

KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

PEDODONTİ ANABİLİM DALI
DOKTORA PROGRAMI

GENÇ DAİMİ AZI DIŞLARININ SINIF II KAVİTELERİNE
UYGULANAN DÜŞÜK POLİMERİZASYON BÜZÜLMESİ
GÖSTEREN KOMPOZİTLERİN KLİNİK DEĞERLENDİRİLMESİ

DOKTORA TEZİ

Dt. Tülay ÇAKMAK AKGÜNDÜZ

Aralık 2011

TRABZON

KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PEDODONTİ ANABİLİM DALI

GENÇ DAİMİ AZI DİŞLERİNİN SINIF II KAVİTELERİNE UYGULANAN DÜŞÜK
POLİMERİZASYON BÜZÜLMESİ GÖSTEREN KOMPOZİTLERİN KLİNİK
DEĞERLENDİRİLMESİ

Dt. Tülay ÇAKMAK AKGÜNDÜZ

Tezin Enstitüye Verildiği Tarih : 12.12.2011

Tezin Sözlü Savunma Tarihi : 30.12.2011

Tezin Danışmanı : Yrd. Doç. Dr. Adem KUŞGÖZ

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Yücel YILMAZ

Jüri Üyesi : Doç. Dr. Tahsin YILDIRIM

Jüri Üyesi : Yrd. Doç. Dr. Tamer TÜZÜNER

Jüri Üyesi : Yrd. Doç. Dr.Özgül BAYGIN

Enstitü Müdürü : Prof. Dr. Ahmet KALKAN

Aralık 2011

TRABZON

İÇİNDEKİLER

İçindekiler

Önsöz

1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dental Amalgam	4
2.2. Estetik Restoratif Materyaller	4
2.1.1. Silikat Siman	5
2.1.2. Akrilik Resinler	5
2.1.3. Cam İyonomer Simanlar	5
2.1.4. Kompozit Resinler	5
2.1.4.1. Kompozit Resinlerin Kimyasal Yapısı	6
2.1.4.1.1. Organik Polimer Matriks Faz (Polimerize Olan Resin Matriks)	6
2.1.4.1.2. İnorganik Faz (Doldurucu)	7
2.1.4.1.3. Ara Faz (Silan Kaplı Ajan, Bağlantı Fazı)	8
2.1.4.2. Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması	9
2.1.4.2.1. Partiküllerinin Kümeleşmesine Göre Kompozitler	10
2.1.4.2.1.1. Homojen Kompozitler	10
2.1.4.2.1.2. Heterojen Kompozitler	10
2.1.4.2.1.3. Hibrit Kompozitler	11

2.1.4.2.2. Partiküllerin Büyüklüğüne Göre Kompozitler	11
2.1.4.2.2.1. Megafil Kompozitler	11
2.1.4.2.2.2. Makrofil Kompozitler	11
2.1.4.2.2.3. Midifil Kompozitler	12
2.1.4.2.2.4. Minifil Kompozitler	12
2.1.4.2.2.5. Mikrofil Kompozitler	12
2.1.4.2.2.6. Hibrit Kompozitler	13
2.1.4.2.2.7. Mikrohibrit Kompozitler	13
2.1.4.2.2.8. Nanofil Kompozitler	14
2.1.4.2.3. Viskozitelerine Göre Kompozitler	15
2.1.4.2.3.1. Akıcı Kompozitler	15
2.1.4.2.3.2. Tepilebilir Kompozitler	15
2.1.4.2.4. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozitler	16
2.1.4.2.4.1. Kimyasal Olarak Polimerize Olan Kompozitler	16
2.1.4.2.4.2. Işık ile Polimerize Olan Kompozitler	17
2.1.4.2.4.3. Hem Kimyasal Hem de Işık ile Polimerize Olan Kompozitler	18
2.1.4.3. Kompozit Resinlerle İlgili Güncel Gelişmeler	18
2.1.4.3.1. Ormoser	18
2.1.4.3.2. Siloran	19
2.1.4.4. Kompozit Resinlerin Fiziksel ve Mekanik Özellikleri	21

2.1.4.4.1. Kompozit Resinlerin Fiziksel Özellikleri	21
2.1.4.4.1.1. Termal Genleşme Katsayısı	21
2.1.4.4.1.2. Çözünürlük	22
2.1.4.4.1.3. Su Absorbsiyonu	22
2.1.4.4.1.4. Radyoopasite	22
2.1.4.4.1.5. Optik Özellikler	23
2.1.4.4.2. Kompozit Resinlerin Mekanik Özellikleri	23
2.1.4.5. Polimerizasyon	25
2.1.4.5.1. İlave Polimerizasyon	25
2.1.4.5.2. Kondansasyon Polimerizasyonu	27
2.1.4.6. Kompozit Resinlerin Polimerizasyonunda	
Kullanılan Işık Kaynakları	27
2.1.4.6.1. QTH (Quartz Tungsten Halogen) Işık Kaynağı	28
2.1.4.6.2. LED (Light Emitting Diodes) Işık Kaynağı	28
2.1.4.6.3. PAC (Plasma Arc) Işık Kaynağı	29
2.1.4.6.4. Argon Lazer Işık Kaynağı	29
2.1.4.7. Kompozit Resinlerin Avantajları	29
2.1.4.7.1. Estetik	30
2.1.4.7.2. Diş Yapısına Bağlanma	30
2.1.4.7.3. Diş Yapısını Koruma	31
2.1.4.7.4. Galvanik Akımın Eliminasyonu	31
2.1.4.7.5. Düşük Termal İletkenlik	31

2.1.4.7.6. Radyoopasite	31
2.1.4.8. Kompozit Rezinlerin Dezavantajları	31
2.1.4.8.1. Polimerizasyon Büzülmesi	32
2.1.4.8.2. Postoperatif Hassasiyet	34
2.1.4.8.3. Sekonder Çürük	34
2.1.4.8.4. Azalmış Aşınma Direnci	34
2.1.4.8.5. Su Emilimi	35
2.1.4.8.6. Sertleşme Derecesi	35
2.1.4.8.7. Marjinal Sızıntı	36
2.1.4.8.8. Teknik Hassasiyet	36
2.1.4.8.9. Renklenme	36
2.1.4.9. Adeziv Teknik	37
3. MATERYAL VE METOD	39
3.1. Hekim Kalibrasyonu	39
3.2. Çalışma Dizaynı	39
3.3. Katılımcıların ve Dişlerin Kabul Edilme veya Hariç Tutulma Kriterleri	40
3.3.1 Kabul Edilme Kriterleri	40
3.3.1.1. Katılımcıların Seçim Kriterleri	40
3.3.1.2. Dişlerin Seçim Kriterleri	40
3.3.1.2.1. Dişlerin Klinik Olarak Seçim Kriterleri	40
3.3.1.2.2. Dişlerin Radyografik Olarak Seçim Kriterleri	40
3.3.2. Hariç Tutulma Kriterleri	41

3.3.2.1. Katılımcıların Hariç Tutulma Kriterleri	41
3.3.2.2. Dişlerin Hariç Tutulma Kriterleri	41
3.3.2.2.1. Dişlerin Klinik Olarak Hariç Tutulma Kriterleri	41
3.3.2.2.2. Dişlerin Radyografik Olarak hariç Tutulma Kriterleri	41
3.4. Tedavi Basamağı	42
3.4.1. Çalışmanın Tedavi ve Takip Sıralaması	44
3.4.1.1. Restoratif Materyaller İçin Kavite Açım İşlemleri	44
3.4.1.2. Restoratif Materyal Yerleştirme Öncesi Hazırlık İşlemleri	44
3.4.1.3. Restoratif Materyal Uygulama İşlemleri	45
3.4.1.3.1. Filtek Z 250 Restoratif Materyal Uygulama İşlemleri	45
3.4.1.3.2. Filtek Silorane Restoratif Materyal Uygulama İşlemleri	46
3.4.1.3.3. Grandio Restoratif Materyal Uygulama İşlemleri	47
3.4.1.3.4. SureFil Restoratif Materyal Uygulama İşlemleri	48
3.4.1.3.5. Admira Restoratif Materyal Uygulama İşlemleri	49
3.5. Restoratif Materyal Uygulama Sonrası Klinik ve Radyografik Olarak Başlangıç ve Kontrol Değerlendirmeleri	50
3.6. İstatistiksel Değerlendirme	52
4. BULGULAR	53
4.1. Renk Uyumu	54
4.2. Kavosurface Kenarların Renklenmesi	55
4.3. Marjinal Adaptasyon (Okluzal ve Proksimal)	57
4.4. Sekonder Çürük	59

4.5. Yüzey Yapısı	60
4.6. Anatomik Form (Okluzal ve Proksimal)	60
4.7. Postoperatif Hassasiyet	61
5. TARTIŞMA	63
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	79
7. ÖZET	81
8. İNGİLİZCE ÖZET	82
9. KAYNAKLAR	83
ÖZGEÇMİŞ	

ÖNSÖZ

Doktora eğitimime başladığım günden bu tezin bitimine kadar süreçte değerli katkıları ve desteğinden ötürü Anabilim Dalı başkanım ve danışmanım Sayın Yrd. Doç. Dr. Adem KUŞGÖZ' e,

Çalışmamın istatistiksel sonuçlarını değerlendirmedeki yardımları için Halk Sağlığı Anabilim Dalı öğretim üyesi Sayın Doç. Dr. Murat TOPBAŞ' a,

Doktora öğrenimim ve tez çalışmam boyunca gösterdikleri anlayış ve yardımları için Karadeniz Teknik Üniversitesi Pedodonti Anabilim Dalı öğretim üyeleri, araştırma görevlileri ve çalışanlarına,

Çalışmam süresince manevi destekleriyle her zaman yanımda olan sayın hocam Yrd. Doç. Dr. Subutay Han ALTINTAŞ' a ve sevgili arkadaşlarım Arş. Gör. Dt. Nuray YILMAZ ALTINTAŞ, Arş. Gör. Dt. Senem Tuğra SARICAOĞLU DÖNMEZ' e,

Bu günlere gelmemde maddi ve manevi desteklerini hep yanımda hissettiğim, büyük özveri ve emekle beni bu günlere getiren, her zaman yanımda olan ve beni destekleyen sevgili annem Emine ÇAKMAK' a, babam Ruhi ÇAKMAK' a, kardeşim Tugay ÇAKMAK' a, ağabeyim Tuncay ÇAKMAK, sevgili eşi Seda YAMAK ÇAKMAK' a ve biricik yeğenim Defne ÇAKMAK' a,

İyi günümde, kötü günümde her zaman yanımda olan, sevgisi ve desteğini benden hiçbir zaman esirgemeyen, sevgili eşim Mehmet Çağrı AKGÜNDÜZ' e,

TEŞEKKÜR EDERİM.

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Yüz yılı aşkın bir süredir arka grup dişlerin sınıf I ve II kavitelerinin restorasyonunda amalgam kullanılmaktadır. Amalgam materyalinin estetik olmayışı, gerilme ve kopmaya karşı dayanıksızlığı, galvanik akımlara neden olması, ısı ve elektriği iletmesi, korozyona uğrayarak dişte renklenmeye neden olması ve cıva içermesi gibi sahip olduğu birçok dezavantajdan dolayı üreticiler amalgama alternatif yeni materyaller aramaya yönelmişlerdir.

Günümüzde diş sert dokusunun kaybı ile eksilen fonksiyon, estetik, biyolojik uyum ve kaybolan diş dokusunu yenilemek amacıyla biyomekanik özellikleri güçlendirilmiş ve metal ilavesiz restoratif tedavi alternatifi olan estetik materyallerden kompozit rezinler üzerine yoğunlaşmıştır.

Günümüz diş hekimliğinde doğal görünüm sağlayan en estetik materyallerden biri olarak kabul edilen kompozit materyali, ilk kez 1962 yılında Dr. R. Bowen tarafından tanıtılmıştır. Kompozitin takdiminden bu yana, diş dokularında çeşitli nedenlerle oluşan kayıpların giderilmesinde ön grup restorasyonların yanı sıra, arka grup dişlerde de estetik uygulamalar hastalar ve hekimleri tarafından tercih edilmeye başlanmıştır. Kompozit rezinin özelliklerini geliştirmek amacı ile yapılan çalışmalarla materyalin klinik performansının artmasını da beraberinde getirmiş ve amalgama alternatif olarak kullanılmasını teşvik etmiştir. Tüm bunların bir sonucu olarak dental klinisyenler ve araştırmacılar estetik materyalleri sürekli geliştirmiş ve kullanmıştır.

Klinik uygulamalarda kompozit rezinler amalgama göre mükemmel estetik ve renk stabilitesi sergilerken, polimerizasyon büzülmesi, yetersiz mekanik özellik, zayıf aşınma direnci, monomer salımına bağlı yan etki ve bakteriyel adezyon gibi dezavantajlara sahiptir. Oluşan polimerizasyon büzülmesi; mikrosızıntı, sekonder çürük oluşumu, pulpal iritasyon ve pulpal hassasiyet ve kenar renklenmelerine sebep olduğu bilinmektedir. Bu dezavantajları azaltmak veya en aza indirmek için rezin kompozit

materyallerin yapısal özellikleri geliştirilmiş, doldurucu partikül boyutları optimize edilmiş ve organik matriks modifiye edilmiş, alternatif polimerizasyon yöntemleri (soft start, pulsa delay polimerizasyon) uygulanmış, farklı manüplasyon yöntemleri (inkremental yöntem) ve farklı materyal kombinasyonları (seramik ilaveler, strasi abzorbe etmek için akıcı kompozit kullanımı ya da hibrit ya da geleneksel cam iyonmerlerin kullanımı ile açık –kapalı sandviç tekniği) denenmiş ve kullanılmıştır.

Dental rezin bazlı kompozitlerin kullanımıyla materyallerin bilinen bu dezavantajlarını bertaraf etmek, uzun ömürlülüğü ve estetik kalitesini arttırmak için fiziksel ve mekanik özelliklerinin güçlendirilmesi birçok in vitro çalışmada gösterilmiştir. Pek çok araştırmacı yaptıkları in vitro çalışmalarla kompozitlerin performanslarını arttırmaya yönelik faktörleri araştırmışlardır. Bir materyalin veya yöntemin uzun dönem başarısını kanıtlayabilmek için en etkili yöntem klinik çalışmalardır. Ancak, bu konuda özellikle çocuklarda yapılan klinik çalışmalar sınırlı kalmıştır.

Dental restorasyonların uzun ömürlülüğü; kullanılan materyal, diş hekimi ve hasta gibi birçok faktöre bağlı olarak değişiklik göstermektedir. Bu çalışmanın amacı, pedodonti kliniklerinde sıklıkla tedavi edilen genç daimi azı dişlerinin sınıf II (meziokluzal veya distokluzal) kavitelere uygulanan düşük polimerizasyon büzülmesi gösteren kompozit rezinlerin klinik başarılarının klinik olarak *United States Public Health Services (USPHS)* kriterlerine göre değerlendirilmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

Diş çürükleri çocukluk ve ergenlik döneminin en yaygın hastalıkları başında gelmektedir (1, 2). Ağız insan vücudunun giriş kısmını oluşturmakta, dental problemler ve yapılan diş tedavisi hastanın genel sağlığını da etkileyebilmektedir (3). Diş çürüğü çocuğun yaşam kalitesinde olumsuz sonuçlar doğururken, yemek yeme, günlük uyku ve fiziksel aktivitelerini olumsuz yönde etkilenmektedir (2, 4).

Tüm bunlar göz önünde bulundurularak, hekim uygun bir restoratif materyal ile dişi restore etmelidir. İdeal bir restoratif materyalde şu gibi özellikler olmalıdır:

- Restorasyon ile diş arasında etkili bir kapanış sağlamalı,
- Mevcut dişi kırılmalara karşı güçlendirmeli,
- Dişin orijinal anatomik formunu, dayanıklılığını yeniden kazandırmalı,
- Kavite duvarlarına adaptasyonu iyi olmalı,
- Termal iletkenliği az olmalı,
- Pörözitesi az olmalı,
- Canlı dokulara biyouyumlu olmalı,
- Estetik olarak uyumlu olmalı,
- Radyopak olmalı,
- Ağız içerisinde hacim ve şekil değişikliğine uğramamalı,
- Kavite preperasyonunun mümkün olduğunca konservatif şekilde hazırlanabilmesine imkan tanımalı,
- Uygulanması kolay olmalı,
- Ucuz ve raf ömrü uzun olmalı ve
- Kalan diş yapısını desteklemelidir (5, 6, 18).

2.1. Dental Amalgam

Gümüş renkli dental restoratif materyal olarak bilinen amalgam 19. yüzyılın başlarından günümüze dek diş hekimliği pratiğinde tercih edilmektedir. Amalgamın ilk olarak 696 yılında gümüş karışımı olarak Çin’ de kullanıldığı rapor edilmiştir. Daha sonraları amalgam 1826 yılında ilk defa Traveau tarafından Fransa’ da dolgu materyali olarak kullanılmıştır. Amalgamın restoratif materyal olarak dünya çapında kabul gören formülü ise 1895 yılında Black’ in araştırmaları sonucunda ortaya çıkmıştır. O tarihten bu yana, amalgam formülasyonunda çeşitli değişiklikler yapılmıştır (7, 8).

Arka grup dişlerdeki kayıpları gidermek için yaygın olarak kullanılan amalgam restorasyonlar her ne kadar ucuz ve dayanıklı restoratif materyal olarak yıllardır tercih edilse bile;

- estetik olmayan görüntüsü,
- diş sert dokusuna bağlantısının yetersizliği,
- kopma veya gerilmeye karşı dayanıksızlığı,
- galvanik akıma neden olması,
- ısı ve elektriği iletmesi,
- korozyona uğrayarak dişte renklenmelere neden olması gibi dezavantajları vardır.

Amalgam dolgunun retansiyonu ve sekonder çürükleri önlenmek için kavite sınırlarına sağlam diş dokusunun da dâhil edilmesi, gibi olumsuz özelliklerinin olması üreticileri alternatif estetik restoratif materyallerin kullanılmasına teşvik etmiştir (8, 9, 10, 11).

Çiğneme fonksiyonu ve tutuculuğun yanı sıra, hastaların artan estetik eğilimleri nedeniyle, günümüzde yapılan restorasyonlarda, diş yapısından minimum doku uzaklaştırarak, maksimum fonksiyon, tutuculuk, dayanıklılık ve estetik sağlanmaya çalışılmaktadır.

2.2. Estetik Restoratif Materyaller

Diş hekimliğinde estetik restoratif madde olarak;

1. silikat siman,
2. akrilik rezin,
3. cam iyonomer siman,
4. kompozit rezin kullanılmaktadır (12, 13, 14).

2.1.1. Silikat Siman

1878 yılında Fletcher tarafından geliştirilmiş ilk şeffaf estetik dolgu maddesidir. Toz ve likit karışımından oluşan bu simanın en önemli özelliği antikaryojenik olmasıdır. Çürük aktivitesi fazla olan bireyler için önerilen silikat siman günümüzde sık kullanılmamaktadır (12, 13, 14).

2.1.2. Akrilik Rezinler

1930 yılında bulunmuş ve II. Dünya Savaşı nedeni ile 1940 yılından sonra kullanılmaya başlanmıştır. Birim molekül metakrilattır. Oda sıcaklığında kimyasal yolla polimerize olarak polimetilmetakrilat zincirleri oluştururlar. Kompozitlerin geliştirilmesi ile uygulama alanları sınırlandırılmıştır. Günümüzde, akrilik venerlerin geçici amaçlı yaptırılmasında ve bazı protetik işlemlerde kullanılmaktadır (12, 13, 14).

2.1.3. Cam İyonomer Simanlar

1970 yılında Wilson ve Kent tarafından bulunmuş, 1974 yılında McLean ve Wilson tarafından geliştirilmiştir. Cam iyonomer siman silikat ve polikarboksilat simanın hibrit şeklidir. Toz, floro-alumina silikat cam tanecikleri; likit ise, poliakrilik asittir. Kullanıma sunulan ilk ürün aluminasilikat poliakrilik asit kelimelerinin baş harflerinden oluşan ASPA' dır (12, 13, 14).

2.1.4. Kompozit Rezinler

Kompozit rezinler dünya çapında diş rengindeki direkt restoratif materyal olarak kullanılmaktadır. Mine ve dentin dokusuna adezyon ile bağlanan kompozit rezinler 1962 yılında dimetakrilatların (epoksi rezin ve metakrilik asit) silanize quartz toz ile kombinasyonu sonucunda Dr. Bowen tarafından tanıtılmış ve günümüze kadar önemli gelişmeler göstermiştir. Kompozit kelimesi, terminolojik olarak birbiri içerisinde tamamen çözünmeyen iki veya daha fazla kimyasal maddenin fiziksel bir karışımı anlamına gelmektedir (12, 13, 14, 15,16, 17).

Kompozit rezinlerin kullanımı başlangıçta pulpa hasarı oluşabileceği ve fiziksel özelliklerinin yetersizliği nedeni ile tercih edilmemişse de; adeziv sistemlerdeki ilerlemeler ile dentine bağlanma kuvvetlerinin artırılması, materyalin doldurucu oranı ve kimyasal katkı oranları gibi özelliklerinin geliştirilmesi ile klinik kullanımı artmıştır (18). Bounocore' un

“asitle pürüzlendirme” tekniği ve “bonding” sistemlerini geliştirilmesi ve estetik gibi üstün özelliklerinden dolayı, son yıllarda arka grup dişlerde amalgamın yerini almaya başlamıştır (10, 15).

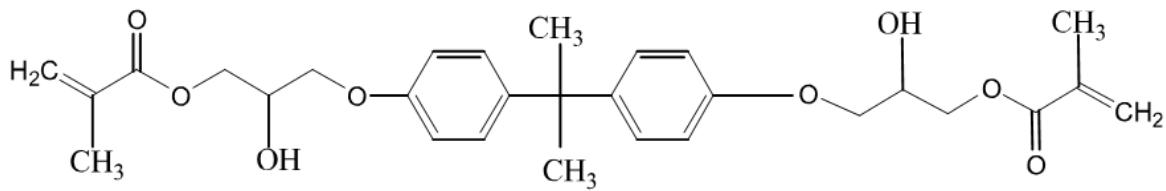
2.1.4.1. Kompozit Rezinlerin Kimyasal Yapısı

Kompozit rezinler üç ayrı fazdan oluşur;

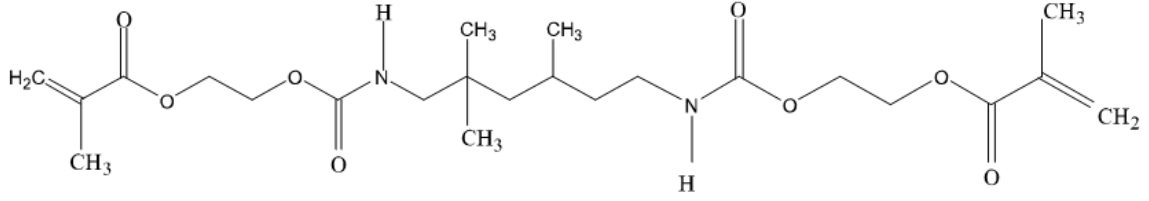
1. Organik polimer matriks faz (polimerize olan rezin matriks),
2. İnorganik faz (doldurucu),
3. Ara faz (silan kaplı ajan, bağlantı fazı)

2.1.4.1.1. Organik Polimer Matriks Faz (Polimerize Olan Rezin Matriks)

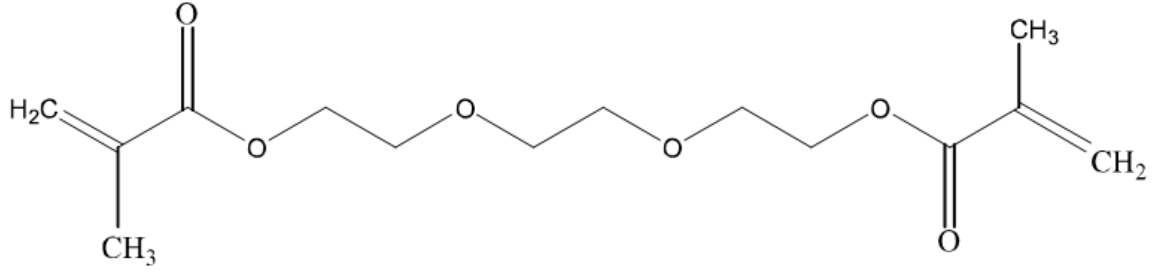
Kompozit rezinler, esas olarak inorganik doldurucu partikülleri çevreleyen rezin matriksten meydana gelirler (20). Organik matriks veya taşıyıcı faz; kimyasal olarak kompozit rezinin aktif bileşenidir. Rezin sisteminin klinik performansını ve polimerizasyon derecesini organik matriks belirler (21). Kompozit rezinlerde organik yapı metil metakrilat veya Bis-GMA’ dan oluşmaktadır. Kompozitlerde yaygın olarak kullanılan organik monomer Bis-GMA olmakla birlikte HEMA, TEG-DMA (Triethylene glycol dimethacrylate), UDMA (urethane dimethacrylate), Penta gibi sistemlerde kullanılmaktadır. Bis-GMA ve UDMA oligomerleri aşırı derecede viskozdur. Bu nedenle kompozit rezin matriksinde genellikle dilüe edici olarak TEGDMA bulunmaktadır. Polimer matriks olarak daha iyi adezyon sağlayan ve renk değişimine daha dirençli olan UDMA yapıya ilave edilmiştir (12, 15, 16, 22, 23). Bis-GMA, UDMA ve TEG-DMA’nın formülasyonu aşağıdaki gibidir.



Şekil 1. Bis-GMA’ nın kimyasal formülü



Şekil 2. UDMA' nın kimyasal formülü



Şekil 3. TEG-DMA' nın kimyasal formülü

Düşük Bis-GMA içeriği ve yüksek TEGDMA içeriği polimerizasyon büzülmesini arttırmaktadır. Bis-GMA ile TEGDMA' nın yer değiştirmesi gerilmeyi artırırken bükülme dayanımını azaltmaktadır (15).

2.1.4.1.2. İnorganik Faz (Doldurucu)

İnorganik faz matriks içine dağılmış olan çeşitli şekil ve büyüklükteki kuartz (kristalin silika), barosilikat cam, lityum alüminyum silikat, stronsiyum, baryum, çinko ve yitrium cam, baryum alüminyum silikat gibi inorganik doldurucu partiküllerden oluşmaktadır.

Cam (baryum, borosilikat), alüminyum oksit ya da silikon dioksit, zirkonyum oksit, lityum alüminyum silikat, baryum, stronsiyum, çinko ve yitrium cam, baryum alüminyum silikat gibi inorganik doldurucu partiküller matriksin fiziksel özelliklerini geliştirmek amacıyla yapıya ilave edilmiştir. Eklenen bu doldurucular termal genleşme katsayısını düşürmekte, kompozitin translüsensi özelliğini geliştirmekte, polimerizasyon büzülmesini azaltmakta ve materyalin daha sert olmasını sağlayarak aşınmaya direncini artırmaktadır. Stronsiyum, baryum, çinko ve yitrium rezine radyoopakite sağlamaktadır (12, 24, 25). Silika partikülleri karışımın mekanik özelliklerini güçlendirir, ışığı geçirir ve yayar. Böylece, kompozit rezine, mineye benzer yarı şeffaf bir görüntü kazandırmaktadır. Saf silika, kristalin (kristobalit, kuartz, tridimit) ve non kristalin (cam) formlarında bulunur. Kristalin formları

serttir ancak, kompozit rezinin bitirme ve polisaj işlemlerini güçleştirir. Bu nedenle, kompozit rezinler günümüzde silikanın nonkristalin formunda üretilmektedirler.

Doldurucuların miktarı çok fazla olduğu takdirde kompozitin viskozitesi artmakta ve klinik kullanımı sırasında problem meydana gelebilmektedir. Doldurucu partiküller ile organik matriks; kompozit karışımının akıcılığını, monomer akıcılığını, doldurucu partikül miktarını ve partikül büyüklüğünü belirler. Monomer ve doldurucu partikül yüzeyi arasındaki sürtünme, akıcılığı kontrol etmektedir. Doldurucuların yüzey alanı arttıkça karışımın akıcılığı azalmaktadır. Partikül büyüklüğü kompozit rezinin aşındırma, bitirme ve polisaj işlemlerinden sonraki yüzey pürüzlülük düzeyini belirlemektedir. Partiküllerin büyüklüğü, şekli ve miktarı rezinlerin fiziksel özelliklerini belirlemektedir. Partikül miktarı arttıkça, organik matriks oranı, ısısal genleşme katsayısı, polimerizasyon büzülmesi, su absorpsiyonu, lineer genişleme katsayısı ve su absorpsiyonu azalmakta, dayanıklılık artmaktadır. Bununla beraber, doldurucu içeriğinin artmasıyla basınç ve gerilme direnci, elastiklik modülü ve aşınma direnci de artmaktadır (12, 15, 22, 23, 24).

2.1.4.1.3. Ara Faz (Silan Kaplı Ajan, Bağlantı Fazı)

Kompozit rezine üstün fiziksel ve mekanik özellik kazandırılması ve bunun uzun süre devam etmesi için doldurucu partiküller ile resin matriks arasında çok iyi bağlantı olması gerekmektedir. Bu bağlanma ara faz ile sağlanır. Bağlanma bir taraftan inorganik doldurucularla, diğer taraftan da organik fazla reaksiyona giren bağlayıcı ajan tarafından sağlanmaktadır. Kompozit rezinlerde inorganik ve organik komponentleri birbirine bağlayan yapı, silisyum hidrojenli bileşikler olup, bunlara “silan” adı verilmektedir. Bunlar iki fonksiyonlu moleküllerdir; organik matriksteki metakrilat grubu ile kovalent bağlar kurarken, diğer taraftan doldurucu partiküllerin yüzeyindeki hidroksil gruplarına bağlanırlar. Böylece, kompozit rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerinin artması ve ara yüzeye suyun penetrasyonunu engelleyerek hidrolitik stabilitesini sağlamaktadırlar. Kimyasal olarak dayanıklı ve inert olan bu bileşenler sıvı halden esnek katı hale kadar çeşitli hallerde bulunabilirler. Silanlar en çok silika partikülleri ile uyumludurlar bu yüzden, dental kompozitler silika içeren dolduruculardan yapılmaktadır. Silika partikülleri resin matriksle karıştırılmadan önce bağlayıcı ajanla kaplanmaktadır. Bu iki faz arasındaki bağlanma resin matriksin, kuvvetleri sert dolduruculardan polimer matrikse aktarmasını sağlamaktadır, ayrıca bağlanma yetersiz olduğunda partiküller matriksten ayrılmakta ve doldurucu ile matriks arasına su penetre olmaktadır (13, 22, 23, 26, 27, 28).

2.1.4.2. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

Kompozit rezinler literatürde içerikleri, miktarları, doldurucu özellikleri, manüplasyonları ve matriks fazlarına göre sınıflandırılmaktadır. Ancak bu grup sınıflandırmalar materyal özellikleri hakkında pek bilgi vermemektedir (33). En yaygın kabul gören,

- inorganik doldurucu partiküllerin kümeleşmesine,
- inorganik doldurucu partiküllerin büyüklüğüne, bu partiküllerin ağırlık veya hacim olarak yüzdesine,
- viskozitelerine,
- polimerizasyon yöntemlerine,
- organik matriksin yapısına,
- matriks komponentlerine göre yapılan sınıflandırmalardır.

Günümüzde en kabul gören Lutz ve Philips'in sınıflandırması, inorganik doldurucu partiküllerin büyüklüğü ve miktarı esas alınarak yapılmıştır (29) (Tablo 1).

Tablo 1. Kompozit rezinlerin, inorganik doldurucu partiküllerin büyüklüğüne göre sınıflandırılması (29).

Kompozit Resin Tipi	İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklüğü (µm:mikrometre)	İnorganik Doldurucu Partikül Yüzdesi (%) (Ağırlıkça)
Megafil (Megafill)	50-100 µm	
Makrofil	10-100µm	%70-80
Midifil	1-10µm	%70-80
Minifil	0.1-1µm	%75-85
Mikrofil	0.01-0.1µm	%35-60
Hibrit	0.04-1µm	%75-80
Nanofil	0.005-0.01µm	

2.1.4.2.1. Partiküllerinin Kümeleşmesine Göre Kompozitler

1. Homojen kompozitler
2. Heterojen kompozitler
3. Hibrit kompozitler

2.1.4.2.1.1. Homojen Kompozitler

Doldurucu ve matriksinde önceden herhangi modifikasyon yapılmayan ve sadece doldurucu ve polimerize olmamış (uncured) matriks materyalinden oluşan kompozitler homojen kompozitler olarak adlandırılmaktadır. Megafil, makrofil, midifil, minifil, mikrofil, nanofil kompozitler bu gruba dâhil olmaktadır (Şekil 4) (24, 30).

2.1.4.2.1.2. Heterojen Kompozitler

Bunlar organik dolduruculu kompozitler olarak da adlandırılmaktadır. Viskozite problemini ortadan kaldırmak amacıyla önceden polimerize edilmiş mikrofil kompozit kitlesi 1–20µm büyüklüğünde partiküller elde edilecek şekilde öğütülerek monomer matrikse eklenmiştir. İçeriğindeki doldurucuların belirli bir şekli yoktur. Hetero-midifil, hetero-minifil, hetero-mikrofil kompozitler bu gruba dâhil olmaktadır (24, 30).

2.1.4.2.1.3. Hibrit Kompozitler

Bütün kompozit tiplerinin karışımı olarak adlandırılmaktadır. 2005 yılında bugünkü kompozit materyallerinin ortalama partikül boyutu 0.1-1 μm arasında yer alıp, bu kompozitler mini-mikro hibrit veya mini-hibrit olarak adlandırılmışlardır. Bu grup içerisinde midi-mikro hibrit, mini-mikro hibrit veya mini-nano hibrit kompozitler bulunmaktadır (24, 30).

2.1.4.2.2. Partiküllerin Büyüklüğüne Göre Kompozitler

1. Megafil kompozit rezinler
2. Makrofil kompozit rezinler
3. Midifil kompozit rezinler
4. Minifil kompozit rezinler
5. Mikrofil kompozit rezinler
6. Hibrit kompozit rezinler
7. Mikrohibrit kompozit rezinler
8. Nanofil kompozit rezinler

2.1.4.2.2.1. Megafil Kompozitler

İnorganik doldurucu partiküller 50-100 μm büyüklüğündedir. Okluzal değim yüzeylerine ya da çok aşınan bölgelere yerleştirilmesi önerilen, “insert” veya “megafil” diye adlandırılan cam partikülleri de (0.5-2mm) mega doldurucu partiküller arasında değerlendirilmektedir (12, 30, 31).

2.1.4.2.2.2. Makrofil Kompozitler

Doldurucu partiküller 10-100 μm büyüklüğündedir. Geleneksel kompozit rezinler bu gruba girmektedir. Organik polimer matris içinde dağılmış inorganik doldurucu partikül yüzdesi ağırlıkça yaklaşık olarak % 70-80 oranındadır. Makrofil kompozitlerde inorganik doldurucular kuartz veya cam partiküllerdir. Makro partiküllerin matrsten ayrılmalarna bağı olarak fazla aşınma göstermekte ve yeterli polisaj sağlanamamaktadır. Okluzal aşınmalara karşı direnci düşük olan bu kompozitlerin posterior dişlerde kullanımının sakıncalı olduğu ifade edilmektedir. Gerilme kuvvetlerine ve aşınmaya karşı dirençleri ve polimerizasyon büzülmeleri mikrofillerlere göre daha kötüdür (12, 13, 23, 31, 32).

2.1.4.2.2.3. Midifil Kompozitler

Doldurucu partiküller 1-10 µm büyüklüğündedir. Organik polimer matriks içinde dağılmış inorganik doldurucu partikül yüzdesi ağırlıkça yaklaşık % 75-85 oranındadır (12, 23).

2.1.4.2.2.4. Minifil Kompozitler

Small-Particle-Filled (SPF) kompozit olarak da bilinmektedir. Yüzey düzgünlüğünü ve geleneksel kompozitlerin fiziksel ve mekanik özelliklerini güçlendirmek için partikül miktarı artırılmıştır. Doldurucu partikül büyüklüğü 0,1-1 µm arasındadır ve partikül miktarı makrofil kompozitlere oranla daha fazladır. Organik polimer matriks içinde dağılmış inorganik doldurucu partikül yüzdesi ağırlıkça yaklaşık % 75-85 oranındadır. İnorganik partiküllerin küçük ve çok sayıda olması makrofil kompozitlere oranla daha düzgün bir yüzey elde edilmesini sağlamaktadır. (12, 23, 31, 33).

Bazı SPF kompozitlerde doldurucu olarak amorf silika kullanılmaktadır; ancak çoğuna radyoopasite için ağır metal içerikli cam partiküller ilave edilmiştir. Primer doldurucu olarak silan kaplı partiküller içermektedir. Koloidal silika genellikle materyalin viskozitesini düzenlemek için ağırlıkça %5 oranında yapıya eklenmektedir (33).

Bu materyallerin rezin matriksi geleneksel ve mikrofil kompozitlere benzerlik göstermektedir. Basma dayanımı, gerilme dayanımı ve elastik nodülü geleneksel ve mikrofil kompozitlere göre daha iyi olmakla birlikte termal genişlenme sayısı diğer kompozitlere göre daha düşüktür. Bu özellikler, bu materyallerin daha fazla aşınma direnci ve daha düşük oranda polimerizasyon büzülmesi sergilemesini sağlamaktadır (33).

2.1.4.2.2.5. Mikrofil Kompozitler

İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü 0,01-0,1 µm arasındadır. Bitirme ve polisaj işleminden sonra, makrofil kompozitlerden daha düzgün bir yüzey elde edildiği için “fine finishing composites” veya “polisable composites” diye de adlandırılırlar. Partikül ağırlıkça %35-60 oranındadır (12, 23, 20).

İnorganik doldurucu olarak yaklaşık 0,04 µm büyüklüğünde koloidal silika partikülleri içermektedir. Sıkışma dayanıklılığı makrofillere göre daha üstündür. Suyu absorbe etme özelliği iyi değildir ve çabuk renklenmektedirler (31, 33).

2.1.4.2.2.6. Hibrit Kompozitler

Farklı büyüklükte doldurucu partikül içeren kompozitler hibrit kompozit olarak adlandırılırlar. Hibrit kompozitler makrofil ve minifil kompozitin en iyi özelliklerini sergilerler. Hibrit kompozit içerisindeki en büyük partikülün boyutu hibrit kompozitin tipini belirler. Küçük partiküller karışımın ikinci komponentidir. Karışımların hepsi hibrit kompozit olarak bilinmektedir. Son zamanlarda, yeni materyaller için esas partikül boyutu 0,1-1 µm arasındadır. Bu materyaller *minihibrit kompozitler* olarak da bilinirler (23, 30).

Hibrit kompozitlerde koloidal silika ve ağır metaller içeren cam partikülleri harmanlanır ve inorganik doldurucu olarak organik matrikse ilave edilir. Buna bağlı olarak, doldurucu partiküllerin yüzdesi ağırlıkça yaklaşık % 10-20' si koloidal silika olmak üzere % 75-80' e ulaşır. Submikron büyüklüğündeki doldurucu partiküller büyük partiküller arasına gelişigüzel serpiştirildiği için yüzey düzgündür (12, 20).

Doldurucu partikülün şekli materyal özelliğini belirlemektedir. Düzensiz şekilli partiküller partiküllerin birbirleri ile açığı yaptığı bölgelerde stres yoğunluğuna sebep olmaktadır. Dairesel partiküller stresi matriks ve doldurucular arasında düzenli bir şekilde dağıtmaktadır. Hibrit kompozit rezinler mikrofil kompozitlere göre daha az teknik hassasiyete sahiptir ve polimerizasyon büzülmesi daha az olmaktadır (35).

Viskozite problemini ekarte etmek için 2 strateji geliştirilmiştir. Bunlardan ilki, precured mikrofil kompozit ile uncured kompozitin harmanlanmasıdır. Precured partiküller cured kompozitin 1-20 µm boyutunda toz hale öğütülmesi ile oluşturulur. Precured partiküller kimyasal olarak yeni materyale bağlanır ve daha iyi özelliklere sahip adalar oluşur. Bu varyasyon *heterojen mikrofil* ya da *organik dolduruculu kompozit* olarak bilinmektedir. Modifiye olmuş mikrofiller *homojen mikrofil* olarak adlandırılmaktadır. İkinci yaklaşım, küçük partikülleri büyük partiküllere sinterize etmektir. Sinterize edilmiş doldurucu partiküllerin lokal bölgesi içinde materyal yüksek oranda doldurulur ve kompozitin cıltlanabilirliği artmaktadır (30).

2.1.4.2.2.7. Mikrohibrit Kompozitler

Hacimce %56-66 oranında doldurucu içermektedir. Ortalama partikül boyutu 0,4-0,8 µm arasındadır. Polisajdan sonra mikrofil kompozitler gibi parlak bir yüzey oluşacak kadar küçük, dayanıklılığını arttıran yüksek doldurucu içerecek kadar da büyük partikül boyutuna

sahiptir. Bu durum materyale, iyi cilalanabilirlik, artmış aşınma direnci ve kabul edilebilir fiziksel özellik sağlamaktadır. Posterior, anterior, vener restorasyonlarda kullanım endikasyonu vardır. Diş formunun ve renginin düzeltilmesi için de kullanılmaktadır (23, 36, 37). Bunun yanı sıra, kompozit restorasyon yüzeyi ağza alınan pigmente yiyecek ve içecekler, tütün ve diğer pigmente materyaller ile kolayca renklenebilmektedir (38).

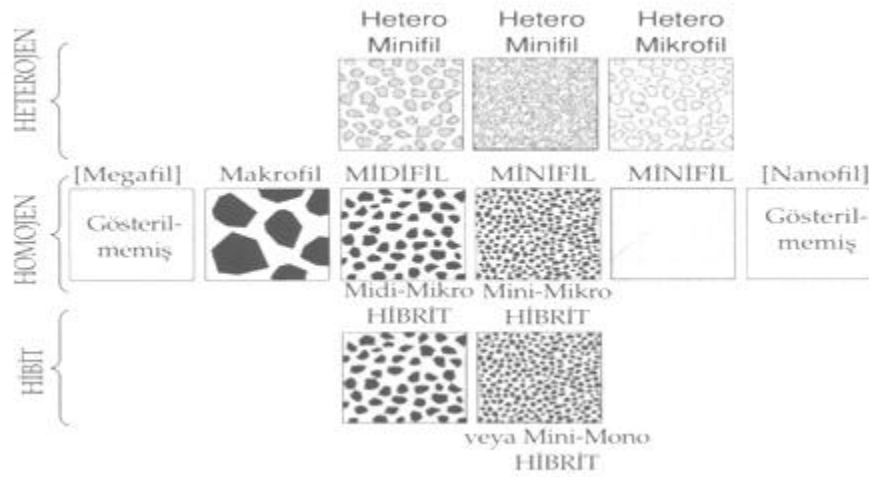
2.1.4.2.2.8. Nanofil Kompozitler

Moleküler mühendislik veya nanobilim olarak da atfedilen nanoteknolojinin temelini karakteristik boyutları 0,0001 ile 0,1 μm arasında değişen fonksiyonel materyal ve yapı parçaları oluşturur. Organik / inorganik kompozitteki inorganik fazı nano boyutta olan kompozit grubu oluşturmakta ve nanokompozitler olarak nitelendirilmektedir (22). 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- Zirkonya /silika nanokümeler (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 (39). Bu tür kompozitlerde inorganik doldurucu partikül büyüklüğü 0,005-0,01 μm arasındadır. Partiküller görünür ışık dalga boyundan (0,02-2 μm) daha küçüktürler. Bu nedenle, görünür ışık ile absorpsiyon veya saçılım gibi etkileşimlere girmezler. (12, 15, 31, 43). Küçük primer partiküller, polimer zincirleri arasına iyi bir uyum göstererek yerleşebilirler. Sonuç olarak, yüksek oranda doldurucu içeriği, fiziksel özelliğinin iyileştirilmesini sağlamaktadır. Ayrıca, partikül boyutunun çok küçük olması cilalanabilirlik seviyesini de artırmaktadır (30). Nanofillerin nano doldurucu içeriğinden dolayı mikrofil kompozite göre cilalanabilirlik özelliği ve uzun dönem stabilitesi artmıştır (15). Ayrıca, aşınmaya direnç gibi bazı fiziksel özellikleri de hibrit kompozitlere benzerlik göstermektedir (39).



Şekil 4. Doldurucu partikül boyutunu esas alan kompozitlerin örnek sınıflaması

2.1.4.2.3. Viskozitelerine Göre Kompozitler

Kompozit rezinler viskozitelerine göre 2 gruba ayrılırlar:

1. Akıcı kompozit rezinler
2. Tepilebilir kompozit rezinler

2.1.4.2.3.1. Akıcı Kompozitler

Akıcı kompozit rezinler Small-Particle-Filled (SPF) ve hibrit kompozitlerin modifikasyonu sonucu oluşmuştur. Kompozit materyalin doldurucu oranı azaltılarak veya yapıya sürfaktan (yüzey aktif madde) gibi modifiye ajanlar ilave edilerek akıcılık, düzgün yayılma ve dental anatomiye uygun bir şekilde kaviteye adapte olabilme özelliği sağlanmıştır. Doldurucu oranın azaltılmasıyla materyalin aşınma direnci düşmüş ve polimerizasyon büzülmesi artmıştır. Özellikle, girişi zor ve sınıf II kavitelerde kavite tabanına iyi adaptasyon gösterdiğinden dolayı kaide veya liner olarak tercih edilmektedir. Akıcı kompozitler ayrıca dişeti bölgesinde sınıf V kavitelerde, koruyucu restorasyonlarda minimal sınıf I kavitelerde ve girişi zor dar kavitelerde de restoratif amaçlı kullanılmaktadır (20, 23, 33, 41).

2.1.4.2.3.2. Tepilebilir Kompozitler

Tepilebilir kompozit rezinler piyasaya kompozit materyallerin bilinen polimerizasyon büzülmesi, aşınma direnci ve el ile işlenebilme özelliklerini güçlendirmek amacı ile geliştirilmiştir. “Kondanse edilebilir kompozitler” olarak da bilinirler. Amalgamın tepilebilme

özelliğini taklit eden yüksek viskoziteli kompozit rezinlerdir. Üreticiler yapıya yüksek oranda düzensiz (farklı boyutlarda partikül veya cam çubuk karışımı) ya da pöröz doldurucu (% 80' den daha fazla, geleneksel hibritlerde % 80' den daha az) ilave ederek rezin oranını düşürmüştür; böylece, materyalin viskozitesi artmış ve el ile işlenebilme özelliği de iyileştirilmiştir (20, 23, 41).

Aşırı basınç altındaki restorasyonlarda, amalgama benzer şekilde uygulanmaktadır. Materyalin yapışkan olmaması maniplasyon kolaylığı ve temiz aletlerle bir seferde yerleştirilip anatomik formun kolayca işlenebilmesini sağlamaktadır. Yüksek yoğunluğu nedeniyle, daha derin polimerizasyon sağlanır. (5 mm' ye kadar). Bu da 5 mm' den sığ kaviteelerin tek aşamada doldurulmasına olanak sağlar (13). Bu tür kompozitlerde doldurucu partiküller hibrit kompozitlere oranla daha büyük olduğu için bitirme ve polisaj işlemlerinden sonra pürüzlü yüzey oluşma riski fazladır. Ancak, temas noktalarının ideale yakın oluşturulabilmesi, karving işleminin yapılabilmesi, kaviteye basınç uygulanarak daha kolay yerleştirilebilmesi özellikle sınıf II kaviteelerde başarıyla kullanılabilmelerini sağlamıştır (12).

2.1.4.2.4. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozitler

Kompozit rezinler, polimer yapılarındaki çift karbon bağlarının birleşmesiyle oluşan ve polimerizasyon adı verilen reaksiyon sonucunda kimyasal yapılarını tamamlamakta ve sertleşmektedir (18).

Kompozit rezinler polimerizasyon yöntemlerine göre 3 gruba ayrılırlar. Bunlar;

1. Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinler (chemical-cured, self-cured)
2. Işık ile polimerize olan kompozit rezinler (light-cured)
3. Hem kimyasal hem de ışıkla polimerize olan kompozit rezinler (dual-cured) olarak sınıflandırılmaktadır.

2.1.4.2.4.1. Kimyasal Olarak Polimerize Olan Kompozitler

Bu sistemde, pasta+pasta, pasta+likit, toz+likit komponentlerinin karıştırılmasıyla polimerizasyon başlamaktadır (13). Kimyasal yolla polimerize olan sistemler amin ve peroksit olmak üzere iki pasta içerirler (18). Toz-likit karışımı ile diş hekimliğine giren bu kompozitler daha sonra iki pat şeklinde kullanılmış; ancak, yapılan çalışmalar ve klinik deneyimler; iki patın karıştırılması sırasında arada hava kabarcıklarının kalabildiğini ve bu hava kabarcıkları nedeni ile de aşınmaya karşı direncinin düştüğünü ortaya koymuştur.

- Kaviteye küçük parçalar halinde yerleştirilebilir (inkremental teknik). Böylece, hem çeşitli renk ve türdeki kompozitleri aynı kaviteye uygulama olanağı vardır (lamine teknik) hem de polimerizasyon büzülmesi en aza indirilmiştir (12).

2.1.4.2.4.3. Hem Kimyasal Hem de Işık ile Polimerize Olan Kompozitler

Sertleşme reaksiyonları hem kimyasal hem de fotoaktivasyon (ışık) ile gerçekleşmektedir (31). Bu tip rezinlerin kimyasal olarak polimerizasyon hızı yavaştır; ancak, fotokimyasal olarak rezine ilave bir polimerizasyon sağlanmıştır (12).

Her 3 tipte de bozulmuş benzoil peroksitin hidroksil grupları (OH^- grupları) taşıyıcı fazın molekülleri ile çarpışır ve reaksiyon zinciri başlar. Bu reaksiyonlar sonucu makro moleküller oluşur. Bu makro moleküller ise, büyüyerek birbiri ile çapraz bağlar yapar (31).

Kompozit bir restoratif materyal olarak takdim edildiğinden bu yana kompozitler sıklıkla doldurucu partikül büyüklüğüne göre sınıflandırılmıştır (29). Yeni geliştirilen kompozitler, nano kompozit, nono-filled kompozit, nano-filled hibrid kompozit ve mikro-hibrit kompozit gruplarına dahil olduğu için mevcut sınıflamalar bu materyalleri kapsamamaktadır. Doldurucu içeriğinin ve boyutunun yanı sıra farklı matriks komponentindeki değişikliklere göre de bir sınıflamaya ihtiyaç duyulmaktadır (15).

2.1.4.3. Kompozit Rezinlerle İlgili Güncel Gelişmeler

Kompozitlerin diş hekimliği kullanımına girmesinden sonra kompozit rezinler çeşitli özelliklerine göre sınıflandırılmıştır. Mevcut sınıflandırmalar günümüzde piyasadaki bazı kompozit materyallerini (ormoser ve siloran) kapsamamaktadır (15).

2.1.4.3.1. Ormoser

Kompozit rezinlerin organik matriksini oluşturan Bis-GMA formundaki dimetakrilatların temel yapısında son otuz yıldan beri önemli herhangi bir değişiklik yapılmamıştır. Uzun yıllar elektrik, elektronik ve inşaat sektörlerinde kullanılan seramiklerin diş hekimliğinde kullanımı fikri ortaya çıkmıştır. Organik-modifikasyon-seramik kelimelerinin (organic modified ceramics) ilk hecelerinden oluşan ORMOCER ismiyle farklı bir kompozit rezin ürünü olarak 1987’ de bulunmuş ve 1998 restoratif diş hekimliğine alternatif bir kompozit materyali olarak piyasaya sürülmüştür (15, 31, 40).

Ormoser, ürethan ile tiyoeter oligo metakrilat alkoksilanın inorganik-organik kopolimerinden oluşur. Multifonksiyonel ürethan ve tiotermetakrilat alkoksilanlardan elde edilen inorganik-organik kopolimerlerin oluşturduğu Si-O-Si ağından oluşan ana yapıya, Bowen tarafından geliştirilen kompozit rezinlerin organik matriksini oluşturan Bis-GMA, HEMA, TEGDMA ve UDMA gibi farklı kimyasal özelliklere sahip monomerler, çeşitli inorganik partiküller katılmış ve her iki faz yine tüm diğer kompozit rezin sistemlerde olduğu gibi bir silan fazı aracılığı ile birbirine bağlanmıştır. İnorganik partiküller kompozit rezinlerdeki inorganik dolduruculara benzer olarak, özel cam seramik ve silikadan oluşmaktadır (12, 14, 31, 40, 42).

Geleneksel kompozitlerin aksine ormoser matriksi sadece organik değil; aynı zamanda, inorganiktir. Bu sebeple monomer salımını azaltmak için monomerler matriks içerisine gömülmüştür. Ormoser temel olarak 3 ana komponentten oluşur; organik ve inorganik kısım ve polisiloksan. Bu komponentler materyalin mekanik, termal ve optik özelliklerini belirlemektedir (15).

1. *Organik polimer* polariteyi, çapraz bağ (cross link) kabiliyetini, sertliği ve optik özellikleri etkilemektedir.
2. *Cam ve seramik komponenti (inorganik kısım)* termal ekspansiyon (ısısal genişleme) ve kimyasal stabilitesinden sorumludur.
3. *Polisiloksan* elastikiyet, yapısal özellikleri ve dizilimden sorumludur.

İnorganik Si-O-Si ağı multifonksiyonel silan molekülleri ile organik polimer tarafından kuşatılmıştır. Bu da polimerizasyon büzülmesinin hacimce % 1,46-2,64' e düşmesine olanak sağlamaktadır (15, 47).

2.1.4.3.2. Siloran

Siloran diş hekimliği kullanımı için geliştirilen tamamen yeni bir materyaldir. Siloran kelime olarak materyalin kimyasal yapı bloğunu oluşturan siloksan ve oksiran terimlerinin kombinasyonundan oluşturulmuştur (15, 46, 44, 45, 60, 61).

Siloksan endüstriyel olarak hidrofobik bir materyal olarak bilinmektedir. Ağız ortamında su absorpsiyonu kompozitin uzun dönem fiziksel özelliklerini sınırladığından dolayı, siloksan yapıya hidrofobik özellik katmak için ilave edilmiştir. Hidrofobik materyaller

eksojen renklenmeye karşı hidrofilik materyallerden de daha az hassas olmakla birlikte günlük besinlerinden kaynaklı boyayı da absorbe etmezler (15, 46, 44, 45, 60, 61).

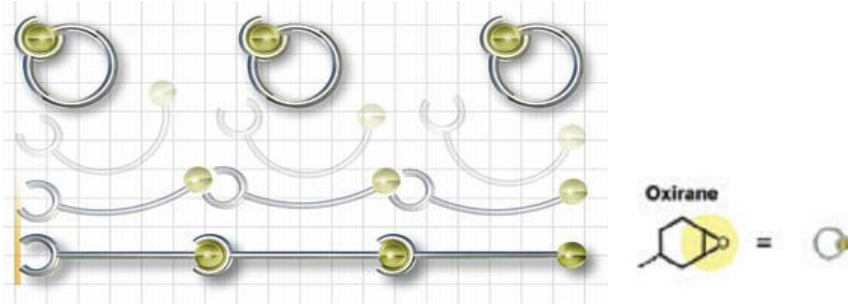
Oksiran spor aletlerinin üretimi, havacılık ve otomotiv endüstrisi gibi birçok teknik alanlarda uzun zamandan beri kullanılmaktadır. Oksiran polimerlerinin düşük büzülme gösterdiği ve kimyofiziksel güçler karşısında stabil olduğu bilinmektedir. Siloranın yapısındaki oksiran halkalar materyalin fiziksel özelliğinden ve düşük polimerizasyon büzülmesinden sorumludur (15, 46, 44, 45, 60, 61).

Siloksan ve oksiran kimyasal yapı bloklarının kombinasyonu ile biyouyumlu, hidrofobik ve düşük polimerizasyon büzülmesi gösteren bir materyal elde edilmiştir. Bu yeni sistem geleneksel metakrilat bazlı resinlerle karşılaştırdığı zaman kimyasal olarak farklılıklar sergilemektedir. Metakrilat bazlı kompozitlere göre siloran esaslı kompozitler daha iyi mekanik özelliklere sahiptir. Kompozit rezin restorasyonların materyal karakteri matriks rezinin tipi ve miktarı, polimerizasyon kimyası ve doldurucu içeriğine göre değişmektedir (15, 46, 44, 45, 60, 61).

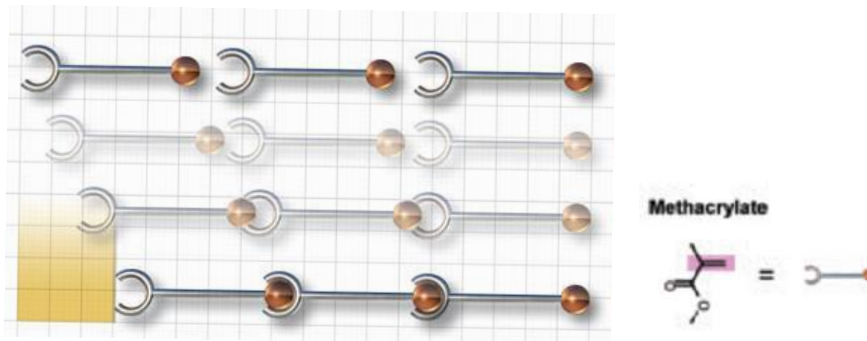
Metakrilat esaslı kompozitlerin polimerizasyonu sırasında serbest rezin "lineer monomerler" i birbirlerine doğru hareket etmekte ve kimyasal bağ ile bağlanarak polimer zincirlerini oluşturmaktadır. Böylece, serbest monomer molekülleri polimerize moleküller haline gelmektedir. Bu reaksiyon intermoleküler mesafe azalması ve anlamlı bir hacim büzülmesi ile sonuçlanmaktadır (Şekil 6). Silorane esaslı kompozitlerin polimerizasyon basamağı katyonik halka açılımlı reaksiyon sonucu oluşmaktadır. Bu kompozitler polimerize olurken, "halka-açılımlı" monomerler (Şekil 6) açılır, düzleşirler ve birbirlerine doğru yaklaşarak bağlanırlar. Bu süreç sonucunda yer kazanılmakta ve metakrilat bazlı kompozitlere göre polimerizasyon aşamasında oluşan büzülmeyle ortaya çıkan hacim kaybı ekarte edilmektedir (15, 46, 44, 45, 60, 61) (Şekil 5).

Siloran doldurucu olarak, 0,1-2,0 µm boyutunda quartz partiküller ve radyoopak yitrium florid içermektedir. Siloran restoratif materyal doldurucu partikülüne göre mikrohibrit kompozit olarak da sınıflandırılmaktadır. Kuartz yüzeyi uzun dönemde doldurucunun rezine bağlantısını düzenlemesi ve mükemmel mekanik özellik sağlaması için siloran teknolojisi ile spesifik olarak uyumlandırılan silan tabakası ile modifiye edilmiştir.

Silorane esaslı rezinlerde fotoinitator sistem üç kısımdan oluşmaktadır: Işığın abzorbe eden kamfor kinon, halka açılımlı polimerizasyon sürecini başlatan elektron donör (örneğin amin) ve idonium tuz. Kamfor kinon uyarılır ve bu süreçte idonium tuzu asidik katyona indirgeyen elektron donör ile tepkime yapar. Siloranın iniatör sistemi polimerizasyon stresini düzenlemektedir. Üç komponentli initial sistem polimerizasyonu başlaması için gereklidir. Bu da klinisyene geleneksel metakrilat bazlı kompozit rezinlere göre çalışma ışığı altında daha uzun çalışma süresi sağlamaktadır (15, 46, 44, 45, 60, 61).



Şekil 5. Silorane – Hacimsel Büzülme <1% (45)



Şekil 6. Metakrilat-Hacimsel büzülme (45)

2.1.4.4. Kompozit Rezinlerin Fiziksel ve Mekanik Özellikleri

2.1.4.4.1. Kompozit Rezinlerin Fiziksel Özellikleri

2.1.4.4.1.1. Termal Genleşme Katsayısı

Kompozit rezinlerin termal ekspansiyon katsayısı diş yapısı ile rezin kompozitleri anlamlı derecede birbirinden ayıran bir değişkendir. Kompozitlerin termal ekspansiyonları diş yapısından daha fazla olduğu için, farklı sıcaklık değerleri altında kompozit mine ve

dentinden daha fazla genişler ve büzülür. Kompozit rezinlerin ısısal genleşme sayısı ($30-75 \times 10^{-6}/C^{\circ}$), akrilik rezinlere ($92 \times 10^{-6}/C^{\circ}$) oranla mine ve dentinin ısısal genleşme katsayılarına ($8,3 \times 10^{-6}/C^{\circ}$, $11,4 \times 10^{-6}/C^{\circ}$) daha yakın olup mine ve dentin değerinden üç kat fazladır. Doldurucu partikül miktarı arttıkça ısısal genleşme katsayısı düşer. Isısal genleşme katsayısındaki farklılık rezin-doldurucu arasındaki bağlantıyı bozarak kompozit rezin ile diş dokusu arasındaki bağlanmayı olumsuz yönde etkiler ve bunun bir sonucu olarak da restorasyonun ömrü olumsuz etkilenir, materyalin aşınma ve gerilme direnci azalır ve sekonder çürükler oluşur (12, 49, 50, 30).

2.1.4.4.1.2. Çözünürlük

Kompozit rezinlerin sudaki çözünürlükleri ($0,01-0,006 \text{ mg/cm}^2$) akrilik rezinlerden ($0,22 \text{ mg/cm}^2$) daha azdır. Kompozit rezinler akrilik rezinlere oranla daha fazla tamamlanmamış reaksiyonla polimerize olurlar. Bu sebeple, kompozitlerin sudaki çözünürlükleri önemsenecek kadar azdır. Yapılan çalışmalarda, yüksek oranda çözünürlük gösteren kompozit rezinlerin mekanik özelliklerinin negatif yönde etkilendiği ve restorasyonun ömrünün kısaldığı rapor edilmiştir. Çözünürlük klinik olarak dişin vitalitesi açısından da çok önemlidir. Kompozit rezinlerin yapısındaki çözünmeyle retansiyon sahaları oluşacak, burada çoğalan mikroorganizmaların artmasıyla sekonder çürükler ortaya çıkacaktır (12, 49, 51).

2.1.4.4.1.3. Su Absorbsiyonu

Su ve küçük moleküller, kompoziti plastik hale dönüştürmekte ve matriksi monomerler ve diğer türevleri içinde kimyasal olarak çözmemektedir. Su emilimi, dental materyallerin fiziksel ve mekanik özelliklerinin bozulmasında önemli bir faktördür. Su absorpsiyonu, aşınma direncini düşürerek ve mekanik özelliklerini azaltarak kompozit rezini olumsuz yönde etkilemektedir. Suyun rezin tarafından tutulması, matriks ve doldurucu arasındaki bağlantının bozulmasına, matriks plastizasyonunda, materyalin çekme dayanıklılığı ve aşınma direncinin azalmasında direkt etkilidir (52, 53).

2.1.4.4.1.4. Radyoopasite

Rezin materyal doğal olarak radyolusenttir. Ancak, radyografik görüntüde, sızıntı kenarları, sekonder çürük, zayıf proksimal kontakt, proksimal yüzeylerin aşınması ve diğer problemler restoratif materyalde yeterli radyoopasite kontrastı olmadan belirlenemez. Bu

sebepten dolayı radyoopasite kompozit materyalinin en önemli özelliklerinden biridir. Kompozit rezinlerin inorganik fazında bulunan kuartz, lityum aliminyum cam ve silika gibi partiküller radyopak değildirler. Bu nedenle, baryum, stronsiyum ve yitrium gibi yüksek atom numaralı elementler eklenerek radyopak kompozit rezinler üretilmiştir. Optimum tanı amaçlı kontrast için restorasyonun opaklığı minenin opaklığına yakın olmalıdır. Kompozit rezinlerin radyoopasitesi tanı için yeterli olmakla birlikte metalik restorasyonlardan daha azdır. Kabul edilebilir normlardaki radyoopasite değerleri oldukça geniş bir aralıktadır; ancak, aşırı radyopak görüntü boşluk ve sekonder çürük gibi radyolusent alanların görüntüsünü de gizleyebilmektedir. Radyopak partiküller kompozit rezinde ısısal genleşmeyi arttırdıkları, silan bağlanma ajanlarını hidrolize ettikleri ve opasiteye neden oldukları için inorganik faza oldukça sınırlı miktarda ilave edilmektedirler (12, 33).

2.1.4.4.1.5. Optik Özellikler

Restoratif maddelerin estetik görünimleri, renk, şeffaflık ve düzgünlük gibi optik özelliklerden etkilenir. Restorasyonlar renk açısından doğal dişlere uyumlu olmalıdır. Bir dişin rengi, mine kalınlığı ve dentin rengi ile belirlenir (12).

2.1.4.4.2. Kompozit Rezinlerin Mekanik Özellikleri

Kompozit rezin restorasyonlar ağız içerisinde çiğneme kuvvetlerinin etkisi altında kaldığı için materyalin mekanik özellikleri, restorasyonun ömrü ve klinik performansı ile yakından ilişkilidir (54). Genel olarak restoratif materyalin mekanik özellikleri mine ve dentine ne kadar yakın olursa, restorasyonun ömrü de o kadar uzun olur. Resin kompozit materyaller düşük kırılma dayanımına (fracture resistance) sahiptir. Doldurucu oranı arttırılırsa materyalin kırılma dayanımı da artar. Resin kompozitler yüksek oranda elastik deformasyon sergilemektedir. Elastik deformasyon sonucunda kütle kırıkları, mikro çatlaklar meydana gelmektedir. Kırılma dayanımında olduğu gibi yüksek oranda doldurucu partikül içeren rezinler daha düşük doldurucu içeriğine sahip kompozit rezinlerden daha az elastik deformasyon sergilemektedir (33).

Aşağıdaki tabloda kompozit resin tiplerinin bazı mekanik özelliklerinin sayısal değerleri belirtilmiştir (Tablo 2).

Tablo 2. Çalışmada kullanılan materyallerin mekanik özellikleri (17, 33, 43, 45, 46, 62, 63, 105, 172)

<i>Karakteristik/ özellik</i>	Geleneksel	Hibrit (küçük partikül)	Hibrit (çok amaçlı)	Mikrofil	Akıcı Hibrit	Tepilebilir Hibrit	Ormoser Esaslı	Siloran Esaslı	Mine	Dentin
<i>Boyut (μm)</i>	8-12	0,5-3	0,4-1,0	0,004- 0,4	0,6- 1,0	Fibroz	0,7	0,05-5,0	-	-
<i>İnorganik doldurucu (Hacimce %)</i>	60-70	65-77	60-65	20-59	30-35	48-67	61	55		
<i>İnorganik doldurucu (Ağırlıkça %)</i>	70-80	80-90	75-80	35-67	40-60	65-81	77	76	-	-
<i>Basma dayanımı (Compressive strength)(MPa)</i>	250-300	350-400	300- 350	250-350	-	-	77	350-400	384	294
<i>Gerilme dayanımı (Tensile strength)(MPa)</i>	50-65	75-90	40-50	30-50	-	40-45	35,2±9,5	-	10	52
<i>Elastik modülü (Elastic modulus)(GPa)</i>	8-15	15-20	11-15	3-6	4-8	3-13	10,7	10,2±0,1	84	18
<i>Knoop hardness (KHN)</i>	55	50-60	50-60	25-35	-	-	20-40	25,84± 4	-	-
<i>Polimerizasyon büzülmesi (hacimce %)</i>	-	2-3	2-3	2-3	3-5	2-3	1,97	<1	-	-

2.1.4.5. Polimerizasyon

Monomer polimer yapısındaki en basit ünedir. Kimyasal yapıları aynı olan ve aynı reaksiyon aktivitesine sahip basit moleküllerin (monomer), kimyasal olarak tekrarlanabilir şekilde kovalent bağlarla birbirine bağlanmasından meydana gelen makromoleküllere de polimer adı verilmektedir (33, 56). İki ya da daha fazla kimyasal üneden oluşan polimerlere ‘kopolimer’; üç farklı monomer ünitesinden oluşan polimerlere ise ‘terpolimer’ adı verilir (55, 56).

Polimer molekülü binlerce ve milyonlarca monomerin birleşmesinden ibarettir. Polimerin molekül ağırlığı, polimer molekülünün içeriğinde bulunan bütün monomerlerin molekül ağırlıklarının toplamıdır. Polimerin moleküler ağırlık dağılımı fiziksel özelliklerinde önemli rol oynar. Ortalama moleküler ağırlığı, monomer tipi ve konsantrasyonuna bağlıdır ve sertleşme zamanı gibi şartlara bağlı olarak da değişebilir. Molekül ağırlığı düşük olduğunda polimerizasyon az olur ve polimer zayıflar. Molekül ağırlığı yüksek olduğunda da, polimerin yumuşama ve erime derecesi yüksek olur ki, bu da kitlenin çok sert olması anlamına gelmektedir (33, 55, 56, 57, 58).

Polimerizasyon; monomerlerin seri kimyasal reaksiyonla birleşerek makromoleküller oluşturması reaksiyonudur. Kısacası, monomerlerin polimerlere dönüşmesine polimerizasyon adı verilmektedir (72, 73).

Polimerizasyon, ilave polimerizasyon (katılma polimerizasyonu, additional polymerization) ve kondansasyon polimerizasyonu (condensation polymerization) olmak üzere iki farklı tip reaksiyonla oluşmaktadır (33, 59, 56, 74).

2.1.4.5.1. İlave Polimerizasyon (Katılma Polimerizasyonu, Additional Polymerization)

İlave polimerizasyon; kimyasal bir değişikliğe uğramadan benzer moleküllerin yüksek sayıda tekrarlanarak aynı kimyasal kompozisyona sahip yüksek molekül ağırlıklı makromoleküle dönüşmesi olayıdır (33). İlave polimerizasyon reaksiyonu sırasında yan ürün (örneğin su) açığa çıkmaz. İki molekül kimyasal olarak kovalent bağ ile bağlanır (73, 75).

İlave polimerizasyon sırasıyla aktivasyon, başlama, ilerleme, bitiş olmak üzere 4 safhadan oluşmaktadır (73, 75).

a. Aktivasyon Safhası

İlave polimerizasyon proçesinin başlatmak için serbest radikallerin oluşması gerekmektedir. Serbest radikallerin oluşturulması işlemine aktivasyon denilmektedir. Bunlar; doymamış, tek elektrona sahip reaktif moleküllerdir. Serbest radikaller başlatıcıların kimyasal, ısı, görünür ışık, ultraviyole ışık veya serbest radikal gibi davranan başka bir bileşikten enerji transfer edebilen radikal üreten moleküllerin aktivasyonu ile oluşmaktadır. Başlatıcılar, oldukça zayıf bir bağ içeren ve parçalandıkları zaman birer reaktif elektronlu iki grup oluşturan moleküllerdir. Dış hekimliği polimerlerinde en sık kullanılan başlatıcı benzoil peroksittir. Polimerizasyon çeşitli aktivatörler ile başlatıcıların parçalanmasıyla oluşmaktadır. Buna göre, kimyasal ajanlar, ısı ve görünür ışık dış hekimliğinde en çok kullanılan aktivatörlerdir. (33, 76) .

Işık: Bunlarda ışığa duyarlı başlatıcılar kullanılır. Işık uygulama yönteminde aktivatör olarak ultraviyole ya da görünür ışık kullanılmaktadır. Dental materyallerde genellikle kullanılan ışık emici bileşik kamforokinondur (CQ). CQ uygun dalga boyu ve şiddetteki elektromanyetik enerjiye maruz kaldığında fonksiyonel gruplar fotonları abzorbe eder ve molekül aktive olur. Aminle bir araya geldiğinde elektron transferi oluşur. Böylece, dış yüzeyinde tek bir elektron içeren serbest radikali oluşturur. Serbest radikal başka bir bileşenle kovalent bağ yapma eğilimindedir. Işıkla setleşen kompozitlerde polimerizasyon reaksiyon hızını artırmak için genellikle karışıma amin ilave edilmektedir.

Isı: Dental materyallerde kullanılan ısı ile aktive başlatıcı benzoil peroksittir. Benzoil peroksit 65 °C' nin üzerinde ısıtıldığı zaman parçalanmaktadır. Bu yöntem akrilik protez kaide materyalinin hazırlanmasında kullanılmaktadır.

Kimyasal ajanlar: Benzoil peroksit, dimetil-p-toluidin gibi tersiyer aminle temasa geçtiği zaman da aktive olur. Kimyasal olarak polimerize olan çift pat sisteminde üretilen kompozitlerde de bu yöntem kullanılmaktadır. Polimerizasyon iki patın karıştırılması ile başlar. Patlardan biri polimerizasyonu başlatan benzoil peroksit, diğeri ise polimerizasyonu hızlandıran tersiyer amindir (12, 28, 33, 34, 67, 75, 77).

a. Başlama Safhası

Polimerizasyon, aktivasyon sonucu oluşan serbest radikalın monomer ile reaksiyona girmesi ile başlar. Serbest radikaller çift bağ içeren monomere saldırarak tekrar reaktif gruplar oluştururlar (76).

b. İlerleme Safhası

Oluşan reaktif gruplar başka monomerlere bağlanarak yeni bir reaktif grup oluştururlar. Böylece, bütün moleküller birbirlerine bağlanarak zincirin büyümesine yol açarlar (76).

c. Bitiş Safhası

İlerleme reaksiyonunun kitle içindeki monomer molekülleri bitinceye kadar devam etmesi beklenir. Ancak, pratikte, polimer zincirinin bitimine neden olan diğer reaksiyonlar ilave reaksiyonu engelleyebilir. Bu reaksiyonlar ölü polimer zincirleri oluştururlar. İlave reaksiyona uğramazlar. Polimerizasyon sonunda elde edilen polimerin, fiziksel özellikleri üzerinde, moleküler ağırlığının, çapraz bağların ve zincir dallanmasının etkisi büyüktür (76).

2.1.4.5.2. Kondansasyon Polimerizasyonu (Condensation Polymerization)

Kondansasyon reaksiyonu iki molekülün benzer bir mekanizmayla reaksiyona girerek daha büyük bir üçüncü ürün oluştururken, su gibi küçük moleküllü bir yan ürünü açığa çıkarmasıdır. Reaksiyonun primer parçası, sıklıkla su, alkol, halojen asit ve ammonia gibi yan ürünlerin şekillenmesi ile oluşmaktadır. Bu yan ürünlerin oluşması kondansasyon polimerizasyonunun sonucudur. Monomer yapısı kendini tekrarlar ve makromoleküller oluşur. Bu mekanizma sıklıkla vücutta biyolojik dokularda protein, karbonhidrat deoksiribonükleik asit ve ribonükleik asit oluşumunda da kullanılır. Örneğin, organik bir asitle alkolün reaksiyonu sonucu bir ester ve su oluşur. Bu kondansasyon reaksiyonuna basit bir örnektir. Günümüzde, kondansasyon rezinleri, dental restorasyon veya protetik uygulamalarda pek kullanılmaz. Diş hekimliğinde daha çok ilave tipine rastlanır (33).

2.1.4.6. Kompozit Rezinlerin Polimerizasyonunda Kullanılan Işık Kaynakları

Rezin esaslı kompozitlerin polimerizasyonu için 4 tip ışık kaynağı kullanılmaktadır;

1) QTH (Quartz Tungsten Halogen) Işık kaynağı

- 2) LED (Light Emitting Diodes) Işık Kaynağı
- 3) PAC (Plasma Arc) Işık Kaynağı
- 4) Argon Lazer Işık Kaynağı

2.1.4.6.1. QTH (Quartz Tungsten Halogen) Işık Kaynağı

Diş hekimliğinde kullanılan en yaygın ve en eski ışık kaynağı QTH ışıktır. UV ışığı saçan tungsten filamentli kuartz ampüle sahiptir. QTH lambası yaklaşık 400-500 nm dalga boyu arasında ışık yaymaktadır. Halojen ışık cihazları, halojen gaz içeren quartz ampulün içindeki tungsten telin ısıtılması temeli ile çalışmaktadır. Çalışma sırasında tungsten filamentlerde yüksek ısı oluşur. Yüksek ısıya bağlı olarak filtrenin, halojen ampulün ve aynanın yapıları bozulabilir. Buna bağlı olarak da filtreleme özellikleri ve cihazın polimerizasyon etkinliği azalabilmektedir. Bu yüzden, soğutmaya çok önem verilmelidir. Bu amaçla halojen ışık kaynaklarında fan bulunmaktadır. Sistem içerisinde fan bulunması ayrı enerji gereksinimi anlamına gelmektedir. Ayrıca, üzerindeki havalandırma delikleri kontaminasyona olanak sağladığı için dezenfeksiyonlarını zorlaştırmaktadır. Bu filtreler özelliklerini kaybettiklerinde dış yüzeyine daha fazla enerji ulaşır. Bu fazla enerji pulpa içerisindeki sıcaklığı artırarak pulpa ve mukozada ısı oluşumuna neden olur. Bu nedenle halojen ışıkların bütün aksamaları ve ışık verimi muntazam aralıklarla kontrol ettirilmelidir (19, 33, 55, 63, 67, 69, 70, 78).

Halojen ışık kaynakları uzun yıllardır diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmasına rağmen reflektörün, halojen lambaların, filtrenin zamanla etkinliğini kaybetmesi, yüksek ısı oluşturması gibi dezavantajları bulunmaktadır. Bu sebepten son yıllarda farklı ışık kaynakları arayışına gidilmiştir (19, 33, 55, 63, 67, 69, 70, 78).

2.1.4.6.2. LED (Light Emitting Diodes) Işık Kaynağı

Mavi light-emitting diodes ilk olarak 2000' de kullanılmaya başlanmıştır. LED ışık kaynakları rezin esaslı restoratif materyallerin, polimerizasyonunda halojen ışık cihazlarının dezavantajlarını ortadan kaldırmak amacı ile geliştirilmiştir. Yapılarında elektronların birinden diğerine geçişini sağlayan ve elektrik enerjisini direkt olarak ışığa çeviren iki ayrı yarı iletken bulunmaktadır. Halojen ampullerde kullanılan sıcak filamentlerin yerine, elektrotların birinden diğerine geçişi sağlayan iki ayrı yarı iletken p-n bağlantıları içermektedirler. Ortama elektrik verildiğinde, elektronlar ve boşluklar p-n bağlantısı önünde tekrar birleşirler ve LED lambadan belirli bir dalga boyu aralığında ışık yayılır. Mavi LED

ışık kaynakları yaklaşık 440 ve 480 nm dalga boyunda sadece görünür ışık yayar. Bu dalga boyu çoğu kompozit maddeleri içerisinde başlatıcı olarak bulunan QC' nin aktivasyonu için yeterlidir. LED ışık kaynakları yüksek şiddette mavi ışık üretebilen ileri teknoloji ürünleridir. Yapılan çalışmalar LED ışık cihazların halojen ışık cihazları ile karşılaştırıldığında daha yüksek polimerizasyon derinliği değerleri gösterdiğini ve daha az uygulama süresi gerektirdiğini belirtmektedir. LED ışık cihazlarının halojen ışık cihazları gibi ısı oluşturmadaıkları için filtre gerektirmemeleri, pulpa ve çevre dokularda hasar oluşturma ihtimallerinin olmaması ve kullanım ömürlerinin uzun olması önemli avantajları arasında sayılabilmektedir (19, 33, 55, 64, 67, 69, 70, 78, 65, 66).

2.1.4.6.3. PAC (Plasma Arc) Işık Kaynağı

High-intensity plasma-ark ışıkları ilk defa 1990'ların ortalarında takdim edilmiştir. PAC lambası plazma üretmek için iyonize eden xenon gaz kullanmaktadır. Işık plazmanın parlaması ile ortaya çıkmaktadır. Yüksek yoğunluktaki beyaz ışık ısı oluşmaması için filtrelenmekte ve bu durum 400-500 nm dalga boyu arasındaki mavi ışığın çıkmasını mümkün kılmaktadır. Bu tip ışık kaynaklarının pulpada ısı artışına sebep olma ve restorasyon ile dış yapıları ara yüzeyinde oluşan polimerizasyon büzülme streslerini artırma gibi dezavantajları bulunmaktadır (33, 55, 68).

2.1.4.6.4. Argon Lazer Işık Kaynağı

LASER kelimesi İngilizce 'Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation' kelimelerinin baş harflerinden oluşmaktadır. Işığın uyarılmış radyasyon yoluyla güçlendirilmesi anlamına gelmektedir. Lazerlerde, ışık kaynağı elektron demeti gibi bir enerji kaynağının saldığı enerjiyi soğurur, ardından bu enerjiyi elektromanyetik bir ışıma ile geri verir. Argon lazer lambası çok yüksek yoğunlukta ve tek dalga boyunda ışık saçmaktadır. Genellikle bu dalga boyu 490 nm' dir. Polimerizasyon süresini kısaltmış olmaları ve oral dokularda ısı artışına sebep olmamaları en büyük avantajlarıdır (33, 67).

Plazma arkların ve argon lazerin maliyetlerinin yüksek olması kompozit polimerizasyonu için kullanımda tercih edilmemesine sebep olmaktadır (33, 67).

2.1.4.7. Kompozit Rezinlerin Avantajları

Kompozit rezinlerin başlıca avantajları aşağıda sıralanmıştır:

1. Kendilerine ait bir renk skalası olduğundan estetikler,
2. Diş yapısına bağlantısı iyidir,
3. Kalan sağlam diş dokusunu korurlar,
4. Galvanik akıma sebep olmazlar,
5. Düşük termal iletkenliğe sahiptirler,
6. Radyopaklırlar.

2.1.4.7.1. Estetik

Bir restorasyonun estetik kabul edilebilmesi için komşu diş ile şekil, biçim, renk ve kontur yönünden uyumlu olmalıdır. Doğal bir görünüm elde etmek için de uygun bir translusentliğe sahip olmalıdır. İdeal estetik restoratif materyalde bu özelliklerin hepsinin harmonik bir şekilde bulunması gerekmektedir. Kompozit rezinler translusentliğinden dolayı doğal görünümlü bir estetik materyal olarak kabul görmektedirler. Üretici firmalar, klinisyene en iyi estetik alternatifi sunmak üzere renk, opaklık ve çeşitli illüzyonlarla ideale yakın rezin kompozit sistemleri geliştirmişlerdir (39,79).

2.1.4.7.2. Diş Yapısına Bağlanma

Rezin materyalin diş yapısına bağlanma mekanizması asitle dağlanmış diş yüzeyine likit monomerin penetrasyonu ile sağlanmaktadır (80).

Kompozit rezinler diş yapısına bonding ajanlar ile mikromekanik ve kimyasal olarak bağlanmaktadır. Modern bonding ajanlar ayrı ayrı ya da kombine halde kullanılabilen 3 temel kısımdan oluşmaktadır: asit, primer ve adeziv. Asit ile dağlanmış minerde ıslanılabilirlik artar ve monomer infiltrasyonu için daha fazla kontakt bölgesi oluşturularak polimerizasyondan sonra stabil bir mikromekanik retansiyon sağlanır. Bu amaçla, genellikle kuvvetli bir asit olan fosforik asit kullanılmaktadır. Diş yüzeyini nemli tutmak için hidrofilik monomerler içeren primer ajan kullanılmaktadır. Adeziv ise, kompozit yapısında da bulunan tipik dimetakrilat oligomerler içermekte ve kimyasal bağlanmayı sağlamaktadır (55, 81).

Amalgam restorasyonların aksine bonding ajanlar sayesinde kompozit rezin restorasyonun retansiyonu için kavite sınırlarına sağlam diş dokusunun dâhil edilmesine gerek yoktur (82). Restorasyonun diş yapısında iyi bir bağlantı yapması retansiyonu ve restorasyonun ömrünü arttırmaktadır (83).

Diş yapısı ile rezin kompozit arasındaki bağlantıyı sağlayan bonding sistemlerin restorasyon kenarlarını doldurduğu, arta kalan diş yapısını kırılmaya karşı desteklediği ve retansiyonu arttırdığı birçok çalışmada rapor edilmiştir (84).

2.1.4.7.3. Diş Yapısını Koruma

Geçmişte, posterior kompozit restorasyon uygulamalarında geleneksel amalgam restorasyonlar için Dr. Black tarafından tarif edilen kavite preperasyonu gerekmektedir. Son dönemlerde, çoğu araştırmacı, kompozitlerin negatif özelliklerini minimize etmek için restorasyon ile diş arasındaki bağlantıyı arttıran adeziv teknikteki gelişmeler ile daha konservatif yaklaşımları savunmaktadır. Böylece, çürük lezyonu ve desteksiz kırılan mine dokusu haricindeki sağlam diş dokusunun da uzaklaştırılması sınırlanmıştır (85, 86).

2.1.4.7.4. Galvanik Akımın Eliminasyonu

Rezin kompozit metal içermediğinden dolayı galvanik akım oluşturmamaktadırlar (87).

2.1.4.7.5. Düşük Termal İletkenlik

Rezin kompozitler ısısal değişiklikleri iletmediği için, izolasyon sağlayarak postoperatif termal hassasiyetin azalmasını sağlarlar. Amalgam restorasyonların aksine, kompozit restorasyonlar pulpanın korunması için kaide materyaline ihtiyaç duymazlar (88).

2.1.4.7.6. Radyoopasite

Radyoopak restoratif materyaller, klinisyene restorasyonun kontur, marjinal adaptasyonunu kontrol edebilme, restorasyon, çürük doku ve sağlam diş dokusunu ayırt edebilme imkanını sağlamaktadır. Modern diş hekimliğinde kullanılan rezin materyallerin çoğu radyoopak özellik taşımaktadır (33).

2.1.4.8. Kompozit Resinlerin Dezavantajları

Kompozit resinlerin başlıca dezavantajları aşağıda sıralanmıştır;

1. Polimerizasyon büzülmesi,
2. Postoperatif hassasiyet,
3. Sekonder çürük,

4. Azalmış aşınma direnci,
5. Teknik hassasiyet,
6. Marjinal sızıntı,
7. Su absorpsiyonu,
8. Değişken sertlik derecesi,
9. Renklenme.

2.1.4.8.1. Polimerizasyon Büzülmesi

Polimerizasyon küçük moleküllerin büyük polimer zincirlerine dönüşmesini sağlayan kimyasal bir reaksiyondur. Monomer molekülleri polimerize oldukları zaman yani polimer parçalar olarak şekillendikleri zaman monomer molekülleri arasındaki 3-4 Å olan intramoleküler mesafe, 1.5 Å' a kadar düşmekte ve bunun sonucu olarak da hacimsel bir büzülme söz konusu olmaktadır. Polimerizasyon süreci sonunda meydana gelen bu hacimsel büzülmeye polimerizasyon büzülmesi denmektedir (107).

Rezin kompozitler birçok avantaja sahip olmasına rağmen en önemli dezavantajı polimerizasyon büzülmesidir. Problemlerin çoğu ya direkt ya da indirekt olarak polimerizasyon büzülmesi ve polimerizasyon büzülmesi sonucu diş sert dokusu ile restorasyon ara yüzeyinde oluşan stres ile ilişkilidir. Polimerizasyon boyunca, rezin kompozitin kavite kenarlarından ayrılmasıyla aralık oluşmaya başlar. Oluşan kenar aralanmasından ağız sıvısı, iyon ve mikroorganizma (mikrosızıntı) geçişine bağlı olarak, kenar renklenmesi, postoperatif duyarlılık, sekonder çürük ve pulpa irritasyonu oluşur. Mine kenarında oluşan gerilme kuvveti çiğneme kuvvetleri ile marjinal bozulmalara sebep olmaktadır. Tüberkül ve kusplarda oluşan büzülme kuvvetleri sonucu tüberkül deformasyonu, mine kırığı ve çatlağı oluşabilmektedir.(12, 30, 86, 107, 87)

Polimerizasyon büzülmesi 3 ana faktör ile ilişkilidir; materyal özelliği, kavite geometrisi (C Faktörü) ve restoratif teknik (88).

Aktivasyon safhasının başlangıç reaksiyonunda kullanılan sistemlere rağmen, polimerizasyon büzülmesi oluşur. Görünür ışıkla polimerize olan kompozitler ışığa doğru polimerize olurken, otopolimerize kompozitlerin rezinin merkezine doğru polimerize olduğu bilinmektedir. Buradan yola çıkarak, güncel çalışmalar polimerizasyon büzülmesinin restorasyonun bağlandığı kavite preperasyon duvarına doğru oluştuğunu göstermektedir (12,30, 86).

Kompozitin içerdği inorganik partikül miktarı ve boyutu, rezin oranı da polimerizasyon büzülmesini etkilemektedir. Yüksek oranda doldurucu partikül içeren kompozitler daha az rezin içereceği için daha az polimerizasyon büzülmesi göstermektedir (30).

Polimerizasyon büzülmesi kavitenin genişliği, derinliği ve şeklinden etkilenmektedir. Kavite ne kadar dar ve yüzeysel olursa büzülmesi de o kadar az olacaktır (12, 30).

Kompozit rezin materyalin kaviteye yerleştirilmesinde yaygın olarak inkramental teknik kullanılmaktadır. İnkramental yöntemde kaviteye yerleştirilen ve polimerize edilen rezin miktarını azaltarak başlangıç büzülmesi elimine edilir. Kompozitlerin küçük tabakalar halinde kaviteye yerleştirilmesi, polimerizasyon sırasında kavite duvarları ile en az değimin ve daha küçük kompozit hacminin, büzülme oranındaki azalmayı sağlaması nedeni ile önemlidir. (89, 90).

Polimerizasyon streslerinin oluşmasında konfigürasyon faktörünün (C-Faktörü) önemi birçok araştırmacı tarafından belirtilmiştir. Kavite şekli ile stres oluşumu arasında ilişki vardır. C-Faktörü restorasyonun bağlandığı yüzeylerin serbest yüzeylere oranı olarak ifade edilmektedir. Başka bir deyişle C-Faktörü restorasyonlardaki bağlanmış ve bağlanmamış yüzey alanlarının oranıdır ve diş preperasyonlarının boyutunun ortalama tahmini değerleri kullanılarak hesaplanır. C-Faktörün artması ile büzülme stresi olumsuz etkilenmektedir. Bu faktörün belli bir limiti aşması materyalin akıcılığını engeller ve büzülme streslerini artmasına sebep olur. Düz ve derin olmayan kavite, kompozit-dentin bağlantısı için idealdir. Bu gibi kaviteelerde büzülme, kompozitin serbestçe bir yöne akmasına izin verecek şekilde bir yönde sınırlanır. C-Faktörü 3' ün üzerinde olduğu zaman büzülme stresleri hızla artarken, 1' in altında olduğu zaman ise stres değerleri azalır (30, 91, 108).

Polimerizasyon büzülmesi sonucu ortaya çıkan yan etkileri elimine etmek için birçok teknik ve metodoloji geliştirilmiştir. Bunlar; alternatif polimerizasyon yöntemleri (soft start, pulsa delay polimerizasyon), farklı manüplasyon yöntemleri (inkremental yöntem gibi) ve farklı materyal kombinasyonları (seramik ilaveler, stresi abzorbe etmek için akıcı kompozit kullanımı ya da hibrit ya da geleneksel cam iyonomerlerin kullanımı ile açık –kapalı sandviç tekniği) geliştirilmiştir. Aynı zamanda, çalışmalar rezin kompozit materyallerin yapısal özelliklerinin geliştirilmesi üzerine de odaklanmıştır. Doldurucu partikül boyutları optimize edilmiş ve organik matriks modifiye edilmiştir (47).

2.1.4.8.2. Postoperatif Hassasiyet

Postoperatif hassasiyet rezin materyalin yerleştirilmesi ile alakalıdır. Postoperatif hassasiyet ile ilgili öne sürülen birçok fikir olmasına rağmen, en yaygın teori polimerizasyon büzülmesi ile ilgili olmasıdır. Polimerizasyon büzülmesi sonucu restorasyon ile diş arasında aralık oluşur, bu aralıktan bakteriler ve sıvılar diş ile restorasyon arasına penetre olurlar. Bakteriler ya da zararlı yan ürünleri dentinal tübüllere girerek pulpal enflamasyon ve diş hassasiyetine sebep olmaktadır (12, 30).

2.1.4.8.3. Sekonder Çürük

Birçok çalışma sekonder çürük oluşumunun posterior rezin kompozit restorasyonlarının başarısızlığının başlıca sebebi olduğunu ifade etmektedir. Polimerizasyon büzülmesi sonucu gingival kenarda oluşan marjinal açıklık karyojenik bakteriler, sıvılar ve iyonlar için bir giriş bölgesi olduğu ileri sürülmektedir. Marjinal bozulmanın zamanla ilerlemesine paralel olarak sekonder çürük riskinin de artacağı bilinmektedir (30).

Çalışmalar, diş çürüğünden sorumlu streptokokus mutans seviyesinin posterior rezin kompozitlerin proksimal yüzeylerinden izole edilen plakta amalgam veya cam iyonmer restorasyonların üzerinden izole edilen plaktan daha fazla olduğu rapor edilmiştir. Buna ilaveten, plaktaki organik asidin Bis-GMA polimerlerini yumuşattığı ve böylece materyalin aşınma direncinin azaldığı ve yüzey renklenmesinin oluştuğu bildirilmiştir (30).

2.1.4.8.4. Azalmış Aşınma Direnci

Kompozit rezin restorasyonların aşınması restorasyonun ömrü açısından oldukça dikkat çeken bir konudur. Yapıları güçlendirilmiş materyaller son dönemde piyasaya sürülmesine rağmen, kompozit rezin restorasyonlar çeşitli nedenlere bağlı olarak zaman içerisinde çeşitli oranlarda aşınma gösterirler. Bu sorun kompozitlerle ilgili olumsuzlukların hemen hemen en başında gelmektedir. Resin kompozitin aşınması, yüzey tabakadaki materyalin kimyasal yapısını bozmaktadır (12, 30). Kompozitlerin aşınması iki farklı mekanizma (atrizyon, abrazyon) ile olmaktadır;

Atrizyon: Restorasyonun okluzal kontakt bölgelerinde karşıt diş ile direkt kontakt sonucu oluşan materyal kaybıdır. Genel olarak, aşınma ya materyal ya da klinik faktörlerle ilişkilidir (12, 30).

Abrazyon: Çiğneme sırasında abrazyiv partiküllerin rezin kompozitin okluzal yüzeyi boyunca yer değiştirmesiyle oluşan aşınma şeklidir. Bu tip aşınma restorasyonun tüm yüzeylerinde meydana gelmektedir (12, 30).

Materyal faktörleri primer olarak, rezin materyalin doldurucu içeriği, partikül büyüklüğü ve dağılımı ile, klinik faktörleri ise restorasyonun büyüklüğü, diş arkındaki lokalizasyonu ve gelen okluzal kuvvet ile ilişkilidir. Yüzey alanı ve kavosurface kenarların uzunluğu arttığı zaman okluzal kuvvet de artar ve aşınma da bu oranda artış gösterir. Posterior bölgedeki aşınma, arka grup dişlere gelen aşırı okluzal kuvvetlerden dolayı daha fazladır (12, 30).

Fonksiyon sırasında, proksimal yüzeyler de abrazyiv kuvvetlere maruz kalır. Sonuç olarak, posterior rezin kompozit restorasyonların ara yüzeylerindeki aşınma restore edilmemiş dişlerden daha fazla olur (12, 30).

2.1.4.8.5. Su Emilimi

Su emilimi kompozit rezinin klinik performansını etkileyen diğer bir faktördür. Su rezin komponent tarafından absorbe edilir. Buna paralel olarak rezin içeriği artmasıyla su emilimi de artmaktadır. Resin su içeriği ile şişerse matiriks içerisindeki doldurucu partikülün resin ile olan bağlantısı zayıflar. Bağlantı kuvvetinden daha fazla bir stres oluşursa da, bağlantı bozularak materyalin iç yapısında hidrolitik kırklar oluşur. Polimerizasyonu tamamlanmamış kompozit rezinler daha fazla su absorbe ederek daha fazla hidrolitik bozulma göstermektedir (30, 33).

Radyoopasiteyi arttırmak için baryum ve stronsiyum ilave edilen kompozit rezinler daha yüksek oranda hidrolitik bozulma ve çatlak formasyonu sergilemektedir (30, 33).

2.1.4.8.6. Sertleşme Derecesi

Sertleşme derecesi de kompozit materyallerinin klinik performansı için oldukça önemlidir. Resin kompozitin sertleşme derecesi artarsa, materyalin aşınma direnci gibi mekanik özellikleri de pozitif olarak etkilenmektedir. Daha az doldurucu içeren düşük viskoziteli kompozit rezinler polimerizasyon reaksiyonu sırasında reaktif grupların difüzyonunu arttırarak rezinin sertleşme oranını arttırırken, daha zayıf mekanik özellik ve klinik performans sergilemektedirler (30, 33).

Görünür ışıqla polimerize olan kompozitler oto polimerize kompozitlerden daha yüksek sertleşme derecesine sahiptirler. Sertleşme derecesini arttıran önemli bir faktör de materyalin kaviteye 2 mm kalınlıkta küçük parçalar halinde inkramental olarak yerleştirilmesidir. Kompozit ne kadar ışığa maruz kalırsa sertleşme derecesi de o derece artar ve polimerizasyon büzülmesi de o kadar az olur. İnkramental teknikle polimerizasyon büzülmesi azaltılmasına bağlı olarak, marjinal adaptasyon ve fraktür direnci artarmakta ve kenar açıklığı, marjinal sızıntı ve postoperatif hassasiyet azalmaktadır (30, 33).

2.1.4.8.7. Marjinal Sızıntı

Polimerizasyon büzülmesi kompozitin kavite duvarından uzaklaşması ve sonucunda da materyal ile diş dokusu arasında açıklık oluşmasından sorumludur. Dentin bonding sistemlerin bilinen birçok avantajlarına rağmen, bu problem henüz giderilememiştir. Marjinal sızıntı açıklık oluşumu, bakteriyel invazyon, kenar renklenmesi ve hassasiyete de sebep olmaktadır (30, 33).

2.1.4.8.8. Teknik Hassasiyet

Kompozit rezinlerin başka bir dezavantajı da kaviteye yerleştirilmesi sırasında teknik hassasiyet gerektirmesidir. Bu basamaklarda meydana gelen herhangi bir sorun restorasyonun başarısını olumsuz yönde etkileyebilmektedir. Son dönemlerde yapılan çalışmalar restoratif materyallerin yerleştirme basamaklarını azaltmaya yöneliktir (30).

2.1.4.8.9. Renklenme

Kompozit rezinlerde çeşitli nedenlere bağlı iki tür renk değişikliği oluşabilmektedir: rezinin yapısından kaynaklı içsel renklenme ve rezinin uygulamasından kaynaklı dışsal renklenme (12).

Restorasyonun renklenmesi kompozitin yerleştirilmesi sırasında kullanılan el aletleri ile ya da izolasyonun tam sağlanamamasıyla dişetinden sızan nem ve kan ile kontamine olması sonucu oluşmaktadır. Polimerizasyon yetersizliği, hatalı bitirme ve polisaj işlemi, kötü ağız hijyeni, çay, kahve ve şarap gibi boyayıcı maddeler de renklenmeden sorumlu diğer faktörlerdir (12).

2.1.4.9. Adeziv Teknik

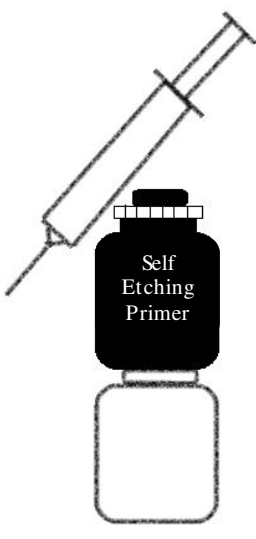
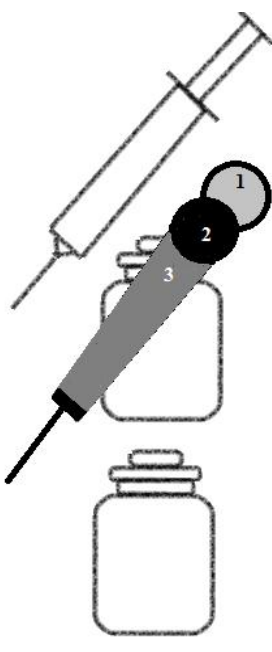
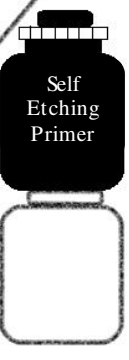
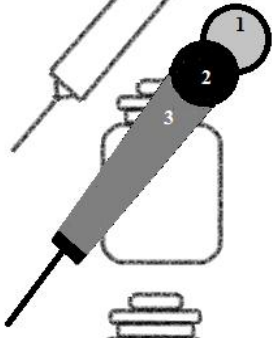
Adezyon, tek bir ara yüzde katı veya sıvı bir materyalin bir başka materyalle etkileşimi olarak adlandırılmaktadır. Genellikle dental adezyon terimi dentinal bonding olarak bilinmektedir. Adeziv restoratif materyallerin diş yüzeyine bağlanması dişin inorganik kısmı ile sentetik rezinin yer değiştirmesi sonucu meydana gelmektedir. İlk olarak dentin ve mine yüzeyinin asitle pürüzlendirilmesiyle kalsiyum fosfat iyonlarını uzaklaştırılır ve mikro retansiyon alanları oluşur. Bu aşamanın ardından “hibridizasyon” olarak adlandırılan mikro düzeyde oluşan pürüzlü yüzeye rezinin infiltrasyonu ve polimerizasyonu sonucu restoratif materyal ile diş dokusu arasındaki bağlanma gerçekleşir (30).

Geleneksel adezivler 3 basamaklı olarak işlev görürler; asitleme, primer uygulaması ve bağlayıcı ajan uygulaması (etching, priming, bonding) (41). Modern adeziv sistemler diş sert dokusunu self-etch ya da totat-etch sistemler kullanarak hibridize etmekte. Total etch tekniği (asit, primer, adeziv) en çok kabul gören ve kullanılan sistemdir. Bonding protokolünü kolaylaştırmak ve adeziv estetik restorasyonların operatif basamaklarını azaltmak için üreticiler primer ve asitin bir şişede olduğu self-etch adeziv sistemleri, primer, asit ve adezivin bir şişede olduğu one-bottle adezivleri geliştirmişlerdir (Tablo 3) (81, 92, 109).

Amalgama alternatif estetik posterior alternatifler adeziv teknikler ile diş dokusuna bağlanabilmektedir. Adeziv tekniği ile ilgili olarak:

- diş yüzeyi ne kadar geniş olursa restorasyonla diş arasındaki bağlantı o kadar iyi olur,
- adeziv sistemler bağlayıcı etkisini nemli olmayan diş dokusunda gösterdiği için çalışma ortamı izole olmalıdır (kan, tükürük ya da diş eti oluşu sıvısı),
- bonding için mine ve dentinde yüzey hazırlığı yapılmalıdır,
- tüm restoratif materyaller ve basamaklar üretici firmanın önerilerine göre uygulanmalıdır,
- restorasyon bitiminde marjinal kenarlar özenli bir şekilde düzeltilmeli ve cilalanmalıdır (93).

Tablo 3. Adeziv sistemlerin uygulama basamakları

Total-etch Adeziv Sistem	Self-etch Adeziv Sistem	One-bottle Adeziv Sistem
1 	1 	1 
2 		
3 	2 	

3. MATERİYAL VE METOD

Tez çalışma için, T.C. Karadeniz Teknik Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Etik Kurulu'ndan etik kurul onayı alındı (2011/27-232). Ayrıca, tedavi öncesinde hasta ve ebeveynler yapılacak tedaviler hakkında bilgilendirildi ve ebeveynlerinden tedavi uygulamaları ve radyografik tetkikleri için bilgilendirilmiş onam kâğıdı alındı.

3.1. Hekim Kalibrasyonu

Araştırmacı, dişlerin başlangıçta çalışmaya kabul edilmesi ve çalışma dışı bırakılması için klinik ve radyografik değerlendirmeleri, dâhil edilen dişlere uygulanacak olan restoratif uygulamalar, klinik ve radyografik değerlendirmeler açısından, doktora eğitimi sırasında çeşitli çalışmalarda eğitildi. Ayrıca, klinik ve radyografik değerlendirmeler için kalibre edildi.

3.2. Çalışma Dizaynı

Bu çalışma, T.C. Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı Kliniği'ne başvuran yaşları 7-13 arasında olan 86 çocukta (49 kız, 37 erkek) toplam 111 adet genç daimi 1. veya 2. azı dişi üzerinde yürütüldü. Çalışma bitimine kadar 106 restorasyonun klinik takibi sağlandı. Çalışma materyali olarak, mikrohibrid kompozit olan Filtek Z 250 (3M ESPE, St. Paul, MN, A.B.D.) ve kendi adeziv rezini (etch and rinse adhesive) Single Bond 2 (3M ESPE, St. Paul, MN, A.B.D.); ring opening kompozit olan Filtek Silorane (3M ESPE, St. Paul, MN, A.B.D.) ve kendi self etch Silorane Primeri-Silorane Bond (3M ESPE, St. Paul, MN, A.B.D.), nano dolduruculu kompozit olan Grandio (Voco, Cuxhaven, Almanya) ve kendi self etch adezivi Futurabond M (Voco, Cuxhaven, Almanya), kondanse edilebilir rezin kompozit olan SureFil (Dentsply, A.B.D.) ve kendi self etch rezin adezivi Prime Bond N&T (Dentsply, A.B.D.), ormocer esaslı mikro hibrit kompozit rezin Admira (Voco, Cuxhaven, Almanya) ve kendi adeziv rezini (etch and rinse adhesive) Admira Bond (Voco, Cuxhaven, Almanya) kullanıldı.

3.3. Katılımcıların ve Dişlerin Kabul Edilme veya Hariç Tutulma Kriterleri

3.3.1 Kabul Edilme Kriterleri

Tedaviye gereksinim duyan çocukların ve dişlerin seçim kriterleri aşağıda belirtilmiştir.

3.3.1.1. Katılımcıların Seçim Kriterleri

- İyi oral hijyene sahip olması,
- Herhangi bir sistemik rahatsızlığa sahip olmaması,
- Herhangi bir ilaca veya restoratif materyale karşı bilinen veya şüpheli bir alerji hikâyesinin olmaması,
- Altı ay ve bir yıl boyunca kontrollere düzenli bir şekilde gelebilmesi,
- Frankl davranış skalasına göre 3 veya 4 skoru sergilemesi,
- ✓ Frankl 3: Tedaviyi kabul eder, zamanla uyarılarak diş hekimi ile uzlaşarak istekli hale gelir, diş hekiminin yönlendirmelerini işbirliği olarak kabul eder.
- ✓ Frankl 4: Diş hekimi ile iyi bir dostluk kurar, dental uygulamalara karşı ilgilidir, güler ve eğlenir (110).

kriterlerine uyan hastalar, çalışmaya kabul edildi.

3.3.1.2. Dişlerin Seçim Kriterleri

Dişlerin seçimi klinik ve radyografik olarak yapılmıştır.

3.3.1.2.1. Dişlerin Klinik Olarak Seçim Kriterleri

Dişlerin klinik olarak değerlendirilmesinde, doğrudan görsel yöntem uygulandı. Restore edilmesi düşünülen dişlerde benzer büyüklükte ara yüz çürüğünün bulunmasına, anatomik formunun normal ağız anatomisinde olmasına ve ilgili dişin okluzyonda olmasına dikkat edildi.

3.3.1.2.2. Dişlerin Radyografik Olarak Seçim Kriterleri

Dişlerdeki çürük seviyelerini değerlendirmek için periapikal radyograflar alındı. Radyografik görüntü için Size 2, Digora® Optime fosfor plağı (Soredex, Helsinki, Finland) kullanıldı. Radyografi alımı sırasında çocuklara kurşun yelek ve yakalık takıldı. Radyograflar 70 kV, 8 mA'de röntgen cihazı (IRIX70E, Kodak-Trophy ETX, France) kullanılarak ve silindir konla, açığortay tekniği ile aynı hekim tarafından alındı. Işın dozu üst çenede 0,25s, alt çenede 0,20s süre ile verildi. Digora Optime fosfor plakları ise ışınlama sonrası

bekletilmeden Digora Optime tarayıcısında taranarak oluşan görüntüler 8-bit kontrast derinliğinde, TIFF formatında kaydedildi.

Dişlerin aşağıda belirtilen kriterlere uygun olmasına dikkat edildi.

- Radyografik olarak dentin dokusunun yarısını içine almış radyolusentlik mevcudiyeti,
- Apikal ya da furkal sahada radyolusentliğin olmaması,
- Lamina dura ve periodontal aralığın normal olarak izlenebilmesi.

3.3.2. Hariç Tutulma Kriterleri

3.3.2.1. Katılımcıların Hariç Tutulma Kriterleri

- Bruksizm ve diş sıkma gibi parafonksiyonel alışkanlık öyküsü olan hastalar,
- Düzensiz kontrole gelen hastalar çalışma dışı bırakılmıştır.

3.3.2.2. Dişlerin Hariç Tutulma Kriterleri

Çalışma dışı bırakılan dişlerin klinik ve radyografik kriterleri aşağıda belirtilmiştir.

3.3.2.2.1. Dişlerin Klinik Olarak Hariç Tutulma Kriterleri

- Dişte çürük dışında renk değişikliği bulunan,
- Aşırı madde kaybına sahip olan,
- Herhangi bir endodontik tedavi veya çekim gerektiren (ağrı, vestibülde dolgunluk, apse, şişlik veya fistül mevcudiyeti olması, palpasyona ve perküsyona hassasiyet göstermesi, spontan, lokalize veya gece ağrısı bulunması),

• Konjenital generalize gelişimsel defekti olan (amelogenezis imperfekta, dentinogenezis imperfekta),

- Patolojik mobiliteye sahip olan,
- İnfraokluzyon durumu bulunan,

dişler çalışmaya kabul edilmemiştir.

3.3.2.2.2. Dişlerin Radyografik Olarak Hariç Tutulma Kriterleri

- Patolojik kök rezorpsiyonu gösteren,
- Apikal sahada radyolusentlik bulunan dişler çalışma dışı bırakılmıştır.

3.4. Tedavi Basamağı

Genç daimi azı dişleri Filtek Z 250 (3M ESPE, St. Paul, MN, A.B.D.), Filtek Silorane (3M ESPE, St. Paul, MN, A.B.D.), Grandio (Voco, Cuxhaven, Almanya), SureFil (Dentsply, A.B.D.), Admira (Voco, Cuxhaven, Almanya) restoratif materyalleri kullanılarak restore edildi. Farklı zamanlarda kliniğe başvuran, kriterlere uygun hastaların çalışmaya kabul edilmesi ve hangi restorasyonların uygulanacağını seçilmesi işlemleri tek uygulayıcı tarafından gerçekleştirildi. Farklı zaman dilimlerinde başvuran hastaların dişleri, önceden rastgele olarak belirlenmiş restoratif materyal sırasına göre restore edildi. Bu materyallere göre 5 grup oluşturuldu (Tablo 4). Bazı hastalara bir ya da daha fazla restorasyon yapıldı.

Tablo 4. Çalışmada kullanılacak materyaller ve üretici firmaları

Gruplar		
Kompozit	Adeziv	Üretici Firma
<i>Filtek Z 250</i>	Single Bond 2	3M ESPE
<i>Filtek Silorane</i>	Silorane Primer-Silorane Bond	3M ESPE
<i>Grandio</i>	Futurabond M	VOCO
<i>SureFil</i>	Prime Bond N&T	DENTSPLY
<i>Admira</i>	Admira Bond	VOCO

Tablo 5. Çalışmada kullanılan materyallerin türleri, içerikleri ve polimerizasyon büzülmesi oranları (33, 47, 105, 114, 145)

Kompozit	Kompozit Türü	Doldurucu İçeriği	Ağırlıkça (A) ve Hacimce (H) Doldurucu Oranı	Doldurucu Partikül Büyüklüğü	Hacimce Polimerizasyon Büzülmesi Oranı	Rezin matriks
<i>Filtek Z 250</i>	Mikro-Hibrit	Zirkonia/ Silika	A-% 82 H-% 60	0,01-3,5 mikron (ortalama 0,6 mikron)	% 2, 2	BisGMA;UD MA, BisEMA
<i>Filtek Silorane</i>	Mikro-Hibrit Silorane	Kuartz ve radyoopak yitrium florid	A-% 76	40-1700 nm (ortalama 470 nm)	%1' den daha az	Oksiran, Siloksan
<i>SureFil</i>	Tepilebilir	Silika ve baryum floro alimuna barosilikat cam	A-% 82 H-% 65	Ortalama 0,8 mikron	% 2, 2	UDMA
<i>Admira</i>	Mikro-Hibrit Ormocer	Ormocer, cam seramik mikro doldurucu	A-% 77	Ortalama 700 nm	% 1, 97	Ormocer, BisGMA, UDMA, TEGDMA, BHT
<i>Grandio</i>	Nano-Hibrit	Cam seramik Mikrodoldurucu (1) Nano doldurucu(2)	A-% 87 H-% 71, 4	Ortalama (1)1000 nm (2) 20-50 nm	%1, 57	BisGMA, TEGDMA, HEDMA

3.4.1. Çalışmanın Tedavi ve Takip Sıralaması

Bu çalışmanın tedavi akışı aşağıdaki şekilde sağlandı:

1. Restoratif materyaller için kavite hazırlama işlemleri
2. Restoratif materyal yerleştirme öncesi hazırlık işlemleri
3. Restoratif materyal uygulama işlemleri
4. Restorasyonun 6 -12 aylık takibi

3.4.1.1. Restoratif Materyaller İçin Kavite Açım İşlemleri

Çürük uzaklaştırma sırasında çocuklara lokal anestezi (Ultracain® D-S forte Ampul, Türkiye) uygulaması yapıldı. Genç daimi azı dişi sınıf II kavite kesim işlemleri, genç daimi azı dişinin anatomik formuna uygun olarak hazırlandı. Aeretör ile elmas rond frez (SS-White 801/010, A.B.D.) kullanılarak çürüğe ulaşmak için giriş kavitesi hazırlandı. Kavite ara yüze doğru genişletildi ve kontak noktası mevcut ise, kırılana kadar gingival yönde dikkatlice ilerlendi. Ara yüz kavitesi fırça yüzeyleri oluşacak şekilde bukko-lingual yönde genişletildi. Derin çürükler mikromotor ile 10# nolu çelik rond frez (NTI, S1-010-RA, Germany) kullanılarak temizlendi. Çürüğün tamamen uzaklaştırılıp uzaklaştırılmadığı, Kidd ve arkadaşlarının belirttiği görsel ve dokunsal kriterlere göre değerlendirildi (11). Görsel kriteri, herhangi bir renk bozulmasının olmaması oluştururken; dokunsal kriteri, sondun kavite yüzeyinde gezdirilirken takılmaması veya geri çekme hissinin yokluğu oluşturmuştur. Sarkık ve desteksiz mine kaldırıldı. Kavite hazırlama işlemleri sırasında mine kenarlarına bizotaj yapılmadı, kavite tabanında aksiyal duvar ve okluzal tabanın birleştiği yerde, dentinin aksio-okluzal kenarı yuvarlatıldı.

3.4.1.2. Restoratif Materyal Yerleştirme Öncesi Hazırlık İşlemleri

Tükürük izolasyonu, tükürük emici ve pamuk tamponlarla sağlandı. Restoratif materyalin yerleştirilmesi için metal matrix bandı (Toefflemire, Teledyne Waterpik Technologies, A.B.D.) ve ağaç kama (Hawe Sycamo Interdental Wedges, Kerr, Sweden) kullanıldı.

3.4.1.3. Restoratif Materyal Uygulama İşlemleri

3.4.1.3.1. Filtek Z 250 Restoratif Materyal Uygulama İşlemleri

Total pürüzlendirme tekniği ile Scotchbond (3M ESPE, Seefeld, Germany) (Tablo 6) asit kullanılarak mine 30s, dentin 15s süre ile dağlandı. Fazla asit, pamuk ile uzaklaştırıldıktan sonra, kavite 20s süre su ile yıkandı ve hava ile nazıkçe kurutuldu. Daha sonra Single Bond 2 (3M ESPE, St. Paul, MN, U.S.A..) (Tablo 6) kavite duvarlarına disposable fırça yardımı ile 15s süre ile bonding ajan masaj yaparak uygulandı. 5s hava ile kaviteye yayılması sağlandı. 1000 mW/cm² gücündeki LED polimerizasyon cihazı (Elipar FreeLigh 2, 3M ESPE, Germany) (Tablo 7) kullanılarak 10 s süre ile bağlayıcı ajan polimerize edildi.

Bölgesel matriks ve ağaç kama kullanılarak dişe matriks yerleştirildikten sonra restoratif materyal olan Filtek Z 250 (3M ESPE, St. Paul, MN, U.S.A.) (Tablo 6) kaviteye inkramental yöntem ile yerleştirildi ve her tabaka üretici firmanın önerilerine göre 20s süre ile LED polimerizasyon cihazı (Elipar Free Ligh 2, 3M ESPE, Germany) kullanılarak polimerize edildi. Polimerizasyon esnasında ışık kaynağının ucu restorasyona mümkün olduğunca yakın tutulmaya çalışıldı. Yapılan restorasyonun Sof-Lex (3M ESPE, Seefeld, Germany) (Tablo 7) cila diskleri ve kompozit bitirme lastikleri ile polisaj işlemi tamamlandı. Okluzyon kontrolleri karbon artikülasyon kağıtları ile yapılarak restorasyon bitirildi.

Tablo 6. Filtek Z 250 grubu için kullanılacak materyaller

Scotchbond	Single Bond	Filtek Z 250
		

Tablo 7. Kompozit rezinlerin polimerizasyonu ve restorasyonların bitirme işleminde kullanılacak materyaller

Elipar Freelight 2	Sof-Lex Cila Diskleri
	

3.4.1.3.2. Filtek Silorane Restoratif Materyal Uygulama İşlemleri

Kavite duvarlarına disposable fırça yardımı ile 15s süre ile primer (Silorane System Adhesive Self Etch Primer, 3M ESPE, St. Paul, MN, U.S.A.) (Tablo 8) masaj yaparak uygulandı. 5s hava ile kaviteye yayılması sağlandı. 1000 mW/cm² gücündeki LED polimerizasyon cihazı (Elipar FreeLigth 2, 3M ESPE, Germany) kullanılarak 10s süre ile primer polimerize edildi. Daha sonra, kavite duvarlarına disposable fırça yardımı ile bonding (Silorane System Adhesive Bond, 3M ESPE, St. Paul, MN, U.S.A.) (Tablo 8) ajan masaj yaparak uygulandı. 5s hava ile kaviteye yayılması sağlandı. 1000 mW/cm² gücündeki LED polimerizasyon cihazı kullanılarak 10s süre ile primer polimerize edildi.

Bölgesel matriks ve ağaç kama kullanılarak dişe matriks yerleştirildikten sonra restoratif materyal olan Filtek Silorane (3M ESPE, St. Paul, MN, A.B.D.) (Tablo 8) kaviteye inkramental yöntem ile yerleştirildi ve her tabaka üretici firmanın önerilerine göre 20s süre ile LED polimerizasyon cihazı kullanılarak polimerize edildi. Polimerizasyon esnasında ışık kaynağının ucu restorasyona mümkün olduğunca yakın tutulmaya çalışıldı. Yapılan restorasyonun Sof-Lex (3M ESPE, Almanya) cila diskleri ve kompozit bitirme lastikleri ile polisaj işlemi tamamlandı. Okluzyon kontrolleri karbon artikülasyon kağıtları ile yapılarak restorasyon bitirildi.

Tablo 8. Filtek Silorane grubu için kullanılacak materyaller

Silorane System Primer	Silorane System Bond	Filtek Silorane
		

3.4.1.3.3. Grandio Restoratif Materyal Uygulama İşlemleri

Total pürüzlendirme tekniği daha önce anlatıldığı şekilde uygulandı. Daha sonra, Futurabond M (Voco Cuxhaven, Germany) (Tablo 9) kavite duvarlarına disposable fırça yardımı ile 15s süre ile bonding ajan masaj yaparak uygulandı. 5s hava ile kaviteye yayılması sağlandı. 1000 mW/cm² gücündeki LED polimerizasyon cihazı kullanılarak 10s süre ile bağlayıcı ajan polimerize edildi.

Bölgesel matriks ve ağaç kama kullanılarak dişe matriks yerleştirildikten sonra restoratif materyal olan Grandio (Voco Cuxhaven, Germany) (Tablo 9) kaviteye inkramental yöntem ile yerleştirildi ve her tabaka üretici firmanın önerilerine göre 20s süre ile LED polimerizasyon cihazı kullanılarak polimerize edildi. İnkrmental yöntem kullanılarak Grandio yerleştirildi. Curing işlemleri ve bitirme işlemleri diğer restoratif materyallerde olduğu gibi yapıldı.

Tablo 9. Grandio grubu için kullanılacak materyaller

Scotchbond	Futurabond M	Grandio
		

3.4.1.3.4. SureFil Restoratif Materyal Uygulama İşlemleri

Total pürüzlendirme tekniği daha önce anlatıldığı şekilde uygulandı. Fazla asit, pamuk ile uzaklaştırıldıktan sonra kavite 20s süre su ile yıkandı ve hava ile nazıkçe kurutuldu. Daha sonra Prime Bond N&T (Dentsply, U.S.A.) (Tablo 10) kavite duvarlarına disposable fırça yardımı ile 15s süre ile bonding ajan masaj yaparak uygulandı. 5s hava ile kaviteye yayılması sağlandı. 1000 mW/cm² gücündeki LED polimerizasyon cihazı kullanılarak 10s süre ile bağlayıcı ajan polimerize edildi.

Bölgesel matriks ve ağaç kama kullanılarak diş matriks yerleştirildikten sonra restoratif materyal olan SureFil (Dentsply, U.S.A.) (Tablo 10) kaviteye inkramental yöntem ile yerleştirildi ve her tabaka üretici firmanın önerilerine göre 20s süre ile LED polimerizasyon cihazı kullanılarak polimerize edildi. İnkrmental yöntem kullanılarak SureFil yerleştirildi. Curing işlemleri ve bitirme işlemleri diğer restoratif materyallerde olduğu gibi yapıldı.

Tablo 10. SureFil grubu için kullanılacak materyaller

Scotchbond	Prime&Bond NT	SureFil
		

3.4.1.3.5. Admira Restoratif Materyal Uygulama İşlemleri

Total pürüzlendirme tekniği ile diş sert dokuları daha önce anlatıldığı şekilde dağlandı. Daha sonra Admira Bond (Voco, Germany) (Tablo 6) kavite duvarlarına disposable fırça yardımı ile 15s süre ile bonding ajan masaj yaparak uygulandı. 5s hava ile kaviteye yayılması sağlandı. 1000 mW/cm² gücündeki LED polimerizasyon cihazı kullanılarak 10s süre ile bağlayıcı ajan polimerize edildi.

Bölgesel matriks ve ağaç kama kullanılarak diş matriks yerleştirildikten sonra restoratif materyal olan Admira (Voco, Cuxhaven, Almanya) (Tablo 6) kaviteye inkramental

yöntem ile yerleştirildi ve her tabaka üretici firmanın önerilerine göre 20s süre ile LED polimerizasyon cihazı (Elipar FreeLigth 2, 3M ESPE, Almanya) kullanılarak polimerize edildi. İnkrmental yöntem kullanılarak Admira yerleştirildi. Curing işlemleri ve bitirme işlemleri diğer restoratif materyallerde olduğu gibi yapıldı.

Tablo 11. Admira grubu için kullanılacak materyaller

Scotchbond	Admira Bond	Admira
		

3.5. Restoratif Materyal Uygulama Sonrası Klinik ve Radyografik Olarak Başlangıç ve Kontrol Değerlendirmeleri

Genç daimi azı dişlerine yapılan tüm restorasyonlar 6 ayda bir olmak üzere 12 aylık süre boyunca değerlendirildi. Kontrol randevularında dişlerin vitalitelerine bakıldı, kontrol röntgenleri alındı ve başlangıçtakilerle karşılaştırıldı. Ryge G. ve arkadaşlarının 1973 yılında belirttikleri USPHS (United States Public Health Service) klinik değerlendirme kriterleri modifiye edilerek restorasyonların klinik ve radyografik değerlendirmeleri yapıldı (Tablo 12). Bu kriterler, renk uyumu, sekonder çürük, kavosurface kenar renklenmesi, marjinal adaptasyon, yüzey yapısı, anatomik form, postoperatif hassasiyet gibi başlıklar altında toplanmıştır (112).

Radyografik değerlendirmede periapikal ve furkal bölgede herhangi bir radyolusent görüntü, lamina durada aralanma ve restorasyon ile diş arasındaki sekonder çürük mevcudiyeti incelendi. Her bir radyografik görüntü bilgisayar ortamında arşivlendi. Tüm klinik değerlendirmeler dental ünit ışığı altında bağımsız iki araştırmacı tarafından ağız aynası ve muayene sondu kullanılarak yapıldı.

Restorasyonların değerlendirilmesinde: Alpha (A), Bravo (B), Charlie (C) ve Delta (D) belirteçleri kullanılarak skorlandı. Her bir kriter için klinik olarak kabul edilebilirliğin en

yüksek seviyesi Alpha olarak değerlendirilmekte, Bravo, Charlie, ve Delta ise gittikçe azalan dereceleri göstermek için kullanılmaktadır (113).

- Alpha (A) ideal klinik kabul edilebilirlik,
- Bravo (B) klinik geçerlilik,
- Charlie (C) restorasyon mevcut ancak klinik olarak geçerli değil,
- Delta (D) restorasyon mevcut değil.

Delta (D) skorunda restorasyonun yenilenmesi söz konusu olmaktadır.

Tablo 12. United States Public Health Services Kriteri (Ryge G., 1973)

Kriter	Test Prosedürü	Ryge Skoru
Renk uyumu	18 inch (2, 54 x 18 cm) uzaklıktan ayna ile görsel muayene	A: Dişle restorasyon renk ve şeffaflık açısından uyumlu. B: Dişle restorasyon renk ve şeffaflık açısından hafif uyumsuz. C: Dişle restorasyon renk ve şeffaflık açısından kabul edilemez uyumsuzluk.
Kavosurface kenarların renklenmesi	18 inch (2, 54 x 18 cm) uzaklıktan ayna ile görsel muayene	A: Diş ile restorasyon arasında kenar boyunca renklenme yok. B: Diş ile restorasyon arasında hafif renklenme C: Pulpal yöne doğru ilerleyen restorasyon kenarı boyunca penetre olmuş renklenme
Marjinal adaptasyon (okluzal ve proksimal)	Klinisyen tarafından görsel ve gerekliyse ayna ile muayene	A: Kenar boyunca görünür fissür-ayrılma bulgusu yok B: Klinisyenin sondalayabileceği kenar boyunca görünür ayrılma-fissür C: Dentin ya da siman açılmış D: Restorasyon kırılmış mobil ya da kayıp
Sekonder çürük	Klinisyen tarafından görsel ve gerekliyse ayna ile muayene	A: Çürük bulgusu yok B: Restorasyon kenarı boyunca çürük bulgusu
Yüzey yapısı	Klinisyen tarafından görsel ve gerekliyse ayna ile muayene	A: Restorasyon yüzeyi etrafındaki mine kadar pürüzsüz B: Restorasyon etrafındaki mineden daha pürüzlü C: Restorasyon yüzeyinde yarık ya da çatlak mevcut
Anatomik form (okluzal ve proksimal)	Klinisyen tarafından görsel ve gerekliyse ayna ile muayene	A: Restorasyon mevcut anatomik formun devamı gibi B: Restorasyon mevcut anatomik form ile süreklilik göstermiyor ancak dentin ya da kaidenin açılması için materyal yeterli değil C: Yeterli materyal kaybı ile dentin ya da kaide açılmış
Postoperatif hassasiyet	Hastaya sorularak tespit edilir	A: Çalışma süresi ile restoratif aşama arasında geçen zamanda herhangi bir post operatif hassasiyet yok B: Çalışma süresi ile restoratif aşama arasında geçen zamanda post operatif hassasiyet

3.6. İstatistiksel Değerlendirme

Grupların 6 ve 12 aylık istatistiksel değerlendirmesinde parametreler açısından beş grubun karşılaştırılması için Pearson Chi-square testi kullanılmıştır (gruplar arasındaki farklılık %5 ihtimal düzeyinde istatistik açıdan önemlidir). Her bir grupta 6. ve 12. aylardaki zamansal değişimi görebilmek amacı ile McNemar testi kullanılmıştır. USPHS kriterlerine göre iki farklı araştırmacı tarafından değerlendirilen sonuçlar arasındaki uyum Cohen' in Kappa skoru ile belirlenmiştir.

4. BULGULAR

Bu çalışmada, 7-13 yaşları arasındaki karışık dişlenme dönemindeki 86 çocukta (49 kız, 37 erkek) toplam 111 adet genç daimi azı dişinin sınıf II kavitesi restore edildi.

Yapılan restorasyonlardan birinde 3 ay sonra oluşan şiddetli ağrı sebebi ile kök kanal tedavisi uygulandı ve restorasyon değiştirildi. Bu nedenle bu olgu çalışma dışı bırakıldı. Restorasyonların 6 ve 12 aylık takipleri sonucunda büyük oranda hasta takibi sağlandı, bir hasta adres değişikliği ve 3 hasta ise hiçbir neden belirtmeksizin da kişisel nedenlerden dolayı kontrollere gelmedi ve çalışma dışı bırakıldı.

Çalışmaya katılan hastaların ve analize dâhil edilen dişlere uygulanan kompozit materyallerine ve restoratif materyallerin yaş, cinsiyet, diş numaralarına göre dağılımları Tablo 13' de gösterildi. Hasta verilerinin toplanmasının bitirildiği tarihe göre en kısa takip süresi 12 ay olduğundan 106 restorasyonun tümünün klinik analizinin yapılabilmesi amacıyla tüm restorasyonların 12 aylık sonuçları kullanıldı.

Tez çalışmamızda kullandığımız düşük polimerizasyon büzülmesi gösteren kompozit rezin restoratif materyalleri, direkt olarak aynı polimerizasyon yöntemi kullanılarak hastaların genç daimi dişlerine uygulandı. Restorasyonlar 6 ve 12 aylık takip randevularında USPHS kriterlerine göre değerlendirildi. Renk uyumu, kavosurface kenar renklenmesi, marjinal adaptasyon, sekonder çürük, yüzey yapısı, anatomik form, postoperatif hassasiyete ait veriler istatistiksel olarak değerlendirildi.

Çalışmada yapılan restorasyonlarda değerlendirmeyi yapan hekimler arasındaki uyum 0, 80 düzeyindedir (oldukça iyi uyum). Direkt değerlendirme kriterleri içerisinde yer alan renk uyumu, kavosurface kenar renklenmesi, marjinal adaptasyon, yüzey yapısı, anatomik form kriterleri ağız aynası ve sond kullanılarak göz ile değerlendirildi.

Tablo 13. Restoratif materyallerin yaş, cinsiyet, diş numaralarına göre dağılımları

<i>Çalışma grupları</i>	Cinsiyet			Diş numarası				Kavite tipi		
	<i>Kız</i>	<i>Erkek</i>	<i>Toplam</i>	<i>16</i>	<i>26</i>	<i>36</i>	<i>46</i>	<i>Disto-Okluzal (DO)</i>	<i>Mezio-Okluzal (MO)</i>	<i>Restorasyon sayısı</i>
<i>Filtek Z 250</i>	11	5	16	6	7	5	2	6	14	20
<i>Filtek Silorane</i>	7	8	15	7	4	6	6	12	11	23
<i>Grandio</i>	13	7	20	2	7	8	5	5	17	22
<i>SureFil</i>	7	8	15	4	3	10	4	9	12	21
<i>Admira</i>	7	8	15	7	5	2	6	6	14	20

**Resim 1.** Admira ile restore edilen 46 numaralı dişin (a) 6 ay sonraki görüntüsü (b) 12 ay sonraki görüntüsü.

4.1. Renk Uyumu

Diş ile restorasyonun renk ve şeffaflık açısından uyumunu ifade etmektedir. Çalışmamızda takip edilen 106 adet restorasyonda rezin materyalleri ile diş arasında renk uyumu açısından farklılık saptanmadı.

Tüm restorasyonlar için 6 ve 12 aylık kontrollerde Alpha (A) skoru kaydedildi.

Tablo 14. Farklı kompozit materyallerin renk uyumu bulguları (6 ve 12 aylık sonuçlar).

		Renk uyumu 6 ay	Renk uyumu 12 ay
		A	A
Z 250	Sayı	20	20
	Gruplar arası %	% 100	% 100
Silorane	Sayı	23	23
	Gruplar arası %	% 100	% 100
Grandio	Sayı	22	22
	Gruplar arası %	% 100	% 100
SureFil	Sayı	21	21
	Gruplar arası %	% 100	% 100
Admira	Sayı	20	20
	Gruplar arası %	% 100	% 100
Toplam	Sayı	106	106
	Gruplar arası %	% 100	% 100

4.2. Kavosurface Kenarların Renklenmesi

Dış ile restorasyon arasında kenar boyunca renklenme durumunu ifade etmektedir.

Çalışmamızda takip edilen 106 adet restorasyonda kullanılan kompozit rezin materyalleri arasında kenar renklenmesi açısından farklılıklar belirlendi.

Kenar renklenmesi zamana bağlı olarak incelendiğinde, altı aylık değerlendirme sonucunda; Grandio grubunda hiçbir restorasyonda kenar renklenmesi gözlemlenmedi ve tüm restorasyonlarda bu kriter için Alpha (A) skoru kaydedildi. En fazla kenar renklenmesi Z 250 grubunda saptandı. Sırasıyla Z 250 grubunda 4, Admira grubunda 2, Silorane grubunda 1 ve SureFil grubunda 1 olguda kenar renklenmesi için Bravo (B) skoru kaydedildi. Altıncı ayda kenar renklenmesi açısından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamadı ($p=0,137$).

On iki aylık değerlendirme sonucunda ise; Grandio grubunda 6 aylık sonuçların aksine 1 olguda kenar renklenmesi için Bravo (B) skoru kaydedildi. Z 250 grubunda 5, Admira grubunda 3, SureFil grubunda 3 ve Siloran grubunda 1 olguda kenar renklenmesi için Bravo (B) skoru kaydedildi. On ikinci ayda kenar renklenmesi açısından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptanmadı ($p=0,215$).

Hiçbir olguda 6 ay ve 12 aylık kontrollerde C (Charlie) skoru kaydedilmedi.

Tablo 15. Farklı kompozit materyallerinin kenar renklenmesi bulguları (6 aylık sonuçlar).

		Kenar renklenmesi 6 ay	
		A	B
Z 250	Sayı	16	4
	Gruplar arası %	% 80	% 20
Silorane	Sayı	22	1
	Gruplar arası %	% 95,7	% 4,3
Grandio	Sayı	22	0
	Gruplar arası %	% 100	% 0
SureFil	Sayı	20	1
	Gruplar arası %	% 95,2	% 4,8
Admira	Sayı	18	2
	Gruplar arası %	% 90	% 10
Toplam	Sayı	98	8
	Gruplar arası %	% 92	% 7,5

*Gruplar arasındaki farklılık %5 ihtimal düzeyinde istatistik açıdan önemlidir.

Tablo 16. Farklı kompozit materyallerinin kenar renklenmesi bulguları (12 aylık sonuçlar).

		Kenar renklenmesi 12 ay	
		A	B
Z 250	Sayı	15	5
	Gruplar arası %	% 75	% 25
Silorane	Sayı	22	1
	Gruplar arası %	% 95,7	% 4,3
Grandio	Sayı	21	1
	Gruplar arası %	% 95,5	% 4,5
SureFil	Sayı	18	3
	Gruplar arası %	% 85,7	% 14,3
Admira	Sayı	17	3
	Gruplar arası %	% 85	% 15
Toplam	Sayı	98	8
	Gruplar arası %	% 92	% 7,5

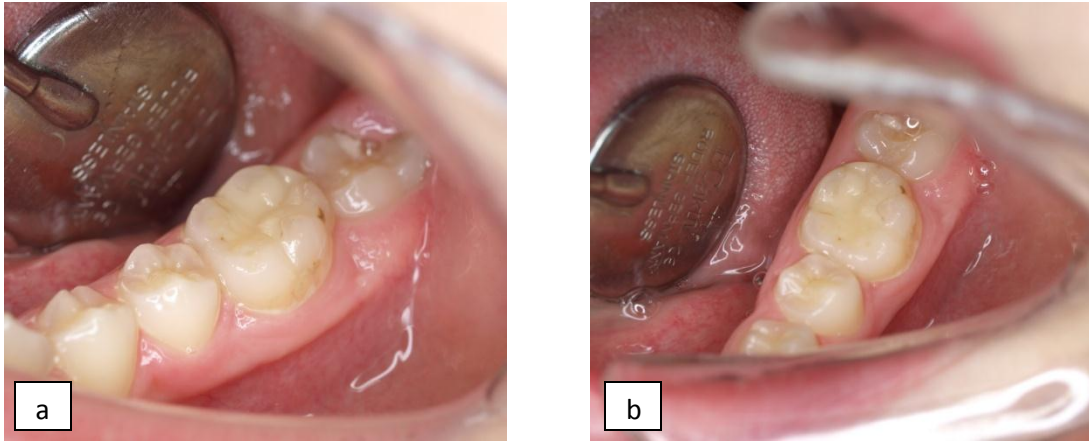
Grupların kendi içinde zamansal değişime bağlı olarak;

Z 250 grubu için 6. ayda kenar renklenme skoru Alpha (A) olan olgulardan biri 12. ayda Bravo (B) skoruyla değerlendirildi. Bu durum istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılık oluşturmadı ($p=1,000$).

Grandio grubu için 6. ayda kenar renklenme skoru Alpha (A) olan olgulardan biri 12. ayda Bravo (B) skoruyla değerlendirildi. Bu durumda istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılık saptanmadı ($p=1,000$).

SureFil grubu için 6. ayda kenar renklenme skoru Alpha (A) olan olgulardan ikisi 12. ayda Bravo (B) skoruyla değerlendirildi. Bu durum istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılık olarak belirlenmedi ($p=0,500$).

Admira grubu için 6. ayda kenar renklenme skoru Alpha (A) olan olgulardan biri 12. ayda Bravo (B) skoruyla değerlendirildi. Bu durum istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılık oluşturmadı ($p=1,000$).



Resim 2. Filtek Z 250 ile restore edilen 36 numaralı dişte (a) 6 ay ve (b) 12 ay sonra oluşan kavosurface kenarda renklenme

4.3. Marjinal Adaptasyon (Okluzal ve Proksimal)

Çalışmamızda kullandığımız modifiye USPHS kriterleri arasında yer alan marjinal adaptasyon kriteri restorasyon ile diş arasındaki kenar boyunca görünür fissür-ayırılma bulgusunu ifade etmektedir.

Çalışmamızda takip edilen 106 adet restorasyonda rezin materyaller ve diş arasında marjinal adaptasyon açısından farklılıklar saptandı.

Marjinal adaptasyonun 6 ay sonra değerlendirilmesi sonucunda, Grandio, Z 250, Silorane ve SureFil gruplarında tüm restorasyonlarda kenar bütünlüğü gözlemlendi. Admira grubunda yalnızca 1 olguda marjinal adaptasyon yönünden Bravo (B) skoru kaydedildi. Altıncı ayda marjinal adaptasyon açısından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamadı ($p=0,362$).

Marjinal adaptasyonun 12 aylık değerlendirilme sonucu 6 aylık sonuçlar ile benzerlik göstermektedir; Grandio, Z 250, Silorane ve SureFil gruplarında tüm restorasyonlarda kenar bütünlüğü gözlemlendi. Admira grubunda yalnızca 1 olguda marjinal adaptasyon yönünden Bravo (B) skoru kaydedildi. On ikinci ayda marjinal adaptasyon açısından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamadı ($p=0,362$).

Tablo 17. Farklı kompozit materyallerinin marjinal adaptasyon bulguları (6 aylık sonuçlar).

			Marjinal adaptasyon 6 ay	
			A	B
Z 250	Sayı	20	0	
	Gruplar arası %	% 100	% 0	
	Silorane	Sayı	23	0
	Gruplar arası %	% 100	% 0	
	Grandio	Sayı	22	0
	Gruplar arası %	% 100	% 0	
	SureFil	Sayı	21	0
	Gruplar arası %	% 100	% 0	
	Admira	Sayı	19	1
	Gruplar arası %	% 95	% 5	
Toplam	Sayı	105	1	
	Gruplar arası %	% 99,1	% 0,9	

Tablo 18. Farklı kompozit materyallerinin marjinal adaptasyon bulguları (12 aylık sonuçlar).

			Marjinal adaptasyon 12 ay	
			A	B
Z 250	Sayı	20	0	
	Gruplar arası %	% 100	% 0	
	Siloran	23	0	
	Gruplar arası %	% 100	% 0	
	Grandio	22	0	
	Gruplar arası %	% 100	% 0	
SureFil	Sayı	21	0	
	Gruplar arası %	% 100	% 0	
Admira	Sayı	19	1	
	Gruplar arası %	% 95	% 5	
Toplam	Sayı	105	1	
	Gruplar arası %	% 99,1	% 0,9	

Admira grubu için 6. ayda marjinal adaptasyon skoru Bravo (B) olan bir olgu 12. ayda da Bravo (B) skoruyla değerlendirildi. Gruplarda kendi içinde zamansal değişime bağlı olarak sonuçlar karşılaştırıldığında marjinal adaptasyon yönünden değişiklik saptanmadı. Bu durum istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılık oluşturmadı ($p=1,000$).

4.4. Sekonder Çürük

Çalışmamızda kullandığımız modifiye USPHS kriterleri arasında yer alan sekonder çürük restorasyon kenarları boyunca ve/veya altında zamanla çürüklerin oluşmasıdır. Kontroller esnasında alınan radyografilerle ve klinikte gözle yapılan muayene ile tespit edilebilmektedir.

Çalışmamızda takip edilen 106 adet restorasyonda sekonder çürük oluşumuna rastlanmadı.

Tüm restorasyonlar için 6 ve 12 aylık değerlendirme sonucunda Alpha (A) skoru kaydedildi.

Tablo 19. Farklı kompozit materyallerinin sekonder çürük bulguları (6 ve 12 aylık sonuçlar).

			Sekonder çürük 6 ay	Sekonder çürük 12 ay
			A	A
Z 250	Sayı		20	20
	Gruplar arası %		% 100	% 100
	Sayı		23	23
	Gruplar arası %		% 100	% 100
	Sayı		22	22
Silorane	Gruplar arası %		% 100	% 100
	Sayı		21	21
	Gruplar arası %		% 100	% 100
	Sayı		20	20
	Gruplar arası %		% 100	% 100
Grandio	Sayı		21	21
	Gruplar arası %		% 100	% 100
	Sayı		20	20
	Gruplar arası %		% 100	% 100
	Sayı		20	20
SureFil	Gruplar arası %		% 100	% 100
	Sayı		106	106
	Gruplar arası %		% 100	% 100
	Sayı		106	106
	Gruplar arası %		% 100	% 100
Admira	Sayı		106	106
	Gruplar arası %		% 100	% 100
	Sayı		106	106
	Gruplar arası %		% 100	% 100
	Sayı		106	106
Toplam	Gruplar arası %		% 100	% 100

4.5. Yüzey Yapısı

Çalışmamızda kullandığımız USPHS kriterleri arasında yer alan yüzey yapısı kriteri restorasyon yüzeyi ile etrafındaki sağlam mine dokusu arasındaki yüzey benzerliğini ifade etmektedir.

Çalışmada kullanılan 106 adet restorasyonda yüzey yapısı açısından farklılık bulunmadı.

Tüm restorasyonlar için 6 ve 12 aylık değerlendirme sonucunda Alpha (A) skoru kaydedildi.

Tablo 20. Farklı kompozit materyallerinin yüzey yapısı bulguları (6 ve 12 aylık sonuçlar).

		Yüzey yapısı 6 ay	Yüzey yapısı 12 ay
		A	A
Z 250	Sayı	20	20
	Gruplar arası %	% 100	% 100
	Silorange	23	23
	Sayı	22	22
	Gruplar arası %	% 100	% 100
SureFil	Sayı	21	21
	Gruplar arası %	% 100	% 100
Admira	Sayı	20	20
	Gruplar arası %	% 100	% 100
Toplam		106	106
		% 100	% 100

4.6. Anatomik Form (Okluzal ve Proksimal)

Çalışmamızda kullandığımız modifiye USPHS kriterleri arasında yer alan anatomik form kriteri restorasyonun mevcut anatomik formun devamı olup olmadığını ifade etmektedir.

Çalışmada kullanılan 106 adet restorasyonda anatomik form açısından farklılık bulunamadı.

Tüm restorasyonlar için 6 ve 12 aylık değerlendirme sonucunda Alpha (A) skoru kaydedildi.

Tablo 21. Farklı kompozit materyallerinin anatomik form bulguları (6 ve 12 aylık sonuçlar).

			Anatomik form 6 ay	Anatomik form 12 ay
			A	A
Z 250	Sayı		20	20
	Gruplar arası %		% 100	% 100
	Sayı		23	23
	Gruplar arası %		% 100	% 100
	Sayı		22	22
Silorane	Gruplar arası %		% 100	% 100
	Sayı		21	21
	Gruplar arası %		% 100	% 100
	Sayı		20	20
	Gruplar arası %		% 100	% 100
Grandio	Sayı		106	106
	Gruplar arası %		% 100	% 100
SureFil	Sayı			
	Gruplar arası %			
	Sayı			
	Gruplar arası %			
	Sayı			
Admira	Gruplar arası %			
	Sayı			
	Gruplar arası %			
	Sayı			
	Gruplar arası %			
Toplam	Sayı			
	Gruplar arası %			

4.7.Postoperatif Hassasiyet

Çalışmamızda kullandığımız modifiye USPHS kriterleri arasında yer alan postoperatif hassasiyet, yapılan restorasyonda ısı değişiklikleri, çiğneme basıncı gibi etkenlerle hastayı rahatsız edebilecek seviyede duyarlılık olması anlamına gelmektedir. Hastanın ağrı eşiğine bağlı olarak değişkenlik gösterebilen bir parametredir ve hasta tarafından belirtilmektedir.

Çalışmada kullanılan 106 adet restorasyonda postoperatif hassasiyet yönünden farklılıklar bulundu.

Postoperatif hassasiyetin 6 ay sonra değerlendirilmesi sonucunda Z 250 ve Admira gruplarında postoperatif hassasiyet bulgusu kaydedilmezken, Grandio grubunda 1, Silorane grubunda 1, SureFil grubunda 1 olguda Bravo (B) skoru kaydedildi. Altıncı ayda postoperatif hassasiyet açısından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamadı ($p=0,758$).

Postoperatif hassasiyetin 12 aylık değerlendirilmesi sonucunda bulgular 6 aylık sonuçlar ile benzerlik göstermektedir. Z 250 ve Admira gruplarında postoperatif hassasiyet bulgusu kaydedilmezken, aynı olgularda Grandio grubunda 1, Silorane grubunda 1, SureFil grubunda 1 olguda Bravo (B) skoru kaydedildi. Altıncı ayda postoperatif hassasiyet açısından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamadı ($p=0,758$).

Tablo 22. Farklı kompozit materyallerinin postoperatif hassasiyet bulguları (6 aylık sonuçlar).

		Postoperatif hassasiyet 6 ay		
		A	B	
	Z 250	Sayı	20	0
		Gruplar arası %	% 100	% 0
	Silorane	Sayı	22	1
		Gruplar arası %	% 95,7	% 4,3
	Grandio	Sayı	21	1
		Gruplar arası %	% 95,5	% 4,5
	SureFil	Sayı	20	1
		Gruplar arası %	% 95,2	% 4,8
	Admira	Sayı	20	0
		Gruplar arası %	% 100	% 0
Toplam	Sayı	103	3	
	Gruplar arası %	% 97,2	% 2,28	

Tablo 23. Farklı kompozit materyallerinin postoperatif hassasiyet bulguları (12 aylık sonuçlar).

		Postoperatif hassasiyet 12 ay	
		A	B
Z 250	Sayı	20	0
	Gruplar arası %	% 100	% 0
Silorane	Sayı	22	1
	Gruplar arası %	% 95,7	% 4,3
Grandio	Sayı	21	1
	Gruplar arası %	% 95,5	% 4,5
SureFil	Sayı	20	1
	Gruplar arası %	% 95,2	% 4,8
Admira	Sayı	20	0
	Gruplar arası %	% 100	% 0
Toplam	Sayı	103	3
	Gruplar arası %	% 97,2	% 2,28

Bütün grupların kendi içinde 6. ve 12. aylardaki zamansal değişimine bağlı olarak sonuçlar karşılaştırıldığında postoperatif hassasiyet yönünden değişiklik gözlemlenmedi. Bu durum istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılık oluşturmadı ($p=1,000$).

5. TARTIŞMA

Diş sert dokusunda kırık, çürük veya aşınma gibi nedenlerle meydana gelen madde kaybını telafi etmek için ideal materyal ve yöntemi belirleme konularında yapılan çalışmalar yıllardır sürmektedir. Dünya çapında yaklaşık 100 yılı aşkın bir süredir Sınıf I ve sınıf II restorasyonlar için restorasyon materyali olarak kullanılan amalgam alaşımları dayanıklı bir materyal olması, kaviteye yerleştirilmesi sırasında teknik hassasiyet gerektirmemesi, düşük maliyeti gibi avantajlara sahip olmasına rağmen, diş dokularına kimyasal olarak bağlanamaması ve uygulanabilmeleri için belli kavite prensipleri gerektirmeleri nedeniyle diş dokularında aşırı madde kaybına sebep olmaları ve diş dokuları ile estetik uyumsuzlukları gibi dezavantajları nedeniyle diş hekimliğinde arka grup dişlerin restorasyonunda amalgama alternatif restoratif materyal arayışları başlamıştır (94).

Kompozit rezinler ilk defa Dr. Bowen tarafından geliştirilmesiyle birlikte diş hekimliği pratiğine girmiştir (96). Estetik bir restoratif materyal olduğu için ilk başlarda ön grup dişlerin restoratif tedavilerinde kullanılan kompozit rezinler mekanik özelliklerinin geliştirilmesi ile arka grup dişlerin restorasyonlarında 1960' ların sonlarından itibaren tercih edilmeye başlanmıştır (99). Resin bazlı kompozitlerin takdiminden bu yana materyalin fiziksel ve mekanik özellikleri güçlendirilerek estetik özelliklerini ve materyal kalitesini arttırmaya yönelik birçok çalışma yürütülmüştür. Her kavite tipi için uygun olan kompozit rezinler amalgama göre mükemmel estetik ve renk stabilitesi sergilerken, polimerizasyon büzülmesi, yetersiz mekanik özellik, zayıf aşınma direnci, monomer salınımına bağlı yan etki ve bakteriyel adezyon gibi dezavantajlara da sahip olduğu bilinmektedir (47, 100). Kompozit resin uygulamalarında karşılaşılan en büyük problemlerden biri olan polimerizasyon büzülmesi sonrasında, dolgu-diş bağlantı yüzeyi arasında aralanma meydana gelmektedir (101, 102). Oluşan kenar aralanmasından ağız sıvısı, iyon ve mikroorganizma geçişine bağlı (mikrosızıntı), kenar renklenmesi, sekonder çürük, postoperatif duyarlılık ve pulpa irritasyonu, klinik olarak beklenen sonuçlardır (103, 104). Bu olumsuzluklar karşısında estetik restorasyonlarda mükemmelliği sağlamaya yönelik arayışlar başlamıştır. Resin

kompozit materyal özelliklerinin gelişimi dikkate alınarak, üreticiler monomer yapısı ve kimyasını değiştirerek, doldurucu partikül morfolojisini ve miktarını optimize ederek ve organik matriksi modifiye ederek polimerizasyon büzülmesini ve buna bağlı muhtemel sorunları gidermeye çalışmışlardır (47, 105, 106).

Bu bilgiler ışığında, tez çalışmamızın temel amacı arka grup dişlerde kullanılan estetik restoratif materyallerin bilinen en büyük dezavantajı olan polimerizasyon büzülmesini en aza indirmek amacı ile piyasaya sürülen düşük polimerizasyon büzülmesi gösteren kompozit restoratif sistemlerinin çocuk hastalarda kullanımı ile 6 ay ve 1 yıllık izleme süreci sonunda klinik başarılarını objektif kriterler doğrultusunda değerlendirerek diş hekimlerine rehber bilgiler sunmaktır.

ADA tarafından kanıta dayalı diş hekimliği (Evidence Based Dentistry-EBD) hastanın oral ve medikal durumu göz önünde bulundurularak, diş hekiminin klinik uzmanlığı, hastanın tedavi ihtiyacı ve tercihine göre mevcut bilimsel kanıtların sistematik bir şekilde değerlendirilmesini gerektiren bir yaklaşım olarak tarif edilmektedir. Mevcut bilimsel kanıtlarla hasta merkezli teşhis ve tedavi planlaması sağlanıldığından dolayı bu yaklaşım daha çok klinik çalışmaları içermektedir (115). Bu klinik çalışmalarla piyasaya her geçen gün sürülen yeni materyaller ile ilgili elde edilen veriler pratik uygulamalarda klinisyene rehberlik etmektedir. Klinik tez çalışmamızda beş farklı kompozit materyalinin 1 yıllık takibi sonucunda elde edilen veriler değerlendirildi.

İn vitro laboratuvar çalışmaları şüphesiz restoratif teknikler ve materyaller hakkında bize değerli bilgiler sağlamaktadır. Fakat ne kadar karmaşık ve kusursuz bir laboratuvar düzeneği kurulursa kurulsun ağız içi ortam ve hasta davranışları birebir taklit edilememektedir. Bu yüzden, klinik takip şeklindeki çalışmalar oldukça önem kazanmaktadır. Ayrıca klinik takipler, bir sağlık kurumunun veya hekimin kendi uyguladığı tedavilerin başarısını ve prognozunu sistematik ve istatistiksel olarak takip etmesi ve bu sonuçlara göre stratejiler belirlemesi için rutin ve gerekli bir işlemdir. Toplam 81 çocukta 106 adet genç daimi azı dişinin sınıf II kavitesi restore edilerek klinik değerlendirilmesinin yapıldığı çalışmamızda hasta sayısı ve takip süresi açısından diğer çalışmalarla bir paralellik gözlenmektedir.

Arka grup restorasyonlarda kullanılmasıyla birlikte kompozit rezinler ile ilgili birçok klinik çalışma yürütülmeye başlanmıştır. 1970' lerin sonları ile 1980' lerin başları arasındaki

alışmalar kompozit materyalinin fiziksel özellikleri üzerine odaklanmıştır. Bu yıllardan itibaren günümüze değin araştırıcılar ve üretici firmalar doldurucu boyutu, miktarı, yoğunluğunda değişiklikler yaparak en iyi materyali üretmeye çalışmışlardır (99).

Farklı büyüklükte doldurucu partikül içeren kompozitler hibrit kompozit olarak adlandırılırlar. Günümüzde kliniklerde kullanılan rezin kompozitlerin büyük bir kısmı genel bir terim olan “hibrit kompozitler” olarak kategorize edilmektedir. Bu geniş kategori geleneksel hibrit, mikrohibrit ve nanohibrit terimlerini içermektedir. Kompozit içerisindeki doldurucu partikül oranı ne kadar fazla olursa büzülme de o kadar az olmaktadır. Aynı zamanda monomer hacmi de doldurucu oranı ile ters ilişkilidir. Doldurucu oranı yüksekse monomer hacim oranı düşüktür. Mikrohibrit kompozitler hibrit ve mikrofil kompozitlerden daha yüksek oranda doldurucu partikül ierdikinden dolayı daha düşük büzülme sergilemektedirler (107). Tez alışmamızda bir mikrohibrit kompozit olan Filtek Z 250 kullanıldı.

Kompozit rezinlerin bilinen büzülme, aşınma ve manipülasyon özelliklerini iyileştirmek için tepilebilir (kondanse edilebilir, posterior) kompozit rezinler piyasaya srlmştır. Bu karakteri kazandırabilmek için üreticiler, yapıya yüksek oranda (% 80’ den daha fazla) düzensiz ve prz doldurucu ilave edip rezin miktarını düşürerek materyale amalgama benzer manipulasyon, daha düşük polimerizasyon büzülmesi ve daha yüksek aşınma direnci özelliği kazandırmışlardır (41). Tez alışmamızda bir tepilebilir kompozit olan SureFil kullanıldı.

Yeni nano doldurucu teknoloğisi sayesinde de mikrofil kompozitlerin estetik özellikleri ve hibrit kompozitlerin mekanik özellikleri bir araya getirilmiş ve nano kompozitler üretilmiştir (116, 117). Nano doldurucuların her kk boşluğu doldurabilmeleri nedeniyle doldurucu oranı belirgin lde arttırılmış, rezin içerikleri azaltılmış ve dolayısıyla kompozitlere üstün aşınma direnci ve mekanik özellikler ile düşük polimerizasyon büzülmesi ve düşük mikrosızıntı özellikleri kazandırılarak hem n hem de arka bölge dişlerin restorasyonunda kullanılmaları sağlanmıştır (117). Tez alışmamızda kullanılan düşük polimerizasyon büzülmesi gösteren kompozitlerden biri de nanofil kompozit olan Grandio’ dur.

Elektronik ve medikal endüstrisi gibi yüksek teknoloğik endüstrilerde başarılı bir şekilde kullanılmakta olan organik ve inorganik kopolimer kombinasyonu olan ormoser ya da

organik modifiye seramik, diş hekimliğinde geleneksel kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmesi sonucunda oluşan problemlerin üstesinden gelmek amacı ile geliştirilmiştir. Geleneksel dimetakrilat matriks kompozitlere kıyasla biyouyumluluğu daha iyi olan ormoser materyali daha yüksek aşınma direnci, daha az polimerizasyon büzülmesi ve daha uzun dönem stabilitesine sahiptir. Ayrıca formülasyonunda monomer içermediğinden dolayı dimetakrilat matriks kompozitlerin bilinen toksisite ve alerjik reaksiyon handikapları da elimine edilmiştir (62, 118, 119, 120, 121). Tez  alışmamızda düşük polimerizasyon büzülmesi gösteren ormoser grubundan Admira materyali kullanıldı.

Modern dental kompozit araştırmaları görünür ışık altında polimerize olan oksiran bazlı rezinler gibi ring-opening sistemlerinin kullanımına odaklanmıştır. Weinmann ve ark. oksiran ve siloksan moleküllerinin reaksiyonundan elde edilen yeni bir monomer sistem sentezi olan siloranı tarif etmişlerdir. Yapıya ilave edilen bu  zg n komponentler siloran materyaline iki ayırt edici özellik katışmıştır: halka açılımlı (ring-opening) oksiran monomerinden dolayı daha düşük polimerizasyon büzülmesi (% 1' den az) ve siloksan monomerinden dolayı da hidrofobisite. Oksiran monomer geleneksel Bis-GMA bazlı dental rezinlerle karşılaştırıldığı zaman artmış polimerizasyon derinliği, daha düşük polimerizasyon büzülmesi, artmış direnç özellikleri göstermektedir (46, 105, 106, 119, 120). Tez  alışmamızda kullanılan düşük polimerizasyon gösteren kompozitlerden biri Filtek Silorane' dir.

Kompozit rezin restorasyonlar kalan diş dokusunu da desteklediği için azı dişlerinde her kavite tipi için kullanılmaktadır. Başlangıçta yalnızca sınıf I ve III restorasyonlar için kullanılan kompozit rezinler sınıf II kavitelerin restorasyonunda ilk defa 1968 yılında kullanılmaya başlanmış, daha sonraki yıllarda zamanla popüleritesi artmıştır (9). Rodolpho ve ark. posterior kompozit rezin restorasyonları 17 yıllık klinik değerlendirme sonunda en fazla başarısızlığın sınıf II ve geniş restorasyonlarda olduğunu rapor etmişlerdir (122). Tez  alışmamızda genç daimi dişlerin sınıf II kavitelerine yapılan kompozit restorasyonların arayüz ve oklüzal yüzeyleri klinik olarak değerlendirildi.

Kompozit restorasyonların başarısını etkileyen birçok klinik faktör bulunmaktadır. Bunların arasında nem kontrolü oldukça önemlidir. Nem kontrolünün sağlanabilmesi için genellikle iki yöntem kullanılmaktadır. Bu yöntemler restore edilecek dişe lastik örtü (rubber-dam) takılması ya da restore edilecek bölgenin pamuk rulo ve tükürük emiciler ile izole edilmesidir. Lastik  rt  uygulaması birçok araştırıcı tarafından önerilmekte ve hatta rutin bir

işlem olarak görülmektedir. Dental işlemler sırasında lastik örtü kullanımıyla kavite preperasyonu ve restorasyon aşamasında daha aseptik bir ortam, daha iyi izolasyon ve daha iyi tedavi etkinliği sağlanmaktadır (129). Cochran ve ark. lastik örtü kullanımının dental tedavi boyunca mikroorganizma infiltrasyonunu % 90-95 oranında azalttığını rapor etmişlerdir (130). Bununla beraber, özellikle çocuk hastalarda hastanın kabul etmemesi, yutkunmayı zorlaştırması, uygulama zorluğu, tükürük miktarında artışa sebep olması, yerleştirme sırasındaki zaman kaybı ve yüksek maliyetinden dolayı diş hekimleri arasında da lastik örtü kullanımına karşı isteksizlik vardır (131,132). Tez çalışmamızda restore edilecek dişlerin arayüze uzanan kavitelerinin hiçbirisi dişetine kadar uzanmadığı, tükürük emici ve pamuk rulolar ve bölümlü matriks sistemlerle yeterli nem kontrolü sağlanabildiği için lastik örtü uygulaması tercih edilmedi.

Çürük dentin farklı mikroskobik ve kimyasal yapıdan oluşan iki ayrı tabakaya sahiptir. Enfekte, bozulmuş ve demineralize olan dış tabaka geri dönüşümsüz çürük tabakasıdır ve mutlaka kaldırılmalıdır. Bir alt tabaka olan denatüre iç tabaka enfekte olmayan, remineralize olabilir geri dönüşümlü dentin kısmıdır ve kaldırılmasına gerek yoktur. Pulpayı korumak için bu tabaka kaldırılmamalıdır. Bu tabakanın remineralizasyonu için yıllardır kalsiyum hidroksit materyali kullanılmaktadır (133). Kalsiyum hidroksit yüksek pH' a sahip bir materyaldir (yaklaşık olarak pH 12). Bu bazik özellik materyale pulpada ve bakteriler üzerinde sitotoksik özellik kazandırırken, yüksek pH' sinden dolayı da asidik olan bakteri ürünlerini de nötralize etmektedir. Bazik olduğu için pulpayı irrite ederek dentin köprüsü oluşmasını sağlamaktadır (134). Tez çalışmamızda kompozit rezin ile restore edeceğimiz çürük lezyona sahip dişlerin kaviteleri standart koruyucu diş hekimliği prensiplerine uygun olarak hazırlanarak pulpaya yakın derin kavitelere birçok klinik çalışmada olduğu gibi kavite örtücü materyal olarak kalsiyum hidroksit yerleştirildi (122, 135, 136).

Kompozit rezinlerin kaviteye yerleştirilmesinde inkramental ve bulk gibi manipülasyon tekniklerinin kullanılmasının polimerizasyon büzülmesini ve buna bağlı yan etkilerini azaltabileceği rapor edilmiştir. Inkramental yöntemle kompozit rezin kaviteye 2 mm' yi geçmeyecek şekilde yerleştirilir ve her bir tabaka ayrı ayrı polimerize edilir. Böylece kaviteye yerleştirilen ve polimerize edilen rezin miktarı azaltılarak, başlangıç büzülmesi ve polimerizasyon stresi en aza indirilir. Klinisyenler genellikle polimerizasyon büzülmesini, C faktörü, marjinal renklenmeyi, sekonder çürüğü ve postoperatif hassasiyeti azalttığı ayrıca sınıf II restorasyonların ömrünü arttırdığı için inkramental tekniği tercih etmektedir. (137,

138). Çalışmamızda kullanılan kompozit rezin restoratif materyaller sınıf II kavitelere 2 mm kalınlığında inkramental yöntem ile yerleştirildi ve her tabaka üretici firmanın önerilerine göre 20 s süre ile LED polimerizasyon cihazı kullanılarak polimerize edildi.

İlk kez 1960' lı yıllarda kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinler piyasaya sürülmüştür. Daha sonraları kompozit teknolojisindeki gelişmeye bağlı olarak 1970' li yıllarda ışık ile polimerize olan kompozit rezinler geliştirilmiştir (139). Rezinlerin ışıkla polimerizasyonu için fotoaktivatör ünitelerine ihtiyaç duyulmaktadır. Işık cihazları arasında geleneksel olarak kullanılanlardan biri quartz tungsten halojen (QTH) lambadır. QTH üniteleri diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmasına rağmen, 100 saatten daha az ömre sahip olması ve quartz ampüllerde üretilen yüksek ısıya ve vibrasyona karşı filtre kullanılması gerekliliği gibi bazı dezavantajlara sahiptir. Daha sonraları klinik çalışma süresini azaltan, daha kuvvetli ışık ünitesi olan xenon plazma ark (PAC) ışık üniteleri piyasaya sürülmüştür. Burges ve ark.' ları çalışmalarında PAC ışık ünitelerinin de anlamlı derecede ısı ürettiğini ve bu oluşan bu ısyı minimize etmek için filtreye gereksinim duyulduğunu rapor etmişlerdir. Son dönemlerde, fotoaktivasyonda birçok biyolojik avantaja sahip olan diode lambalar (LED) geliştirilmiştir. LED' ler QTH' ye göre daha az ısı oluşturmaları, daha kısa zamana rağmen sürekli ve dar dalga boyunda daha düşük yoğunlukta ışık üretimi ve kompozit rezinlerde en çok bulunan fotoinitiator olan kamforokinon tarafından tamamen absorbe edilebilmesi gibi birçok avantaja sahiptir (19, 107, 140, 141, 142). Tez çalışmamızda kompozit restorasyonların polimerizasyonunda, kullanım kolaylıklarından ve bahsedilen diğer olumlu özelliklerinden dolayı LED ışık cihazı tercih edildi.

Kompozitin başarısını etkileyen başka bir faktör de yüzeyin pürüzsüz olmasıdır. Pürüzlü bir yüzeye sahip restorasyonda plak retansiyonunun artmasına bağlı olarak sekonder çürük, gingival enflamasyon ve zamana bağlı renk değişikliği meydana gelmektedir. Bunun sonucunda da restorasyonun ömrü kısalmaktadır. Kompozit rezin restorasyonlarda fazlalıkların düzeltilmesi ve yüzey düzgünlüğünün elde edilmesi amacıyla bitirme frezleri, diskleri, polisaj lastikleri ve fırçalarından yararlanılmaktadır (143). Rapisarda ve ark.' ları kompozit artıklarını uzaklaştırmada abraziv yapısından dolayı bitirme disklerinin ve iyi bir mikromorfoloji yaratarak daha düzgün ve pürüzsüz bir yüzey sağlamak için de abraziv olmadığı için bitirme lastiklerinin tercih edilebileceğini rapor etmişlerdir (144). Çalışmamızda yapılan restorasyonlar Sof-Lex cila diskleri ve kompozit bitirme lastikleri ile polisaj işlemleri

tamamlandı. Oklüzyon kontrolleri karbon artikülasyon kağıtları ile yapılarak restorasyonlar bitirildi.

Yapılan klinik çalışmalarda restoratif materyallerin performanslarının değerlendirilmesinde yaklaşık 40 yıldır yaygın olarak kullanılan Ryge kriterleri olarak da bilinen USPHS kriterleri kullanılmaktadır (123). Bu sistemde belirtilen parametrelerin birkaçı ile objektif değerlendirme yapılabilirken, birkaçı da sübjektif sonuçlar verebilmektedir. Tekniğin uygulanması kolay olup klinik olarak kabul edilebilir bir restorasyonun tarifini de vermektedir. Ayrıca, renk uyumunu, sekonder çürük varlığını, postoperatif hassasiyeti ve kenar renklenmesini, anatomik form kaybını ve marjinal adaptasyonu değerlendirmek için en çok tercih edilen yöntemdir. Bu yöntemde, restorasyonların performansı Alpha(A), Bravo (B), Charlie (C) ve Delta (D) olmak üzere dört seviyede belirlenmektedir (124, 125). Literatür incelendiğinde birçok araştırmacının direkt ve indirekt kompozit restorasyonların değerlendirmesinde USPHS değerlendirme sistemini kullandığı görülmektedir (113, 126, 127, 128). Dünya çapında birçok çalışmada bu kriterler kullanıldığı ve özellikle çocuk hastalarda uygulanması kolay olduğu için tez çalışmamızda yapılan restorasyonların değerlendirilmesinde USPHS kriterleri kullanıldı.

Çalışmamızda klinik olarak değerlendirilen kompozit restorasyonların hiçbirinde restorasyon kaybı gözlenmedi. Restorasyonlarda 12 aylık periyod içerisinde yüzey yapısında bozulma, renk uyumsuzluğu, anatomik form kaybı (oklüzal ve proksimal), sekonder çürük oluşumu görülmedi. Bütün restorasyonlar bu kriterler açısından başarılı bulundu.

Çalışmamızda belirlenen skorlar Alpha (A) ve Bravo (B) arasında değişkenlik gösterdi, hiçbir materyal grubunda Charlie (C) ve Delta (D) skorları sonuçlarda yer almadı.

Kenar renklenmesi genellikle polimerizasyon büzülmesi sonucu kavite duvarı ile restorasyon arasında oluşan aralığın renklenmesi sonucu oluşmaktadır. Bu durum polisaj ve işlemlerindeki başarısızlık, restorasyonun kaviteye yerleştirilmesindeki yetersizlikler ve polimerizasyon büzülmesi sonucu oluşan streten kaynaklanmalıdır (145). Üretici firma önerilerine göre büzülme oranları Filtek Z 250 için % 2,2, Admira için % 1,97, Grandio için % 1,57, Filtek Silorane için % 1' den daha azdır.

USPHS kriterleri içerisinde yer alan kenar renklenmesi kriteri, kompozit rezin materyallerine göre değerlendirildiğinde, restore edilen kompozit restorasyonlarda, kenar renklenmesi açısından 6 aylık klinik takip sonrasında Filtek Z 250 grubunda % 80, Filtek

Silorane grubunda % 95,7, Grandio grubunda % 100, SureFil grubunda % 95,2, Admira grubunda ise %90 oranlarında Alpha (A) skoru ile başarı sağlandı. Bir yılın sonunda ise Filtek Silorane grubunda % 95,7, Grandio grubunda % 95,5, SureFil grubunda % 85,7, Admira grubunda % 85, Filtek Z 250 grubunda ise % 75 oranlarında Alpha (A) skoru ile başarı sağlandı.

Kenar renklenmesinin temel sebebi polimerizasyon büzülmesi olduğu için çalışmamızda kullanılan materyaller arasında en fazla polimerizasyon büzülmesi gösteren kompozit rezin olan Filtek Z 250 ile yapılan restorasyonlarda kenar renklenmesi açısından daha olumsuz sonuçlar elde edilmiştir.

Cadenaro ve ark., mikrohibrit kompozit Filtek Z 250, nanofil kompozit Filtek Supreme ve tepilebilir kompozit Bisco Aelite LS materyallerinin polimerizasyon büzülme streslerini in vitro ortamda değerlendirerek, Filtek Z 250 materyalinin diğerlerinden daha yüksek oranda büzülme oranına sahip olduğunu rapor etmişlerdir (146).

Pereira ve ark., mikrohibrit kompozit Filtek Z 250, ormoser esaslı kompozit Admira, nanofil kompozit Grandio ve Filtek Supreme materyallerinin polimerizasyon büzülme streslerini farklı metotlar kullanarak in vitro ortamda karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonucunda en yüksek büzülme stresini Filtek Z 250 materyalinin sergilediğini bunu sırasıyla Filtek Supreme, Admira ve Grandio materyallerinin izlediğini bildirmişlerdir (147).

Duarte ve ark. in vitro çalışmalarında sınıf II kavitelerde mikrohibrit kompozit rezinin yerleştirme tekniğine bağlı olarak mikrosızıntısını değerlendirmişler ve hiçbir tekniğin polimerizasyon büzülmesi sonucunda oluşan mikrosızıntının önüne geçemediği sonucuna ulaşmışlardır (148).

USPHS kriterleri içerisinde yer alan restorasyon ile diş arasındaki kenar boyunca görünür ayrılma bulgusu durumunu olan marjinal adaptasyon kriteri, kompozit rezin materyallerine göre değerlendirildiğinde, restore edilen kompozit restorasyonlarda, 6 ve 12 aylık klinik takip sonrasında Filtek Z 250, Filtek Silorane, Grandio ve SureFil gruplarında % 100, Admira grubunda ise % 95 oranlarında A skoru ile başarı sağlanmıştır. Admira grubunda yalnızca 1 olguda kenar uyumu yönünden B skoru kaydedilmiştir. Restorasyon ile dişin birleşim bölgesinde oluşan kenar kırığının çiğneme basıncı ve lateral çene hareketleri esnasında oluştuğunu düşünmekteyiz.

Total etch tekniği ile Prime&Bond 2.1. bonding ajanının kullanıldığı 1 yıllık klinik bir çalışmada tepilebilir kompozit olan Surefil ile restore edilmiş sınıf II restorasyonlarda marjinal adaptasyon açısından % 100 oranında ağırlıklı A skoru ile başarı bildirilmiştir (150). Çalışmamızda restoratif aşamada tüm restorasyonlar için total etch tekniği kullanıldığı için bu veriler bizim bulgularımızla uyumludur.

Mahmoud ve Al-Wakeel Eel in vitro çalışmaları ormoser, siloran ve metakrilat esaslı kompozit rezin sistemlerinin marjinal adaptasyonlarını karşılaştırmışlardır. Çalışma sonucunda en iyi marjinal adaptasyonu siloran esaslı kompozit grubu göstermiştir (170). Tez çalışmamızda bu sonuca paralel olarak siloran esaslı kompozit grubunda marjinal adaptasyon yönünden % 100 başarı sağlandı.

Postoperatif hassasiyet, posterior kompozit restorasyonlarda karşılaşılan en önemli problemlerden biridir. Restorasyonun yerleştirilmesinden sonra çiğneme sırasında ya sıcak, soğuk, tatlı ya da ekşi uyaranlara karşı oluşan ağrı olarak tanımlanmaktadır (151, 168, 169). USPHS kriterleri içerisinde yer alan postoperatif hassasiyet kriteri, kompozit rezin materyallerine göre değerlendirildiğinde, restore edilen kompozit restorasyonlarda 6 ve 12 aylık klinik takip sonrasında Filtek Z 250 grubunda % 100, Filtek Silorane grubunda % 95,7, Grandio grubunda % 95,5, SureFil grubunda % 95,2, Admira grubunda ise % 100 oranlarında A skoru ile başarı sağlandı. Ancak postoperatif hassasiyet hastanın ağrı eşiğine bağlı olarak değişkenlik gösterebilen bir parametredir.

Kompozitin kaviteye yerleştirilmesinden sonra ilk 24-36 saatte kompozit materyalinde oluşan polimerizasyon büzülmesinden dolayı diş yapısı ile restorasyon arasında oluşan aralık dentin sıvısı ile dolmaktadır. Sıcak ya da soğuk uyaranların etkisi ile dentin sıvısı hareket etmekte ve buna bağlı olarak da postoperatif hassasiyet şikâyetleri ortaya çıkmaktadır (152). Tez çalışmamızda SureFil, Grandio ve Filtek Silorane gruplarında 6. ayda sadece 1' er olguda ve 12. ayda da aynı olgularda hassasiyetleri gittikçe azalan şiddette olmak üzere postoperatif hassasiyet bulgusu kaydedildi.

Memarpour ve ark. çocuk hastaların azı dişlerini bir tepilebilir kompozit olan Tetric Ceram HB ile restore edip klinik performansını belirlemek için 3,5 yıl süre ile Ryge kriterlerine göre takip etmişlerdir. Restorasyonların hiçbirinde yüzey yapısı ile ilgili değişikliğe, sekonder çürük oluşumuna, herhangi bir kırık bulgusuna rastlanılmadığını ve zaman aralıklarında marjinal adaptasyon ve anatomik form açısından istatistiksel olarak

anamlı bir farklılık olduğunu ($p=0,031$, $p=0,031$) bildirmişlerdir. Çocuk hastaların posterior restorasyonlarında tepilebilir kompozit kullanımının mükemmel sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir (136). Tez çalışmamızda ise çocuk hastaların tepilebilir kompozit rezin ile restore edilen dişlerinde sadece postoperatif hassasiyet ve kenar renklenmesi kriterlerinde istatistiksel olarak anlamlı olmayan değişiklikler kaydedildi.

Loguercio ve ark. mikrofil kompozit Durafill VS, mikrohibrit kompozit Filtek Z 250 ve nano kompozit Filtek Supreme restoratif materyallerinin sınıf III kavitelerde 1 yıllık klinik değerlendirmesi sonucunda en iyi renk uyumunu Filtek Z 250' nin gösterdiğini, Durafill VS ve Filtek Supreme' nin Filtek Z 250' den yüzey görünümü açısından daha başarılı olduğunu rapor etmişlerdir (153). Çalışmamızda zamansal değişime bağlı olarak restorasyonlar arasında yüzey görünümü ve renk uyumu açısından bir farklılık kaydedilmedi.

Farah ve Powers çalışmalarında 269 hastada mikrohibrit kompozit Filtek Z 250 ile yapılan 565 restorasyondan 9 yılın sonunda hiçbirinde restorasyonun yenilenmesini veya tamirini gerektiren kırık ya da çatlağa rastlamamışlardır. Bu çalışma sonucunda 9 yılın sonunda Filtek Z 250 materyali için klinik olarak renk uyumu açısından % 98, kenar renklenmesi için % 88 başarı bildirilmiştir (154). Çalışmamızda ise marjinal renklenme için Filtek Z 250 ile yapılan restorasyonlarda 6. ayın sonunda % 80, 12. ayın sonunda % 75 ve renk uyumu açısından ise % 100 oranında başarı elde edildi. Bu çalışmada takip süresi daha uzun olmasına rağmen kenar renklenmesi açısından tez çalışmamıza göre daha başarılı sonuçlar elde edilmiştir. Bununla beraber uzun dönemde zamana bağlı olarak sonuçların değişebileceğini düşünmekteyiz.

Rosin ve ark. yaptıkları çalışmada büyük ve küçük azı dişlerinde ormoser esaslı kompozit rezin olan Admira ile restore edip bir yıl süre sonunda klinik olarak değerlendirmişlerdir. Restorasyon yapıldıktan sonra postoperatif hassasiyet bulgusu için 19 olguda B, 4 olguda C skorları elde edildiği bildirilmiştir. Marjinal adaptasyon yönünden % 94,7 oranında A, % 5 oranında B, % 0,3 oranında C skoru, kenar renklenmesi yönünden % 75,2 oranında A, % 24,8 oranında B skoru kaydedildiği rapor edilmiştir (155). Çalışmamızda Admira grubu için kenar renklenmesi için 6. ayda % 90 oranında A, 12. ayda % 85 oranında B skoru, marjinal adaptasyon için % 95 oranında A skoru ile başarı kaydedildi. Bu çalışmanın sonuçları marjinal adaptasyon ve kenar renklenmesi yönünden bulgularımızla uyumluluk göstermektedir.

Efes ve ark. çalışmalarında 90 hastada ormoser esaslı kompozit olan Admira, hibrit kompozit olan Renew, nanofil kompozit olan Filtek Supreme kompozit materyalleri ile yapılan 90 adet sınıf I restorasyonu 2 yıl süre ile takip etmişler ve kompozit restorasyonların klinik değerlendirilmesinde restoratif materyallerin hiçbirinde 6 ay, 1 yıl ve 2 yıllık kontrollerinde postoperatif hassasiyet ve sekonder çürük bulgusu olmadığını bildirmişlerdir. 2 yılın sonunda Admira ile restore edilmiş yalnızca 1 olguda başarısızlık kaydetmişlerdir (156). Çalışmamızda ormoser esaslı kompozit olan Admira grubunda % 100 başarı sağlanırken, nanodolduruculu kompozit olan Grandio ile restore edilen dişlerde yalnızca 1 olguda postoperatif hassasiyet bulgusu gözlemlendi. Yapılan hiçbir restorasyon için de başarısızlık kaydedilmedi.

Bottenberg ve ark. yaptıkları çalışmalarında 32 hastada mikrohibrit kompozit olan Tetric-Ceram, ormoser bazlı kompozit olan Admira ve Definite ile sınıf II kavitelere yapılan restorasyonun 3 yıllık takip süresi sonunda Admira grubunda 4, Define grubunda 5, Tetric-Ceram grubunda 4 olguda fraktür ve restorasyon kenarlarında açılma olduğu, Define grubunun renk değişikliği bakımından diğer gruplardan anlamlı derecede üstün olduğunu rapor etmişlerdir. Materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığını bildirmişlerdir (157). Çalışmamızda Admira grubunda sadece bir restorasyonda kenar boyunca ayrılma gözlemlenirken, mikrohibrit kompozit rezin olan Filtek Z 250 grubunda ise hiçbir restorasyonda fraktür ve restorasyon kenarlarında açılma belirlenmedi.

Mahmoud ve ark. 35 hastada azı dişlerinin oklüzal kavitelere yapılan ormoser bazlı kompozit olan Admira, nanohibrit rezin kompozit olan Tetric Evo Ceram, nanofil rezin kompozit olan Filtek Supreme ve mikrohibrit rezin kompozit olan Tetric Ceram ile yapılan 140 restorasyonun klinik performanslarının değerlendirilmesinde 2 yılın sonunda bütün materyallerde anlamlı olmayan küçük değişikliklerin tespit edildiğini, ancak klinik performanslarında değişiklik gözlemlenmediğini, sadece birer ormoser ve mikrohibrit kompozit restorasyonun klinik olarak başarısız kabul edildiğini ve bu bulgular ışığında çalışmada kullanılan tüm restoratif materyallerin kabul edilebilir bir klinik performans sergilediğini rapor etmişlerdir (158). Tez çalışmamızda mikrohibrit rezin kompozit olan Filtek Z 250 ve nanofil rezin kompozit olan Grandio ile yapılan restorasyonlarda 1 yılın sonunda

sadece kenar renklenmesi ve postoperatif hassasiyet kriterleri ile ilgili değişiklikler saptanmıştır. Bu gruplar için hiçbir restorasyon klinik olarak başarısız kabul edilmemiştir.

Gerdolle ve ark. çalışmalarında çocuk diş hekimliğinde sıklıkla kullanılan tepilebilir kompozit Filtek P 60, ormoser esaslı rezin kompozit Admira, kompomer CompoglassF ve rezin modifiye cam iyonomer siman Fuji II LC restoratif materyallerinin mikrosızıntılarını ve polimerizasyon büzülmelerini in vitro çalışmalarında değerlendirmişler ve en düşük polimerizasyon büzülmesinin Filtek P 60 materyalinin sergilediğini bunu sırasıyla Admira, CompoglassF ve Fuji II LC materyallerinin izlediği sonucunu elde etmişlerdir (149).

Çelik ve ark. çalışmalarında toplam 31 hastada 82 adet sınıf I ve Sınıf II kavite nanofil kompozit olan Grandio ve flor salınımlı posterior kompozit olan Quixfil ile restore etmişler ve restorasyonları 24 ay takip etmişlerdir. Altıncı ayda tüm restorasyonlarda tüm kriterler için Alpha (A) skoru elde edilirken, Grandio grubunda 12. ayda renk değişikliği yönünden % 5, marjinal adaptasyon yönünden % 10 oranında B skoru kaydedildiğini ve takip süresi sonunda hiçbir olguda marjinal renklenme, anatomik form kaybı ve postoperatif hassasiyet bulgusu kaydedilmediğini bildirmişlerdir (159). Çalışmamızda Grandio grubunda hiçbir restorasyonda renk değişikliği, marjinal adaptasyon yönünden değişiklik kaydedilmezken tüm gruplar için hiçbir olguda sekonder çürük bulgusuna rastlanılmadı.

Kramer ve ark. yaptıkları çalışmalarında 30 hastada büyük ve küçük azı dişlerinin sınıf II kavitelerini nanofil kompozit olan Grandio ve mikrohibrit kompozit olan Tetric-Ceram ile restore etmiş ve restorasyonları 6 sene takip etmişlerdir. Büyük azı dişlerinde zamana bağlı olarak marjinal adaptasyonun, dolgu bütünlüğünün ve diş bütünlüğünün küçük azılara oranla daha kötü sonuçlar verdiğini, mine kırık ve çatlaklarının büyük azılarda daha fazla olduğu rapor etmişlerdir. Çalışmalarının sonucunda sınıf II kavitelerde kullanılan Grandio ve Tetric-Ceram materyallerinin arasında klinik yönden farklılık olmadığını rapor etmişlerdir (160). Çalışmamızda kullanılan nanofil kompozit olan Grandio ve mikrohibrit kompozit olan Filtek Z 250 ile arka grup dişlere yapılan restorasyonlar marjinal adaptasyon yönünden başarılı olduğu için sonuçlarımız bu çalışma ile uyumluluk göstermemektedir.

Palaniappan ve ark. nanofil kompozit olan Grandio, mikrohibrit kompozit olan Tetric-Ceram ve nanohibrit kompozit olan Tetric Evo Ceram ile yapılan 49 adet sınıf I ve sınıf II

restorasyonu 3 yıl süre ile klinik olarak takip etmişlerdir. Üç sene sonunda hiçbir restorasyonda sekonder çürük, postoperatif hassasiyet, dişte ya da restorasyonda kırığa rastlanmadığını ve Tetric Evo Ceram grubunun Grandio ve Tetric-Ceram gruplarından renk uyumu yönünden daha üstün olduğunu bildirmişlerdir. Başlangıçta marjinal adaptasyon yönünden tüm restorasyonlar için Alpha (A) skoru kaydedildiğini ancak 1. ve 3. yılın sonunda birçok restorasyon için Bravo (B) skoru kaydedildiğini ve yine 3 yılın sonunda yapılan restorasyonlarda yüzey renklenmesi yönünden Tetric Evo Ceram grubunda % 76, Tetric-Ceram grubunda % 99, Grandio grubunda ise % 100 oranlarında Alpha (A) skoru kaydedildiğini rapor etmişlerdir (161). Çalışmamızda ise mikrohibrit kompozit olan Filtek Z 250 ve nanofil kompozit olan Grandio gruplarında marjinal adaptasyon, renk uyumu ve yüzey renklenmesi yönünden bütün gruplarımızda ağırlıklı Alpha (A) skoru ile başarı sağlandı.

Türkün ve ark. çalışmalarında 36 hastada toplam 55 sınıf I ve sınıf II kaviteyi tepilebilir posterior kompozit olan SureFil ile restore edip 2 yıl süre ile klinik takiplerini yapmışlardır. Hiçbir restorasyonda çalışma süresi boyunca yüzey bozulması, sekonder çürük, postoperatif hassasiyet bulgusu kaydedilmediğini bildirmişlerdir. İki yıl sonra, üç restorasyonda kenar boyunca hafif bir kırılmayla karakterize marjinal adaptasyonda uyumsuzluk olduğunu rapor etmişlerdir. Bir yıl sonra 1, iki yıl sonra 4 restorasyonda kenar renklenmesi gözlemlendiğini ve bir yıl sonra 2 restorasyonda anatomik form yönünden, başlangıçta, 1 ve 2. yılın sonunda da renk uyumu yönünden 31 restorasyonda B skoru kaydedildiğini bildirmişlerdir (113). Bu sonuçların aksine, çalışmamızda 1 olguda postoperatif hassasiyet gözlenirken, kenar renklenmesi yönünden 6. ayda 1; 12. ayda 3 olguda Bravo (B) skoru elde edildi. Hiçbir olguda sekonder çürük, marjinal adaptasyonda bozulma, anatomik formda değişiklik, yüzey renklenmesi veya bozukluğu gözlenmedi.

Perry ve ark. yapmış oldukları çalışmalarında daimi 1. ve 2. azı dişlerinin sınıf II kavitelerini posterior kompozit rezin olan SureFil ile restore etmişler ve klinik olarak USPHS kriterlerine göre 1 yıl süre ile kontrol etmişlerdir. Çalışmalarının sonucunda 3-6-9. aylarda her kriter için tüm restorasyonlarda Alpha (A) skoru belirlendiğini ve 12. ay sonunda ise, yalnızca 3 olguda yüzey renklenmesi açısından Bravo (B) skoru belirlendiğini bildirmişlerdir (162). Bu çalışmanın aksine tez çalışmamızda SureFil ile restore edilen hiçbir restorasyonda yüzey renklenmesine rastlanmadı.

Yip ve ark. 65 yetişkin hastada toplam 102 adet sınıf I ve sınıf II kaviteyi tepilebilir rezin bazlı kompozit olan SureFil ve geleneksel hibrit rezin bazlı kompozit olan Spectrum ile restore edip 12 ay süre ile klinik takibini gerçekleştirmişlerdir. Her iki rezin bazlı kompozit için kenar renklenmesi, anatomik form, yüzey yapısı ve yüzey renklenmesi yönünden % 90 ya da daha yüksek oranlarda Alpha (A) skoru ile başarı elde edildiği bildirilmiştir. Renk değişikliği, marjinal adaptasyon ve diş eti sağlığı için düşük oranlarda Alpha (A) skoru kaydedildiği ve SureFil grubunda 4, Spectrum grubunda ise 1 restorasyonda postoperatif hassasiyet olduğu bildirilmiştir (145). Çalışmamızda SureFil grubunda kenar renklenmesi için % 85, postoperatif hassasiyet için %95, 2 oranlarında başarı sağlandı. Hiçbir restorasyonda yüzey yapısı, marjinal adaptasyon ve yüzey renklenmesi için değişiklik bulunmadı.

Poon ve ark. 65 erişkinde kaviteyi tepilebilir rezin bazlı kompozit olan SureFil ve geleneksel hibrit rezin bazlı kompozit olan Spectrum ile toplam 105 posterior restorasyon yapmışlar ve 3, 5 sene boyunca takip etmişlerdir. Takip süresi sonunda, SureFil grubundan 6 ve Spectrum grubundan 2 restorasyonunun sırasıyla % 81,3 ve % 92 sağ kalım oranlarıyla fraktür ve sekonder çürük bulgusu gösterdiğini bildirmişlerdir. Her iki grup için kenar renklenmesi, anatomik form, yüzey yapısı ve yüzey renklenmesi yönünden % 80 ve daha yüksek oranlarda başarı sağlandığı bildirilmiştir. Renk uyumu, marjinal bütünlük ve dişeti sağlığı için düşük oranlarda Alpha (A) skoru kaydedilirken, zaman aralıklarında hiçbir restorasyonda postoperatif bulgusu kaydedilmediği rapor edilmiştir (163). Çalışmamızda ise, SureFil grubunda kenar renklenmesi için % 85,7 başarı sağlanırken hiçbir restorasyonda sekonder çürük bulgusu tespit edilmedi.

Fagundes ve ark. çalışmalarında 33 hastada toplam 66 sınıf I ve sınıf II kaviteyi tepilebilir posterior kompozit olan SureFil ve tepilebilir posterior kompozit olan Alert ile restore edip 5 yıl süre ile klinik takibini yapmışlardır. Tüm restorasyonlarda vitalite ve hassasiyet yönünden yüksek skorlar elde edildiği bildirilmiştir. Dört yıl sonra SureFil ile yapılan restorasyonların yüzey yapısı yönünden Alert ile yapılan restorasyonlardan anlamlı derecede daha üstün olduğunu bildirmişlerdir. Ayrıca, başlangıç ve 4 yıllık kontrollerde kenar renklenmesi ve yüzey yapısında gruplar arasında, renk değişikliği yönünden de SureFil grubunda kendi içinde anlamlı değişiklikler olduğu rapor edilmiştir (164). Tez çalışmamızda ise, tepilebilir kompozit ile yapılan restorasyonlarda postoperatif hassasiyet ve kenar renklenmesi yönünden değişiklikler belirlendi ve çalışmada kullanılan diğer materyallerle benzer klinik sonuçlar sergiledi.

Bağış ve ark., in vitro çalışmalarında farklı monomer yapıdaki siloran esaslı kompozit olan Filtek Silorane ile nanofil kompozit olan Grandio' nun mikrosızıntılarını karşılaştırmışlardır. Sonuç olarak siloran yapılı rezin kompozit restorasyonlarda mikrosızıntı gözlenmezken, Grandio grubunda farklı derecelerde sızıntı belirlenmiştir (165). Benzer bir çalışmada Krifka ve ark., siloran ve metakrilat esaslı rezinlerin mikrosızıntılarını karşılaştırmış ve en iyi sonucu siloran esaslı rezinlerden elde etmişlerdir (60). Kuşgöz ve ark. ise in vitro çalışmalarında siloran esaslı kompozit rezinlerin (Filtek Silorane) polimerizasyon derinliğini, yüzey sertliğini ve mikrosızıntılarını belirleyip metakrilat bazlı kompozit rezin olan Filtek P 60 ve Filtek Supreme XT ile karşılaştırmışlardır. Çalışmalarının sonucunda Filtek Silorane' nın Filtek Supreme XT' den daha düşük, Filtek P 60 ile benzer mikrosızıntı skoru sergilediğini bildirmişlerdir (171). Polimerizasyon büzülmesi sonucu oluşan mikrosızıntının restorasyonlarda klinik olarak postoperatif hassasiyet, kenar renklenmesi ve sekonder çürüklere sebep olduğu bilinmektedir. Tez çalışmamızda yukarıda bahsedilen çalışmalardan elde edilen bilgilerin aksine, gruplar arasında en düşük polimerizasyon büzülmesi gösteren Filtek Silorane ile yapılan restorasyonlarda 1' er olguda postoperatif hassasiyet ve kenar renklenmesi gözlemlendi.

Burke ve ark. çalışmalarında 64 hastada toplam 100 azı dişini siloran esaslı kompozit olan Filtek Silorane ile restore etmişler ve klinik olarak 2 yıl süre ile takip etmişlerdir. Takip süresi sonunda hiçbir olguda restorasyon kaybı, postoperatif hassasiyet ve sekonder çürük bulgusuna rastlanmadığı, restorasyonların optimal anatomik form, kenar bütünlüğü, kenar renklenmesi, renk uyumu ve yüzey kalitesi gösterdiği bildirilmiştir. Bu bulgularla beraber siloran restoratif materyalinin kabul edilebilir bir klinik performans gösterdiği rapor edilmiştir (166). Çalışmamızda bu çalışma ile uyumlu olarak Filtek Silorane grubu için hiçbir restorasyonda sekonder çürük, marjinal adaptasyonda bozukluk, yüzey renklenmesi, anatomik form bozukluğu, renk değişikliği gözlenmezken kenar renklenmesi ve postoperatif hasasiyet için %95, 7 oranında başarı elde edildi.

Schmidt ve ark. çalışmalarında 72 hastada toplam 158 adet sınıf II kaviteyi metakrilat esaslı kompozit olan CeramX ve siloran esaslı kompozit olan Filtek Silorane ile restore edip 1 yıl süre ile klinik takibini gerçekleştirmişlerdir. Klinik olarak marjinal adaptasyon yönünden CeramX grubunun daha başarılı olduğunu bildirmişlerdir. Bu çalışmada laboratuvar şartlarında polimerizasyon büzülmesindeki azalmanın kliniğe yansımadağı sonucu rapor edilmiştir (167).

Çalışmamızda bu çalışmanın sonuçlarının aksine metakrilat bazlı kompozitlerle siloran bazlı kompozit arasında marjinal adaptasyon yönünden bir farklılık bulunamadı.

Çalışmamızın sonuçlarına göre; yapılan restorasyonların bir yıllık klinik değerlendirmeleri sonunda, gruplar arasında zamana bağlı olarak tespit edilen farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı olmasa da hiçbir materyal tek başına bütün kriterlerde en yüksek skorlara ulaşamadı. Düşük polimerizasyon büzülmesi gösteren kompozit materyallerinin genç daimi azı dişlerinin restorasyonu için klinik olarak başarılı olduğu görüldü.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çocuk hastaların genç daimi azı dişlerinin sınıf II kavitelerine yapılan kompozit restorasyonların USPHS kriterlerine göre 1 yıllık klinik değerlendirilmelerinin yapıldığı tez çalışmamızdan aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir;

1. Tüm restorasyonlarda bir yıllık klinik takip süresince, herhangi bir kırık, kayıp, yüzey yapısında bozukluk, renk uyumsuzluğu, anatomik uyumsuzluk ve sekonder çürük oluşumu meydana gelmemiştir.
2. Kenar renklenmesi açısından gruplar arasında ve grupların kendi içinde zamansal değişime bağlı olarak farklılıklar gözlenmiş ancak bu farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmemiştir. Kenar renklenmesi yönünden klinik olarak en başarılı grubun Grandio grubu olduğu belirlenmiştir.
3. Marjinal adaptasyon açısından sadece Admira grubunda 1 olguda farklılık belirlenmiş ve restorasyonlar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir.
4. Postoperatif hassasiyet açısından gruplar arasında ve grupların kendi içinde zamansal değişime bağlı olarak farklılıklar gözlenmiş ancak bu farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmemiştir. Postoperatif hassasiyet yönünden klinik olarak en başarılı grubun Z 250 ve Admira gruplarının olduğu belirlenmiştir.
5. Bu sonuçlar neticesinde düşük polimerizasyon büzülmesi gösteren kompozit rezinlerin klinik olarak başarılı olduğu görülmüştür.
6. Arka grup dişlerde kullanılan düşük polimerizasyon büzülmesi gösteren kompozit sistemlerinin çocuk hastalarda genç daimi dişler için iyi bir restoratif alternatif olduğunu sonucu elde edilmiştir.

7. Bu materyallerin uzun dönem başarılarını değerlendirilmesi için daha uzun süreli klinik çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

7. ÖZET

GENÇ DAIMİ AZI DIŞLERİNİN SINIF II KAVİTELERİNE UYGULANAN DÜŞÜK POLİMERİZASYON BÜZÜLMESİ GÖSTEREN KOMPOZİTLERİN KLİNİK DEĞERLENDİRİLMESİ

Tülay ÇAKMAK AKGÜNDÜZ, Doktora Tezi

Karadeniz Teknik Üniversitesi, Aralık 2011

Bu çalışmanın amacı, pedodonti kliniklerinde sıklıkla tedavi edilen genç daimi azı dişlerinin sınıf II kavitelere uygulanan düşük polimerizasyon büzülmesi gösteren kompozit rezinlerin klinik başarılarının United States Public Health Services (USPHS) kriterlerine göre değerlendirmektir.

Bu çalışmada 7-13 yaşları arasındaki karışık dişlenme dönemindeki 86 çocukta (49 kız, 37 erkek) toplam 111 adet genç daimi azı dişinin sınıf II kaviteleri mikrohibrit kompozit olan Filtek Z 250, ring opening kompozit olan Filtek Silorane, nano dolduruculu kompozit olan Grandio, kondanse edilebilir rezin kompozit olan SureFil , ormoser esaslı mikro hibrit kompozit rezin Admira ve kendi adezivleri kullanılarak üretici firmanın önerilerine göre tek bir klinisyen tarafından restore edildi. Çalışma bitimine kadar 106 restorasyonun takibi sağlandı. Her bir restorasyondan önce, sonra ve kontrol seansında dijital periapikal radyografi alındı. Restorasyonların klinik durumları 6 ve 12 ay sonra USPHS kriterlerine göre farklı iki araştırmacı tarafından bağımsız olarak değerlendirildi. İstatistiksel analiz Pearson Chi-square ve McNemar testleri kullanılarak yapıldı.

Çalışmada hiçbir olguda sekonder çürük, anatomik formda uyumsuzluk, yüzey yapısında bozukluk ve renk uyumsuzluğu gözlenmedi. Klinik takip süresi sonunda Z 250 grubunda % 20, Silorane grubunda % 4,3, Grandio grubunda % 4,5, SureFil grubunda % 14,3 ve Admira grubunda % 15 oranında kenar renklenmesi ($p=0,215$); Admira grubunda % 5 oranında marjinal uyumsuzluk ($p=0,362$); Silorane grubunda % 4,3, Grandio grubunda % 4,5, SureFil grubunda % 4,8 oranında postoperatif hassasiyet ($p=0,758$) gözlemlendi.

Bu bulgular neticesinde genç daimi azı dişlerinin restoratif tedavisi için düşük polimerizasyon büzülmesi gösteren kompozit rezinlerin klinik olarak başarılı olduğu ve bu materyallerin uzun dönem başarılarını değerlendirilmesi için daha uzun süreli klinik çalışmalara ihtiyaç duyulduğu sonucuna varıldı.

Anahtar kelimeler: Kompozit, polimerizasyon büzülmesi, ormoser, siloran, United States Public Health Services (USPHS) Kriteri.

8. SUMMARY

CLINICAL EVALUATION OF LOW-SHRINKAGE COMPOSITES APPLIED TO CLASS II RESTORATIONS IN YOUNG PERMANENT MOLARS

Tülay ÇAKMAK AKGÜNDÜZ, Ph. D. Thesis

Karadeniz Technical University, December 2011

The aim of this study was to evaluate the clinical success of low-shrink composite restoratives applied to class II cavities in young permanent molar teeth frequently treated in pediatric dentistry clinics according to United States Public Health Services (USPHS) Criteria.

Class II cavities of 111 young permanent molar teeth in 86 children in mixed dentition aged 7-13 were restored by one operator according to the manufacturer's instructions with a microhybrid composite Filtek Z 250, a ring-opening composite Filtek Silorane, a nano-filler composite Grandio, a condensable composite SureFil, an ormocer based micro hybrid composite resin Admira. One hundred six restorations were evaluated until end of the study. Digital periapical radiographs were obtained before and after the restoration and at a recall appointment. Clinical examination of the restorations was performed by two independent examiners in 6 and 12 months according to USPHS criteria. Statistical analysis was performed using Pearson Chi-Square and McNemar tests.

None of the cases demonstrated secondary caries, discrepancy in anatomical form, surface roughening and discoloration. Marginal discoloration in 20 % of Z 250 group, 4,3 % of Silorane group, 4,5 % of Grandio group, 14,3 % of SureFil group, 15 % of Admira group ($p=0,215$); marginal discrepancy in 5 % of Admira group ($p=0,362$); postoperative sensitivity in 4,3 % of Silorane group, 4,5 % of Grandio group, and 4,8 % of SureFil group was observed.

According to these results, low-shrink composites showed good clinically successful in restoration of young permanent molars during the 1 year evaluation and more long-term clinical studies are needed to evaluate clinical performance of these materials.

Key words: Composite, polymerization shrinkage, ormocer, silorane, United States Public Health Services (USPHS) Criteria.

9. KAYNAKLAR

1. Allukian, M.:The neglected epidemic and the surgeon general's report: a call to action for better oral health. Am J Public Health., 90 (6): 843-845, 2000.
2. Sheiham, A.: Dental caries affects body weight, growth and quality of life in pre-school children. Br Dent J., 201 (10): 625-626, 2006.
3. Reddy, K and Sharma, A.: Prevalence of oral health status in visually impaired children. J Indian Soc Pedod Prev Dent., 29 (1): 25-27, 2011.
4. Zhang, Q., Zou, J., Yang, R., Zhou, X.: Remineralization effects of casein phosphopeptide-amorphous calcium phosphate creme on artifical early enamel lesion of primary teeth. International Journal of Paediatric Dentistry., 21 (5); 374-381, 2011.
5. Jagadish, S. and Yogesh, BG.: Fracture resistance of teeth with Class 2 silver amalgam, posterior composite, and glass cermet restorations. Oper Dent., 15 (2): 42-47 1990.
6. El-Mowafy, O.: Management of extensive carious lesions in permanent molars of a child with nonmetallic bonded restorations--a case report. J Can Dent Assoc., 66 (6): 302-307, 2000.
7. Berry, T.G., Summitt, J.B., Chung, A.K.H., Osborne, J.W.: Amalgam: At The New Millennium. J Am Dent Assoc., 129 (11): 1547-1556, 1998.
8. Bharti, R., Wadhwani, K.K., Tikku, A.P., Chandra, A.: Dental amalgam: An update. J Conserv Dent., 13 (4): 204-208, 2010.

9. Christensen, G.J.: Amalgam vs. composite resin: 1998. J Am Dent Assoc., 129 (12): 1757-1759, 1998.
10. Arıkan, S. Posterior kompozit restorasyonlar. Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 8 (1): 63-70, 2005.
11. Parolia, A., Kundabala, M., Gupta V., Verma, M., Batra, C., Shenoy, R., Srikant, N.: Microleakage of bonded amalgam restorations using different adhesive agents with dye under vacuum: An in vitro study. Indian J Dent Res., 22 (2): 252-255, 2011.
12. Dayangaç, B.: Kompozit rezin restorasyonlar. Güneş Kitabevi Ltd. Şti., Ankara.,2000,s. 1-20.
13. Altun, C.: Kompozit Dolgu Materyallerinde Son Gelişmeler Derlemeler. Güllhane Tıp Dergisi, 47 (1) : 77 - 82, 2005.
14. Hickel, R., Dasch, W., Janda, R., Tyas, M., Anusavice, K.: New direct restorative materials. FDI Commission Project. Int Dent J., 48 (1): 3-16, 1998.
15. Zimmerli, B., Strub, M., Jeger, F., Stadler, O., Lussi, A.: Composite materials: composition, properties and clinical applications. A literature review. Schweiz Monatsschr Zahnmed., 120 (11): 972-986, 2010.
16. Drummond, J.L.: Degradation, fatigue, and failure of resin dental composite materials. J Dent Res., 87 (8): 710-719, 2008.
17. Guiraldo, R.D., Consani, S., Consani, R.L.X., Berger, S.B., Mendes, W.B., Sinhoreti, A.A.C., Correr-Sobrinho, L.: Comparison of silorane and methacrylate-based composite resins on the curing light transmission. Braz Dent J., 21 (6): 538-542, 2010.
18. Altıntaş, S.H.: Farklı rezin simanların artık monomer salınımının in vitro şartlarda incelenmesi. Doktora Tezi, Selçuk Üniv. Sağlık Bilimleri Enst., Konya 2007 (Yayınlanmamış).

19. Burgess, J.O., Walker, R.S., Porche, C.J., Rappold, A.J.: Light curing--an update. *Compend Contin Educ Dent.*, 23 (10): 889-892, 2002.
20. Burgess, J.O., Walker, R., Davidson, J.M.: Posterior resin-based composite: review of the literature. *Pediatr Dent.*, 24 (5): 465-479, 2002.
21. Bayırlı, G.Ş. ve Şirin, Ş.: İstanbul Üniversitesi. Restoratif tedavi. İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları, 1985.
22. Chen, M.H.: Update on dental nanocomposites. *J Dent Res.*, 89 (6): 549-560, 2010.
23. Ferracane, J.L.: Resin composite--state of the art. *Dent Mater.*, 27 (1): 29-38, 2011.
24. Karaarslan, Ş.E.: Arka grup dişlerde yapılan II. sınıf kompozit dolgular ve inleylerin bir yıllık klinik takibi. Doktora tezi, Ondokuz Mayıs Üniv. Sağlık Bilimleri Enst., Samsun 2008 (Yayınlanmamış).
25. Yoshida, Y., Shirai, K., Shintani, H., Okazaki, M., Suzuki, K., Van Meerbeek, B.: Effect of presilanization filler decontamination on aesthetics and degradation resistance of resin composites. *Dental Materials Journal*, 21 (4): 383-395, 2002.
26. Wilson, K.S., Zhang, K., Antonucci, J.M.: Systematic variation of interfacial phase reactivity in dental nanocomposites. *Biomaterials.*, 26 (25): 5095-5103, 2005.
27. de Gee, A.F., Feilzer, A.J., Davidson, C.L.: True linear polymerization shrinkage of unfilled resins and composites determined with a linometer. *Dent Mater.*, 9 (1): 11-4, 1993.
28. Craig, R.G.: Chemistry, composition, and properties of composite resins. *Dent Clin North Am.*, 25 (2): 219-239, 1981.
29. Lutz, F., Phillips, R.W.: A classification and evaluation of composite resin systems. *J Prosthet Dent.*, 50 (4): 480-488, 1983.

30. Bayne, S.C. and Thompson, J.Y.: Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry, Fifth Ed, Mosby Inc., Missouri, 2006, pp. 137-242.
31. Önal, B.: Restoratif diş hekimliğinde maddeler ve uygulamaları. Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları No: 20. Bornova-İzmir, 2004, s. 66-101.
32. İlday, Ö.N.: Farklı fiberlerle güçlendirilmiş kompozit rezinin mine ve dentine bağlanma dayanımının makaslama testi metoduyla değerlendirilmesi ve kırılma yüzey alanlarının taramalı elektron mikroskopuyla incelenmesi. Doktora Tezi, Atatürk Üniv. Sağlık Bilimleri Enst., Erzurum 2010 (Yayınlanmamış).
33. Anusavice, J.K.: Phillips' Science of dental materials. Middle East and African edition. Eleventh Edition, Elsevier Ltd., 2003, pp. 399-437.
34. Geissberger, M.: Esthetic dentistry in clinical practice. First Edition, Blackwell Publishing, 2010, pp. 155-175.
35. Kenneth, W.A. and Barry, G.D.: Esthetic Dentistry. A clinical approach to techniques and materials. Second Edition, Mosby Inc., 2001, pp. 69-97.
36. Deliperi, S.: A new approach to compare the esthetic properties of different composite materials. J Esthet Restor Dent., 23 (4): 247-249, 2011.
37. Sadowsky, S.J.: An overview of treatment considerations for esthetic restorations: a review of the literature. J Prosthet Dent., 96 (6): 433-442, 2006.
38. Christensen, G. J.: Remaining challenges with Class II resin-based composite restorations. J Am Dent Assoc., 138(11):1487-1489, 2007.
39. Mitra, S.B., Wu, D., Holmes, B.N.: An application of nanotechnology in advanced dental materials. J Am Dent Assoc., 134 (10): 1382-1390, 2003.

40. Müjdecı, A. ve Gökay, O.: Dental effects of home bleaching gels and whitening strips on the surface hardness of resin composites. *Am J Dent.*, 18 (5): 323-326, 2005.
41. Fortin, D. and Vargas, M.A.: The spectrum of composites: new techniques and materials. *J Am Dent Assoc.*, 131: 26-30, 2000.
42. Sabbagh, J., Ryelandt, L., Bachérius, L., Biebuyck, J.J., Vreven, J., Lambrechts, P., Leloup, G.: Characterization of the inorganic fraction of resin composites. *J Oral Rehabil.*, 31 (11): 1090-9101, 2004.
43. Grandio/Grandio Flow Scientific Documantation, Voco Dentalists.
44. Ilie, N., Jelen, E., Clementino-Luedemann, T., Hickel, R.: Low-shrinkage composite for dental application. *Dent Mater J.*, 26 (2): 149-155, 2007.
45. Filtek Siloran Product Imformation, 3M ESPE.
46. Weinmann, W., Thalacker, C., Guggenberger, R.: Siloranes in dental composites. *Dental Materials*, 21 (1): 68–74, 2005.
47. Leprince, J., Palin, W.M., Mullier, T., Devaux, J., Vreven, J., Leloup, G.: Investigating filler morphology and mechanical properties of new low-shrinkage resin composite types. *Journal of Oral Rehabilitation*, 37 (5): 364–376, 2010.
48. Bayırlı, G., Şirin, Ş. Konservatif diş tedavisi. *Dünya Tıp kitapevi*, İstanbul, 1982, s. 203-211.
49. Şahin, D.: Üniöersal, mikrofil hibrit ve nano kompozitlerin fiziksel özelliklerinin karşılaştırmalı olarak incelenmesi. Doktora tezi, Cumhuriyet Üniö., Sağlık Bilimleri Enst., Sivas 2008 (Yayınlanmamış).
50. Söderholm, K.J.: Influence of silane treatment and filler fraction on thermal expansion of composite resins. *J Dent Res.*, 63 (11): 1321-1326, 1984.

51. Berger, S.B, Palialol, A.R, Cavalli, V., Giannini, M.: Characterization of water sorption, solubility and filler particles of light-cured composite resins. *Braz Dent J.*, 20 (4): 314-318, 2009.
52. Santos, C., Clarke, R.L., Braden, M., Guitian, F., Davy, K.W.M.: Water absorption characteristics of dental composites incorporating hydroxyapatite filler. *Biomaterials*, 23 (8): 1897-1904, 2002.
53. Oysaed, H., Ruyter, I.E.: Water sorption and filler characteristics of composites for use in posterior teeth. *J Dent Res.*, 65 (11): 1315-1318, 1986.
54. Papadogiannis, D., Tolidis, K., Lakes, R., Papadogiannis, Y.: Viscoelastic properties of low-shrinking composite resins compared to packable composite resins. *Dent Mater J.*, 30 (3): 350-357, 2011.
55. Craig, R.G. and Powers, J.M.: Restorative dental materials. Eleventh ed., Mosby Co., St. Louis, 2002, pp. 231-257.
56. O'Brien, W.J.: Dental materials and their selection. Second Ed., Quintessence Pub. Co., Chicago, 1997, p.: 18-114.
57. Danesh, G., Davids, H., Reinhardt, K-J., Ott, K., Schafer, E.: Polymerisation charectiristic of resin composites polymerised with different curing units. *Journal of Dentistry*, 32 (6): 479-488, 2004.
58. Deliktaş D.: Farklı ışık cihazlarıyla polimerize edilen iki kompozit rezinin yüzey sertliği üzerine çeşitli likitlerin etkisi. Doktora Tezi, Ankara Üniv. Sağlık Bilimleri Enst., Ankara 2006 (Yayınlanmamış).
59. Taira, M., Urabe, H., Hirose, T., Wakasa, K., Yamaki, M.: Analysis of photo-initiators in visible-light-cured dental composite resins. *J Dent Res.*, 67 (1): 24-28, 1988.
60. Krifka, S., Federlin, M., Hiller, K.A., Schmalz, G.: Microleakage of silorane- and methacrylate-based class V composite restorations. *Clin Oral Investig.*, 27 (9), 2011.

61. Ghulman, M.A.: Effect of cavity configuration (C factor) on the marginal adaptation of low-shrinking composite: a comparative ex vivo study. *Int J Dent.*, 19 (9): 1-8, 2011.
62. Cavalcante, L.M., Schneider, L.F., Silikas, N., Watts, D.C.: Surface integrity of solvent-challenged ormocer-matrix composite. *Dent Mater.*, 27 (2): 173-179, 2011.
63. Müjdecı, A., Yeşilyurt, A., Gökay, O.: Kompozit rezinlerin polimerizasyonları esnasında pulpa odasındaki ısı değişimlerinin in vitro değeirlendirilmesi. *A.Ü. Diş Hek. Fak. Derg.*, 32 (3): 163-169, 2005.
64. Soh, M.S., Yap, A.U., Siow, K.S.: The effectiveness of cure of LED and halogen curing lights at varying cavity depths. *Oper Dent.*, 28 (6): 707-715, 2003.
65. Mills, R.W., Jandt, K.D., Ashworth, S.H.: Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *Br Dent J.*, 186 (8): 388-391, 1999.
66. Halvorson, R.H., Erickson, R.L., Davidson, C.L.: Polymerization efficiency of curing lamps: A universal energy conversion relationship predictive of conversion of resin-based composite *Oper Dent.*, 29 (1): 105-111, 2004.
67. Rueggeberg, F.: Contemporary issues in photocuring. *Compend Contin Educ Dent Suppl.*, Nov (25): 4-15, 1999.
68. Caughman, W.F. and Rueggeberg, F.A.: Shedding new light on composite polymerization. *Oper Dent.*, 27 (6): 636-638, 2002.
69. Soh, M.S., Yap, A.U., Siow, K.S.: Comparative depths of cure among various curing light types and methods. *Oper Dent.*, 29 (1): 9-15, 2004.
70. Stahl, F., Ashworth, S.H., Jandt, K.D., Mills, R.W.: Light-emitting diode (LED) polymerisation of dental composites: flexural properties and polymerisation potential. *Biomaterials.*, 21 (13): 1379-1385, 2000.

71. Craig, R.G. and Powers, J.M.: Restorative Dental Materials. Eleventh Ed., Mosby Inc., 2002, pp. 232-251.
72. Leinfelder, K.F. and Lemans, J.E.: Clinical restorative materials and techniques. Thrid Ed., LEA and Febiger Co., 1988, Philadelphia, pp. 309-312.
73. Mc Cabe, J.F. and Walls, A.W.G.: Applied dental materials. Eight Ed., Blackwell Scientific Pub., Oxford, England, 2000, pp. 87-178.
74. Zaimoğlu, A., Can, G., Ersoy, A.E., Aksu, L.: Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. Ankara Üniversitesi Kitabevi, Ankara, 1993, s: 225-257, 318.
75. Van Noort, R.: Introduction to Dental Materials. Mosby co., London, England, 1994, pp. 20-33.
76. Bektaş, Ö.Ö.: Farklı ışık kaynaklarının ve ışık uygulama tekniklerinin kompozit rezinlerdeki polimerizasyon büzülmesi ve dentine bağlanma dayanımlarına etkisinin incelenmesi. Doktora Tezi, Cumhuriyet Üniv. Sağlık Bilimleri Enst., Sivas 2006 (Yayınlanmamış).
77. Rueggeberg, F.A. and Margeson, D.H.: The effect of oxygen inhibition on an unfilled/filled composite system. J Dent Res., 69 (10): 1652-1658, 1990.
78. Krämer, N., Lohbauer, U., García-Godoy, F., Frankenberger, R.: Light curing of resin-based composites in the LED era. Am J Dent., 21 (3): 135-142, 2008.
79. Ryan, E.A., Tam, L.E., McComb, D.: Comparative translucency of esthetic composite resin restorative materials. J Can Dent Assoc., 76 (84): 1-6, 2010.
80. Bowen, R.L.: Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues--solubility of dentinal smear layer in dilute acid buffers. Int Dent J., 28 (2): 97-107, 1978.

81. Hipolito, D.V., Alonso, R.C.B., Carrilho M.R.O., Netto, C.A., Goes, M.F.: Microtensile bond strength test and failure analysis to assess bonding characteristics of different adhesion approaches to ground versus unground enamel. *Braz Dent J.*, 22(2): 122-128, 2011.
82. Buonocore, M.G.: A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res.*, 34 (6): 849-853, 1955.
83. Manuja, N., Pandit, I.K., Srivastava, N., Gugnani, N., Nagpal, R.: Comparative evaluation of shear bond strength of various esthetic restorative materials to dentin: an in vitro study. *J Indian Soc Pedod Prev Dent.*, 29 (1): 7-13, 2011.
84. Rupp, N.W.: Clinical placement and performance of composite resin restorations. *J Dent Res.*, 58 (5): 1551-1557, 1979.
85. Hinoura, K., Setcos, J.C., Phillips, R.W.: Cavity design and placement techniques for Class 2 composites. *Oper Dent.*, 13 (1): 12-19, 1988.
86. Bryant, R.W.: Direct posterior composite resin restorations: a review. 2. Clinical technique. *Aust Dent J.*, 37 (3): 161-171, 1992.
87. Wilson, E.G., Mandradjieff, M., Brindock, T.: Controversies in posterior composite resin restorations. *Dent Clin North Am.*, 34 (1): 27-44, 1990.
88. Phillips, R.W.: Should I be using amalgam or composite restorative materials? *Int Dent J.*, 25 (4): 236-241, 1975.
86. Klautau, E.B., Carneiro, K.K., Lobato, M.F., Machado, S.M., Silva e Souza MH Jr.: Low shrinkage composite resins: influence on sealing ability in unfavorable C-factor cavities. *Braz Oral Res.*, 25 (1): 5-12, 2011.
87. Winkler, M.M., Katona, T.R., Paydar, N.H.: Finite element stress analysis of three filling techniques for class V light-cured composite restorations. *J Dent Res.*, 75 (7): 1477-1483, 1996.

88. Bhushan, S., Logani, A., Shah, N.: Effect of prepolymerized composite megafiller on the marginal adaptation of composite restorations in cavities with different C-factors: an SEM study. *Indian J Dent Res.*, 21 (4): 500-505, 2010.
89. Fabianelli, A., Goracci, C., Ferrari, M.: Sealing ability of packable resin composites in class II restorations. *J Adhes Dent.*, 5 (3): 217-223, 2003.
90. Kuroe, T., Tachibana, K., Tanino, Y., Satoh, N., Ohata, N., Sano, H., Inoue, N., Caputo, A.A.: Contraction stress of composite resin build-up procedures for pulpless molars. *J Adhes Dent.* 5 (1): 71-77, 2003.
91. Hansen, E.K., Hansen, B.K., Nielsen, F., Olsen, S., Lind, K.: Clinical short term study of marginal integrity of resin restorations. *Scand J Dent Res.*, 92 (4): 374-379, 1984.
92. Santiago, S.L., Passos, V.F., Vieira, A.H., Navarro, M.F., Lauris, J.R., Franco, E.B.: Two-year clinical evaluation of resinous restorative systems in non-carious cervical lesions. *Braz Dent J.*, 21 (3): 229-234, 2010.
93. Roulet, J.F.: Benefits and disadvantages of tooth-coloured alternatives to amalgam. *J Dent.*, 25 (6): 459-473, 1997.
94. Deliperi, S. and Bardwell, D.N.: An alternative method to reduce polymerization shrinkage in direct posterior composite restorations. *J Am Dent Assoc.*, 133 (10): 1387-1398, 2002.
95. Buonocore, M., Wileman, W., Brudevold, A.: A report on a resin composition capable of bonding to human dentin surfaces. *J Dent Res.*, 35 (6): 846-851, 1956.
96. Bowen, R.L. and Marjenhoff, W.A.: Dental composites/glass ionomers: the materials. Review. *Adv Dent Res.*, Sep (6): 44-49, 1992.
97. Fusayama, T., Nakamura, M., Kurosaki, N., Iwaku, M.: Non-pressure adhesion of a new adhesive restorative resin. *J Dent Res.*, 58 (4): 1364-1370, 1979.

98. Nakabayashi, N., Nakamura, M., Yasuda, N.: Hybrid layer as a dentin-bonding mechanism. *J Esthet Dent.*, 3 (4): 133-138,1991.

99. Türkün, Ş.L. ve Aktener, B.O.: Twenty-four-month clinical evaluation of different posterior composite resin materials. *J Am Dent Assoc.*, 132 (2): 196-203, 2001.

100. Polydorou, O., Konig, A., Hellwig, E., Kümmerer, K.: Long-term release of monomers from modern dental-composite materials. *Eur J Oral Sci.*, 117 (1): 68–75, 2009.

101. Walls, A.W., McCabe, J.F., Murray, J.J.: The polymerization contraction of visible-light activated composite resins. *J Dent.*, 16 (4): 177-181, 1988.

102. Labella, R., Lambrechts, P., Van Meerbeek, B., Vanherle, G.: Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dent Mater.*, 15(2): 128-137, 1999.

103. Brännström, M.: Communication between the oral cavity and the dental pulp associated with restorative treatment. *Operative Dentistry*, 9 (2): 57–68, 1984.

104. Sarret, D.C.: Clinical challenges and the relevance of materials testing for posterior composite restorations. *Dental Materials*, 21 (1): 9-20, 2005.

105. Ilie, N. and Hickell R.: Investigations on mechanical behaviour of dental composites. *Clin Oral Invest.*, 13 (4): 427-438, 2009.

106. Ilie, N. and Hickell R.: Silorane-based dental composite: behavior and abilities. *Dental Materials Journal*, 25 (3): 445-454, 2006.

107. Pires-de-Souza Fde, C., Drubi Filho, B., Casemiro, L.A., Garcia Lda, F., Consani, S.: Polymerization shrinkage stress of composites photoactivated by different light sources. *Braz Dent J.*, 20 (4): 319-324, 2009.

108. Davidson, C.L., de Gee, A.J.: Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites. *J Dent Res.*, 63 (2): 146-8, 1984.

109. Hipólito, V.D., Alonso, R.C., Carrilho, M.R., Anauate Netto, C., Sinhoreti, M.A., Goes, M.F.: Microtensile bond strength test and failure analysis to assess bonding characteristics of different adhesion approaches to ground versus unground enamel. *Braz Dent J.*, 22 (2): 122-8, 2011.
110. Frankl, L. and Hellman, I.: Symposium on child analysis. The ego's participation in the therapeutic alliance. *Int J Psychoanal.*, 43: 333-337, 1962.
111. Kidd, E.A., Ricketts, D.N., Beighton, D.: Criteria for caries removal at the enamel-dentine junction: a clinical and microbiological study. *Br Dent J.*, 180 (8): 287-291, 1996.
112. Ryge, G. and Snyder, M.: Evaluating the clinical quality of restorations. *J Am Dent Assoc.*, 87 (2): 369-377, 1973.
113. Türkün, L.S., Türkün, M., Ozata, F.: Two-year clinical evaluation of a packable resin-based composite. *J Am Dent Assoc.*, 134 (9): 1205-1212, 2003.
114. Reinhardt, K.J. and Vahl, J.: Physical properties of highly polishable filling materials compared to composites. *Dtsch Zahnärztl Z.*, 33 (8): 547-53, 1978 .
115. <http://ebd.ada.org>.
116. Swift, E. J.: Ask the experts: Nanocomposites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 17 (1): 3-4, 2005.
117. Ergücü, Z. ve Türkün, L.Ş.: Nanokompozitlerin mikrosızıntısında adezivlerin önemi. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 26 (1): 59-64, 2005.
118. El-Murr, J., Ruel, D., St-Georges, A.J.: Effects of External Bleaching on Restorative Materials: A Review. *J Can Dent Assoc.*, 71: b59: 1-6, 2011.

119. Ilie, N. and Hickel, R.: Resin composite restorative materials. *Australian Dental Journal*, Jun (56): 59–66, 2011.
120. Miletic, V., Ivanovic, V., Dzeletovic, B., Lezaja, M.: Temperature changes in silorane-, ormocer- and dimethacrylate-based composites and pulp chamber roof during light-curing. *J Esthet Restor Dent.*, 21 (2): 122–132, 2009.
121. Erdilek, D., Dörter, C., Koray, F., Kunzelmann, K.H., Efes, B.G., Gomec, Y.: Effect of thermo-mechanical load cycling on microleakage in class II ormocer restorations. *European Journal of Dentistry*, 3 (3): 200-205, 2009.
122. Rodolpho, R.A.P., Cenci, S.M., Donassollo, A.T., Loguercio, D.A., Demarco, F.F.: A clinical evaluation of posterior composite restorations: 17-year findings. *Journal of Dentistry*, 34: 427-435, 2006.
123. Hickel, R., Roulet, J.F., Bayne, S., Heintze, S.D., Mjör, I.A., Peters, M., Rousson, V., Randall R., Schmalz, G., Tyas, M., Vanherle, G.: Recommendations for conducting controlled clinical studies of dental restorative materials. *Clin Oral Invest.*, 11 (1): 5–33, 2007.
124. Türkün, Ş.L., Türkün, M., Özata, F.: Two-year clinical evaluation of a packable resin-based composite. *J Am Dent Assoc.*, 134 (9): 1205-1212, 2003.
125. Leinfelder, K.F.: Evaluation of criteria used for assessing the clinical performance of composite resins in posterior teeth. *Quintessence Int.*, 18 (8): 531-536, 1987.
126. Ergücü, Z. ve Türkün, L.S.: Clinical performance of novel resin composites in posterior teeth: 18-month results. *J Adhes Dent.*, 9 (2): 209-216, 2007.
127. Van Dijken, J.W.: Durability of three simplified adhesive systems in Class V non-carious cervical dentin lesions. *Am J Dent.*, 17 (1): 27-32, 2004.

128. Pallesen, U. and Qvist, V.: Composite resin fillings and inlays. An 11-year evaluation. *Clin Oral Investig.*, 7 (2): 71-79, 2003.
129. Lin, H.C., Pai, S.F., Hsu, Y.Y., Chen, C.S., Kuo, M.L., Yang, S.F.: Use of rubber dams during root canal treatment in Taiwan. *J Formos Med Assoc.*, 110 (6): 397-400, 2011.
130. Cochran, M.A., Miller, C.H., Sheldrake, M.A.: The efficacy of the rubber dam as a barrier to the spread of microorganisms during dental treatment. *J Am Dent Assoc.*, 119 (1): 141-144, 1989.
131. Stewardson, D.A. and McHugh, E.S.: Patients' attitudes to rubber dam. *Int Endod J.*, 35 (10): 812-819, 2002.
132. Mala, S., Lynch, C.D., Burke, F.M., Dummer, P.M.: Attitudes of final year dental students to the use of rubber dam. *Int Endod J.*, 42 (7): 632-638, 2009.
133. Gupta, A. , Sinha, N., Logani, A., Shah, N.: An ex vivo study to evaluate the remineralizing and antimicrobial efficacy of silver diamine fluoride and glass ionomer cement type VII for their proposed use as indirect pulp capping materials - Part I. *Journal of conservative dentistry*, 14 (2): 113-116, 2011.
134. Weiner, R.: Liners and bases in general dentistry. *Australian Dental Journal*, 56: 11-22, 2011.
135. Bekes, K., Boeckler, L., Gernhardt, C.R., Schaller, H.G.: Clinical performance of a self etching and a total etch adhesive system-2 year results. *J Oral Rehabil.*, 34 (11): 855-861, 2007.
136. Memarpour, M., Mesbahi, M., Shafiei, F.: Three-and-a-half-year clinical evaluation of posterior composite resin in children. *J Dent Child (Chic).*, 77 (2): 92-98, 2010.
137. Usha, H.L., Kumari, A., Mehta, D., Kaiwar, A., Jain, N.: Comparing microleakage and layering methods of silorane-based resin composite in class V cavities using confocal microscopy: An in vitro study. *Journal of Conservative Dentistry*, 14 (2): 164-168, 2011.

138. Monteiro, P.M., Manso, C.M., Gavinha, S., Melo, P.: Two-year clinical evaluation of packable and nano structured resin-based composites placed with two techniques. *J Am Dent Assoc.*, 141 (3): 319-329, 2010.
139. Jackson, R.D. and Morgan, M.: The new posterior resins and a simplified placement technique. *J Am Dent Assoc.*, 131 (3): 375-383, 2000.
140. Lopes, M.B., Costa, L.A., Consani, S., Gonini, A.J., Sinhoreti, M.A.C.: SEM evaluation of marginal sealing on composite restorations using different photoactivation and composite insertion methods. *Indian Journal of Dental Research*, 20 (4) : 394-399, 2009.
141. Guiraldo, R.D., Consani, S., Consani, R.L.X., Mendes, W. B., Lympius, T., Sinhoreti, A.C.: Effect of different light curing units on Knoop hardness and temperature of resin composite. *Indian Journal of Dental Research*, 20 (3): 308-312, 2009.
142. Jiménez-Planas, A., Martín, J., Abalos, C., Llamas, R.: Developments in polymerization lamps. *Quintessence Int.*, 39(2): 74-84, 2008.
143. Antonson, S.A., Yazıcı, A.R., Kilinc, E., Antonson, D.E., Hardigan, P.C.: Comparison of different finishing/polishing systems on surface roughness and gloss of resin composites. *Journal of Dentistry*, 39: 9-17, 2011.
144. Rapisarda, E., Bonaccorso, A., Tripi, T.R., Torrisi, L.: Comparison of different finishing methods for composites and compomers. Profilometric analysis. *Minerva Stomatol.*, 48 (5): 181-189, 1999.
145. Yip, K.H., Poon B.K., Chu, F.C., Poon E.C., Kong F.Y., Smales R.J.: Clinical evaluation of packable and conventional hybrid resin-based composites for posterior restorations in permanent teeth: results at 12 months. *J Am Dent assoc.*, 134 (2): 1581-1589, 2003.
146. Cadenaro, M., Biasotto, M., Scuor, N., Breschi, L., Davidson, C.L., Lenarda, R.D.: Assessment of polymerization contraction stress of three composite resins. *Dental Materials*, 24 (5): 681-685, 2008.
147. Pereira, R.A., Araujo, P.A., Castañeda-Espinosa, J.C., Mondelli, R.F.: Comparative analysis of the shrinkage stress of composite resins. *J Appl Oral Sci.* 16 (1): 30-34, 2008.

148. Duarte, S Jr., Saad, J.R.: Marginal adaptation of Class 2 adhesive restorations. *Quintessence Int.*, 39 (5): 413-419, 2008.
149. Gerdolle, D.A., Mortier, E., Droz, D.: Microleakage and polymerization shrinkage of various polymer restorative materials. *J Dent Child (Chic.)*, 75 (2): 125-133, 2008.
150. Perry, R., Kugel, G., Leinfelder, K.: One year clinical evaluation of SureFil packable composite. *Compend Contin Educ Dent.*, 20 (6): 544-553, 1999.
151. Berkowitz, G.S., Horowitz, A.J., Curro, F.A., Craig, R.G., Ship, J.A., Vena, D.A., Thompson, V.P.: Postoperative hypersensitivity in class I resin-based composite restorations in general practice: interim results. *Compend Contin Educ Dent.*, 30 (6): 356-363, 2009.
152. Fahad, U. and Khan, F.R.: Postoperative sensitivity in class V composite restorations: Comparing soft start vs. constant curing modes of LED. *J Conserv Dent.*, 14 (1): 76-79, 2011.
153. Loguercio, A.D., Lorini, E., Weiss, R.V., Tori, A.P., Picinatto, C.C., Ribeiro, N.R., Reis, A.: A 12-month clinical evaluation of composite resins in class III restorations. *J Adhes Dent.*, 9 (1): 57-64, 2007.
154. Farah, J.W. and Powers, J.W.: *The dental advisor*. 2008.
155. Rosin, M., Steffen, H., Kenschake, C., Greese, U., Teichmann, D., Hartmann, A., Meyer, G.: One-year evaluation of anOrmocer restorative-a multipractice clinical trial. *Clin Oral Investig.* 7 (1): 20-26, 2003.
156. Efes, B.G., Dörter, C., Gömeç, Y.: Clinical evaluation of an ormocer, a nanofill composite and a hybrid composite at 2 years. *Am J Dent.*, 19 (4): 236-240, 2006.
157. Bottenberg, P., Jacquet, W., Alaerts, M., Keulemans, F.: A prospective randomized clinical trial of one bis-GMA-based and two ormocer-based composite restorative systems in class II cavities: Five-year results. *J Dent.*, 37 (3): 198-203, 2009.

158. Mahmoud, S.H., El-Embaby, A.E., AbdAllah, A.M., Hamama, H.H.: Two-year clinical evaluation of ormocer, nanohybrid and nanofill composite restorative systems in posterior teeth. *J Adhes Dent.*, 10 (4): 315-322, 2008.
159. Çelik, Ç., Arhun N., and Yamanel K.: Clinical evaluation of resin-based composites in posterior restorations: 12-month results. *Eur J Dent.*, 4 (1): 57-65, 2010.
160. Krämer, N., García-Godoy, F., Reinelt, C., Feilzer, A.J., Frankenberger, R.: Nanohybrid vs. fine hybrid composite in extended class II cavities after six years. *Dent Mater.*, 27 (5): 455-464, 2011.
161. Palaniappan, S., Elsen, L., Lijnen, I., Peumans, M., Van Meerbeek, B., Lambrechts, P.: Three-year randomised clinical trial to evaluate the clinical performance, quantitative and qualitative wear patterns of hybrid composite restorations. *Clin Oral Investig.*, 14 (4): 441-458, 2010.
162. Perry, R., Kugel, G., Leinfelder, K.: One year clinical evaluation of SureFil pacable composite. *Compend Contin Educ Dent.*, 20 (6): 544-553, 1999.
163. Poon, E.C., Smales, R.J., Yip, K.H.: Clinical evaluation of pacable and conventional hybrid posterior resin-based composites. *J Am Dent Assoc.*, 136 (11): 1533-1540, 2005.
164. Fagundes, T.C., Terezinha, J.E.B., Carvalho, C.A.R., Franco, E.B., Dijken, J.W.V., Navarro, M.F.L.: Clinical evaluation of two pacable posterior composite. *J Am Dent Assoc.*, 140 (4): 447-457, 2009.
165. Bagis, Y.H., Baltacioglu, I.H., Kahyaogullari, S.: Comparing microleakage and the layering methods of silorane-based resin composite in wide Class II MOD cavities. *Oper Dent.*, 34 (5): 578-85, 2009.
166. Burke, F.J., Crisp, R.J., James, A., Mackenzie, L., Pal, A., Sands, P., Thompson, O., Palin W.M.: Two year clinical evaluation of a low-shrink resin composite material in UK general dental practices. *Dent Mater.*, 27 (7): 622-630, 2011.

167. Schmidt, M., Kirkevang, L.L., Hørsted-Bindslev, P., Poulsen, S.: Marginal adaptation of a low-shrinkage silorane-based composite: 1-year randomized clinical trial. *Clin Oral Investig.*, 15 (2): 291-295, 2011.
168. Fahad, U. and Khan F.R.: Postoperative sensitivity in Class V composite restorations: Comparing soft start vs. constant curing modes of LED. *J Conserv Dent.*, 14 (1): 76-79, 2011.
169. Berkowitz, G.S., Horowitz, A.J., Curro, F.A., Craig, R.G., Ship JA, Vena, D., Thompson, V.P.: Postoperative hypersensitivity in class I resin-based composite restorations in general practice: interim results. *Compend Contin Educ Dent.*, 30 (6): 356–363, 2009.
170. Mahmoud, S.H. and Al-Wakeel Eel, S.: Marginal adaptation of ormocer-, silorane-, and methacrylate-based composite restorative systems bonded to dentin cavities after water storage. *Quintessence Int.*, 42 (10): 131-139, 2011.
171. Kuşgöz, A., Ülker, M., Yeşilyurt, C., Yoldaş, O.H., Özil, M., Tanriver, M.: Silorane-Based Composite: Depth of Cure, Surface Hardness, Degree of Conversion, and Cervical Microleakage in Class II Cavities. *J Esthet Restor Dent.*, 23 (5): 324-335, 2011.
172. Admira Scientific Information, Technical Profile, Voco Dentalists.

ÖZGEÇMİŞ

25.08.1981 tarihinde Trabzon’ da doğdum. İlkokulu Trabzon Fatih İlkokulu’ nda, ortaokulu Trabzon Cumhuriyet Ortaokulu’ nda ve liseyi Trabzon Fatih Lisesi’ nde tamamladım. Lisans ve lisansüstü eğitimlerimi Atatürk Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi’ nden 2004 yılında mezun olarak tamamladım. Kasım 2005 tarihinde Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti A.D.’ de araştırma görevlisi olarak göreve başladım ve Eylül 2007’ de aynı anabilim dalında doktora eğitimime başladım. Eylül 2009 tarihinde doktora yeterlilik sınavınsa başarılı oldum.

Yabancı dilim İngilizce’ dir. Evliyim.