nm dalga boyundadır.⁴⁵ Uzun yıllar boyunca görünür mavi ışık için halojen tungsten ışık kaynakları kullanılmıştır.

Son yıllarda halojen ışık kaynaklarından başka ışık kaynakları da geliştirilmiştir. Özellikle LED'ler uzun yıllardır kullanılan halojen ışık kaynaklarına alternatif olabilirler. Bu ışık kaynaklarının birbirlerine karşı avantaj ve dezavantajları vardır. Günümüzde dört farklı polimerizasyon sistemi dişhekimlerinin kullanımına sunulmuştur.^{54,60} Bu sistemler sırasıyla;

* Quartz Tungsten Halojen ışık kaynağı (QTH)

* Light Emmitting Diodes (LED)

* Plasma Ark ışık kaynağı (PA)

* Laser ışık kaynağı

Halojen Işık Kaynakları: Halojen ışık kaynakları kompozit rezinlerin ışıkla polimerize edilerek sertleştirilmesinin bulunmasından bu yana uzun yıllar boyu kullanılmıştır. Işıkla polimerize edilen restoratif materyaller için gerekli olan ışık gücüne sahip olmalarının yanı sıra bütün fotoinitatorlerin kapsadığı dalga boylarında ışık üretmeleri kompozit rezinlerde polimerizasyon sağlamalarına olanak vermiştir.

Halojen lambalarda ışık, tungsten bir filament üzerinden geçirilen elektrik akımı ile elde edilir ve bu işlem çok yüksek ısı seviyelerinde gerçekleşir. Çalışma ömürleri 50 saat civarındadır. Uzun süre ışık etkisi altında kalan halojen lamba, ışık filtresi ve reflektörü yıpranarak ışık kaynağının verimini azaltırlar. Yetersiz ve uygun olmayan şartlarda yapılan polimerizasyon, restorasyonların uzun dönem başarılarını olumsuz olarak

etkileyecektir. Bu nedenle halojen ışık kaynaklarının bütün parçalarının ve ışık veriminin periyodik olarak test edilmeleri gerekmektedir. Güç kontrolü için harici bir radyometre kullanılması tavsiye edilmektedir.

Halojen ışık kaynakları yaklaşık 400-500 nm. dalga boyu arasında ışık yayarlar. Bu dalga boyu aralığında üretilen ışık, ışıkla sertleşen birçok kompozit materyalin rezin içeriğinde bulunan kamforokinon tarafından oldukça iyi emilir. Ancak ürettikleri ışığın küçük bir bölümü kompozit materyallerinin polimerizasyonu için gerekli olan mavi ışığı içermektedir. Geri kalan ışık üretimi filtre edilerek ısı enerjisine dönüştürülür.

Sonuç olarak gücün yani elde edilen enerjinin büyük bir kısmı kullanım dışı kalarak boşa gitmektedir.

Bunun yanı sıra teknik olarak ele alındığında yükselen ısının bir fan vasıtasıyla azaltılması gerekmektedir. Sistem içerisinde bir fan bulunması ise ayrı bir komponent ve enerji gereksinimi anlamına gelmektedir. Sürekli veya belirli aralıklarla olsa da hasta, hekim ve yardımcı personelin çok yakınında çalışan bir fanın sesi oldukça rahatsız edicidir. Ayrıca kontaminasyon ihtimalinin yüksek olacağı ileri sürülmektedir.

Polimerizasyon esnasında ışıkla birlikte yüksek ısı da restorasyon materyaline aktarılmaktadır. Doğal olarak diş dokusu da ısı etkisi altında kalmaktadır. Bu durum derin kavitelere pulpa ısısını tehlikeli boyutta arttırabildiğinden vital dişler için istenmeyen bir durum oluşabilmektedir.¹³

LED Işık Kaynakları (Light Emitting Diodes): LED lambalar quantum mekaniği etkisiyle görülebilir mavi ışık yayan kaynaklardır. Yapılarında elektronların birinden diğerine geçişini sağlayan iki farklı iletken bulunur. Bu iki yarı iletken birleşip ortama elektrik verildiğinde, LED lambadan belirli bir dalga boyu aralığında ışık yayılır.

LED ışık kaynaklarını gündeme taşıyan ve diğer ışık kaynakları ile karşılaştırıldığında en önemli farkı yaratan özellikleri belirli bir dalga boyu aralığında sadece görülebilir mavi

ışık vermeleridir. Üretilen ışığın yaklaşık %95'i polimerizasyon için gereken niteliktedir. Bu durum onlara daha az elektrik enerjisi ve oldukça düşük bir kayıpla çalışma olanağı vermektedir.

Dişhekimliğinde polimerizasyon amaçlı kullanılan ışık kaynakları konusunda son dönem araştırmaları LED ışık kaynakları üzerine yoğunlaşmaktadır. Bu cihazlar, kompozit rezinlerde ve diğer ışıkla polimerize olan rezinlerde kullanılmak üzere yapılmıştır. Kompozit rezinler üzerinde etkili olan LED'lerin yeterli güçte ışık üretmeye başlamasından sonra dikkatler diğer ışık kaynaklarının olumsuz etkilerine çevrilmiştir.

LED'ler kolay temin edilebilen ve düşük fiyatta lambalara sahiptir. LED'ler dalga boyu ve gücünün ayarlanabildiği durumlarda önerilebilir.

LED'ler yüksek güce sahip ışık kaynaklarıdır. Daha önceleri yaygın olarak kullanılan kırmızı LED'lerin yerini günümüzde mavi LED'ler almıştır. Yüksek güçte ışık veren LED'ler kablosuz, pille çalışan ışık kaynaklarının gelişmesine olanak sağlamıştır ve fan soğutmasının ortadan kalkmasına neden olmuştur.

LED'ler 455-486 nanometre dalga boyunda dar bir ışık spektrumuna sahiptirler. Bunlar bir filtreye gereksinim duymayan tek ışık kaynaklarıdır. LED'lerin diğer avantajları da küçük olmaları, taşınabilir olmaları, birçoğunun pille çalışması ve fan içermemelerinden dolayı çok sessiz çalışmalarındadır. Yeni üretilen LED'lerin ışık gücü ilk çıkanlara oranla daha fazladır. Işık gücünün artmasıyla, cihaz çalıştığı zaman içerisindeki ısı da artmaktadır. Gelecekte üretilecek olan modellerin içerisinde oluşan ısıyı dağıtmak için soğutma fanları bulunabilir, bu sayede cihazın kullanım süresi de uzar. Fakat fanların ilave edilmesiyle birlikte boyut, ses düzeyi, ağırlık ve enerji tüketiminin de artması beklenmektedir.¹³

LED'lerin ana ışık kaynağı olarak kullanılamamalarının iki nedeni vardır. Birincisi; günümüzde bulunan LED'lerin hepsinin dalga boyu profilinin dar olması, ikincisi ise

fotoinitiatör olarak sadece kamforokinon kullanılan ürünleri polimerize edebilmeleridir. Bu durum, yüksek filtre edilmiş olan, ilk zamanlarda piyasaya sürülen plazma ark ışık kaynaklarına benzemektedir. Bazı kompozitler ve dentin bonding ajanları bu kadar dar bir dalga boyu aralığında polimerize olamayacaklardır. LED ışıklarda görülen bir diğer sınırlama da koyu renkteki mikrofil kompozitlerin polimerizasyonundaki yetersizliklerdir. Bu problemler belki daha güçlü LED ışıkları üretildiğinde ve LED'ler farklı dalga boyu aralığında polimerizasyon yapabildiğinde dişhekimliğinde geniş kullanım alanı bulacaklardır.

Lazer ve Plazma Ark Işık Kaynakları: İşlevsel olarak plazma ark'lar halojen ışık kaynaklarıyla hemen hemen aynı özellikteki ışığı daha kompleks ve daha pahalı yollarla üretmeleri sebebiyle günümüzde nadir kullanım alanları bulmaktadır. Aynı şekilde teknolojisinin çok karışık ve enerji dönüşümü sırasında enerji kaybının çok, kendisinin pahalı olması sebebiyle lazer ışık kaynaklarının restoratif materyallerin polimerizasyonlarında kullanımı dişhekimleri açısından ekonomik olmamaktadır.¹³

Polimerizasyon Büzülmesi: Rezin materyallerde tüm polimerlerde olduğu gibi monomerin polimer zincirinde düzenleniş biçimlerinden kaynaklanan ve % 1.5-3 arasında değişen hacimsel bir büzülme söz konusudur.^{17,18,47} Rezin materyallerin polimerizasyon büzülmeleri pre-jel ve post-jel olarak iki safhaya ayrılabilir. Pre-jel polimerizasyon sürecince rezin kavite içerisine yayılabilir ve yapı içerisindeki stres azalır. Jelasyon sonrasında hareket durur ve büzülme stresi kompanse edilemez. Kavite duvarları ile rezin arasındaki adezyon kuvvetleri post-jel polimerizasyon sonrası oluşan büzülmenin serbest olarak gelişmesini engeller ve internal streslerin oluşmasına neden olur.^{17,47}

Polimerizasyon sırasında rezinin plastik deformasyonu, akışkanlık özelliği ve higroskopik ekspansiyonu büzülme streslerini bir ölçüde kompanse eder. Adezyon kuvvetlerinin büzülme streslerine karşı koymalarıyla oluşan stres birikimi, rezinin

elastikiyet limitini aşarsa kompozit diş bağlantısında defektlerin oluşmasına ve bağlanmadaki başarısızlığa bağlı olarak kenar sızıntısı, post-operatif hassasiyet, renklenme ve rekürrent çürük gelişimi gibi bir takım sorunlar ortaya çıkabilir.^{17,47} Eğer kompozit diş arasında iyi bir adezyon varsa bu büzölmeleri çevre yapılarda deformasyona yol açabilir ve bunun sonucunda servikal minede dişi kırılmaya yatkın hale getiren mikro çatlaklar meydana gelebilir.⁴⁷

Kompozit esaslı maddelerin polimerizasyon sırasındaki büzölme streslerini azaltmak amacıyla farklı polimerizasyon teknikleri geliştirilmiştir.

Genellikle kompozit polimerizasyonunda dört farklı teknik kullanılır; sürekli ışık uygulama tekniğı (continious cure), soft-start polimerizasyon, pulse delay cure tekniğı, yüksek şiddetde hızlı polimerizasyon.

I-Sürekli Işık Uygulama Tekniğı (Continious Cure)

Sabit şiddetteki bir ışık, spesifik bir periyot süresince kompozite uygulanarak materyal sertleştirilir. Günümüzde kullanılan en yaygın ve uzun süreli kullanımda olan tekniktir.

II- Soft Start Polimerizasyon Tekniğı

Işık güçleri ve uygulama süreleri ayarlanabilen ışık kaynakları ile başlangıçta düşük ısı verilerek polimerizasyona başlaması, kompozit esaslı materyalin viskoelastik fazının uzatılması ve belirli bir süre sonrada maksimum ışık gücü verilerek polimerizasyon prosedürünün tamamlanması şeklinde gerçekleştirilir. Maksimum ışık gücüne iki şekilde ulaşılır.³¹

a-Kademeli Güç Artışı Gösteren Işık Uygulama Tekniğı (Step Cure)

Bu teknikte, kompozite başlangıçta düşük güçte ışık uygulanarak ilk sertleşme sağlanır, hemen ardından daha yüksek düzeyde enerji verilir. İlk uygulamanın amacı polimerizasyon streslerini azaltmaktır. Aynı zamanda polimerizasyon büzölmesinde de azalma olmaktadır.

b- Düzenli Artan Güçte Işık Uygulama Tekniği (Ramp Cure)

Işığın enerjisi başlangıçta düşüktür, daha sonra süreyle bağlantılı olarak enerji artışıyla en yüksek şiddete ulaşır. Bu teknikle kompozitin yavaşça sertleşmesi sağlanır ve böylece polimerizasyon stresleri azalır. Bu teknik, optimum kompozit polimerizasyonu için tüm farklı şiddetlerde ışık uygulamasıyla materyali sertleştirmeye yönelik bir girişimdir. Bazı çalışmalarda, bu uygulamayla daha uzun bağlarla daha iyi polimerizasyon olduğu ve kompozit materyalinde daha stabil bir yapı oluştuğu bildirilmiştir. Kısa sürede yüksek enerji uygulaması, daha kısa polimer bağlarının oluşmasına ve kırılğan bir yapıyla birlikte daha fazla polimerizasyon büzülmesi, kenar aralığı oluşumuna neden olmaktadır.¹³

Başlangıçta düşük güçte ışık uygulandığı için bu teknik sadece halojen lambalar ve LED'ler için geçerlidir. Plazma ark ve lazer sistemlerinde kullanılamamaktadır.

III-Ara Verilmiş Kademeli Işık Uygulama Tekniği (Pulse Delay Cure)

Düşük güçte ışık kompozite kısa bir süre uygulanır. Bunu kısa bir duraklama izler ve sonra daha yüksek güçte, uzun süre ile ışık verilir. Bu uygulama en iyi şekilde, kesintiye uğramış kademeli artış olarak nitelendirilebilir. Polimerizasyon büzülmesi birinci uygulama boyunca meydana gelir. Materyal sert hale geldiğinde kavite kenarlarında daha az sorunla karşılaşılmaktadır. Duraklamadan sonra uygulanan daha yüksek ve uzun süreli uygulama, kompoziti polimerizasyonun son aşamasına getirir.¹³

IV- Yüksek Düzeyde Işık Uygulama Tekniği (High Energy Fast Cure)

Bu teknik cm^2 başına çok kısa süreli yüksek güçte ışık uygulama tekniğidir, bu da ışık kaynağı gücünün üç ile altı kat fazlasıdır.

Bu gücün hızlı uygulanması, daha kısa bağlarla polimerizasyon oluşmasına ve daha başarısız kompozit restorasyonlara neden olur. Gücün hızlı uygulanması gerilme direncini azaltabilir ve daha yüksek güçte ışık uygulaması daha kırılğan reçine yapısı oluşturur.

Polimerizasyonları ışık ile başlatılan kompozitlerin kimyasal olarak polimerize olan kompozitlere göre bazı avantajları şöyle sıralanabilir;

- ❖ Çalışma zamanı hekim tarafından kontrol edilebilir,
- ❖ Karıştırma işlemi yapılmadığı için havayı hapsedme olasılığı düşüktür dolayısıyla pöröziteye daha az rastlanır,
- ❖ Çeşitli renkleri vardır,
- ❖ Tam polimerizasyon gerçekleştirildiği için renk stabildir,
- ❖ Visköz oldukları için restorasyona biçim vermek ve renk ile ilgili değişiklikler yapmak daha kolaydır,
- ❖ Kaviteye küçük parçalar halinde yerleştirilebilir,
- ❖ Polimerizasyon reaksiyonu, restorasyona form verildikten sonra başlatıldığı için bitirme işlemlerine daha az gereksinme duyulur ve düzgün yüzey elde edilir.¹³

Bu tür kompozit rezinler; mine erozyonlarında, venerlerde, labial yüze açılan küçük ve yüzeyel kavitelere daha sık kullanılır.

Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan kompozit rezinler :

Bu tür rezinlerin kimyasal olarak polimerizasyon hızı yavaştır ancak fotokimyasal olarak rezine ilave bir polimerizasyon sağlanmıştır. Polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmesinden endişe edilen her ortamda kullanılması önerilen bu rezinler özellikle derin kavitelere, 2 mm'den daha kalın rezin uygulamalarında, girişin zor olduğu interproksimal alanlarda başarılıdır.

Viskozitelerine Göre

Kondanse olabilen kompozitler: Son yıllarda inorganik doldurucu partikül miktarı artırılarak amalgama benzer biçimde kondanse edilebilen visköz kompozitler üretilmiştir. Bu kompozitlerde doldurucu partiküller hibrit kompozitlere oranla daha büyük olduğu için

bitirme ve polisaj işlemlerinden sonra pürüzlü yüzey oluşma riski fazladır. Yüksek densite nedeniyle daha derin (5 mm'ye kadar) polimerizasyon sağlanır. Bu da, 5 mm'den sığ kavitelerin tek defada doldurulmasına olanak sağlar.⁴ Ancak temas noktalarının ideale yakın oluşturulabilmesi, şekil verme işleminin yapılabilmesi, kaviteye basınç uygulanarak daha kolay yerleştirilebilmesi özellikle II. Sınıf kaviteelerde kullanılabilirliğini sağlamıştır.^{52,69,81}

Akışkan kompozit rezinler: Kavite geometrisinin her zaman ideal koşullarda sağlanamadığı adeziv preparasyonlarda, oluşan polimerizasyon büzülmesini engellemek ve stres kırıcı bariyer oluşturmak amacıyla geliştirilen akışkan kompozit rezinler; restoratif dişhekimliğinde gelinen en son gelişmelerden birisini teşkil etmektedir. Bunlar düşük viskoziteli hibrit rezinlerdir. Kavite duvarlarına adaptasyonları daha iyidir. Doldurucu partikül miktarı az olduğu için aşınmaya karşı dirençleri zayıflamıştır. Pit ve fissür sealantların yerini alabilecek bu tür rezinlerin dentin duyarlılığının giderilmesinde, amalgam, kompozit ve kronlarda oluşan kenar kırıklarının onarımında, elastisite modül değerleri düşük olduğu için servikal abfraksiyon lezyonlarında, mine defektlerinde, girişin zor olduğu kavite ve mikrokaviteelerde başarı ile kullanılabilceği yapılan araştırmalarla gösterilmiştir.¹²

Ormoserler: 1998 yılında restoratif dişhekimliğine sunulan bu maddenin adı organik modifiye seramik kelimelerinin ilk hecelerinden oluşmuştur. Ormoserlerin aşınmaya karşı dirençleri kompozit rezinlerden çok daha fazladır. Ormoserler organik ve inorganik polimer bileşenleri olan materyallerdir. İlave edilen zirkon sayesinde radyopaklılardır. Ormoserler geleneksel kompozitler ile karşılaştırıldıklarında SiO₂ üzerine inşa edilmiş inorganik iskelete sahiptirler, bu da basınca ve aşınmaya karşı çok daha dirençli olmalarını sağlar. Ormoserlerin avantajları; mine ve dentine mükemmel adezyon, biyouyumluluk,

kullanım kolaylığı, iyi estetik, kondanse edilebilir ve iyi manupule edilebilir olması ile polimerizasyon büzülmesindeki azalmadır.^{25,68,69}

İyon Salabilen Kompozitler: Restoratif dişhekimliğindeki bir başka yenilik ise iyon salabilen kompozitlerdir. 1990'lı yıllarda üretilmiş olan bu kompozitler, restorasyon yüzey pH değerlerinin değişimlerine bağlı olarak florür, hidroksil ve kalsiyum iyonları salarlar. Aktif plaktan dolayı pH değerlerinin düşmesi ile iyonların salınma oranı artar. Bu fenomen, geliştirilmiş alkali cam dolduruculara dayanır ve bakterilerin büyümesini inhibe etmesini amaçlamıştır. Bu amaç doğrultusunda, karyojenik bakterilerin ürettiği asitlerin tamponlanacağı, demineralizasyonun azalacağı ve restorasyon kenarlarında ikincil çürük oluşumunun önleneceği umulmaktadır.³⁴

Kompozit Dolgu Maddelerinin Özellikleri

- Kompozit dolgu maddeleri translusent olup diş rengine yakın renktedirler,
- Bu maddeler su emebilirler ve zamanla renklenirler. Su emme sonucu lineer genişleme olabilir,
- Kompozitlerin yüzey sertlikleri azdır ve uygulanışları esnasında olası bir tükürük temasında daha da azalır,
- Kompozitlerde polimerizasyon kontraksiyonu mevcuttur bu da mikrosızıntıya ve çatlaklara neden olabilir,
- Kompozitler basınca, çekme ve gerilme kuvvetlerine karşı az dayanıklıdır,
- Kompozitler aşınmaya uğrar,
- Açık dentin üzerine uygulandıklarında özellikle de polimer matriks, yani taşıyıcı faz nedeni ile pulpa irritasyonuna neden olabilirler.

Amalgam yıllar boyunca konservatif dişhekimliğindeki en önemli restoratif materyal olmuştur. Olumlu klinik özellikleri ve kullanım kolaylığının yanı sıra, dişhekimliğinde amalgam çok yönlü ve ekonomik materyaldir.⁹⁰ Ancak geliştirilmiş estetik restoratif

materyallerin piyasaya sürülmesi ve son zamanlardaki civa toksisiteleriyle ilgili araştırma ve görüşler amalgamın klinik uygulamasını tartışılır hale getirmiştir.

KOMPOZİT REZİNLERİN AVANTAJLARI

- 1- Estetik,
- 2- Diş yapılarının korunması,
- 3- Diş yapılarına bağlanma,
- 4- Düşük termal iletkenlik,
- 5- Galvanik akım eliminasyonu,
- 6- Radyoopasite,
- 7- Altın ve seramik inleyle göre daha ucuz olması.

1-Estetik

Üretici firmalar; geliştirilen renk, opaklık ve çeşitli ilüzyonlarla kompozit rezinlerde ideale yakın estetik elde etmişlerdir.⁷² Işıkla polimerize olan kompozit rezinler kimyasal olarak polimerize olan kompozitlere göre daha az amin içermektedir. Bunun sonucu olarak restorasyonda sararma daha az olmakta renk stabilitesi daha uzun sürmektedir.¹¹³ Mikrofil kompozitler diğer kompozit sistemlerine göre daha düzgün yüzeyle bitirilebilmekte ve renk değişiklikleri daha az olmaktadır.¹¹²

2-Diş Yapılarının Korunması

Restorasyonların hazırlanmasında geleneksel amalgam restorasyonlar tavsiye edilse de çoğu araştırmacı son dönemlerde daha konservatif yaklaşımı savunmuşlardır.^{22,48} Bu da kompozit rezin restorasyonların tutunabilmesini sağlayan adeziv preperasyonların geliştirilmesini sağlamıştır. Adeziv preperasyon dizaynı da çürüğü elimine ettikten sonra en kalın mineyi bırakarak, diş yapısının korunması şeklinde olmaktadır. Kompozit restorasyonlarda amalgam restorasyonlara göre daha konservatif preperasyonlar hazırlanır.⁴⁸

3-Diş Yapılarına Bağlanma

Diş yapıları ve kompozit rezin restorasyonlar arasında bağlanmayı sağlayan adeziv sistemler restorasyonun kenarlarını doldurur ve arta kalan diş yapılarını kırılmaya karşı desteklemektedir.⁴⁰

4-Düşük Termal İletkenlik

Kompozit rezinler ısı değişimini iletmediğinden postoperatif hassasiyetin azalmasına yardımcı olurlar.¹⁰¹ Metalik restorasyonlarla kıyaslandığında, kompozit rezinler, düşük termal iletkenlikleri sayesinde pulpayı koruyucu bir kaide maddesine ihtiyaç duymazlar.⁸⁷

5-Galvanik Akım Eliminasyonu

Kompozit rezinler metal içermediklerinden galvanik akım oluşturmazlar.¹¹³

6-Radyoopasite

Restorasyonun konturu ve marjinal adaptasyonunun değerlendirilmesi gibi restorasyonun çevresi, dişin yapısı ve çürük değerlendirilmesine izin verecek radyoopak restoratif materyallere ihtiyaç vardır.¹¹² Günümüzdeki kompozit rezinlerin büyük bir kısmı mineden daha radyoopaktır.¹⁰¹

KOMPOZİT REZİNLERİN DEZAVANTAJLARI

- 1- Polimerizasyon büzülmesi,
- 2- Sekonder çürük,
- 3- Postoperatif hassasiyet,
- 4- Aşınma,
- 5- Renklenme.

1-Polimerizasyon Büzülmesi

Rezin materyallerde tüm polimerlerde olduğu gibi monomerin polimer zincirinde düzenleniş biçimlerinden kaynaklanan ve %1.5-3 arasında değişen hacimsel bir büzülme söz konusudur.^{23,113} Polimerizasyon büzülmesini; konfigürasyon faktörü, kavite boyutu,

uygulama tekniği ve restoratif materyal etkilemektedir. Konfigürasyon faktörü 1'in altındaysa büzülme stresleri azalırken, 3'ün üzerinde ise stres değerleri hızla artmaktadır.¹⁰¹ Polimerizasyon büzülmesini kaviteilerin genişliği ve derinliği de etkilemektedir. Kavite ne kadar dar ve yüzeyel ise büzülme o kadar az olmaktadır.^{34,107}

Yüksek elastisite modüllü

kompozitler polimerizasyon sırasında daha yüksek polimerizasyon stresleri oluşturmaktadır.¹⁰⁷ Kompozit rezinin içerdiği inorganik partikül miktarı da polimerizasyon büzülmesini etkileyen faktörlerdendir. Daha yüksek oranda doldurucu partikül içeren rezinlerde daha az polimerizasyon büzülmesi meydana gelmektedir.⁹ Resin matriksin azalmasıyla, polimerizasyon büzülmesinde azalma olmaktadır.³⁴ Resin matriksin kimyası polimerizasyon büzülmesini etkileyen bir diğer faktördür. TEG-DMA, Bis-GMA ile karşılaştırıldığında daha düşük moleküler ağırlıklı monomerdir. Daha düşük partiküllü monomerlerin kullanımı viskoziteyi azaltmakta ve polimerizasyon büzülmesini arttırmaktadır. Büyük moleküler ağırlıklı monomerlerin karışıma eklenmesi rezinin büzülme oranını azaltabilmektedir.⁹ Polimerizasyon sırasında ortaya çıkan ekzotermik ısı da polimerizasyon reaksiyonunu hızlandırarak büzülmeyi artırır. Büzülmeyi arttıran bir başka etken ise ışık kaynağından yayılan ısıdır.³⁴

2-Sekonder Çürük

Sekonder çürük oluşumu posterior kompozit resin restorasyonların başarısızlığının önemli sonuçlarındanır.¹⁰¹ Polimerizasyon büzülmesi sonucu marjinal aralık oluşur, bu aralıktan sıvılar, bakteri ve iyonlar içeriye sızar. Zamanla bu durum daha da kötüleşir ve sekonder çürük riski artar.^{34,87,101}

3-Postoperatif Hassasiyet

Kompozit rezinlerde görülen postoperatif duyarlılık, rezinin ısısızal genişleme katsayısının diğ dokusundan daha fazla, elastisite modülünün ise daha düşük olmasına

bağlanır.³⁴ Dentin adezivlerin geliştirilmesiyle postoperatif hassasiyetin azaldığı bildirilmektedir.¹¹ Postoperatif hassasiyet için en genel teori polimerizasyon büzülmesi olarak bilinir. Polimerizasyon büzülmesi sonucu oluşan gap formasyonu, restorasyonların altında sıvı akışı ve bakteriyel penetrasyona izin verir. Bakteriler dentin tübüllerine penetre olup pulpal inflamasyon ve hassasiyete neden olabilirler.^{87,101} Polimerizasyon büzülmesine bağlı olarak dişlerin bukkal ve lingual kasları birbirine yaklaşırken odontoblast hücrelerinde basınç oluşur. Basıncın pulpaya iletilmesi ile ağrı meydana gelir.⁴¹ Polimerizasyon eksikliğine bağlı olarak ortaya çıkan artık monomer belirli konsantrasyona ulaşarak pulpa iritasyonunu başlatabilir.³⁴

4-Aşınma

Kompozit restorasyonlardaki aşınma üzerinde durulan önemli konulardandır. Kompozit restorasyonların yüzeyleri çeşitli nedenlere bağlı olarak aşınırlar. Resinin oklüzal yüzde gösterdiği uniform vertikal boyut kaybı gerçek aşınma değeridir.

Kompozitler iki farklı mekanizma ile aşınmaya uğrar;

· Abrazyon

Çiğneme boyunca bütün oklüzal yüzeylerdeki genel aşınmalara abraziv partiküller neden olur ve restorasyonun bütün yüzeylerinde meydana gelir.

· Atrizyon

Restorasyonun oklüzal yüzeyleri ile karşıt dişlerin oklüzal yüzeylerinin teması sonucu meydana gelen materyal kaybıdır.³⁴

Genellikle aşınma materyal yada klinik faktörlerle ilgili olabilmektedir. Materyalle ilgili problemler kompozit rezinin doldurucu içeriği, partikül büyüklüğü ve dağılımıyla ilişkilidir.⁸⁸ Klinik aşınma faktörleri ise restorasyonun büyüklüğüne, arktaki lokalizasyonuna, oklüzal yüke bağlıdır.^{22,67}

5-Renklenme

Kompozit rezin restorasyonlarda iç ve dış olmak üzere iki türlü renklenme görülmektedir. İç renklenme kompozit rezinin yapısından kaynaklanırken, dış renklenme kompozit rezinin uygulamasından kaynaklanır. Uygulama sırasında kullanılan aletlerle ya da dişetinden sızan nem ve kan ile kontamine olması renklenmeye neden olmaktadır. Polimerizasyon yetersizliği, hatalı bitirme ve polisaj işlemi, kötü ağız hijyeni, çay kahve gibi boyayıcı maddeler renklenmede etkin olan nedenler arasındadır.³⁴

KOMPOZİT REZİNLERİN ENDİKASYONLARI

- Başlangıç safhasındaki çürük lezyonları restore etmek amacıyla,
- Süt dişlerini restore etmek için,
- Estetiğin ön planda olduğu bölgelerdeki dişleri restore etmek için,
- Zayıflamış tüberkülleri desteklemek amacıyla,
- Dişlerde geniş olmayan tek veya çift yüzlü çürük lezyonları restore etmek amacıyla.

KOMPOZİT REZİNLERİN KONTRENDİKASYONLARI

- Rampant çürük varlığında,
- Bruksizm varlığında,
- Uygun olmayan oklüzyon varlığında,
- İzolasyonun sağlanamadığı durumlarda,
- Ağız hijyeninin iyi olmadığı durumlarda.³⁴

RESTORATİF MATERYALİN SAHİP OLMASI GEREKEN ÖZELLİKLER

Restoratif materyallerin özellikleri restorasyonun performansını önemli boyutlarda etkilemektedir. Günümüzde restoratif materyallerde aranılan özelliklerin başında diş dokularına iyi bağlanabilme, çiğneme kuvvetlerine dayanım, estetik ve kolay uygulanabilirlik gelmektedir.³⁴ Restoratif materyaller tüm özellikleriyle canlı organizmaya,

ağız ortamına, diş ve diş sistemine uyum sağlayabilmeli ve bu uyum zaman içinde korunabilmelidir.

Restoratif materyalin sahip olması gereken özellikleri şu şekilde belirtilmiştir.⁸⁴

- Biyouyumlu olmalıdır,
- Diş dokularına bağlanabilmeli ve marjinal sızıntıya neden olmamalıdır,
- Yeterli itme, çekme ve basma kuvvetlerine sahip olmalıdır,
- Termal genişmesi ve ısı iletkenliği diş dokularına benzer olmalıdır,
- Sertleşirken minimum hacim değişikliği ve ekzotermi göstermelidir,
- Ağız sıvılarında çözünmemelidir,
- Ağız sıvılarında su emilimi minimum olmalıdır,
- Aşınma direnci mineye benzer olmalıdır,
- Rengi ve saydamlığı diş dokularına benzer olmalıdır,
- Manüplasyonu ve parlatılması kolay olmalıdır,
- Radyopak olmalıdır,
- Raf ömrü uzun olmalıdır,
- Ucuz olmalıdır.

Bunlara ilave olarak premolar ve molar dişlerde kullanılan kompozit rezinlerden beklenen özellikler ise:⁵²

- Kavitenin proksimal kutusuna itilerek yerleştirilebilmeli,
- El aletlerine yapışmamalı,
- Basma ve bükülme dayanıklılığı yüksek olmalı,
- Polisajlanabilirliği iyi olmalı,
- Polimerizasyon derinliği yüksek olmalı,
- Polimerizasyon büzülmesi az olmalı.

GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma, Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı Laboratuvarı ile Mühendislik Fakültesi Laboratuvarları olanaklarından faydalanılarak yapıldı.

Çalışmamızda universal (mikrohibrit), mikrofil hibrit, nano kompozitin in vitro şartlarda dolaylı çekme dayanımı, bükülme dayanımı, basma dayanımı, su absorpsiyonu ve çözünürlük değerleri karşılaştırıldı.

Çalışmamız için kullandığımız kompozit rezinler Tablo 2' de, kompozitlerin içerikleri ise Tablo 3'te gösterildi.

Kompozit Rezin	Üretici Firma	Lot. No.
GRADIA DIRECT ANTERIOR	GC Dental Products Corp.	0508081
CLEARFIL MAJESTY ESTHETIC	Kuraray Medical Inc.	00003A
VENUS	Heraeus Kulzer	010135
PREMISE	Kerr Dental	2870043
FİLTEK SUPREME	3M Espe	7EC
ARTEMIS	Ivoclar Vivadent	J08107

Tablo 2. Çalışmada yer alan kompozit rezinler

	Kompozit Tipi	Rezin Tipi	Doldurucu Tipi	Doldurucu Partikül Büyüklüğü	Doldurucu İçeriği Ağırlıkça /Hacimce
<u>Gradia Direct Anterior</u>	Mikrofil kompozit	UDMA	Prepolimerize organik doldurucular ve silika	0,85 µm	%75 %64-65
<u>Clearfil Majesty Esthetic</u>	Nano kompozit	BIS GMA Hidrofovik Aromatik dimetakrilat Hidrofovik Alifatik dimetakrilat	Silanize baryum cam Prepolimerize organik doldurucular	2,5 µm	%78 %66
<u>Venus</u>	Mikrohibrit kompozit	BIS GMA	Baryum alüminyum florid Cam silikon dioksit	0,04-2 µm	%78 %61
<u>Premise</u>	Nano kompozit	EBAD TEG DMA	Prepolimerize organik doldurucular, baryum cam ve silika	0,4 µm	%84 %71,2
<u>Filtek Supreme</u>	Nano kompozit	BIS GMA BIS EMA TEG DMA UDMA	Zirkonyum oksit Silisyum oksit	5.20 nm, 20-75 nm	%78,5 % 57,7
<u>Artemis</u>	Nano kompozit	BIS GMA TEG DMA UDMA	Baryum cam Ytterbiyum triflorid Ba-Al florosilikat cam	0,04-3 µm	%75-77 %55-58

Tablo 3. Çalışmada yer alan materyallerin içeriği

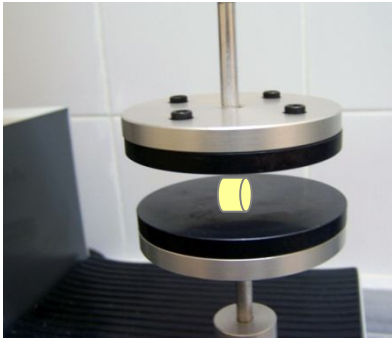
Dolaylı Çekme Dayanımı Testi (Diametral Tensile Strength Test)

Bu testte ADA'nın 27 numaralı standardına göre 3 mm derinliğinde ve 6 mm çapında¹ silindirik paslanmaz çelik kalıplarda her bir gruptan 15'er adet örnek hazırlandı. Örnekler halojen ışık kaynağı(Hilux UltraPlus,Benlioğlu Dental,Türkiye) (Resim 1) ile her 1-1,5 mm kalınlıkta 20 saniye süre ile polimerize edildikten sonra kalıp kenarlarındaki fazlalıklar 600 gritlik zımpara ile uzaklaştırıldı ve örnekler 24 saat 37° C deki distile suda bekletildi. Daha sonra örneklerin boyutları hassas ölçüm yapan dijital mikrometre (Mitutoyo,Japan) (Resim 2) ile ölçülüp üniversal test cihazına (LF Plus, LLOYD, Instrument, Ametek Inc, England) (Şekil 4) yerleştirildi ve örneklere 0.5 mm/dk kuvvet uygulandı, örneklerin parçalandığı andaki kuvvet Newton olarak hesaplandıktan sonra $2P/\pi dt$ formülü ile çekme kuvveti Megapaskal (Mpa) cinsinden bulundu.

P:Kırılma anındaki kuvvet **t:**Silindirik örneğin kalınlığı

d: Silindirik örneğin çapı **π :**3.14

Elde edilen test sonuçları istatistiksel olarak değerlendirilmeye alındı.



Şekil 4. Dolaylı çekme dayanımı test yöntemi



Resim 1. Halojen ışık kaynağı



Resim 2. Dijital mikrometre

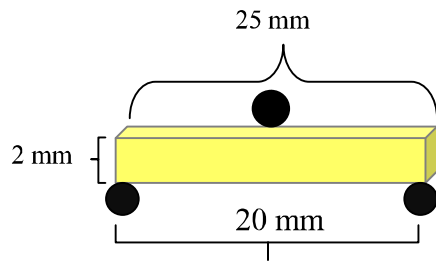
Bükülme Dayanım Testi(Flexural Strength Test)

Bu testte ISO 4049 no.'lu standardına göre 2 mm eninde, 2mm kalınlığında, 25 mm uzunluğunda⁵¹ paslanmaz çelik kalıplarda her bir gruptan 15'er adet örnek hazırlandı (Resim 3). Örnekler halojen ışık kaynağıyla (Hilux UltraPlus,Benlioğlu Dental,Türkiye) (Resim 1) her 1-1,5 mm kalınlıkta 20 saniye süre ile polimerize edildikten sonra kalıp kenarlarındaki fazlalıklar 600 gritlik zımpara ile uzaklaştırıldı ve örnekler 24 saat 37° C deki distile suda bekletildi. Daha sonra örneklerin boyutları hassas ölçüm yapan dijital mikrometre(Mitutoyo,Japan) (Resim 2) ile ölçüldü. Bükülme dayanımı deneyi apareyinde dayanaklar arası mesafe 20 mm'ye ayarlanarak sabitlendi (Şekil 5). Universal test cihazına (LF Plus, LLOYD, Instrument, Ametek Inc, England) (Resim 4) yerleştirilen örneklere 0.5 mm/dk kuvvet uygulandı ve örneklerin kırıldığı kuvvet Newton olarak hesaplandıktan sonra $3P/2bd^2$ formülü ile bükülme dayanım kuvveti Megapaskal (Mpa) cinsinden bulundu.

P:Kırılma anındaki kuvvet **l:** Ara mesafe

b: Örneğin genişliği **d:** Örneğin kalınlığı

Elde edilen test sonuçları istatistiksel olarak değerlendirilmeye alındı.



Şekil 5 .Bükülme dayanımı test yöntemi



Resim 3.Bükülme dayanımı testi için hazırlanan örnekler



Resim 4. Bükülme dayanımı test cihazı

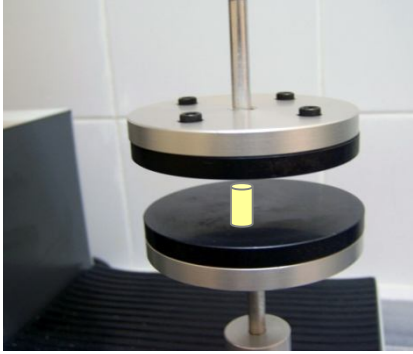
Basma Dayanım Testi (Compressive Strength Test)

Bu testte ADA'nın 27 numaralı standardına göre 3 mm çapında ve 6 mm derinliğinde¹ silindirik paslanmaz çelik kalıplarda her bir gruptan 15'er adet örnek hazırlandı. Örnekler halojen ışık kaynağı (Hilux UltraPlus, Benlioğlu Dental, Türkiye) (Resim 1) ile her 1-1,5 mm kalınlıkta 20 saniye süre ile polimerize edildikten sonra kalıp kenarlarındaki fazlalıklar 600 gritlik zımpara ile uzaklaştırıldı ve örnekler 24 saat 37° C deki distile suda bekletildi. Daha sonra örneklerin boyutları hassas ölçüm yapan dijital mikrometre (Mitutoyo, Japan) (Resim 2) ile ölçüldükten sonra üniversal test cihazına (LF Plus, LLOYD, Instrument, Ametek Inc, England) (Şekil 6) yerleştirildi ve örneklere 0.5 mm/dk kuvvet uygulandı, örneklerin parçalandığı andaki kuvvet Newton olarak hesaplandıktan sonra $P/\pi r^2$ formülü ile basma kuvveti Megapaskal (Mpa) cinsinden bulundu.

P:Kırılma anındaki kuvvet **r:**Silindirik örneğin çapı

π :3.14

Elde edilen test sonuçları istatistiksel olarak değerlendirilmeye alındı.



Şekil 6. Basma dayanımı test yöntemi

Su Absorbsiyon Testi(Water Absorption Test)

Bu testte ISO 4049 no.'lu standardına göre 15 mm çapında ve 1mm kalınlığında⁵¹ (Şekil 7) paslanmaz çelik kalıplarda her bir gruptan 15'er adet örnek hazırlandı. Örnekler halojen ışık kaynağı (Hilux UltraPlus,Benlioğlu Dental,Türkiye) (Resim 1) ile her biri eşit beş parça 20 saniye süre ; toplam 200 saniye süre (Şekil 8) ile hem alttan hem üstten polimerize edildi.Daha sonra örneklerin boyutları hassas ölçüm yapan dijital mikrometre (Mitutoyo,Japan)(Resim 2) ile ölçüldü.

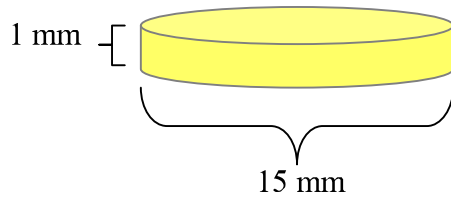
Örnekler(Resim 5) 23° C±2° C silika jel (Resim 6) içeren desikatörde (Resim 7) iki saat bekletildikten sonra kuru ağırlıkları hassas terazide (Resim 8) M_1 olarak belirlendi. Örnekler 168 gün boyunca 37° C distile suda (Resim 9) bekletildikten sonra 7'şer günlük periyotlarda selüloz kağıt ile kurutuldu ve hassas terazide ağırlığı M_2 olarak belirlendikten sonra $M_2 - M_1/V$ formülüne göre sonuçlar mg/mm^3 olarak tespit edildi.

M_1 :Kuru ağırlığı (mg)

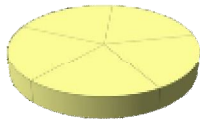
M_2 :Suda bekletildikten sonraki ağırlığı (mg)

V :Örneğin hacmi (mm^3)

Elde edilen test sonuçları istatistiksel olarak değerlendirilmeye alındı



Şekil 7. Su absorpsiyonu ve çözünürlük test kalıbı



Şekil 8. Su absorpsiyonu ve çözünürlük test kalıbı polimerizasyon yöntemi



Resim 5. Su absorpsiyonu ve çözünürlük testi için hazırlanan örnekler



Resim 6. Silika jel



Resim 7. Desikatör



Resim 8. Hassas terazi



Resim 9. Su banyosu cihazı

Çözünürlük Testi(Solubility Test)

Bu testte ISO 4049 no.'lu standardına göre 15 mm çapında ve 1mm kalınlığında⁵¹ paslanmaz çelik kalıplarda her bir gruptan 15'er adet örnek hazırlandı. Örnekler halojen ışık kaynağı (Hilux UltraPlus,Benlioğlu Dental,Türkiye) (Resim 1) ile her biri eşit beş parça 20 saniye süre; toplam 200 saniye süre ile hem alttan hem üstten polimerize edildi. Daha sonra örneklerin boyutları hassas ölçüm yapan dijital mikrometre (Mitutoyo,Japan) (Resim 2)ile ölçüldü.

Örnekler 23° C±2° C silika jel içeren desikatörde iki saat bekletildikten sonra kuru ağırlıkları hassas terazide M₁ olarak belirlendi. 168 gün boyunca 37° C distile suda bekletilen örnekler 7'şer günlük periyotlarda selüloz kağıt ile kurutuldu ve silika jel içeren desikatörde 22 saat 37° C'de, 23° C±2° C silika jel içeren desikatörde iki saat bekletildi ve hassas terazide ağırlığı M₃ olarak belirlendikten sonra $M_3 - M_1/V$ formülüne göre sonuçlar mg/mm³ olarak tespit edildi.

M₁ :Kuru ağırlığı (mg)

M₃ :Suda bekletildikten sonraki ağırlığı (mg)

V :Örneğin hacmi (mm³)

Elde edilen test sonuçları istatistiksel olarak değerlendirilmeye alındı

İstatistiksel Değerlendirme

Çalışmanın verileri SPSS (Ver: 15.0) programına yüklenerek farklı kompozit rezinlerin dolaylı çekme dayanımı, basma dayanımı, bükülme dayanımı, su absorpsiyonu ve çözünürlük parametrelerinin; gruplar arasında farklılık olup olmadığı One-Way Anova Testi kullanılarak belirlendi. Test sonucunda önemlilik kararı verildiğinde parametreler heterojen dağılım gösterdiği için grupların ikiyeşerli olarak karşılaştırılmasında Kruskall Wallis testi kullanıldı. Her bir grubun kendi içinde ve birbirleri ile su absorpsiyonu ve çözünürlük parametreleri incelenirken Tekrarlayan Ölçümlerde Varyans Analizi Testi kullanıldı. Test sonucunda önemlilik kararı verildiğinde farklılık yapan ölçümleri belirlemek için Bonferroni Testi kullanıldı.

Verilerimiz tablolarda ortalama değer ± standart sapma şeklinde belirtilip yanılma düzeyi $p < 0,05$ olarak alındı.

BULGULAR

DOLAYLI ÇEKME DAYANIMI TESTİ BULGULARI

Gradia Direct Anterior, Clearfil Majesty Esthetic, Venus, Premise, Filtek Supreme Artemis gruplarının dolaylı çekme dayanımlarının karşılaştırılmasına ait bulgular.

Kompozit rezinlere ait dolaylı çekme dayanımı değerleri karşılaştırıldığında kompozitler arası farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$) (Tablo 4.1) (Grafik 4.1).Kompozit rezinlere ait dolaylı çekme dayanımı değerleri ikişerli karşılaştırıldığında;

Gradia Direct Anterior ile Clearfil Majesty Esthetic, Premise, Filtek Supreme; Clearfil Majesty Esthetic ile Venus, Artemis; Filtek Supreme ile Artemis arasındaki farklılık, istatistiksel olarak anlamlı bulunurken ($p<0,05$) diğer kompozit rezinler arası farklılık istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p<0,05$).

Kompozit Rezin	Örnek Sayısı	Minimum Değer(Mpa)	Maksimum Değer (Mpa)	Ortalama Değer ±Standart Sapma(Mpa)
<i>G.Direct A.</i>	15	30,56	49,98	41,43±5,40
<i>C.MajestyE.</i>	15	40,96	65,62	52,28±7,61
<i>Venus</i>	15	32,90	55,92	42,90±6,57
<i>Premise</i>	15	34,98	59,35	48,22±8,09
<i>F.Supreme</i>	15	43,95	60,26	52,21±5,62
<i>Artemis</i>	15	39,45	49,56	44,80±3,17
KW=29,96, p=0,000, p<0,05				

Tablo 4. Gradia Direct Anterior, Clearfil Majesty Esthetic, Venus, Premise, Filtek Supreme, Artemis gruplarının dolaylı çekme dayanımı testlerine ait minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri(Mpa)

BÜKÜLME DAYANIMI TESTİ BULGULARI

Gradia Direct Anterior, Clearfil Majesty Esthetic, Venus, Premise, Filtek Supreme, Artemis gruplarının bükülme dayanımlarının karşılaştırılmasına ait bulgular.

Kompozit rezinlere ait bükülme dayanımı değerleri karşılaştırıldığında kompozitler arası farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$) (Tablo 4.3).Kompozit rezinlere ait bükülme dayanımı değerleri ikişerli karşılaştırıldığında ;

Gradia Direct Anterior ile Clearfil Majesty Esthetic, Venus, Premise, Filtek Supreme ve Artemis; Premise ile Clearfil Majesty Esthetic ve Venus arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunurken ($p<0,05$), diğer kompozit rezinler arası farklılık istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p<0,05$).

Kompozit Rezin	Örnek Sayısı	Minimum Değer(Mpa)	Maksimum Değer (Mpa)	Ortalama Değer ±Standart Sapma(Mpa)
<i>G.Direct A.</i>	15	85,80	129,78	103,31±13,21
<i>C.MajestyE.</i>	15	101,70	177,86	135,91±20,20
<i>Venus</i>	15	103,76	155,90	131,26±18,64
<i>Premise</i>	15	100,27	191,10	118,48±24,21
<i>F.Supreme</i>	15	78,82	228,82	145,44±45,96
<i>Artemis</i>	15	106,85	188,49	130,50±29,32
KW=22,53, p=0,000, p<0,05				

Tablo 5. Gradia Direct Anterior, Clearfil Majesty Esthetic, Venus, Premise, Filtek Supreme, Artemis gruplarının bükülme dayanımı testlerine ait minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri(Mpa)

BASMA DAYANIMI TESTİ BULGULARI

Gradia Direct Anterior, Clearfil Majesty Esthetic, Venus, Premise, Filtek Supreme, Artemis gruplarının basma dayanımlarının karşılaştırılmasına ait bulgular.

Kompozit rezinlere ait basma dayanımı değerleri karşılaştırıldığında kompozitler arası farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$) (Tablo 4.3).Kompozit rezinlere ait basma dayanımı değerleri ikişerli karşılaştırıldığında ;

Gradia Direct Anterior ile Clearfil Majesty Esthetic, Venus, Premise, Filtek Supreme; Venus ile Clearfil Majesty Esthetic, Premise, Filtek Supreme; Clearfil Majesty Esthetic ile Artemis arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunurken ($p<0,05$), diğer kompozit rezinler arası farklılık istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p<0,05$).

Kompozit Rezin	Örnek Sayısı	Minimum Değer(Mpa)	Maksimum Değer (Mpa)	Ortalama Değer ±Standart Sapma(Mpa)
<i>G.Direct A.</i>	15	238	311	265,73±25,42
<i>C.MajestyE.</i>	15	312	426	367,60±30,52
<i>Venus</i>	15	298	425	353,80±42,45
<i>Premise</i>	15	435	553	492,00±39,54
<i>F.Supreme</i>	15	264	468	384,66±49,65
<i>Artemis</i>	15	237	486	310,40±66,48
KW=62,39, p=0,000, p<0,05				

Tablo 6. Gradia Direct Anterior, Clearfil Majesty Esthetic, Venus, Premise, Filtek Supreme, Artemis gruplarının basma dayanımı testlerine ait minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri(Mpa)

SU ABSORBSİYONU TESTİ BULGULARI

Gradia Direct Anterior, Clearfil Majesty Esthetic, Venus, Premise, Filtek Supreme, Artemis gruplarının su absorpsiyonlarının karşılaştırılmasına ait bulgular.

Kompozit rezinlere ait 7.gün, 14.gün, 28.gün, 168.gün su absorpsiyon değerleri karşılaştırıldığında kompozitler arası farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur($p<0,05$)(Tablo 4.4). Kompozit rezinlere ait su absorpsiyon değerleri ikişerli karşılaştırıldığında ;

7.gün sonunda Gradia Direct Anterior ile Clearfil Majesty Esthetic, Venus, Premise, Filtek Supreme, Artemis; Clearfil Majesty Esthetic ile Venus; Venus ile Premise, Filtek Supreme, Artemis arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunurken ($p<0,05$), diğer kompozit rezinler arası farklılık istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p<0,05$).

14.gün sonunda Gradia Direct Anterior ile Clearfil Majesty Esthetic, Venus, Premise; Clearfil Majesty Esthetic ile Venus, Premise, Filtek Supreme, Artemis ; Venus ile Premise, Filtek Supreme, Artemis; Premise ile Filtek Supreme; Filtek Supreme ile Artemis arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunurken ($p<0,05$), diğer kompozit rezinler arası farklılık istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p<0,05$).

28.gün sonunda Gradia Direct Anterior ile Clearfil Majesty Esthetic, Venus, Premise, Filtek Supreme; Clearfil Majesty Esthetic ile Premise, Filtek Supreme, Artemis; Venus ile Premise, Filtek Supreme, Artemis arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunurken ($p<0,05$), diğer kompozit rezinler arası farklılık istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p<0,05$).

168.gün sonunda Gradia Direct Anterior ile Venus, Premise, Filtek Supreme, Artemis; Clearfil Majesty Esthetic ile Premise, Filtek Supreme, Artemis; Venus ile Premise, Filtek Supreme, Artemis arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunurken ($p<0,05$), diğer kompozit rezinler arası farklılık istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p<0,05$).

Kompozit Resin	Örnek Sayısı	7.gün Su Absorbsiyonu OrtalamaDeğeri ± Standart Sapma	14.gün Su Absorbsiyonu OrtalamaDeğeri ± Standart Sapma	28.gün Su Absorbsiyonu OrtalamaDeğeri ± Standart Sapma	168.gün Su Absorbsiyonu OrtalamaDeğeri ± Standart Sapma	
<i>G.Direct A.</i>	15	22.50±1.38	24.11±1.77	26.00±2.06	28.46±2.39	F=139.85 P=0.0000 p<0.05
<i>C.MajestyE.</i>	15	13.85±1.15	22.12±1.78	25.81±1.69	27.92±1.62	F=230.63 P=0.0000 p<0.05
<i>Venus</i>	15	14.80±1.28	17.93±1.31	20.12±2.14	21.54±2.22	F=109.99 P=0.0000 p<0.05
<i>Premise</i>	15	12.23±1.13	16.42±1.01	17.96±1.26	18.79±1.28	F=112.84 P=0.0000 p<0.05
<i>F.Supreme</i>	15	15.01±1.33	15.93±1.38	19.33±2.09	21.80±2.99	F=79.53 P=0.0000 p<0.05
<i>Artemis</i>	15	15.17±1.48	17.54±0.98	20.33±1.39	23.02±1.67	F=170.81 P=0.0000 p<0.05
		F=111.78 P=0.0000 p<0.05	F=83.00 P=0.0000 p<0.05	F=54.20 P=0.0000 p<0.05	F=49.18 P=0.0000 p<0.05	

Tablo 7. Gradia Direct Anterior, Clearfil Majesty Esthetic, Venus, Premise, Filtek Supreme, Artemis gruplarının su absorpsiyon testlerine ait ortalama ve standart sapma değerleri($\mu\text{g}/\text{mm}^3$)

ÇÖZÜNÜRLÜK TESTİ BULGULARI

Gradia Direct Anterior, Clearfil Majesty Esthetic, Venus, Premise, Filtek Supreme, Artemis gruplarının çözünürlüklerinin karşılaştırılmasına ait bulgular.

Kompozit rezinlere ait 7.gün, 14.gün, 28.gün, 168.gün çözünürlük değerleri karşılaştırıldığında kompozitler arası farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur($p<0,05$)(Tablo 4.5). Kompozit rezinlere ait çözünürlük değerleri ikişerli karşılaştırıldığında ;

7.gün sonunda Gradia Direct Anterior ile Venus, Artemis; Clearfil Majesty Esthetic ile Artemis; Venus ile Artemis; Premise ile Artemis; Filtek Supreme ile Artemis arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunurken ($p<0,05$), diğer kompozit rezinler arası farklılık istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p<0,05$).

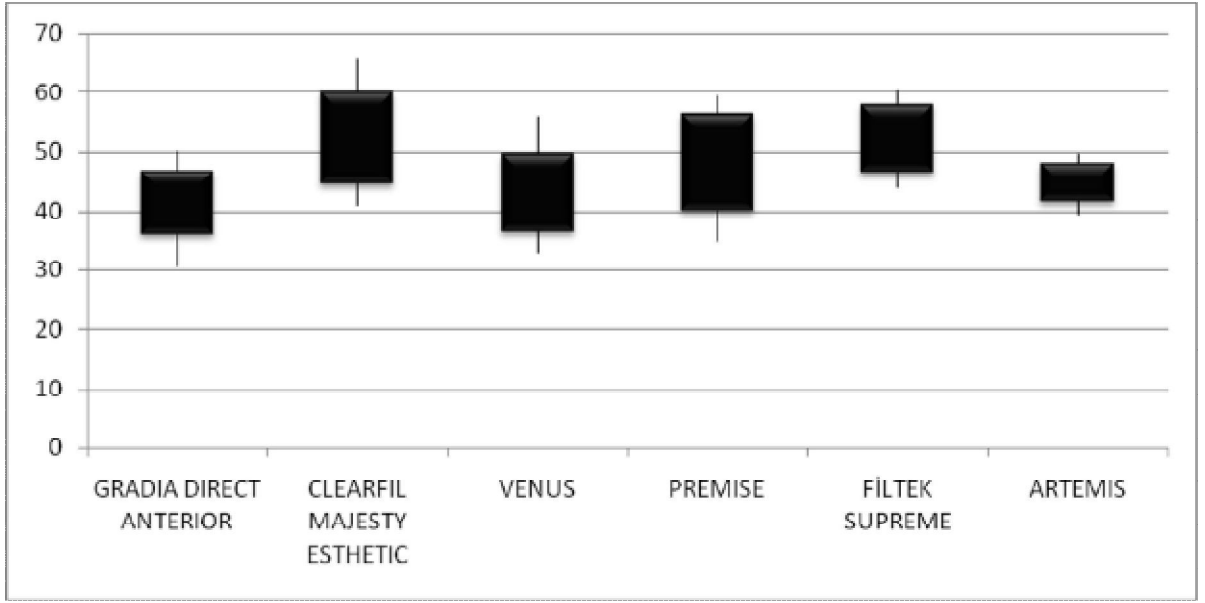
14.gün sonunda Gradia Direct Anterior ile Clearfil Majesty Esthetic, Venus, Filtek Supreme, Artemis; Clearfil Majesty Esthetic ile Artemis; Venus ile Artemis; Premise ile Artemis; Filtek Supreme ile Artemis arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunurken ($p<0,05$), diğer kompozit rezinler arası farklılık istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p<0,05$).

28.gün sonunda Gradia Direct Anterior ile Venus, Premise, Filtek Supreme, Artemis; Clearfil Majesty Esthetic ile Venus, Filtek Supreme, Artemis; Venus ile Artemis; Premise ile Artemis; Filtek Supreme ile Artemis arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunurken ($p<0,05$), diğer kompozit rezinler arası farklılık istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p<0,05$).

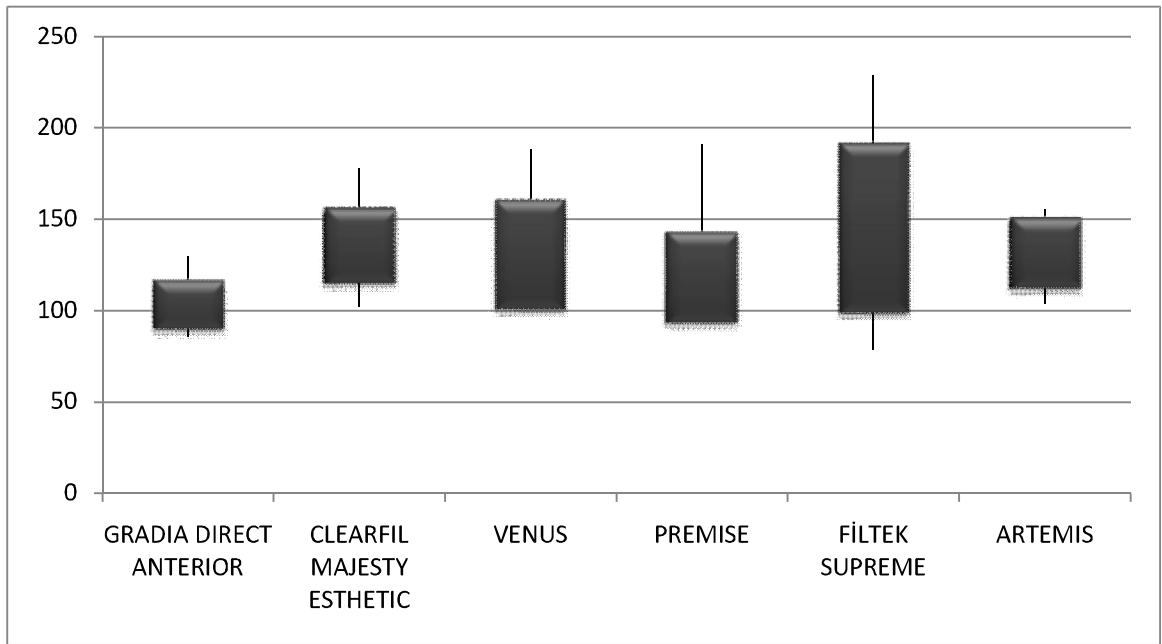
168.gün sonunda Gradia Direct Anterior ile Venus, Premise, Filtek Supreme, Artemis; Clearfil Majesty Esthetic ile Venus, Filtek Supreme, Artemis; Venus ile Premise ve Artemis; Premise ile Artemis; Filtek Supreme ile Artemis arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunurken ($p<0,05$), diğer kompozit rezinler arası farklılık istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p<0,05$).

Kompozit Resin	Örnek Sayısı	7.gün Çözünürlük OrtalamaDeğeri ± Standart Sapma	14.gün Çözünürlük OrtalamaDeğeri ± Standart Sapma	28.gün Çözünürlük OrtalamaDeğeri ± Standart Sapma	168.gün Çözünürlük OrtalamaDeğeri ± Standart Sapma	
<i>G.Direct A.</i>	15	1.13±0.74	1.85±0.66	2.81±0.41	2.95±0.44	F=202.64 P=0.0000 p<0.05
<i>C.MajestyE.</i>	15	0.74±0.29	1.19±0.23	2.27±0.35	2.46±0.34	F=1110.91 P=0.0000 p<0.05
<i>Venus</i>	15	0.76±0.29	1.55±0.29	2.82±0.16	2.98±0.13	F=1801.21 P=0.0000 p<0.05
<i>Premise</i>	15	0.69±0.29	1.33±0.31	2.19±0.16	2.49±0.22	F=1064.31 P=0.0000 p<0.05
<i>F.Supreme</i>	15	0.22±0.03	0.94±0.12	1.72±0.09	2.17±0.10	F=5001.76 P=0.0000 p<0.05
<i>Artemis</i>	15	0.94±0.22	1.74±0.24	2.82±0.11	3.03±0.08	F=1832.39 P=0.0000 p<0.05
		F=9.55 P=0.0000 p<0.05	F=14.10 P=0.0000 p<0.05	F=50.29 P=0.0000 p<0.05	F=28.27 P=0.0000 p<0.05	

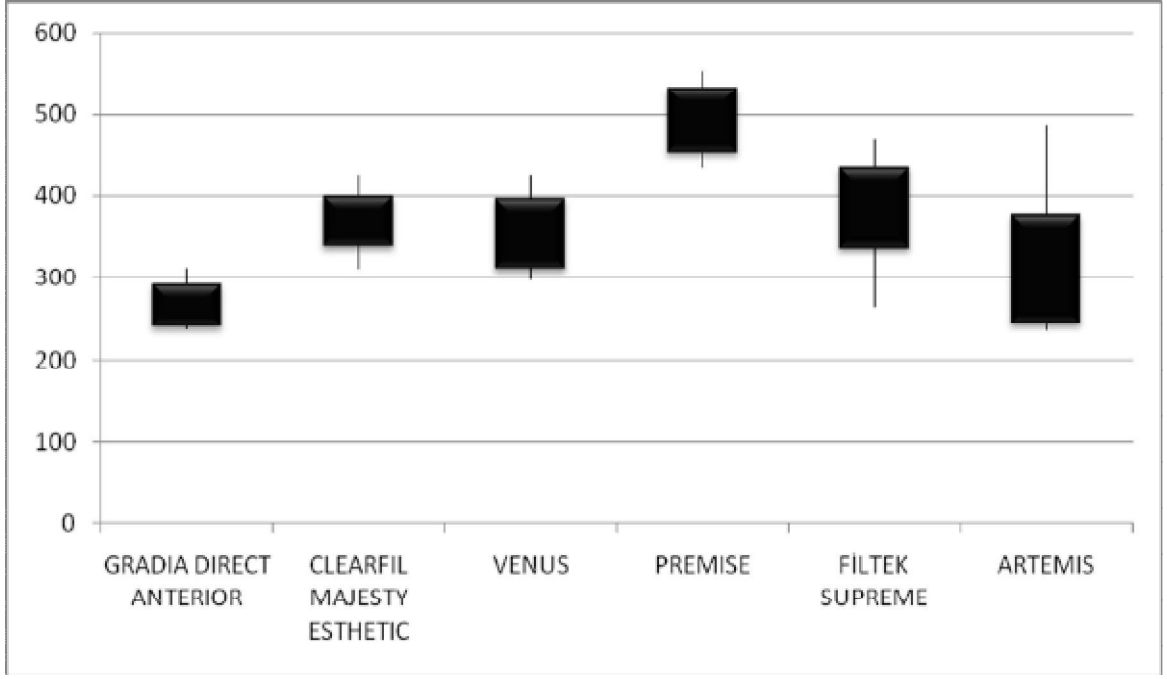
Tablo 8. Gradia Direct Anterior, Clearfil Majesty Esthetic, Venus, Premise, Filtek Supreme, Artemis gruplarının çözünürlük testlerine ait ortalama ve standart sapma değerleri(-µg/mm³)



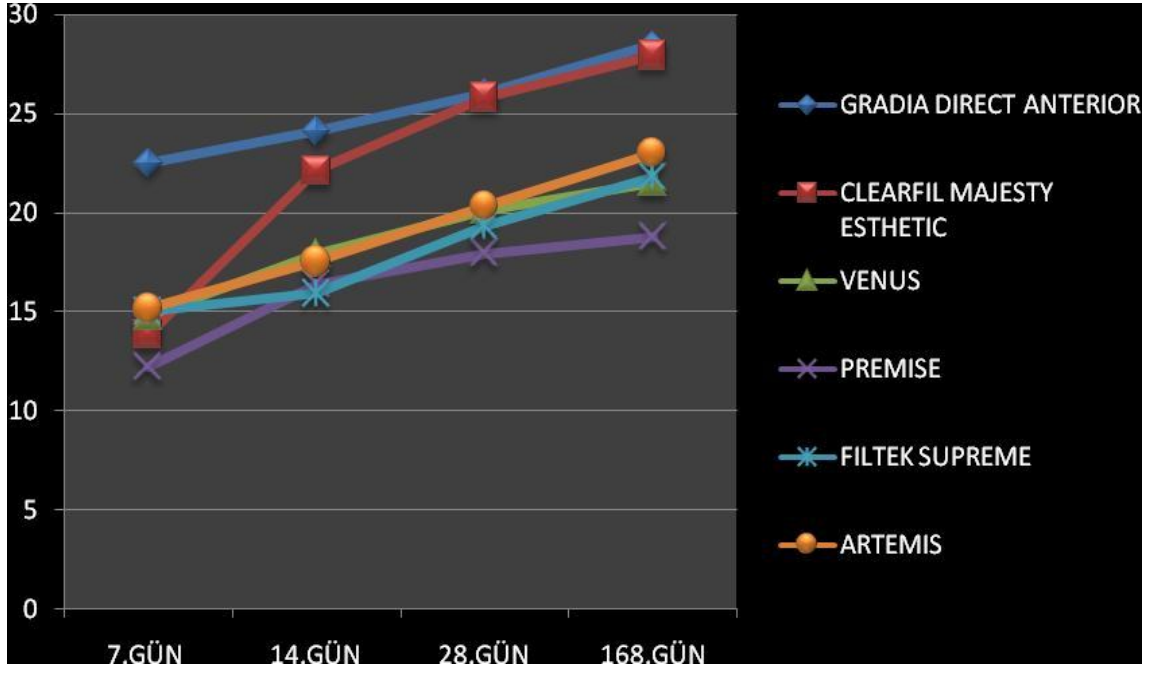
Grafik 1. Dolaylı çekme dayanımı değerleri(MPa)



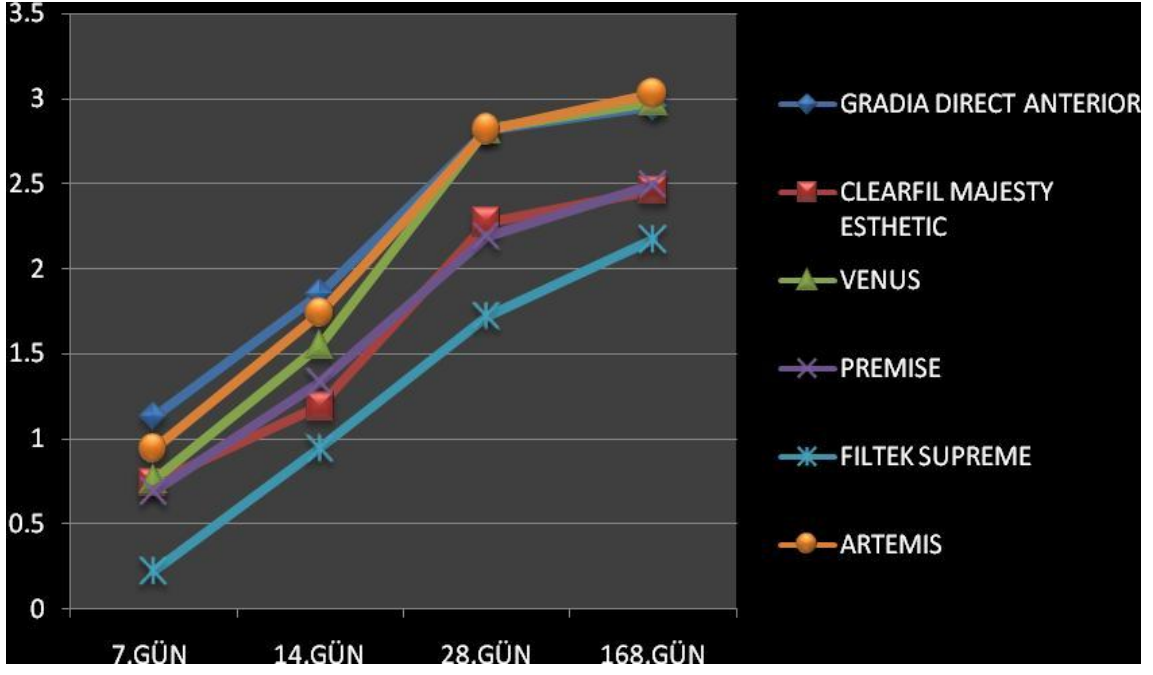
Grafik 2. Bükülme dayanım değerleri(MPa)



Grafik 3. Basma dayanımı değerleri(MPa)



Grafik 4. Su Absorpsiyonu değerleri($\mu\text{g}/\text{mm}^3$)



Grafik 5. Çözünürlük değerleri($-\mu\text{g}/\text{mm}^3$)

TARTIŞMA

Yapmış olduğumuz dental tedavilerin önemli bir kısmını konservatif dişhekimliği oluşturmaktadır. Son yıllarda, geniş kitlelerce uygulanan bu bilim dalında bir çok ilerleme kaydedilmiş ve gelecek yıllarda da çok daha ileri noktalara kadar değişikliklerin olması beklenmektedir. İşte bu, geçmişten geleceğe yansıyan konservatif dişhekimliğinin çekiciliği ve büyüü olmuştur.⁹¹

Son 15-20 yılda, materyaller ve uygulama tekniklerindeki hızlı ve doğru gelişmeler neticesinde dişhekimleri hastalarının estetik beklentilerini en iyi şekilde karşılayabilmektedir.⁹⁰ Bütün bu gelişmelerin sonucu olarak, dişhekimleri maksimum konservatif şekilde restorasyonları yapabilmektedir. Bizim çalışmamızda artan estetik uygulamalardan dolayı anterior bölgede kullanılan kompozit rezinler seçilmiştir.

İnorganik doldurucular hem ağırlık olarak hem de hacimce kompozit rezinlerin fiziksel yapısında oldukça etkilidir.^{20,56,75,87} İnorganik doldurucular kompozit rezinlerin yapısına hacimce % 35-70, ağırlıkça %50-85 oranında eklenir.⁹² Doldurucu partikül içeriğinin, büyüklüğünün, dağılımının kompozit rezinin fiziksel özelliklerini önemli ölçüde etkilediği saptanmıştır.^{67,69} Kompozit rezinlerin doldurucu büyüklüğü azaltılıp, miktarı artırılarak, çiğneme kuvvetlerine karşı koyabilecek yeterli aşınma direnci ve dayanıklılığa ulaşması sağlanabilir. Yüksek dolduruculu kompozit rezinler uygun materyal özellikleri sağlarken, iyi bir klinik performansta gösterirler.¹¹²

Dişhekimliğinde kullanılan restoratif materyallerin yapısal özellikleri restorasyonun klinik başarısını önemli ölçüde etkilemektedir.¹¹⁷ Kompozit rezinlerin fiziksel özelliklerinin önemi son yıllarda anlaşılmıştır.

Bu nedenle restoratif materyaller genellikle, materyalin temel özelliklerine yönelik olarak yapılan fiziksel testler ile değerlendirilmektedir.¹¹⁷ Buna rağmen dolaylı çekme

dayanımı değeri, bükülme dayanımı değeri, basma dayanımı değeri, su absorpsiyonu ve çözünürlük değerleri ile ilgili çalışma yok denecek kadar az sayıdadır.

Bu yapısal özelliklerin tespiti ve uygulanabilirliğinin sağlanması için çeşitli standartlar geliştirilmiştir. En çok American Dental Association (ADA) ve International Standards Organization (ISO) tarafından rezin bazlı restoratif materyallerin fiziksel özelliklerinin test edilebilmesi için geliştirilen standartlar kullanılmaktadır. Bizim çalışmamızdaki fiziksel testlerde ISO⁵¹ ve ADA¹ tarafından geliştirilen bu standartlardan yararlanılmıştır.

Kırılgan materyallerin dayanıklılıklarını güvenilir verilerle saptamak oldukça güçtür. Örneklerin yapımının, boyutlarının ve ortamın standardizasyonunun yanı sıra, seçilen yükleme hızı da çok önemlidir. Yükleme hızı arttıkça çatlağın büyümesi için gerekli zaman olmamasından dolayı, dayanıklılık azalacak ve hatalı değerler elde edilmesine sebep olacaktır. Bu açıdan seçilecek yükleme hızının oldukça düşük olması gerekmektedir,^{10,57} çalışmamızda kullanılan standartlarında belirttiği gibi yükleme hızı 0.5 mm/dk olarak uygulanmıştır.³⁵

Çalışmamızda bir çok üretici firmanın skalasında bulunmasından, literatürlerde sık kullanılmasından dolayı ve polimerizasyon zamanında homojeniteyi sağlamak için altı farklı kompozit grubunda ve beş farklı testte kompozit rezin olarak A2 rengi kullanılmıştır.^{16,36} Yapılan pek çok çalışmada olduğu gibi bizim çalışmamızda da örnekler 24 saat 37° C su içerisinde bekletilmiştir.^{7,16,23,36}

Çalışmamızın dolaylı çekme dayanımı testinde ADA'nın 27 numaralı standardında¹ belirtildiği gibi 3 mm derinliğinde 6 mm çapında silindirik kompozit örnekler kullanılmıştır ve örneklere 0.5 mm/dk yükleme hızında kuvvet uygulanmıştır. Dolaylı çekme dayanım testi kompozit rezinler için yaygın ve kabul gören test yöntemidir.^{3,98,112} Nedeni ise basma dayanımı ve bükülme dayanım testi gibi kompozit rezinin kas

kuvvetlerine karşı koymasını taklit etmesidir.^{29,65} Chiang ve Tesk²⁶ dolaylı çekme dayanımı testinin doğru hesaplanabilmesi için çift yerden kırılması gerektiğini göstermişlerdir.

Yaptığımız dolaylı çekme dayanımı testinde yüksek değeri nano kompozit olan Clearfil Majesty Esthetic ve yine nano kompozit olan Filtek Supreme göstermiştir. Bir çok kompozit rezinin matriks yapısında bulunan Bis-GMA epoksi rezin ve metilmetakrilatın sentezinden oluşur ve yüksek viskoziteden dolayı rijittir. Bu viskoziteyi azaltmak için düşük molekül ağırlıklı UEDMA veya TEG-DMA eklenir. UDMA düşük vizkoziteli ve üretan bağından dolayı esnek iken UDMA içeren bileşiklerin dayanıklılığı artırabilir. Üstelik Bis-GMA ile karşılaştırılınca UDMA daha fazla monomer dönüşümü görülür. Bis-EMA ve UDMA yüksek molekül ağırlığı ile görülebilir ışık difüzyonunda en iyi moleküllerdir.¹⁰⁶ Assmussen⁶ ve Peutzfeldt organik fazda TEG-DMA ile Bis-GMA birlikte olduğunda dolaylı çekme dayanımının arttığını göstermişlerdir.

Clearfil Majesty Esthetic organik matriks yapısında Bis-GMA, Hidrofobik Aromatik Dimetakrilat ve Hidrofobik Alifatik Dimetakrilat içermesinden; Filtek Supreme ise Bis-GMA, Bis-EMA, TEG-DMA ve UDMA gibi birden fazla metakrilat grubunun bulunması, bu metakrilatların fazla miktarda monomer dönüşümü yapabilmeleri ve zincir oluşturması dolaylı çekme dayanım değerinin yüksek çıkmasına neden olabilirken,^{6,36} çalışmamızdaki düşük değeri gösteren mikrofil hibrit kompozit olan Gradia Direct Anterior'un da tek ve kısa metakrilat grubu olan UDMA içermesinden kaynaklanabilir.^{74,101}

Bununla birlikte bulduğumuz sonuçlarda mikrofil hibrit kompozit olan Gradia Direct Anterior, mikrohibrit kompozit olan Venus ile nano kompozit olan Artemis arasında fark

bulunmamıştır; bu sonuç ise doldurucu partikül büyüklüklerinin ve doldurucu hacimlerinin birbirlerine yakın olmalarıyla açıklanabilir.^{28,36}

Della Bona³⁶ kompozit rezinlerin dolaylı çekme dayanımını araştırdığı çalışmasında organik matriks kompozisyonu Bis-GMA\ Bis-EMA\ UDMA ile Bis-GMA\ Bis-EMA\ TEG-DMA' dan oluşan kompozit rezinlerin dolaylı çekme dayanım değerlerini sadece Bis-GMA organik matriksine sahip olan kompozit rezinlere oranla oldukça yüksek olduklarını belirtmiştir.

Nagata⁷⁹ ve arkadaşları Bis-GMA bazlı kompozitlerde doldurucu ağırlığı % 75 olduğunda dolaylı çekme dayanımını yüksek bulurken, bizim yaptığımız çalışmada doldurucu ağırlığı %75 olan Bis-GMA bazlı kompozit rezinin dolaylı çekme dayanım değeri yüksek çıkmıştır. Sonuçlarımız Nagata ve arkadaşlarının yaptıkları çalışma ile paralellik göstermiştir.

Cobb²⁸ kompozitlerin fiziksel özellikleriyle ilgili yaptığı çalışmada hibrit kompozitin (TPH Spectrum) dolaylı çekme dayanımı değerini, mikrofil kompozitin(Heliomolar) değerlerinden büyük bulurken bunu doldurucu partikül büyüklüğü ile ilişkilendirmiştir.

Mitra⁷² ve arkadaşları mikrofil (Filtek A110), hibrit (Filtek Z250, TPH Spectrum), mikrohibrit (Esthet X, Point 4) ve nano (Filtek Supreme) kompozitlerle yaptıkları dolaylı çekme dayanımı çalışmasında Filtek Z250'nin değerini en yüksek bulurken, Filtek A110'un değerini en düşük bulmuştur ve bulduğu sonuçların partikül büyüklüğünden etkilendiğini belirtmiştir. Braem²⁰ ve arkadaşları da mikrofil kompozitlerin düşük dayanım değeri gösterdiğini belirtmişlerdir.

Atai⁷ dental kompozitlere eklenen yeni monomerlerin fiziksel ve mekaniksel yapıya etkilerini karşılaştırdığı çalışmasında Bis-GMA\ TEG-DMA ve BTDMA\ TEG-DMA'dan oluşan iki ayrı yapıyı kullanmıştır. Test için 3 mm yüksekliğinde 6 mm derinliğindeki silindirik kompozit örneklere 10 mm\dk hızda kuvvet uygulayarak

kompozit rezinin maksimum dolaylı çekme dayanım değerini elde etmiştir. Temel yapısı Bis-GMA'dan oluşan kompozit rezinin maksimum dolaylı çekme dayanım değeri ile ana yapısı BTDMA'dan oluşan kompozit rezinin dolaylı çekme dayanım değeri arasında fark bulamamıştır.

Colceriu³⁰ üç nano dolduruculu kompozitle yaptıkları çalışmada dolaylı çekme dayanım değerlerini ortalama değer aralığında bulurken, bu değerlerin kompozit yapısındaki doldurucu partikül büyüklüğü ve doldurucu hacmi ile ilişkili olabileceğini belirtmiştir.

Casselli²⁴ ve arkadaşları dolaylı çekme dayanımı değerlerini araştırdıkları çalışmada Filtek Z250, Charisma, Targis, Solidex kompozit rezinlerini kullanmıştır. Bu çalışmada en yüksek değeri Filtek Z250'nin göstermesi ve yapısındaki metakrilatların Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA gibi görülebilir ışık difüzyonundaki iyi materyallerden oluşması bizim çalışmamızla paralellik göstermiştir.

Söderholm'e göre doldurucu ile matriks ara yüzeyindeki bağlantı zayıf olursa kompozit rezinin dayanıklılığı azalır.⁹⁹ Restorasyonlarda çekme kuvveti arttığında materyallerin içinde açıklık, kırık, çatlak oluşabilmektedir. Kompozitin fiziksel yapısında ve monomerden polimere dönüşüm derecesinde pozitif ilişki olduğu gösterilmiştir.^{61,106,118} Monomer dönüşümü ve yoğunluğu; ışık gücü, monomer yapısı, polimerizasyon zamanı, rezin matriksteki dolduruculara bağlıdır. Della Bona'ya³⁶ göre kompozit rezinlerin kompozisyonları, moleküler yapıları arasında fark olmasına rağmen doldurucu partikül hacmi yüksek olan kompozit rezinlerin dolaylı çekme dayanımları yüksek olmaktadır. Ancak materyallerin tüm fiziksel özelliklerini birçok faktör etkilediğinden hangi faktör veya faktörlerin etkilediğini belirtmek zordur.

Dolaylı çekme dayanımı benzer materyallerde farklı değerler gösterebilir, 30-70 Mpa arası değerler kabul edilebilir.²⁴ Bis-GMA / TEG-DMA kopolimeri dolaylı çekme

dayanımını arttırırken bükülme dayanımını azaltıyor. Bis-GMA veya TEG-DMA' nın UEDMA ile yaptığı kopolimerlerde dolaylı çekme dayanımı ve bükülme dayanımı değerlerinde artış gözleniyor.

Çalışmamızın bükülme dayanımı testinde ISO'nun 4049 numaralı standardında⁵¹ belirttiği gibi 25 mm uzunluğunda 2 mm kalınlığında 2 mm eninde örnekler kullanılmıştır. Üç nokta bükülme dayanım testlerinde ve ISO⁵¹ standartlarında belirtildiği üzere iki dayanak arası mesafeyi 20 mm'ye ayarlanmıştır ve örneklere 0.5 mm/dk yükleme hızında kuvvet uygulanmıştır. Bazı araştırmacılara göre üç nokta bükülme dayanımı testi çok küçük materyallerde yüksek dayanım değeri gösterirken, üç nokta bükülme dayanım testi ilk olarak Kirstein ve Woolley⁵⁸ 1967 yılında geliştirmişlerdir. Üç nokta dayanım testini tercih etmemizdeki neden ise örneklerimizin küçük olmasıdır. Araştırmacıların önemli bir kısmı yaptıkları çalışmada üç noktadan yapılan bükülme dayanım test sonuçlarını dört noktadan yapılan bükülme dayanım test sonuçlarına göre % 15 daha yüksek bulmuşlardır.⁵⁵

Yaptığımız bükülme dayanımı testinde yüksek değeri nano kompozit olan Filtek Supreme göstermiştir. Filtek Supreme'nin organik matriks yapısının Bis-GMA, Bis-EMA, TEG-DMA ve UDMA'dan oluşması ve bu metakrilatların birbirleriyle yerdeğiştirme⁶ yapmaları, aynı zamanda inorganik yapıda küresel partiküllerin bulunması bükülme dayanım değerini arttırabilir.³⁶ Çalışmamızdaki düşük değeri gösteren mikrofil hibrit kompozit olan Gradia Direct Anterior ise hem tek metakrilat grubu yerdeğiştirme yapamadığı için hem de silika partiküller ihtiva ettiği için düşük değer göstermiş olabilir.⁷⁰ Aynı zamanda mikrohibrit kompozit olan Venus'ün bükülme dayanım değerinin nano kompozit olan Premise'nin değerinden yüksek olmasıda gözenekli silika partikülleri içeren kompozit rezinlerin bükülme dayanımı değerleri cam partikül içeren kompozit rezinlere oranla daha az olabilmektedir. Bu sonuç iki nedenle ilişkilendirilebilir. Birincisi; küçük

partiküllerin bulunması ikincisi ise; gözenekli partiküllerin pöröz yapısı olabilir.¹⁰² Bulduğumuz sonuçlarda nano kompozit olan Clearfil Majesty Esthetic, mikrohibrit kompozit olan Venus ve nano kompozit olan Artemis arasında fark bulunmamaktadır. Bunun nedeni ise doldurucu ağırlıklarının birbirlerine yakın olması olarak düşünülebilir.⁶⁹

Doldurucu ağırlığı birbirine yakın olan kompozitlerde bükülme dayanımı değerleri arasında fark bulunmamaktadır.^{16,102} Partikül büyüklüğü, şekli ve dağılımı birbirine yakın olan kompozit rezinlerdeki bükülme dayanım farklılıkları; organik faz kompozisyonundan da kaynaklanabilir. Bu fark kompozit rezinin içindeki Bis-GMA, TEG-DMA, UEDMA miktarlarının farklılığından kaynaklanabilmektedir.²

Manhart⁶⁹ ve arkadaşları yaptıkları araştırmada doldurucu ağırlığı fazla olan kompozitlerin (Alert,Surefil) bükülme dayanımı daha yüksek değer gösterirken, doldurucu ağırlığı birbirine yakın olan kompozitlerde (Definite, Tetric Ceram, Ariston pHc) ise bükülme dayanımı değerlerinde fark olmadığını göstermişlerdir. Aynı çalışmada ise doldurucu partikül hacmi ile bükülme dayanımı arasında direkt ilişki bulunmamıştır.

Mitra⁷² bükülme dayanımı değerleri arasında nano kompozitin (Filtek Supreme) en yüksek değeri gösterdiğini mikrofil kompozitin (Filtek A110) ise en düşük değeri gösterdiğini belirtmiştir.

Yap ve Teoh¹¹⁵ dört kompozit Silux Plus (mikrofil), Z 100 (minifil), Ariston (midifil), Surefil (minifil) ile yaptıkları bükülme dayanımı testinde mikrofil kompoziti (Silux Plus) en düşük değer olarak belirtmişlerdir.

Beun¹⁶ ve arkadaşlarının universal (Point 4, Tetric Ceram, Venus, Z 100), mikrofil (A 110, Durafill)ve nano dolduruculu (Filtek Supreme, Grandio) kompozit rezinlerin fiziksel özellikleriyle ilgili yaptıkları çalışmada buldukları sonuç ile bizim çalışmamızdaki bu sonuçların örtüşüğünü görmekteyiz.

Assmussen⁶ ve Peutzfeldt organik fazda Bis-GMA veya TEG-DMA dan birisi yer aldığı bükülme dayanımının arttığını, TEG-DMA ile Bis-GMA birlikte olduğunda bükülme dayanımının azalabildiğini göstermişlerdir. TEG-DMA ve UDMA birlikte olduğunda bükülme dayanımı değerinin artış gösterdiğini belirtirken buna karşın Kilambi⁵⁸ ve arkadaşları yaptıkları çalışmada monomer yapısı Bis-GMA/ TEG-DMA'dan oluşan rezinin bükülme dayanım değerinin yüksek olduğunu bulmuşlardır.

Colceriu³⁰ yaptığı çalışmada bükülme dayanımı değerlerini ise ortalama değer aralığında bulurken, yaptığımız bükülme dayanımı testinde değerler daha yüksek bulunmuştur.

Cobb²⁸ mikrofil kompozitin (Heliomolar) bükülme dayanım değerini hibrit kompozit rezinden (TPH Spectrum) oldukça düşük bulmuştur.

Çalışmamızın basma dayanımı testinde ADA'nın 27 numaralı standardında¹ belirtildiği gibi 3 mm çapında 6 mm derinliğinde silindirik kompozit örnekler kullanılmıştır ve örnekler 0.5 mm/dk yükleme hızında kuvvet uygulanmıştır. Işıkla sertleşen kompozitler yüksek basma dayanımı ve düşük çekme dayanımıyla karakterizedir. Materyallerin basma dayanımının yüksek olması materyalin dolaylı çekme kuvvetlerine karşı koyabileceğini göstermemektedir. Monomer yapısı dental kompozitlerin monomer dönüşümünde ve restorasyonun kalitesinde etkilidir. Aynı tip materyallerin fiziksel özellikleri doldurucu ağırlığıyla artmaktadır.²⁷ Ancak farklı tip materyallerde etkenler arası ilişki kurmak zordur.^{27,69}

Yaptığımız basma dayanımı testinde yüksek değeri doldurucu ağırlığı % 84 olan nano kompozit Premise göstermiştir bu sonuç; doldurucu ağırlığı yüksek olan kompozit rezinin basma dayanımına daha dayanıklı olduğunu düşündürebilir. Bununla birlikte çalışmamızda düşük değeri doldurucu ağırlığı % 75 olan mikrofil hibrit kompozit Gradia Direct Anterior ve doldurucu ağırlığı % 75 olan nano kompozit Artemis göstermiştir.

Bunun nedeni ise doldurucu ağırlıklarının birbirine yakın ve düşük olmalarından kaynaklanabilir.

Germain ve Swartz¹⁰⁰ yaptıkları basma dayanımı testinde doldurucu büyüklüğü arttırılmış olan kompozit rezinlerin değerini yüksek bulmuşlardır.

Mitra⁷² basma dayanımı testinde nano kompozit olan Filtek Supreme'nin mikrofil kompozit olan Filtek A110' a göre daha yüksek değer gösterdiğini bulmuşlardır.

Suzuki¹⁰² ve arkadaşları yaptıkları çalışmada büyük küresel partikül içeren kompozitlerin küçük partiküllü hibrit ve mikrofil kompozitlere göre daha iyi ve uzun dönemli dayanıklılığa sahip olduğunu göstermiştir.

Ikejima⁵⁰ yaptığı çalışmada doldurucu içeriğinin, doldurucu partikül büyüklüğünün ve doldurucu silanizasyonun dental kompozitlerin fiziksel yapısında etkili olduğunu belirtmiştir.

Nagata⁷⁹ ve arkadaşları Bis-GMA bazlı kompozitlerde doldurucu ağırlığı % 80 olduğunda basma dayanımını 315 Mpa olarak belirtirken, bizim yaptığımız çalışmada doldurucu ağırlığı %78.5 olan Bis-GMA bazlı kompozit rezinin basma dayanım değeri 384,66 Mpa çıkmıştır.

Colceriu³⁰ üç nano kompozitle yaptığı çalışmada basma dayanımı değerlerini 260-280 Mpa olarak belirtmişlerdir.

Cobb²⁸ ve arkadaşları kompozitlerin fiziksel özellikleriyle ilgili yaptığı çalışmada hibrit kompozitin (TPH Spectrum) basma dayanımı değerini mikrofil kompozitin (Heliomolar) değerlerinden yüksek bulmuşlardır.

Çalışmamızın su absorpsiyonu ve çözünürlük testinde ISO 'nun 4049⁵¹ numaralı standardında belirtildiği gibi 15 mm çapında 1 mm kalınlığında kompozit örnekler kullanılmıştır. Yapılan çalışmalar su absorpsiyonu ile doldurucu miktarları arasındaki ilişkinin önemli olduğunu tekrar göstermiştir.^{95,96} Klinik uygulamalardaki polimerizasyon

yöntemi ISO 4049'daki prosedürden farklıdır. Çoğu çalışmada kısa sürede polimerize olan kompozit rezinlerin anlamlı derecede su absorpsiyonu ve çözünürlük değerleri gösterdiğini belirtilmiştir.^{89,95,96,104}

Yaptığımız su absorpsiyonu testinde 7. gün, 28. gün, 168. günlerde en düşük değeri doldurucu hacmi yüksek nano kompozit olan Premise; 14. günde de yapısında hidrofobik Bis-EMA ihtiva eden nano kompozit Filtek Supreme göstermiştir; çözünürlük testinde ise 7. gün, 14. gün, 28. gün ve 168. günlerde en düşük değeri nano kompozit olan Filtek Supreme göstermiştir. Su emilimi, dental materyallerin fiziksel ve mekanik özelliklerinin bozulmasında önemli bir faktördür. Suyun rezin tarafından tutulması, doldurucu ve matriks arasındaki bağlanmanın bozulmasında, matriksin plastizasyonunda, materyalin çekme dayanıklılığı ve aşınma direncinin azalmasında direk etkilidir.^{5,93} Ayrıca silan hidrolizi ve mikro çatlakların oluşumu sonucu kompozit rezinlerin ömrünün azalmasına neden olur.⁸⁶ Su emiliminde organik matriksi oluşturan monomerlerin hidrofobik yapısı önemli bir faktördür.⁸⁵ Çoğu kompozit rezinin matriksinde kullanılan Bis-GMA; hidrofilik bir monomerdür, su molekülleri ile hidrojen bağı oluşturacak iki hidroksil grubu içerir. Bu problemi azaltmak amacı ile Bis-GMA'nın bir versiyonu olan Bis-EMA geliştirilmiştir. Bu monomer, hidroksil grubunun olmaması dışında moleküler yapı açısından Bis-GMA'ya benzemektedir. Bu farklılık Bis-EMA'nın viskozitesinin daha az olmasını sağladığı gibi monomere hidrofobik özellik de katar. Bu sonuç; su absorpsiyonu ve çözünürlükte doldurucu ağırlığının, Bis-EMA'nın ve inorganik doldurucuların etkili olabilir.^{31,114}

Yaptığımız çalışmada en yüksek su absorpsiyon değerini organik matriks yapısında tek metakrilat olan UDMA ihtiva eden mikrofil hibrit kompozit Gradia Direct Anterior gösterirken Venus, Artemis, Clearfil Majesty Esthetic' e göre de anlamlı derecede fazla su absorpsiyonu ve çözünme göstermiştir. Su emiliminde matriks ve doldurucu moleküller

arasındaki bağlanmada önemlidir. İnorganik doldurucuların organik matrikse zayıf bağlanması suyu içeriye taşıyacak kapiller difüzyon yolları oluşturacaktır.¹⁴

Mortier⁷⁶ ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada örnekleri toplam 200 sn süreyle ve tek taraflı olarak polimerize ettiklerinde buldukları değer ile Janda⁵² ve arkadaşlarının toplam 360 sn süre ve çift taraflı polimerize ederek yapmış oldukları çalışmadaki değeri aynı bulmuşlardır. Ortengren⁸⁴ negatif çözünürlük değerlerinin kompozit rezinin su içindeki kimyasal reaksiyonuna bağlı olduğunu belirtmiştir.

Li⁶⁵ doldurucu içeriğinin kompozit rezinin yapısına olan etkisini incelediği çalışmada 6 mm çapında 2 mm kalınlığında ADA'nın 27 numaralı standardına göre dörder örnek kullanmıştır. Bu çalışmanın sonucu olarak Li, yüzde olarak düşük doldurucu içeriğine sahip kompozit rezinin su absorpsiyon değerine doldurucusuz rezinle eşit bulurken doldurucu oranı yüksek olan kompozit rezinlerin su absorpsiyon değerini diğerlerine göre anlamlı derecede az bulmuştur.

Araştırmacılar yaptıkları çalışmada tüm kompozitlerin su absorpsiyonunun zamanla arttığını gösterirken,^{6,14,65} Braden²⁰ ve Swartz¹⁰³ su absorpsiyonunun birinci günden 30. güne kadar arttığını belirtmişlerdir.

Atai⁷ ve arkadaşları yaptıkları çalışmada monomerlerin su absorpsiyon oranlarını sırasıyla azdan fazlaya doğru TEG-DMA, Bis-GMA, BTDMA olarak bulmuştur. Sideridou⁹⁶ ve arkadaşları Bis-GMA/ TEG-DMA kopolimerinin suda çözünme miktarının UDMA/ Bis-EMA'dan fazla olduğunu belirtmiştir.

Bektaş¹⁴ ve arkadaşları yaptıkları çalışmada universal kompozit olan Venus'ün su absorpsiyon değerlerini nano kompozit olan Filtek Supreme göre düşük bulmuşlardır Neumann⁸¹ ve arkadaşları da Filtek Supreme ve Venus ile yaptıkları çalışmada aynı sonuçları bulmuşlardır ancak bu sonuçlar bizim çalışmamızla örtüşmemektedir.

Ortengen⁸⁴ ve arkadaşları küçük moleküllerin, büyük moleküllere ve TEG-DMA'ya göre suda fazla salındığını tespit etmişler.

Dulik³⁹ yaptığı çalışmada hidrofilik monomer içeren kompozit rezinlerin oldukça yüksek su absorpsiyon değeri olduğunu ayrıca birden fazla metakrilat grup içeren kompozit rezinlerin su absorpsiyon değerinin düşük olduğunu belirtmiştir.

Yap¹¹⁵ ve arkadaşları su absorpsiyonu ve çözünürlük ile yaptıkları çalışmada 10 mm çapında ve 1 mm kalınlığında, 40 sn süreyle tek taraflı olarak polimerize ettikleri örneklerde su absorpsiyonu ile ilgili kabul edilebilir değerler bulmalarına rağmen çözünürlük değerleri için bu söylenemez.

Janda⁵² ve arkadaşları yaptıkları çalışmada oldukça hidrofilik matriks yapısına sahip olan rezinin yüksek çözünürlük değeri gösterdiğini belirtmişlerdir.

Doldurucu içeriği su absorpsiyonunda önemli bir yer tutarken çözünürlük için aynı şey söylenemez. Bu sonuç hem rezin matrikse hemde doldurucu oranlarına tek başına bağlanamaz.¹⁴

SONUÇLAR

Çalışmamızdan elde ettiğimiz bulgulara göre aşağıdaki sonuçlar çıkarılabilir;

1-Dolaylı çekme dayanımı testinde yüksek değerleri birden fazla metakrilat grup içeren nano kompozit olan Filtek Supreme ve Clearfil Majesty Esthetic gösterirken, en düşük değeri ise tek metakrilat içeren mikrofil hibrit kompozit olan Gradia Direct Anterior göstermiştir.

2-Bükülme dayanımı testinde yüksek değeri küresel partikül içeren nano kompozit olan Filtek Supreme gösterirken; silika içeren mikrofil hibrit kompozit olan Gradia Direct Anterior en düşük değeri göstermiştir.

3-Basma dayanımı testinde doldurucu ağırlığı yüksek nano kompozit olan Premise en yüksek değeri gösterirken; mikrofil hibrit kompozit olan Gradia Direct Anterior en düşük değeri göstermiştir.

4-Su absorpsiyonu testinde en düşük değeri 7.gün, 28.gün, 168.günlerde doldurucu hacmi yüksek olan Premise; 14.günde hidrofobik metakrilat grubu içeren Filtek Supreme gösterirken; mikrofil hibrit kompozit olan Gradia Direct Anterior 7.gün, 14.gün, 28.gün, 168.günlerde en yüksek değeri göstermiştir.

5-Klinikte kompozit uygularken kullanılan mikrofil hibrit ve mikro hibrit kompozitler gibi nano kompozitlerinde rahatlıkla uygulanabileceğini düşünmekteyiz.

ÖZET

Kompozit rezin restorasyonların klinik başarısını etkileyen önemli faktörlerden biri olarak gösterilen fiziksel yapının zayıflığı; restorasyonlarda kırık veya çatlaklara, restorasyonun kaybına, ikincil çürüklere neden olabilir.

Çalışmamızda kompozit rezinlerin fiziksel özelliklerinin; dolaylı çekme dayanımı testi, bükülme dayanımı testi, basma dayanımı testi, su absorpsiyonu ve çözünürlük testleri ile araştırılması amaçlanmıştır.

Bu amaçla klinikte kullanılmakta olan universal(Venus), mikrofil hibrit(Gradia Direct Anterior), nano kompozit rezinler (Clearfil Maj. Esthetic, Premise, Filtek Supreme, Artemis) 15'er örnekten oluşan altı gruba ayrılarak test edilmiştir.

Yaptığımız in vitro çalışmadan elde ettiğimiz sonuçlara göre nano kompozitlerin tüm testlerde universal ve mikrofil hibrit kompozitlere göre istatistiksel olarak anlamlı fark oluşturduğu görülmüştür.

Sonuç olarak; kompozit rezinlerin içerdiği metakrilat grup veya grupların, inorganik doldurucu içeriğinin, doldurucu ağırlığının, rezin matriks bağlantı yüzeyinin fiziksel yapıyı etkilediği söylenebilir.

SUMMARY

The weakness of physical forms which have shown as one of the most important factors and affect the clinical success of composite resins causes fracture, crack restorations, missing restorations, secondary causes.

Aim of the study is physical speciality of composite resins; diametral tensile strength, flexural strength, compressive strength, water absorption and solubility test.

With this aim, micro hybrid (Venus), microfill hybrid (Gradia Direct Anterior), nano composite resins (Clearfil Maj, Esthetic, Premise, Filtek Supreme, Artemis) which is used at the clinic, were tested 6 groups have been separated with 15 example.

At this in vitro study; in all tests, nano composites according to micro hybrid and microfill hybrid composites was seen statistical meaningful.

At the result, composite resins including metacrylate group or groups, inorganic filling content, filler weight, resin matrix junctional surface affect the physical form.

KAYNAKLAR

- 1-American National Standard. American Dental Association Specification n. 27 for Resin-based filling materials; 1993.
- 2-Abado LG, Santos Cruz AC, Fonseca RG, Vaz LG. The volumetric fraction of inorganic particles and the flexural strength of composites for posterior teeth. J Dent 2003; 31: 353-359.
- 3- Aguiar FHB, Braceiro ATB, Ambrosano GMB. Hardness and diametral tensile strength of a hybrid composite resin polymerized with different modes and immersed in ethanol or distilled water media. Dent Mater 2005;21:1098-103.
- 4-Altun C. Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler. Gülhane Tıp Dergisi 2005;47: 77-82.
- 5-Arnold AM, Arnold MA, Williams VD. Measurement of water sorption by resin composite adhesives with near-infrared spectroscopy. J Dent Res 1992; 71: 438-42.
- 6-Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of UEDMA, BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. Dent Mater. 1998;14(1):51-6.
- 7-Atai M, Nekoomanesh M, Hashemi SA. Physical and mechanical properties of an experimental dental composite based on a new monomer. Dental Materials 2004; 20: 663-668.
- 8-Azillah MA, Anstice HM, Pearson GJ. Long-term flexural strength of three direct aesthetic restorative materials. Journal of Dentistry 1998; 26: 177.
- 9-Aw TC, Nicholls JJ. Polymerization shrinkage of densely-filled resin composites. Oper Dent 2001; 26: 498-504.
- 10-Ban S, Anusavice KJ. Influence of test method on failure stress of brittle dental materials. J Dent Res 1990; 69(12): 1791-1799.

- 11-Bayne SC, Heymann HO, Swift EJ Jr. Update on dental composite restorations. *J Am Dent Assoc* 1994; 125: 687-701.
- 12-Bayne SC, Thompson JY, Swift EJ Jr, Stamatiades P, Wilkerson M. A characterization of first-generation flowable composites. *JADA* 1998;129(5);567-77.
- 13-Bektaş ÖÖ. Farklı ışık kaynaklarının ve ışık uygulama tekniklerinin kompozit rezinlerdeki polimerizasyon büzülmesine ve dentine bağlanma dayanımlarına etkisinin incelenmesi. Doktora tezi 2006.
- 14-Bektaş ÖÖ, Eren D, Hürmüzlü F. Farklı iki kompozit rezinin su emilimi yönünden karşılaştırılması. *Cumhuriyet Üniv. Diş Hek. Fak Dergisi* 2006;9(2):95-100.
- 15-Bellenger V, Verdu J, Morel E. Structure-properties relationships for densely cross-linked epoxy-amine systems based on epoxide or amine mixtures. *J Mater Sci* 1989; 24: 63-8.
- 16-Beun S, Glorieux T, Devaux J. Characterization of nanofilled compared to universal and microfilled composites. *Dent Mater.* 2007;23: 51-59.
- 17-Blunck U, Haller B. Klassifikation von bondingsystemen. *Quintessenz* 1999;50:1021-1033.
- 18-Bowen RL, Marjenhoff WA. Dental composites/glass ionomers: The Materials. *Ades Dent Res* 1992;6:44-9 Review.
- 19-Braden M, Causton BE, Clarke RL. Diffusion of water in composite filling materials, *J Dent Res* 1976 55:730-732.
- 20-Braem M, Finger W, Van Doren VE, Lambrechts P, Vanherle G. Mechanical properties and filler fraction of dental composites. *Dent Materials.* 1989;5:346-349.
- 21-Braga RR, Ballester RY, Ferracane JL. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review. *Dent Mater* 2005;21:962-70.

- 22-Bryant RW. Direct posterior composite resin restorations: a review. Factors influencing case selections. Aust Dent J 1992; 37(2): 81-87.
- 23-Calais JG, Söderholm KJM. Influence of filler type and water exposure on flexural strength of experimental composite resins. J. Dent. Res.1988 May;67(5):836-40.
- 24-Caselli DSM, Worschech CC, Paulillo LAMS. Diametral tensile strength of composite resins submitted to different activation techniques Braz Oral Res 2006; 20(3) :214-8.
- 25-Chen HY, Manhart J, Hickel R, Kunzelmann KH. Polymerization contraction stress in light cured packable composite resins. Dental Materials 2001 May;17(3):253-259.
- 26-Chiang MYM, Tesk J.A. Differences: Hertz vs. finite element calculation for diametral tensile strength, J Dent Res 1989; 68:341
- 27-Chung KH. The relationship between composition and properties of posterior resin composites. J Dent. Res 1990; 69:3, 852-856.
- 28-Cobb DS, Macgregor KM, Vargas MA. The physical properties of packable and conventional posterior resin-based composites: a comparison J Am Dent Assoc 2000 Nov;131: 1610-1615.
- 29-Cohen BI, Volovich Y, Musikant BL, Deutsch AS. Comparison of the flexural strength of six reinforced restorative materials. Gen Dent. 2001;49(5):484-8.
- 30-Colceriu A, Moldovan M, Prejmerean C. Nanocomposite used in dentistry. European Cells and Materials 2005; 10:1.
- 31-Craig RG. Restorative Dental Materials 8th ed. St. Louis 1989.
- 32-Craig Robert G.: Direct esthetic restorative materials. Restorative Dental Materials, 2000:244-267
- 33-Davis N. A nanotechnology composite. Compend Contin Educ Dent 2003; 24: 662-70.
- 34-Dayangaç, B. Kompozit Rezin Restorasyonlar Ankara-2000, Güneş Kitabevi LTD. Şti. Say:1-20, 74-84.

- 35-Della Bona A, Anusavice KJ, DeHoff PH. Weibull analysis and flexural strength of hot-pressed core and veneered ceramic structures. *Dent Mater.* 2003;19(7):662-9.
- 36-Della Bona A, Benetti P, Borba M, Cecchetti D. Flexural and diametral tensile strength of composite resins. *Braz Oral Res* 2008;22(1):84-9.
- 37-Dogon IL. Present and future value of dental composite materials and sealants. *Int J Technol Assess Health Care* 1990;6:369-77.
- 38-Duke ES. Has dentistry moved into the nanotechnology era? *Compend Contin Educ Dent* 2003; 24: 380-2.
- 39-Dulik D, Bernier R, Brauer GM. Effect of diluent monomer on the physical properties of bis-GMA-based composites. *J Dent Res.* 1981 Jun;60(6):983-9.
- 40-Eakle WS. Fracture resistance of teeth restored with class II bonded composite resin. *J Dent Res* 1986; 65(2): 149-153.
- 41-Eick JD, Welch FH. Polymerization shrinkage of posterior composite resins and its possible influence on postoperative sensitivity. *Quintessence Int* 1986; 17(2): 103-111.
- 42-Ersoy M, Civelek A, L'Hotelier E, Say EC, Soyman M. Physical properties of different composites. *Dent Mater J* 2004;23:278–83.
- 43-Feilzer AJ, Kakaboura AI, de Gee AJ, Davidson CL. The influence of water sorption on the development of setting shrinkage stress in traditional and resin-modified glass ionomer cements. *Dent Mater* 1995; 11: 189-90.
- 44-Ferracane JL. Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dent Mater.* 2006; 22:211-22.
- 45-Fortin D, Vargas MA. The spectrum of composites: New techniques and materials. *JADA* 2000; 131:26-30.
- 46-Gürel G. Porselen laminat venerler. *Quintessence* 2004.

- 47-Hervás-García A, Martínez-Lozano MA, Cabanes-Vila J, Barjau-Escribano A, Fos-Galve P. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2006;11:215-20.
- 48-Himoura K, Setcos JC, Phillip RW. Cavity design and placement techniques for class 2 composites. *Oper Dent* 1988; 13(1): 12-19.
- 49-Hickel R, Dasch W, Janda R. New direct restorative materials. *International Dental Journal*, 1998; 48:3-16.
- 50-Ikejima I, Nomoto R, McCabe JF. Shear punch strength and flexural strength of model composites with varying filler volume fraction, particle size and silanation. *Dent Mater* 2003; 19: 206-211.
- 51-International Organization for Standardization: ISO 4049 Dentistry – Polymer-based filling, restorative and luting materials. 3rd ed; 2000.
- 52-Janda R, Roulet JF, Latta M. Water sorption and solubility of contemporary resin-based filling materials. *Journal of Biomedical Materials Research* 2007; 545-551
- 53-Jandt KD, Mills RW, Blackwell GB, Ashworth SH.:”Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light-emitting diodes(LEDs)” *Dent Mater J*;16:41-47.2000.
- 54-Johnson WW, Dhuru VB, Brantley WA. Composite microfiller content and its effect on fracture toughness and diametral tensile strength. *Dent Materials*. 1993;9:95–98.
- 55- Junior SAR, Ferracane JL, Della Bona A. Flexural strength and Weibull analysis of a microhybrid and a nanofill composite evaluated by 3- and 4-point bending tests. *Dental Materials Journal* 2007; 1164.
- 56-Kelly JR. Perspectives on Strength. *Dent. Mater*. 1995;11(2): 103-110.

- 57-Kilambi H, Cramer NB, Schneidewind LH. Evaluation of highly reactive mono-methacrylates as reactive diluents for BisGMA-based dental composites Dent Mater 2008; 05:003.
- 58-Kirstein AF, Woolley RM. Symmetrical bending of thin circular elastic plates of equally spaced point supports, J Res Natil Bur Stds 1967; 71(C):1-10.
- 59-Kurachi C, Tuboy AM, Magalhaes DV. "Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices."dent Mater J.: 17:309-315,2001.
- 60-Lee SY, Lee CS. The difference in degree of conversion between light-polymerized and additional heat-polymerized composites. Oper Dent 1996;21:213-7.
- 61-Leinfeder, KF. Composite Resins. Dent. Clin. North Am.1985; 29:359-371.
- 62-Lekatou A, Faidi SE, Ghidasui D, Lyon SB, Newman RC. Effect of water and its activity on transport properties of glass/epoxy particulate composites. Compos., Part A Appl Sci Manuf 1997; 28: 223-6.
- 63-Leung RL, Fan PL, Edahl A. Alternative interpretations of water sorption values of composite resins. . J Dent Res 1985; 64(1): 78-80.
- 64-Levartovsky S, Kuyinu E, Georgescu M, Goldstein GR. A comparison of the diametral tensile strength, the flexural strength, and the compressive strength of two new core materials to a silver alloy-reinforced glass ionomer material. J Prosthet Dent. 1994;72(5):481-5.
- 65-Li Y, Swartz ML, Philips RW. Effect of filler content and size on properties of composites. J. Dent. Res. 1985; 64:12, 1396-1404.
- 66-Lutz F, Philips RW, Roulet JF, Setcos JC. In vitro and in vivo wear o potential posterior composites. J Dent 1984; 63: 914-920.
- 67-Manhart J, Kunzelman. KH, Chen. HY, Hickel R: Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. Dental Materials 2000 Jan;16(1),33-40.

- 68-Manhart J, Chen HY, Hickel R. The stability of packable composites for posterior restorations. *J Am Dent Assoc* 2001 May;132(5): 639-645.
- 69-Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY, Hickel R. Mechanical properties of new composite restorative materials. *J Biomed Mater Res* 2000; 53: 353-361.
- 70-Marthaler TM. The prevalence of dental caries in Europe 1990-1995. *Caries Res* 1996;30:237-255.
- 71-Mazer RB, Leinfelder KF, Russell CM. Degradation of microfilled posterior composite. *Dent Mater* 1992; 8(3): 185-189.
- 72-Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc* 2003; 134: 1382-90.
- 73-Miyasaka T. Effect of shape and size of silanated fillers on mechanical properties of experimental photo cure composite resins. *Dent Materials J.* 1996;15:98–110.
- 74-Mohandesi JA, Rafiee MA, Barzegaran V. Compressive fatigue behavior of dental restorative composites. *Dental Materials Journal* 2007; 26(6) : 827—837.
- 75-Momoi Y, McCabe JF. Hygroscopic expansion of resin based composites during 6 months of water storage. *Br Dent J* 1994; 176: 91–6.
- 76-Mortier E, Gerdolle DA, Jacquot B, Panighi MM. Importance of water sorption and solubility studies for couple bonding agent–resin-based filling material. *Oper Dent* 2004;29:669–676.
- 77-Moszner N, Klapdohr S. Nanotechnology for dental composites. *Int J of Nanotech* 2004; 1: 130-56.
- 78-Musanje L, Shu M, Darvell BW. Water sorption and mechanical behavior of cosmetic direct restorative materials in artificial saliva. *Dent Mater* 2001;17:394–401.
- 79-Nagata K, Lundeen T, Turner D. Improved photoinitiated bonding of composites to dentin using 4-methacryloxyethyl. *J Biomed Mater Res* 1984; 18(9): 1089.

- 80-Nash RW, Lowe RA, Leinfelder K. Using packable composites for direct posterior placement. *J Am Dent Assoc* 2001; 132(8): 1099-1104.
- 81-Neumann T, Braun I, Danebrock M, Maletz R. VOCO GmbH, Physical Properties of a New ORMOCER-Based Experimental Filling Material. The IADR Pan European Federation. Dublin, Ireland 2006; "Poster Presentation"
- 82-Nicholson JW. *The Chemistry of Medical and Dental Materials*. RSC Cambridge 2002:170-172.
- 83-Oba AA. F 2000'in bazı fizik-mekanik özelliklerinin Fuji II LC ile karşılaştırılması olarak in vitro koşullarda incelenmesi, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri, Ankara, 2001.
- 84-Ortengren U, Andersson F, Elgh U, Terselius B, Karlsson S. Influence of pH and storage time on the sorption and solubility behaviour of three composite resin materials. *J Dent* 2001;29: 35-41.
- 85-Oysaed H, Ruyter IE. Water sorption and filler characteristics of composites for use in posterior teeth. *J Dent Res* 1986;65: 1315-1318.
- 86-Pallav P, De Gee AJ, Davidson CL, Erickson RL, Glasspoole EA. The influence of admixing microfiller to small-particle composite resin on wear, tensile strength, hardness, and surface roughness. *J Dent Res*. 1989;68:489-490.
- 87-Parker S, Braden M. Water absorption of methacrylate soft lining materials. *Biomaterials* 1989; 10: 91-5.
- 88-Perdigao J, Lopes M. Dentin bonding-Questions for the new millennium. *J Adhesive Dent* 1999;1:191-209.
- 89-Philips RW. *Skinner's Science of Dental Materials* 8th ed. Philadelphia 1982
- 90-Roulet JF, Wilson NHF, Fuzzi M. *Operatif dişhekimliğinde gelişmeler Cilt 1* Quintessence 2006

- 91-Roulet JF, Wilson NHF, Fuzzi M. Operatif dişhekimliğinde gelişmeler Cilt 2 Quintessence 2006
- 92-Sabbagh J, Ryelandt L, Bacherius L. Characterization of the inorganic fraction of resin composites Journal of Oral Rehabilitation 2004 31; 1090–1101.
- 93-Santos C, Clarke RL, Braden M, Guitian F, Davy KWM. Water absorption characteristics of dental composites incorporating hydroxyapatite filler. Biomaterials 2002; 23: 1897-904.
- 94-Schmidt G, Malwitz M. Properties of polymer-nanoparticle composites. Curr Opin Coll Int Sci 2003; 8: 103-8.
- 95-Shintani H, Satou N, Yukihiro A, Satou J, Yamane I, Kouzai T, Andou T, Kai M, Hayashihara H, Inoue T. Water sorption, solubility and staining properties of microfilled resins polished by various methods. Dent Mater J 1985;4:54–62.
- 96-Sideridou I, Terski V, Papanastasiou G. Study of water sorption, solubility and modulus of elasticity of light-cured dimethacrylate-based dental resins. Biomaterials 2003; 24:655-65.
- 97-Sindel J, Frankenberger R, Kramer N, Petschelt A. Crack formation of all-ceramic crowns dependent on different core build-up and luting materials. J Dent 1999; 27: 175-81.
- 98-Soares CJ, Pizi EC, Fonseca RB, Martins LRM. Mechanical properties of light-cured composites polymerized with several additional post-curing methods. Oper Dent 2005;30(3):389-94.
- 99-Söderholm KJ, Zigan M, Ragan M, Fischlschweiger W, Bergman M. Hydrolytic degradation of dental composites. J Dent Res 1984; 63: 1248-54.
- 100-St. Germain H, Swartz ML. Properties of microfilled composite resins as influenced by filler content. J Dent Res 1985; 64(2): 155-160.

- 101-Sturdevant M, Roberson TM, Heyman HO, Sturdevant JR. The art and science of operative dentistry, 3rd ed. St Louis, :Mosby; 2000.
- 102-Suzuki S, Leinfelder KF, Kawai K, Tsuchitani Y. Effect of particle variation on wear rates of posterior composites. *Am J Dent* 1995;8:173–8.
- 103-Swartz ML, Moore BK. Direct Restorative Resins - A Comparative Study, *J Prosthet Dent* 1982; 47:163-170.
- 104-Tamai Y, Tanaka H, Nakanishi K. Molecular simulation of permeation of small penetrant through membranes. II. Solubilities. *Macromolecules* 1995; 28: 2544-54.
- 105-Toledano M, Osorio R, Osorio E, Fuentes V, Prati C, Garcia-Godoy F. Sorption and solubility of resin-based restorative dental materials. *J Dent* 2003;31:43–50.
- 106-Tolosa MCGG, Paulillo LAMS, Giannini M. Influence of composite restorative materials and light-curing units on diametrical tensile strength. *Braz Oral Res* 2005;19(2):123-6.
- 107-Unterbrink GL, Liebenberg WH. Flowable resin composites as filled adhesives literature review and clinical recommendations. *Quintessence Int* 1999; 30: 249-257.
- 108-Ure D, Harris J. Nanotechnology in dentistry: reduction to practice. *Dent Update* 2003; 30: 10-5.
- 109-Venhoven BAM, de Gee AJ, Werner A, Davidson CL. Influence of filler parameters on the mechanical coherence of dental restorative resin composites. *Biomaterials* 1996;17:735–40.
- 110-Wakefield CW, Kofford KR. Advances in restorative materials. *Dent Clin North Am.* 2001;45:7-29.
- 111-Wendt SL Jr. The effect of heat used as secondary cure upon the physical properties of three composite resins. Diametral tensile strength, compressive strength and marginal dimensional stability. *Quintessence Int* 1987;18(4):265-71.

- 112-Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vanherle G. Composite resins in the 21st century. *Quint. Int.*1993; 24 :641-657.
- 113-Wilson EG, Mandrajieff M, Brindock T. Controversies in posterior composite resin restorations. *Dent Clin Nort Am* 1990 ; 34: 27-44.
- 114-Yap AUJ, Seneviratne C. Influence of light energy density on effectiveness of composite cure. *Oper Dent* 2001; 26: 460-466.
- 115-Yap AUJ, Teoh SH. Comparison of flexural properties of composite restoratives using the ISO and mini-flexural tests *Journal of Oral Rehabilitation* 2003; 30: 171–177.
- 116-Yücel T, Tarım B, Ulukapı H, Demirci M. Ön bölge dişlerde direkt estetik restorasyonlar. *TDBD dergisi* 2004; 83: 10-22.
- 117-Zaimoğlu A., Can, G., Ersoy, E., Levent, A.: Dis hekimliğinde maddeler bilgisi, A.Ü. Dishek. Fak. Yayınları, Yayın no: 17, Ankara,1993; 165-257.
- 118-Zandinejad AA, Atai M, Pahlevan A. The effect of ceramic and porous fillers on the mechanical properties of experimental dental composites. *Dent Mater* 2006;22(4):382-7.

ÖZGEÇMİŞ

1980 yılında Kayseri’de doğdum. Kayseri Şeker Lisesi’nden mezun olduktan sonra 1998 yılında Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’nde yüksek öğrenimime başladım. 2004 yılında mezun olduktan sonra 2005 yılı şubat ayında Cumhuriyet Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı’nda doktora eğitimime başladım ve halen doktora öğrencisi olarak devam etmekteyim.

TEŞEKKÜR

Uzun süren eğitim hayatım boyunca benden maddi manevi desteklerini esirgemeyen anneme, babama, kardeşime, çalışmalarım boyunca gösterdiği sabır ve yardımlarından dolayı sevgili eşime,

Tez çalışmalarımın tamamlanmasını sağlayan ve hayatta teşekkürü hep borç bileceğim danışmanım Sn. Yrd. Doç. Dr. Feridun HÜR MÜZLÜ ve ailesi'ne,

Bana araştırma imkanı sağlayan ve lisans eğitimimden bu yana hocam olan dekanımız Sn. Prof. Dr. Ali Kemal ÖZDEMİR'e,

Tezimin istatistik çalışmalarını tamamlamamda büyük yardımlarından dolayı üniversitemiz biyoistatistik bölümü öğretim üyesi Sn. Yrd. Doç. Dr. Ziyet ÇINAR'a,

Tezimin deney aşamalarındaki yardımlarından dolayı üniversitemiz Mühendislik Fakültesi öğretim üyesi Doç Dr. Ertan BUYRUK'a,

Tez çalışmamın çeşitli aşamalarında tecrübelerini ve bilgilerini benimle paylaşan Doç. Dr. L. Şebnem TÜRKÜN, Yrd. Doç. Dr. Özden ÖZEL BEKTAŞ ve Yrd. Doç. Dr. Şeyda Hergüner SİSO'ya

Ayrıca bu çalışmada yardım ve desteklerini gördüğüm bu sayfada isimlerini sayamadığım tüm tanıdık ve dostlarıma

Teşekkürlerimi iletmeyi borç bilirim.