

T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

İKİNCİ SINIF RESTORASYONLARDA UYGULANAN FARKLI
BULK FILL RESTORATİF REZİNLERİN 18 AYLIK KLİNİK
PERFORMANSLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ

Dt. Tuğçe GÜNEY

UZMANLIK TEZİ
Olarak Hazırlanmıştır

ANKARA
2015

T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

İKİNCİ SINIF RESTORASYONLARDA UYGULANAN FARKLI
BULK FILL RESTORATİF REZİNLERİN 18 AYLIK KLİNİK
PERFORMANSLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ

Dt. Tuğçe GÜNEY

UZMANLIK TEZİ
Olarak Hazırlanmıştır

TEZ DANIŞMANI
Prof. Dr. A. Rüya YAZICI

ANKARA
2015

ONAY SAYFASI

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam sırasında bana her konuda yardımcı olan, tecrübe ve bilgilerini benimle paylaşan, büyük bir sabır, özveri ve hoşgörüle bana yol gösteren, çok değerli danışman hocam Prof. Dr. A. Rüya YAZICI'ya,

Tez çalışmamda bilgilerini ve fikirlerini benimle paylaşan, her zaman saygı ve minnet ile anacağım Prof. Dr. Zafer ÇEHRELİ'ye,

Üç yıllık eğitimim ve tez sürecimde emeğini, bilgisini ve yardımlarını esirgemeyen anabilim dalı başkanımız Prof. Dr. Filiz YALÇIN ÇAKIR başta olmak üzere tüm değerli hocalarıma,

Asistanlığım boyunca birlikte, uyum ve dayanışma içinde çalışmaktan mutluluk duyduğum ve daima sevgi ile hatırlayacağım başta Zeynep Bilge KÜTÜK olmak üzere çok sevgili araştırma görevlisi arkadaşlarım ve tüm Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı personeline,

Hayatımın her evresinde yanımda olan, bütün kararlarımda sonsuz destek veren, bugünlere gelmemde büyük emeği olan, bana sevgi ve huzur dolu bir yaşam armağan eden, büyük özveri ve fedakarlıkta bulunan biricik annem Alime GÜNEY'e, babam Yavuz GÜNEY'e ve kardeşim Barça GÜNEY'e,

Gerek öğrencilik dönemimde gerekse uzmanlık eğitimi dönemimde bana destek olan ve hep yanımda bulunan arkadaşım Ahmet Güven ATALAY'a,

Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ni seçmemde etkisi olan, öğrencilik ve uzmanlık dönemimde benden yardımını esirgemeyen eniştem Kenan TURAN'asonsuz teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

GÜNEY, T. Sınıf II restorasyonlarda uygulanan farklı bulk fill restoratif rezinlerin 18 aylık klinik performanslarının değerlendirilmesi. Hacettepe Üniversitesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Uzmanlık Tezi, Ankara, 2015.

Bu çalışmanın amacı; sınıf II restorasyonlarda uygulanan 3 farklı bulk fill rezin kompozit materyalinin 18 aylık klinik performanslarını değerlendirmektir. Çalışma kapsamına; premolar veya molar dişlerinin en az üçünde arayüz çürüğü olan 40 gönüllü birey dahil edildi. Toplamda 120 adet sınıf II kavite, Tetric EvoCeram Bulk Fill (n=40), SureFil SDR flow + Ceram X mono (n=40), everX Posterior + G-aenial Posterior (n=40) restoratif materyalleri ile kendi adezivleri kullanılarak üretici firmalarının önerileri doğrultusunda restore edildi. Tüm restorasyonlar tek bir hekim tarafından uygulandı. Restorasyonlar, başlangıç, 6., 12. ve 18. aylarda modifiye USPHS kriterlerine göre tek bir araştırmacı tarafından değerlendirildi. Restorasyon grupları arasında fark "Pearson ki-kare", her restorasyon grubunun kendi içinde zamana bağlı değişimi arasındaki fark ise "Cochran Q" testi ile istatistiksel olarak analiz edildi ($p < 0.05$). 18 ay sonunda %95 kontrole gelme oranıyla 38 hastada 109 restorasyon değerlendirildi. Retansiyon açısından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p > 0.05$). Kenar renklenmesi açısından SureFil SDR flow + Ceram X mono grubundan 1, everX Posterior + G-aenial Posterior grubundan 2 restorasyon bravo skoru almıştır. Tetric EvoCeram Bulk Fill grubuna ait restorasyonların hiçbirinde kenar renklenmesi görülmemiştir. Kenar uyumu açısından Tetric EvoCeram Bulk Fill ve SureFil SDR flow + Ceram X mono gruplarına ait 5 restorasyon, everX Posterior + G-aenial Posterior grubundan 11 restorasyon bravo skoru almıştır. Değerlendirilen kriterlerin hiçbirinde gruplar arasında farklılık görülmemiştir ($p > 0.05$). Kenar uyumu açısından Tetric EvoCeram Bulk Fill ve SureFil SDR flow + Ceram X mono gruplarının başlangıç ve 18. ay arasındaki, everX Posterior + G-aenial Posterior grubunda ise başlangıç ile tüm kontrol zamanları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0.05$). Bu çalışmada kullanılan restoratif materyallerin 18 aylık klinik performanslarının benzer ve kabul edilebilir düzeyde olduğu sonucuna varılmıştır.

Anahtar Kelimeler: bulk fill kompozitler, akışkan bulk fill kompozitler, fiberle güçlendirilmiş kompozitler, klinik değerlendirme

ABSTRACT

GÜNEY, T. Eighteen month clinical evaluation of different bulk fill restorative resins in class II restorations. Hacettepe University, Department of Restorative Dentistry, Specialization Thesis, Ankara, 2015. The objective of this study was to evaluate 18 months clinical performance of three different bulk fill resin composite materials in class II restorations. Forty patients with at least three approximal lesions in premolar and molar teeth participated in the study. A total of 120 Class II cavities were restored using Tetric EvoCeram Bulk Fill (n=40), SureFil SDR flow + Ceram X mono (n=40), everX Posterior + G-aenial Posterior (n=40) with their respective adhesives according to the manufacturer's instructions. All restorations were placed by one operator. The restorations were evaluated at baseline, 6., 12. and at 18. month using modified USPHS criteria by one examiner. The restoration groups for each category were compared using the "Pearson Chi-square test" and "Cochran Q test" was used to compare the changes across different time points within each restorative material ($p < 0.05$). At the end of eighteen months 109 restorations were evaluated in 38 patients, with a recall rate of 95%. There were no statistically significant difference among the groups in terms of retention ($p > 0.05$). One restoration from SureFil SDR flow + Ceram X mono group, two from everX Posterior + G-aenial Posterior group were rated bravo for marginal discoloration. None of the restorations showed marginal discoloration in Tetric EvoCeram Bulk Fill group. For marginal adaptation five restorations from both Tetric EvoCeram Bulk Fill and SureFil SDR flow + Ceram X mono group, and eleven everX Posterior + G-aenial Posterior restorations were rated bravo. No differences were observed between the groups for any of the evaluation criteria tested ($p > 0.05$). In terms of marginal adaptation statistically significant differences were observed between baseline and 18. months in Tetric EvoCeram Bulk Fill and SureFil SDR flow + Ceram X mono group, and between baseline and all evaluation periods in everX Posterior + G-aenial Posterior group ($p < 0.05$). All restorative resins performed similar and acceptable clinical performance during the 18 months evaluation.

Keywords: bulk fill composites, bulk fill flowable composites, fiber reinforced composites, clinical evaluation

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ONAY SAYFASI	iii
TEŞEKKÜR.....	iv
ÖZET	v
ABSTRACT.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR	ix
ŞEKİLLER.....	xi
TABLolar	xii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	5
2.1. Rezin Kompozitler	5
2.1.1. Rezin Kompozitlerin Yapısı.....	5
2.1.2. Rezin Kompozitlerin Sınıflandırılması.....	7
2.1.3. Farklı Özellikteki Rezin Kompozitler	14
2.1.4. Restoratif Rezin Kompozitlerin Özellikleri.....	19
2.1.5. Polimerizasyon Büzülmesi.....	23
2.1.6. Mikrosızıntı	30
2.2. Adeziv Sistemler.....	30
2.3. Restorasyonların Klinik Olarak Değerlendirilmesi.....	32
2.3.1. Direkt Yöntemler	33
2.3.2. İndirekt Yöntemler.....	37
3. BİREYLER VE YÖNTEM.....	38

3.1. Çalışmaya Katılan Bireylerin Seçimi	38
3.2. Restoratif Materyallerin Uygulanması	39
3.3. Restorasyonların Bitirme ve Polisaj İşlemleri.....	46
3.4. Restorasyonların Değerlendirilmesi	47
3.5. İstatistiksel Değerlendirme	51
4. BULGULAR	52
4.1. Retansiyon.....	54
4.2. Kenar Renklenmesi	56
4.3. Kenar Uyumu.....	57
4.4. Renk Uyumu.....	58
4.5. Yüzey Yapısı	59
4.6. Anatomik Form	60
4.7. Postoperatif Hassasiyet.....	61
4.8. İkincil Çürük.....	62
5. TARTIŞMA.....	63
6. SONUÇLAR.....	85
KAYNAKLAR	86

SİMGELER VE KISALTMALAR

ADA	AmericanDentalAssociation
BHT	BütillenmişHidroksitoluen
Bis-GMA	Bisfenol A glisidilmetakrilat
Bis-EMA	Bisfenol A etoksiledimetakrilat
CDA	California DentalAssociation
cm	Santimetre
cm ²	Santimetrekare
DMAEMA	N,N-dimetilaminoetilmetakrilat
EDMA	Etilen Glikol Dimetakrilat
EBPADMA	EtoksillenmişBisfenol-A Dimetakrilat
kg	Kilogram
KHN	KnoopHardnessNumber
LED	LightEmittingDiode
MDPB	12-metasiriloiloksidodesil piridiniumbromid
MMA	Metil Metakrilat
mm	Milimetre
mm ²	Milimetrekare
MPa	Megapascal
µm	Mikrometre
mg	Miligram
mm	Milimetre
mW	Miliwatt
nm	Nanometre
NH	Amino Grubu
PENTA	DipentaeritritolPentaakrilatMonofosfat
pH	Potential of hydrogen
PMMA	Polimetilmetakrilat
SEM	ScanningElectronMicroscope
sn	Saniye
TCD	Trisiklodekan

TEGDMA	Trietilen Glikol Dimetakrilat
TMPTMA	TrimetilpropanTrimetakrilat
TPO	Trimetilbenzoil-difenilfosfinoksit
UDMA	ÜretanDimetakrilat
USPHS	United StatesPublicHealth Service
UV	Ultraviyole
VAS	Visual AnalogueScales
VRS	VerbalRatingScales
YbF3	YiterbiyumTriflorür
4-MET	4-metasiriloloksietil trimellitit
1/°C	Isısal Genleşme Katsayısı Birimi
%	Yüzde
μ	Mikron

ŞEKİLLER

	Sayfa
Şekil 3.1. Grup I'de kullanılan restoratif materyaller	43
Şekil 3.2 Grup II'de kullanılan restoratif materyaller	44
Şekil 3.3. Grup III'te kullanılan materyaller	45
Şekil 3.4. Restorasyonların Bitirme ve Polisaj İşlemlerinde Kullanılan Malzemeler	46
Şekil 3.5. 14 numaralı diş: SureFil SDR flow + Ceram X mono	49
15 numaralı diş: everX Posterior + G-aenial Posterior	49
Şekil 3.6. 25 numaralı diş: Tetric EvoCeram Bulk Fill.....	50
Şekil 3.7. Restorasyonların sağkalım eğrileri.....	55

TABLolar

Sayfa

Tablo 2.1. İnorganik doldurucu partikül büyüklükleri ve yüzdelere göre kompozitlerin sınıflandırılması.....	11
Tablo 3.1. Çalışmaya Katılan Dişlerin Dağılımı	39
Tablo 3.2. Restoratif materyallere göre planlanan gruplar	40
Tablo 3.3. Kullanılan restoratif materyallerin dişlere göre dağılımı ve örnek grupları	41
Tablo 3.4. Çalışmada kullanılan restoratif materyaller	42
Tablo 3.5. Modifiye USPHS Kriterleri.....	48
Tablo 4.1. Restorasyonların modifiye USPHS kriterlerine göre değerlendirilme sonuçları.....	53
Tablo 4.2. Restorasyonların retansiyon bulguları	54
Tablo 4.3. Restorasyonların kenar renklenmesi bulguları	56
Tablo 4.4. Restorasyonların kenar uyumu bulguları	57
Tablo 4.5. Restorasyonların renk uyumu bulguları	58
Tablo 4.6. Restorasyonların yüzey yapısı bulguları.....	59
Tablo 4.7. Restorasyonların anatomik form bulguları	60
Tablo 4.8. Restorasyonların postoperatif hassasiyet bulguları.....	62

1. GİRİŞ

Dişlerdeki çürük ve diğer defektlerin iyi bir estetik sonuç sağlanarak onarılabilmesi estetik diş hekimliği açısından önemlidir(1).Kompozit ve adeziv sistemlerin yıllar içinde gelişmesi ve bireylerin diş estetiğine olan ilgilerinin artması sebebi ile posterior bölgede estetik restorasyonlar diş hekimliğinde oldukça sık uygulanır hale gelmiştir(2-4). Bu sistemlerin ve materyallerin devamlı yenilenip geliştirilmesi ile restorasyonlardaki sorunlar azaltılmış, böylelikle rezin kompozitler hem anterior, hem posterior bölgelerde güvenle kullanılmaya başlanmıştır(5,6).

Rezin kompozitler, dişlerin dayanıklılıklarınıarttırıp diş yapılarından gereksiz madde kaybını önlerler. Ayrıca tek seansta bitirilmeleri gereksiz yere zaman kaybını engeller.Rezin kompozitrestorasyonlar, posterior bölgede sentrik stop noktalarının korunabildiği, izolasyonun rahat sağlandığı I., II. ve V. sınıf kavitelere kullanılmaktadır (7).

Işıkla sertleşen kompozitlerin popülaritesi, estetik, biyouyumluluk ve aşınma direnci özelliklerinden kaynaklanmaktadır. Ancak polimerizasyon büzülmesi, rezin kompozit restorasyonlarda restorasyonun klinik performansını olumsuz yönde etkileyen ve hala çözülememiş bir problemdir. Sertleşme sırasında oluşan büzülme stresini azaltmak için ışık cihazının modu ve şiddetinin ayarlanması, materyalin altına akışkanrezin kompozit uygulanması ve tabakalar halinde yerleştirilmesi gibi farklı klinik yöntemler geliştirilmiştir (8-10).

Kompozitin sertleşmesi materyalin monomer içeriğine, reaksiyon başlatıcılarına, renk tonu ve opasitesine bağlıdır. Ayrıca ışığın dalga boyu, yoğunluğu, ışık cihazından uzaklığı ve ışıklama süresi gibi faktörlerden de etkilenmektedir. Yetersiz ışık penetrasyonu materyalin altında reaksiyonun tamamlanmamasına neden olur. Bu yüzden ışıkla sertleşen rezin kompozitler üretildiğinden beri tabakalar halinde yerleştirme yöntemiyle uygulanmaktadır(11).Tabakalar halinde yerleştirme yöntemi sertleşme sırasında oluşan büzülmeyi kontrol altına almak için de kullanılmaktadır. Özellikle kavite duvarlarına kompozitin adaptasyonunu arttırır. Kontakın iyi bir

şekilde oluşturulmasını ve sertleşmeden önce çiğneme yüzeylerinin estetik olarak şekillendirilmesini sağlamaktadır. Büzülmenin kontrol altına alınmasıyla uygulama sonrası oluşan hassasiyet oranı da azaltılabilmektedir. Öte yandan tabakalar halinde yerleştirme yöntemiyle rezin kompozit uygulaması özellikle posterior bölgede zaman kaybına neden olmakta, tabakalar arasında boşluk kalma riskini arttırmaktadır. Kompozitler izolasyonun iyi sağlandığı bir alana yerleştirilmelidir. Her bir tabakayı yerleştirmek, adapte etmek ve sertleştirmek için harcanan zaman restorasyonun kontaminasyon riskini artırırken gelecekteki başarısını da olumsuz yönde etkileyebilmektedir(12).

Tabakalar halinde yerleştirme yöntemini uygulayabilmek ve amalgama alternatif bir materyal sağlamak amacıyla 1990'ların sonunda kondanse edilebilen (*packable*) kompozitler piyasaya sürülmüştür. Bu materyaller yüksek doldurucu içeriğine ve yüksek viskoziteye sahiptir. Üreticiler bu materyallerin amalgam gibi işlenebildiğini ve kolay kontakt oluşturabilecek sertlikte olduğunu belirtmektedirler (13,14). Ancak sertleşme derinliklerinin yeterli olmadığı görülmüştür(15). Hibrit yapıdaki kompozitlere göre daha büyük doldurucu partiküller içermesinden dolayı, bitirme ve polisaj işlemlerinden sonra pürüzlü yüzey oluşma riski fazladır(16).

Derin kavite preparasyonlarında, polimerizasyon büzülmesini engellemek ve stres kırıcı bariyer oluşturmak amacıyla akışkan rezin kompozitler kullanılmaktadır (16,17). Akışkan kompozitler, geleneksel posterior kompozitlerden daha akıcı kıvamda olduğu için kavite duvarlarına daha kolay adaptasyon sağlamaktadırlar (18). Hekimlerin çoğu bu materyalleri posterior restorasyonlarda kavite taban maddesi olarak kullanmaktadır. Akışkan kompozitlerin doldurucu içeriklerinin az olması kullanımlarını sınırlayan düşük fiziksel ve aşınma direnci özelliklerine neden olmaktadır. Bazı çalışmalar ise kasp hareketlenmesini azalttığını ve bu yüzden restorasyon sonrası oluşan hassasiyete neden olan boşluk oluşumunu minimize ettiğini göstermektedir(19,20).

Son dönemde geliştirilen restoratif materyallerden biri posterior bölgede tek tabaka halinde uygulanan bulk fill rezin kompozitlerdir(21).Dört

mm derinliğe kadar tek tabaka (bulk) halinde yerleştirilip sertleştirilen rezin kompozitler dental marketlerde yerlerini almıştır. Yapısında bulunan baryum ve yiterbiyum partikülleri,materyalin radyoopasitesini arttırarak ışık cihazının etkisinin derinlere kadar ulaşabilmesini sağlamaktadır. Ayrıca bu partiküller kompozite, mineye benzer şeffaflık vererek estetik özelliklerini arttırırlar(7,22,23).Tek tabaka halinde uygulanan kompozitlerin, modifiye edilmiş metakrilat rezinleri sayesinde polimerizasyonunun yavaş gerçekleştiği rapor edilmiştir(24).

Bulk fill rezin kompozitlerin yanı sıra bulk fill akışkan kompozitler de piyasada yerini almış güncel materyallerden bir diğeridir. Akışkan kıvamda olmaları bu materyallerin kavite duvarlarına kolayca adaptasyonunu sağlamaktadır. Doldurucu yapıları, düşük büzülme stresi oluşumunu desteklemektedir. Ancak aşınmaya olan dirençlerinin az olması nedeniyle okluzal yüzeylerine 2mm kalınlığında geleneksel posterior kompozit kullanımını gerektirmektedirler (25).

Son zamanlarda dental restoratif rezin kompozit olarak kısa fiberle güçlendirilmiş kompozitler üretilmiştir. Kısa fiber kompozitler, geleneksel kompozit tabakasının altında bulk alt yapı materyali olarak kullanılmak için tasarlanmıştır (26).

Bulk fill materyaller tabakalar halinde yerleştirme yöntemiyle kullanılan kompozitlerde gözlenen birtakım sorunları ortadan kaldırmaktadır. Düşük polimerizasyon büzülmesiyle dişteki deformasyon, postoperatif hassasiyet, mikrosızıntı ve ikincil çürük olasılığını azalttığı bildirilen bu materyaller tek seferde uygulanmasıyla da hasta ve hekimin konforunu arttırmaktadır(22,24,26). Uygulama sırasında kontaminasyon riskini azaltan ve zaman tasarrufuyla sonuçlanan daha az tabakaya gereksinim vardır. Estetik ve klinik performansındaki sorunlar okluzal yüzeylere geleneksel veya diğer posterior kompozit materyali kullanımıyla azaltılmaktadır(22,24,27).

Literatürde tek tabaka halinde uygulanan bulk fill rezin kompozitler, 3-4 mm kalınlığında akışkan bulk fill ve fiberle güçlendirilmiş posterior rezin kompozit uygulamasını takiben uygulanan kompozitlerin klinik performanslarını değerlendiren çok az sayıda çalışma mevcuttur (27-29).

Bu klinik çalışmanın amacı sınıf II kavitelere uygulanan 3 farklı bulk fill resin kompozit materyalinin klinik performanslarının 18 aylık surete değerlendirilmesidir.

Çalışmada kurulan hipotez; 3 farklı restoratif materyalin klinik performanslarında herhangi bir farka rastlanılmayacağıdır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Rezin Kompozitler

İlk defa 1962 yılında Rafeel Bowen tarafından Bis-GMA monomer formülasyonunun senteziyle geliştirilen rezin kompozitler iki veya daha fazla materyalin birleşiminden meydana gelmektedir. Bu materyallerin her biri kompozitin tüm özelliklerine katkıda bulunmaktadır(30). Organik bir matriks ve bu matriks içerisine belli oranlarda ilave edilen inorganik doldurucularla, doldurucuların organik matrikse tutunmasını sağlayan bağlayıcı kısımdan oluşan dolgu materyalleri olarak tanımlanmaktadır (31). Başlangıçta sadece kimyasal olarak sertleşen iki komponentli rezin-baz materyalleri mevcutken fotopolimerizasyondaki gelişmelerle UV sertleşme sistemi tanımlanmış ve 1970'lerin sonunda görünür mavi ışıkla sertleşen ilk dental restoratif materyal piyasaya sunulmuştur (32).

2.1.1. Rezin Kompozitlerin Yapısı

Rezin kompozitler 3 fazdan oluşmaktadır. Birinci faz; organik polimer matriks (taşıyıcı faz), ikinci faz ise matriks içinde dağılan inorganik partiküllerden (dağılan faz) oluşmaktadır (33). Üçüncü faz ise interfasiyal fazdır. Bu faz coupling veya birleştirici ajan olarak adlandırılır(34).

1) Organik Faz: Rezin kompozitler organik matriksin yapısına göre ikiye ayrılır (35).

- a. Metil metakrilat yapısında olanlar
- b. Bis-GMA matriksli olanlar

Metil Metakrilat Yapısında Olanlar: Metakrilat, akrilik materyalin yapı taşı oluşturduğu, mikromolekül yapısında, suda erimeyen visköz bir maddedir. İçine boya ilave edilmeyen polimerler şeffaftır. X-ışını geçirgenlikleri vardır. Akrilikler yapı itibariyle sert olup bükülmeye ve çelmeye karşı dirençlidirler. Polimetakrilatlar 600 kg/cm² kuvvete karşı dayanma gösterebilirler (36).

Bis-GMA matriksli olanlar: Modern dental kompozitlerin devri, polimerizasyon sırasında çapraz bağları oluşturabilme yeteneğinden dolayı

yaklaşık her restoratif rezinin primer organik içeriği 2,2-bis [4(2-hidroksi-3 metasiriloilpropiloksi) fenil] propane (Bis-GMA) olan, Bowen'ın reziniyle başlamaktadır (37). Bis-GMA (bisglisidil metakrilat), bisfenol A ile glisidil metakrilatın birleşmesi sonucu oluşmaktadır (7).

Birçok rezinin ana monomeri olarak kullanılan Bis-GMA, bir peroksit katalizör ve amin akseleratör kullanımı ile ilave polimerizasyon ve iki tane reaktif çift bağ yapabilen, hemen hemen renksiz visköz bir sıvıdır(36).Bu monomerde yapılan bazı değişikliklerle resin kompozitlerin özellikleri arttırılmaya çalışılmaktadır (38).

Son yıllarda Bis-GMA'dan daha düşük viskoziteye sahip üretan dimetakrilat (UDMA) polimer matriks olarak kullanılmıştır. Düşük viskoziteye bağlı olarak dilüe edilmeden kullanılır. İyi adezyon sağlar ve renk değişimine daha dirençlidir. Hidroksil grubu içermediği için düşük su absorpsiyonu sergilemektedir. Bis-GMA ve üretan dimetakrilatlar (UDMA), günümüzde kullanılmakta olan tüm kompozitlerin resin matrikslerini oluşturmaktadır(39).

Organik matriksin içerisine doldurucu partiküllerin yerleştirilebilmesi için rezinin dilüe edilmesi gerekir. Bis-GMA'nın viskozitesini azaltmak için daha düşük moleküler ağırlıkta, viskozite kontrol edici olarak bilinen komonomerler eklenebilmektedir. Bu komonomerler, trietilenglikol dimetakrilat (TEDGMA), etilen glikol dimetakrilat (EDMA), metilmetakrilat (MMA), bisfenol A etoksi dimetakrilat (Bis-EMA) ve üretan tetrametakrilat (UTMA)dır(40).

Organik matriks faz ayrıca polimerizasyon hızlandırıcı (*accelerator*) ve fotobaşlatıcılar (*initiator*), ultraviole stabilizatörler, rezinin ısı, ışık ve diğer yollarla polimerize olmasını engellemek ve raf ömrünü artırmak için 4-metoksifenol ve 2,4,6-terseyerbütilfenol inhibitörler, plastizite edici (dibütilfitalat) ve kıvam azaltıcılardan (metokrilit asit monomer) oluşmaktadır (7).

2) **İnorganik Faz:** Resin kompozitlerin yapısında bulunan inorganik yapı, matriks içine dağılmış olan çeşitli şekil ve büyüklükteki kuartz, koloidal silika, borosilikat cam, baryum ve lityum alüminyum silikat stronsiyum, baryum, zirkonyum, çinko ve yitrium cam gibi inorganik doldurucu partiküllerden oluşur (7). Stronsiyum, baryum, çinko ve

yitrium,rezine radyoopasite kazandırır. Silika partikülleri karışımın mekanik özelliklerini güçlendirir ve ışığı geçirir. Böylece rezin kompozite mineye benzer yarı şeffaf bir görüntü kazandırır. Saf silika, kristalin (kristobalit, tridimit, kuartz) ve non kristalin (silikat cam) formlarında bulunur. Kristalin formlarının sert olması rezin kompozitin bitirme ve polisaj işlemlerini güçleştirir. Bu nedenle rezin kompozitler, günümüzde silikanın non kristalin formu (silikat cam) kullanılarak üretilmektedir (36,41).

3) İnterfasial faz (Ara faz): Metasiriloiloksipropil trimetoksilan, organosilan (bifonksiyonel molekül) içerirler. Bu fazda kompozit dolgu maddelerine silan adı verilen organik silisyum bileşiği ilave edilir. Kimyasal olarak dayanıklı olan bu bileşenler sıvı halden esnek katı hale kadar çeşitli hallerde bulunabilirler. Silanın görevi inorganik partiküller ile organik matriks arasında bir bağ oluşturmaktır (34,36). Günümüz kompozitlerinde silika partiküllerinin yüzeyi silan bağlama ajanlarıyla önceden kaplanmış ve silika partikülleri yüzeyinde tek moleküllü ve çift fonksiyonlu çok ince bir katman oluşturulmuştur. Bu katmandaki moleküllerin bir ucu silika partiküllerinin yüzeyinde var olan hidroksil grupları ile diğer ucu organik matriksteki polimerlerde bulunan metakrilat rezin ile bağlanmıştır (7).

2.1.2. Rezin Kompozitlerin Sınıflandırılması

Rezin kompozitler:

- İnorganik doldurucu partikül büyüklük ve yüzdelerine
- Polimerizasyon yöntemlerine
- Viskozitelerine göresınıflandırılabilir.

İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklük ve Yüzdelerine Göre Rezin Kompozitlerin Sınıflandırılması

Kompozitlerin doldurucu partikül büyüklüğüne göre sınıflandırılmasının nedeni partikül boyutunun polisajlanabilirlik/estetik, polimerizasyon derinliği, polimerizasyon büzülmesi ve fiziksel özellikleri etkilemesidir. Doldurucu

boyutunun oranı ve yüzdesinin bilinmesi rezin kompozitin dayanıklılık ve polisajlanabilirliği açısından bilgi vermektedir (11).

İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü 50-100 µm olan rezin kompozitlere '*megafil kompozitler*'denir. Okluzal deşim yüzeylerine ya da aşınması çok olan yüzeylere yerleştirilmesi önerilen ve insert diye adlandırılan cam partiküller de (0.5-2 µm) mega doldurucu partiküller olarak değerlendirilir (7,41).

'*Makrofil kompozitler*'in doldurucu içeriği 10-100 µm arasındadır. İnorganik doldurucuları kuartz ve/veya ağır cam partiküllerdir. Organik polimer matriks içerisine dağılmış olan inorganik doldurucu partiküllerin yüzdesi ağırlıkça yaklaşık %70-80'dir. Partiküllerin büyük ve sert olması organik matriksin inorganik partiküllerden daha fazla aşınmasına neden olur. Makrofil materyaller çok güçlüdür fakat parlatılması zordur ve kolay renklenirler. Aşınmaya olan dirençleri düşük olduğundan posterior dişlerde kullanımları sakıncalıdır (11,12,42).

'*Midifil kompozitler*'de doldurucu partiküller genel olarak 1-10 µm büyüklüğündedir. Bu kompozitler makrofil kompozitlerden daha iyi polisajlanabilmektedir. Makrofil ve midifil kompozitler *geleneksel veya büyük partiküllü kompozitler (conventional veya traditional)* diye de adlandırılmaktadır.

Doldurucu partikül büyüklüğü 0.1-1 µm arasında değişen kompozitler '*minifil veya küçük partiküllü kompozitler*'olarak adlandırılmaktadır. Partikül yüzdesi ağırlıkça %75-85'e ulaşmıştır. İnorganik doldurucular, baryum ve stronsiyum gibi ağır metalleri içeren, cam ile yoğunlaştırılmış partiküllerdir. Bu partiküllerle aşınmaya direnç arttırılmıştır. Bunlar yüksek dayanıklılığa sahiptir ve midifil kompozitlerden daha iyi polisajlanabilmektedir (7,11).

'*Mikrofil kompozitler*'ininorganik doldurucuları amorf koloidal silika partiküllerinden oluşmakta olup, partikül büyüklüğü 0.01-0.1 µm (ortalama 0.04 µm) boyutundadır. Doldurucu partiküller küçük olduğü için organik matriksle hemen hemen aynı seviyede aşınır. Bu yüzden diğer kompozit tiplerine göre daha yüksek aşınma direnci göstermektedir (43). Yüzeyleri daha düzgün olup, akışkan ve kuvvet gelen yerde dayanıksızdır. Amorf silika

radyolüsenttir ve radyoopasitelerin yokluğunda mikrofil kompozitler radyolüsenttir. Yiterbiyum triflorür ve baryum cam gibi diğer doldurucuların küçük miktarda eklenmesi mikrofil rezin kompozitler için radyoopaklık sağlamaktadır. Amorf silika partiküllerinin mikroskopik boyutu mikrofil kompozitlerin yüksek polisajlanabilirliğine izin vermektedir. Partikül miktarı makrofil kompozitlerden daha az olup partikül yüzdesi ağırlıkça yaklaşık %35-60'dır (7,11,42). Mikrofil kompozitlerin doldurucu içeriğini maksimuma çıkarmak ve viskoziteyi minimuma indirmek için koloidal silika ve Bis-GMA'dan oluşan prepolimerize rezinler ve mikrodoldurucular kullanılmıştır (44).

Son zamanlarda nanoteknolojinin diş hekimliğinde kullanımıyla sadece nanopartiküllerden oluşan '*nanofil kompozitler*' geliştirilmiştir (12). İnorganik doldurucu partiküllerin büyüklüğü 0.005-0.01 μm (2-20nm) olup görünür ışık dalga boyundan daha küçüktür. Bu nedenle görünür ışık ile absorpsiyon veya saçılım gibi etkileşimlere girmezler. Nanofil kompozitler, daha iyi estetik özelliklere sahip olup uygulaması kolay olan materyallerdir (45). İnorganik yapıyı meydana getiren partiküller ise iki ayrı kısımdan oluşmaktadır:

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

Nanomer yapısı kümeleşmemiş partikülleri ifade eder ve rezin kompozitin organik yapısında ayrı ayrı bulunurlar. Nanomer grupları(nanocluster) ise, 50nm'den küçük nanomerlerin gevşek bağlar ile bir araya gelerek meydana getirdikleri yapılardır (45-47).

Terim olarak '*hibrit*' final materyalin mekanik özelliklerini geliştirmek için tüm doldurucu tiplerinin en iyi özelliklerini kombine ederek farklı doldurucu çeşitlerinin kullanılmasını ifade etmektedir. Resin matriks içerisine maksimum miktarda doldurucu eklemek, partikül boyutundaki farklılık için gereklidir. Yüksek doldurucu içeriği fiziksel dayanıklılığın artması ve polimerizasyon büzülmesinin azalmasıyla sonuçlanmaktadır (48). Farklı büyüklükte doldurucu partiküller içeren iki farklı rezin kompozit karışımına '*hibrit kompozitler*' denir. Bunların partikül büyüklüğü makropartiküllü rezinden daha küçük, partikül miktarı ise mikropartiküllü rezinden daha fazladır. Her iki

rezin kompozitin özelliklerini taşımalarına rağmen hibrit türünün belirlenmesinde yüzdesi fazla olan partiküllerin adı kullanılmaktadır. Yüzdesi az olan partiküller karışımın ikinci komponentidirler (7,42). Hibrit kompozitler midihibrit, minihibrit, mikrohibrit ve nanohibrit olmak üzere 4'e ayrılmaktadır. Hibrit kompozitler 1 µm'den daha az veya partikül boyutunun çapı ortalama olan mikroince cam doldurucularla koloidal silikanın kombinasyonundan oluşmaktadır. Hacimsel olarak %58'den %75'e kadar yüklenebilmektedir ve radyoopaktır. 1980'lerde *midifil* (1-10µm) veya *minifil* (0.1-1 µm) partiküllü ve %7-%15 *microfil* (<0.1µm) partikülleri içeren hibrit kompozitler posterior bölgede yük alan yüzeylerde kullanılmaya başlanmıştır (49). Hibritlerin yüksek doldurucu içeriği (hacimce %50-70) (50) sınıf I ve II restorasyonlarda aşınma direnci ve dayanıklılık sağlamaktadır. Günümüzde, opasite ve translusensiye sahip, mükemmel estetik sağlayan anterior ve posterior alanlarda kullanılabilen minifil hibritler çok popülerdir. Geleneksel hibrit kompozitlerle karşılaştırıldığında nanohibrit ve mikrohibritlerdeki aşırı küçük partiküller artan polisajlanabilirlikle mükemmel fiziksel özellikler sağlamaktadır (51).

Bu resin kompozitlerin doldurucuları, silanizasyon dışında hiçbir işlem uygulanmadan monomer matrikse katılmışlardır. Bu tür kompozitlere *homojen kompozitler* adı verilmektedir. Polimer matriksin az olması bu kompozitlerin iyi kondanse edilmesine, polimerizasyon büzülmesinin azalmasına, aşınmaya karşı direncin yükselmesine ve pulpal irritasyonların kaybolmasına neden olmaktadır.

Küçük partiküllü kompozitlerde doldurucu partiküller monomer matrikse eklendiği zaman karışımın viskozitesi artmaktadır. Viskozite sorununu çözmek için önceden polimerize edilmiş mikrofil kompozit kitlesi 1-20 µm büyüklüğünde partiküller elde edilecek biçimde öğütülmüş ve bu partiküller doldurucu olarak monomer matrikse eklenmiştir. Doldurucu partiküllerde modifikasyon yapıldığı için bu tür kompozitlere *heterojen kompozitler* adı verilmektedir (47,52).

İnorganik doldurucu partikül büyüklükleri ve yüzdelere göre kompozitlerin sınıflandırılması Tablo 2.1.'de gösterilmektedir.

Tablo 2.1.İnorganik doldurucu partikül büyüklükleri ve yüzdelere göre kompozitlerin sınıflandırılması

REZİN KOMPOZİT	İNORGANİK DOLDURUCU BÜYÜKLÜĞÜ(µm)	İNORGANİK DOLDURUCU YÜZDESİ (%)
Megafil	50-100 µm	%70-80
Makrofil	10-100 µm	%70-80
Midifil	1-10 µm	%70-80
Minifil	0.1-1 µm	%75-85
Mikrofil	0.001-0.01 µm	%35-60
Hibrit	0.04-1 µm	%75-80
Nanofil	0.005-0.01 µm	%85-90

Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Resin Kompozitlerin Sınıflandırılması

Polimerizasyon, polimerleri oluşturmak için birbirine kimyasal olarak bağlı birimlerin (monomerlerin) yinelenmesiyle ortaya çıkan zincir yapılardır (53). Diş hekimliğinde ise; resin kompozitlerin sertleşmesi polimerizasyonun başlaması ile gerçekleşir. Organik faz içerisindeki başlatıcı, kimyasal ve/veya fiziksel (ısı veya ışık) aktivasyon ile monomerin çift bağları ile reaksiyona giren enerjiden zengin serbest radikallerin oluşmasına ve polimer zincirlerinin meydana gelmesine neden olur (54).

Direkt resin bazlı kompozitler için başlatıcı/katalist sistem kimyasal olarak, ışıkla veya her ikisiyle birden aktive olabilir.

Kimyasal yolla polimerize olan resin kompozitler (Self-cured, Auto-cured):Bu sistemde, pat-pat, pat-likit, toz-likit komponentlerinin karıştırılmasıyla polimerizasyon başlamaktadır. 'Otopolimerizan kompozitler' de denir. Polimerizasyonu kimyasal olarak sağlanan bu kompozitlerde benzoil peroksit başlatıcı, tersiyer aminaktivatördür (55).

İçerdikleri tersiyer aromatik aminlerin ağız ortamında kimyasal değişikliğe uğraması ile amin renklenmesi görülmektedir. Bu renklenme UV ışığı ve nem oksidasyonu ile hızlanmaktadır. Rezinin rengi daha sarı olup kahverengiye doğru değişmektedir (7).

Görünür ışıkla polimerize olan rezin kompozitler (Light-cured):Görünür ışıkla olan polimerizasyona 'fotopolimerizasyon' da denir. Görünür ışık enerjisiyle polimerize olan fotobaşlatıcılar ve akseleratör/katalist sisteme sahip tek patlı materyallerdir (56). Fotobaşlatıcılar sertleşme ışığından salınan ve direkt veya indirekt olarak polimerizasyonu başlatan ışık enerjisini absorbe ederler. Fotobaşlatıcılar amin akseleratör/katalist varlığında görünür ışıkla aktive olan kamforokinon gibi diketonlardır. Diketon/amin kompleksinin aktivasyonu dimetakrilat rezin monomerlerinin polimerizasyonunu başlatmaktadır (11).

Kimyasal sertleşen kompozitlerden daha düşük amin akseleratör konsantrasyonuna sahiptirler. Bu durum görünür ışıkla sertleşen kompozitlerin renk stabilitesini kimyasal kompozitlere göre arttırmaktadır (57). Polimerizasyonu başlatan görünür mavi ışık, ortalama 450-490 nm dalga boyundadır. Kamforokinon 460-480 nm (mavi) aralığındaki görünür ışık dalgaboyunda absorpsiyon yapan ve yaygın olarak kullanılan fotobaşlatıcıdır. Rezin bazlı kompozitler maksimum reaksiyon için her biri kendi spesifik dalgaboyuna ihtiyaç gösteren fotobaşlatıcıların kombinasyonunu içermektedir. Kamforokinonun maksimum absorpsiyon spektrumu 468 nm'dir (58).

Görünür ışıkla polimerize olan kompozitlerin kimyasal kompozitlere göre polimerizasyon dönüşüm oranları daha yüksek, renk stabilitesi, dayanıklılık ve buna bağlı kırılma dirençleri daha fazladır (11).

Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin kompozitler: Bu tür rezinlerin kimyasal olarak polimerizasyon hızı yavaştır, ancak fotokimyasal olarak rezine ilave bir polimerizasyon sağlanmıştır. Polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmesinin zor olduğu her ortamda kullanılması önerilen bu tip rezinler, özellikle derin kavitelere, 2 mm'den

daha kalın rezin uygulamalarında, girişin zor olduğu interproksimal alanlarda başarılıdır (59).

Viskozitelerine Göre Resin Kompozitlerin Sınıflandırılması

Kondanse olabilen (packable) kompozitler: Hibrit ve konvansiyonel kompozitlere oranla daha yüksek oranda doldurucu (hacimce%74) içerir. Bu oranın fazla olması işlenebilirliklerinin artmasını ve yüksek fiziksel-mekanik özellikler göstermesini sağlamaktadır. Partikül büyüklüğü 0.7-20 µm arasında değişmektedir. Hibrit kompozitlere oranla daha büyük doldurucu partiküller içermesinden dolayı, daha fazla aşınma ve bitirme/polisaj işlemlerinden sonra pürüzlü yüzey oluşma riski fazladır. Aşırı basınç altındaki posterior restorasyonlarda, amalgama benzer şekilde uygulanırlar. Kontak noktalarının ideale yakın oluşturulabilmesi, kaviteye basınç uygulayarak daha kolay yerleştirilebilmeleri, 2. sınıf kaviteelerde başarıyla uygulanmalarına neden olmaktadır. Kondanse olabilen kompozitler, yapışkan olmadıklarından el aletleriyle bir seferde yerleştirilip anatomik form işlenebilir, bu da son bitirme ve polisaj işlemlerini azaltır (59,60).

Akışkan (flowable) kompozitler: 'Akışkanlar' doldurucu içeriği geleneksel kompozitlerden %20-25 daha az olan düşük viskoziteli resin kompozitlerdir (61). Partikül büyüklüğü 0.04-1 µm arasında değişmektedir. Kavite geometrisinin her zaman ideal koşullarda sağlanamadığı preparasyonlarda, oluşan polimerizasyon büzülmesini engellemek ve stres kırıcı bir bariyer oluşturmak amacıyla geliştirilen akışkan resin kompozitler, restoratif diş hekimliği uygulamalarında oldukça sık kullanılmaktadır (16,17).

Materyalin akışkan yapısından dolayı kavite preparasyonunun tabanındaki ve duvarlarındaki mikrodefektlerin kapatılmasını sağlar. Akıcılıkları sayesinde amalgam, kompozit veya kron tamirinde, pit ve fissürlerin örtülmesinde, koruyucu resin restorasyonlarda, air abrazyon kavitelerinde, 5. sınıf restorasyonlarda, insizal kenar tamirlerinde kullanılabilirler (62). Akışkan kompozitler geleneksel kompozitlerle karşılaştırıldığında düşük doldurucu içeriğine (%45-67) sahip oldukları için hacimsel büzülmesinin fazla, aşınma direncinin zayıf olması ve düşük

mekanik özelliklerinden dolayı derin posterior kavitelere kullanımı uygun değildir (61,63). 4. sınıf restorasyonlar için önerilmezler, akıcılıkları uygulama sırasında kontrol edilmelerini zorlaştırır, ayrıca bu materyallerin yapışkanlıkları nedeniyle manipülasyonları zordur ve kullanılan aletlerin yüzeyine yapışırlar.

Kondanse edilebilen veya nanofil kompozitlerin altına akışkan kompozit uygulanarak restore edilen 2. sınıf kavitelere daha az mikrosızıntı olduğu tespit edilmiştir (64). Akışkan rezin kompozitlerin polimerizasyon büzülmesini azaltarak postoperatif hassasiyeti önlediği rapor edilmiştir (65).

2.1.3. Farklı Özellikteki Rezin Kompozitler

1) **Ormoserler:** Geleneksel rezin kompozitlerin polimerizasyon büzülmesiyle ortaya çıkan problemlerin üstesinden gelebilmek için organik modifikasyonlu seramikler (*organically modified ceramics*) 1998 yılında restoratif diş hekimliğinde yeni bir materyal sınıfı olarak geliştirilmiştir (66). Bu materyale, organik-modifikasyon-seramik kelimelerinin ilk hecelerinden oluşan ormoser (*ormocer*) adı verilmiştir (7).

Ormoserler temel olarak organik ve inorganik kısım ve polisiloksan olmak üzere üç komponentten oluşmaktadır. Bu komponentlerin oranı materyalin mekanik, termal ve optik özelliklerini etkilemektedir.

1) Organik polimerler polarite, çapraz bağlanabilme, sertlik ve optik davranışları etkilemektedir.

2) Cam ve seramik komponentler (inorganik içerik) termal ekspansiyon ve kimyasal stabiliteden sorumludur.

3) Polisiloksan elastisite, arayüz özellikleri ve işlenişi etkilemektedir (67).

Ormoserlerde çok fonksiyonlu üretan ve tioeter oligo metakrilat alkoksil silan inorganik-organik kopolimerleri oluşturur. İnorganik-organik polimerlerin üç boyutlu çapraz bağlanmasıyla elde edilen ormoserler doğal diş yapısına benzer ısıl genişleme katsayısına sahiptir (68). Silanın alkoksil grupları hidroliz ve polikondensasyon reaksiyonları ile inorganik Si-O-Si ağını,

metakrilat grupları da fotokimyasal yolla organik polimerizasyonu gerçekleştirir.

Bu materyaller geleneksel kompozitlerle karşılaştırıldığında daha düşük aşınma hızına sahiptir (69). Hibrit kompozitlere göre daha düşük doldurucu içeriğe sahip olmasına rağmen benzer büzülme göstermektedirler (70).

Ormoserlerin avantajları; mine ve dentine mükemmel adezyon, biyouyumluluk, kullanım rahatlığı, iyi estetik, kondanse edilebilir ve kolay manipüle edilebilir olması ve polimerizasyon büzülmesinde önemli ölçüde azalmadır.

2) İyon Salabilen Rezin Kompozitler (Smart ve Antibakteriyal Kompozitler): 1998 yılında üretilmiş olan bu kompozitlerin yapısında bulunan özel kimyasallardan serbestleşen florür, kalsiyum, hidroksil gibi fonksiyonel iyonlar, mikroorganizmaları ve üretilen asitleri etkileyebilir. Restorasyona komşu diş sert dokularının demineralizasyondan korunmasını sağlar. Açığa çıkan iyonların miktarı, restoratif materyalin dış tabakasındaki pH değerine bağlıdır. Aktif dental plak nedeniyle azalan pH, koruyucu iyonların salınımını artırır, ya da pH arttığında iyon salınımı yavaşlar (71).

Antibakteriyal özelliğe sahip kompozitler iki şekilde elde edilebilir:

1- Rezin matriksin içine çözünebilir antimikrobiyaller ilave edilir, bu materyal klorheksidindir. Dolgu maddesinden salınarak etkili olur.

2- Antimikrobiyal ajanın, rezin matriks içinde sabit kalması sağlanarak üretilen rezin kompozitler bu gruba dahiledilebilir. 12-metasiriloiloksidodesil piridinium bromid (MDPB) denilen yeni bir monomer geliştirilmiştir. Matriks içinde sabit kalan bu ajan dışarı salınmaz, bakteri üremesi ve plak birikimine karşı engelleyici etki gösterir (71,72).

3) Siloranlar: Siloksan ve oksiran olarak adlandırılan iki farklı monomerden oluşmaktadır (73). Siloksan kompozitin hidrofobik özelliklerini artırırken, oksiran halka açılımlı monomerleri sayesinde polimerizasyon büzülmesini azaltmaktadır. Ayrıca bu kompozitlere ait özel polimerizasyon reaksiyonu monomer düzeyinde meydana gelmektedir. Siloranlar, radikaller aracılığıyla çapraz bağlanan metakrilatların aksine katyonik reaksiyonla

polimerize olmaktadır (74). Siloksanın hidrofobik özelliklerine bağlı olarak ekzojen renklenme ve su absorpsiyonu azalmaktadır (67). Oksiranlar, geleneksel Bis-GMA bazlı dental rezinlerle karşılaştırıldığında gelişmiş sertleşme derinliği, düşük polimerizasyon büzülmesi, yüksek dayanıklılık ve benzer sertlik değerleri gibi çok sayıda cazip özellikler sergilemektedir (75). Ancak bu materyallerin klinik uygulaması, düşük translusent renklerinin az olmasından dolayı posterior dişlerle sınırlandırılmıştır.

4) Bulk Fill Resin Kompozitler: Son zamanlarda modifiye edilmiş başlatıcı sistemlere sahip düşük büzülme stresi gösteren bulk fill resin kompozitler piyasaya sunulmuştur. Bu restoratif materyaller kısa aktivasyon zamanı ve yeterli polimerizasyonla 4 mm kalınlığa kadar tek tabaka (bulk) halinde yerleştirmeye izin vermektedir (76). Tek tabakalı olarak uygulanmasıyla klinik çalışma süresini azalttığı ve hasta-hekim konforunu arttırdığı bilinmektedir (22,23). Diğer avantajları; kompozit tabakasının daha iyi adaptasyonun sağlanması ve tabakalar arasında boşluk olmamasıdır (77). Bulk fill kompozitler düşük büzülme stresi ve buna bağlı olarak iyi kenar uyumu, posterior bölgede çiğneme kuvvetlerine karşı yeterli direnç, yeterli radyoopasite, ayrıca iyi polisajlanabilirlikle mükemmel estetik özellikler sergilemektedir. Ortam ışığı altında çabuk polimerize olmadığı için, yerleştirmek geleneksel kompozitlere göre daha kolaydır ve şekil vererek biçimlendirmek için yeterli fırsatı sağlamaktadır. 10 sn içinde 4 mm'ye kadar hızlı bir şekilde yeterli sertleşme derinliği sağlayan fotobaşlatıcılar içermektedir (78).

Bulk fill kompozitler yeni nesil nanohibrit bir resin kompozit türüdür. Üretici firmalarına göre değişmekle birlikte genel olarak; yiterbiyum triflorid, baryum cam, karmaoksit, proakrilat, zirkonyum/silika partikülleri içerirler. Bu partiküller, radyoopasiteyi artırarak ışık cihazının etkisinin derinlere ulaşabilmesini sağlamaktadır. Ayrıca kompozite mineye benzer bir şeffaflık vererek estetik üstünlük sağlamaktadır (7,22,23). Bulk fill kompozitlerin modifiye edilmiş metakrilat rezinleri sayesinde polimerizasyonun yavaş gerçekleştiği rapor edilmiştir (24).

Pürüzsüz yapısıyla bulk fill kompozitler akışkan kaide materyali kullanmadan kavite taban ve duvarlarına yüksek uyum sağlamaktadır. Büzülme stresi hafifletici teknolojisiyle kenar uyumunu arttırıp, polimerizasyon büzülmesini; düşük bir büzülme stresi değeri olan 1.13 MPa'ya ve düşük bir büzülme hacmi olan %1.9'a indirmiştir (78). Yeterli kenar uyumusağladığı, düşük polimerizasyon büzülmesiyle dişin deformasyonunu (79), postoperatif hassasiyeti (27), mikrosızıntıyı ve ikincil çürükgeleşme olasılığını azalttığı bildirilmiştir (80).

5) Akışkan Bulk Fill Rezin Kompozitler: Akışkan kompozitler 1990'larda piyasaya sunulmuştur. Uygulama işlemini kolaylaştıracak şekilde enjekte edilebilmektedir (61). Akışkan kompozitler akışkan olmayan kompozitlerle karşılaştırıldığında yüksek hacimli rezin matrikse ve düşük doldurucu içeriğine sahiptir. Akışkan kompozitler düşük elastisite modüllerinden dolayı 5. sınıf restorasyonlarda ya da kavite liner olarak kullanılmaktadır.

Son zamanlarda restoratif uygulamaları kolaylaştırmak için üretilen bulk fill akışkan rezin kompozitler düşük viskozitelerinden dolayı birçok avantaja sahiptir. Yüksek akışkanlık, özellikle ulaşımı zor kavitelerde kullanım kolaylığı sağlamaktadır. Ayrıca, yüksek fleksibiliteleri ve fotoaktif grup içeren üretan esaslı metakrilat rezin içerikleriyle büzülme stresini azaltarak okluzal ve posterior aproksimal restorasyonlarda liner olarak kullanılabilen (81) ve stres kırıcı görev görmektedir (82). Aktif rezin, düşük radikal polimerizasyon hızı gösterirken rezindeki fotobaşlatıcı da radikal polimerizasyon sürecini etkilemektedir. Bu düşük sertleşme stresi özellikle düşük doldurucu içeriğinin varlığında gösterilmiştir (68).

Modifiye edilmiş başlatıcı sistemlere, düşük doldurucu ve büzülme stresine sahip bu materyaller, yeterli polimerizasyon ve kısa aktivasyon zamanıyla 4 mm kalınlığa kadar tek tabaka halinde yerleştirilmeye izin vermektedir. Ancak mekanik özelliklerindeki yetersizliklerden dolayı, diş yapısıyla benzer morfolojiyi yaratmak ve kaspları oluşturmak için okluzal yüzeyin yaklaşık iki mm kalınlığında bir rezin kompozitle kaplanması gerekmektedir (25).

6) Fiberle Güçlendirilmiş Rezin Kompozitler: Fiberle güçlendirilmiş polimerler alanında devam eden gelişme ve ilerlemeler, fiberle güçlendirilmiş kompozitlerin kullanımını arttırmaktadır. Cam fiber, poliester fiber, karbon/grafit fiber, aramid fiber ve ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilen fiber gibi çeşitli fiber tipleri kompozit materyallerin mekanik özelliklerini geliştirmek için kullanılmaktadır (83).

Fiberle güçlendirilmiş kompozitler, alt yapıyı oluşturmak için kullanılan fiber ve dış veneer yapıyı oluşturmak için kullanılan hibrid ya da mikro dolduruculu partiküller içeren kompozit yapı olmak üzere iki yapının birleşiminden oluşmaktadır (84). Fiberle güçlendirilmiş kompozitlerde, fiberler matriks içinde gömülü olarak bulunmaktadır. Bu matriks, rezin veya polimer esaslı bir yapıya sahip olup cam, karbon veya polietilen yapıdaki fiberler etrafında bir faz oluşturmaktadır. Matriks yapının amacı gelen kuvvetleri engüçlü kısım olan fiberlere aktarmak ve sardığı fiberleri nem etkisinden korumaktır (85). Fiber ile güçlendirilen kompozitlerin restoratif diş hekimliğinde, splint uygulamaları, endodontik tedavili dişlerin restorasyonu ve kron-köprü restorasyonları gibi oldukça geniş bir kullanım alanı bulunmaktadır (86).

Son zamanlarda dental restoratif rezin kompozit olarak kısa fiberle güçlendirilmiş (87) rezin kompozitler özellikle molar dişlerde yüksek stres alan bölgelerde kullanılmak için üretilmiştir. Mekanik test sonuçları, kısa fiber doldurucuyla güçlendirilmiş dental rezin kompozitlerin geleneksel partiküllü doldurucuya sahip rezin kompozitlerle karşılaştırıldığında daha fazla yük alma kapasitesi, bükülme ve kırılma dayanıklılığına sahip olduğunu (88,89) ve fiber oryantasyonu aracılığıyla polimerizasyon büzülme stresini kontrol altına alarak kenar sızıntısını azalttığını göstermektedir (88).

Kısa fiber kompozit, tek tabaka halinde yerleştirilebilen alt yapı materyali olarak tasarlanmıştır. Üzerine geleneksel rezin kompozit uygulamayı gerektirir.

2.1.4. Restoratif Rezin Kompozitlerin Özellikleri

Restoratif rezin kompozitler, diş sert dokularıninkine benzer, iyi optik ve fiziksel özelliklere sahip, aşınma direnci ve karşıt diş üzerine etkisi mineninkine benzer, x-ışını ile dental dokulardan kolaylıkla ayırt edilebilir olmalı, kolay uygulanıp polisajlanmalı ve diş sert dokularına dental adezivlerle yeterli bir bağlanma sağlamalıdır (67).

Kompozit materyalin fiziksel ve kimyasal özellikleri doldurucu içeriğine, tipine, doldurucu-rezin arasında oluşan bağlanmanın etkinliği gibi özelliklere bağlıdır (90). Yüzey sertliği, pürüzlülüğü ve aşınma direnci temel olarak doldurucu içeriği ve partikül büyüklüğü tarafından kontrol edilen özelliklerdir (91). Doldurucu içeriğinin artmasıyla organik matriks oranı düşmekte, polimerizasyon büzülmesi, ısıl genleşme katsayısı ve su absorpsiyonu azalırken, sıkışma ve gerilme dayanıklılığı, elastisite modülü ve aşınma direnci gibi mekanik özellikler artmaktadır (92).

Organik matriks iyi bir ısı yalıtkanı olduğu için matriks oranı fazla olan rezinin ısı iletkenliği az olmaktadır. Doldurucu partiküller ile organik matriks karışımının akıcılığını; monomer akıcılığı, doldurucu partikül miktarı ve partikül büyüklüğü belirler. Monomer ve doldurucu partikül yüzeyi arasındaki sürtünme, akıcılığı kontrol eden ana etkidir. Doldurucuların yüzey alanı arttıkça karışımın akıcılığı azalır (7).

Doldurucu ve matriks arasındaki stabil bağlanma materyalin özelliklerini etkilemektedir. Bağlanmanın kalitesi restoratif materyalin aşınma direncini etkilemektedir (59). Ara faz molekülleri bir ucunda silan, diğer ucunda metakrilat gruplarına sahiptir ve hem doldurucu hem de rezin matriksle bağlanabilmektedir. Doldurucuların silanizasyonu materyal dayanıklılığı için önemlidir (93). Kompozit materyalin yorulma direnci ve sıkışma dayanıklılığı, doldurucu ve rezin arasındaki bağlanmayı arttıran birleştirici (*coupling*) ajanlar tarafından geliştirilmiştir. Bu bağlanma, stresleri sert doldurucu partiküllere transfer eden daha esnek bir polimer matriks üretimine yardım etmektedir (90,91). Rezin partikül arayüzü boyunca suyun geçişini önleyerek hidrolitik dengeyi sağlar, rezinin çözünürlüğünü ve su emilimini azaltır (7).

1) Mekanik Özellikler

Rezin kompozitlerin sertlik ve dayanıklılıkları hemen hemen dental amalgam ve porselenler kadar güçlüdür. Fakat yüksek dayanıklılık gösteren seramik sistemler ve döküm alaşımlarından daha zayıftır (94).

Rezin kompozitlerin sıkışma dayanıklılıkları (*compressive strength*) 2140-3670 kg/cm², gerilme dayanıklılıkları ise (*tensile strength*) 305-715 kg/cm²'dir (7).

Rezin kompozitlerin elastisite modül değerleri türler arasında farklılık göstermektedir. Bu değer makrofil, midofil ve hibrit kompozitler için 71.500-163.000 kg/cm², mikrofil kompozitler için 35.700-61.000 kg/cm²'dir. Bu düşük modülüte, yüzey temasının artmasına bağlı olarak aşınmanın artmasına ve defekt oluşumuna neden olan yüksek stres altındaki okluzal yüzeylerde boyutsal değişiklik ve deformasyona neden olmaktadır (7,12).

Rezin kompozitler 30/55 kg/mm² Knoop sertlik değerine (KHN- Knoop Hardness Number) sahiptirler. Makrofil, midofil ve hibrit kompozitlerin sertliği (KHN, 55 kg/mm²), mikrofil rezinlerden biraz daha fazladır (KHN, 30-50 kg/mm²) (7). Kompozitlerin yüzey sertliği materyalin rengi, kalınlığı ve yapısal özelliklerinden etkilendiği gibi ışık uygulama süresi ve ışığın yoğunluğu gibi faktörlerden de etkilenebilmektedir (95).

Rezin kompozitlerin aşınmaya karşı gösterdikleri direnç ortamın ısı, yetersiz polimerizasyon, iç porözite, su absorpsiyonu ve rezin türlerinden etkilenmektedir. Bis-GMA organik matriks içeren rezinlerin yüzey sertlik değeri, üretan dimetilmetakrilat içeren rezinlerden daha fazladır. İnorganik doldurucu olarak silikanın quartz ve kristalin formlarını içeren rezin kompozitler de aşınmaya karşı oldukça dirençlidir. Aşınma süreci materyalin yorgunluğundan veya aşınma mekanizmasından meydana gelebilmektedir. Her iki olay da, yiyecek ve içeceklerde bulunan asit ve çözücüler gibi kimyasal faktörler aracılığıyla aşınmayı hızlandırmaktadır. Posterior kaviteelerde kullanılmak üzere tasarlanmış kompozitlerin aşınma direnci geliştirilmiştir. Aşınma genel olarak kavite kenarlarında görülmekle birlikte, arayüzeylerde de meydana gelmektedir. Arayüzeylerdeki aşınma daha hızlı olma eğiliminde olup değerlendirilmesi daha zordur (7,90,91).

2) Fiziksel Özellikler

Isısal genleşme katsayısı: Birim ısı artışındaki hacimsel değişim miktarıdır. Restoratif materyallerin ısısal genleşme katsayısı doldurucu ve rezin içeriğine bağlıdır ve aralarında doğrusal bir ilişki vardır (96,97).

Kompozitlerin ısısal genleşme katsayıları ($30-75 \times 10^{-6}/C^{\circ}$) mine ve dentinin ısısal genleşme katsayı ($8.3 \times 10^{-6}/C^{\circ}$, $11.4 \times 10^{-6}/C^{\circ}$) değerlerinden yaklaşık üç kat fazladır. Resin kompozitler arasında ısısal genleşme katsayısı en düşük olanı makrofil ve midofil kompozitlerdir. Mikrofil kompozitlerin ısısal genleşme katsayısı ise diş dokularınıninkinden 3-5 kat daha fazladır. Kondanse olabilen kompozitlerin ısı genleşmesi diş dokularına yakındır.

Isısal genleşme katsayısı kompozitin kavite duvarlarına adaptasyonunu etkilemekte, özellikle sıcak ve soğuk yiyecek ve içeceklere maruz kalındığında arayüz bağlanmasında stres oluşumuna neden olmaktadır (98). Diş-restoratif materyal arayüzeyinde boşluk, buna bağlı olarak da mikrosızıntı oluşumuyla sonuçlanmaktadır (99). Kompozit rezinin ısısal genleşme katsayısı diş dokularına ne kadar yakın ise, diş kompozit arayüzeyinde oluşabilecek sorunlara o kadar az rastlanır (7,34).

Su absorpsiyonu: Su emilimi, dental materyallerin fiziksel ve mekanik özelliklerinin bozulmasında önemli bir faktördür. Suyun resin tarafından tutulması, doldurucu ve matriks arasındaki bağlanmanın bozulmasında, materyalin çekme dayanıklılığı ve aşınma direncinin azalmasında direkt etkilidir (100,101). Ayrıca silan bağlama ajanları doldurucu ve matriks arasındaki bağlanmayı kontrol etmektedir. Bu bağlanmanın bozulması yani silanın hidrolizi ve mikro çatlakların oluşumu kompozit materyal kütlelerinde su emilimi sonucunda oluşmakta (91) ve resin kompozitlerin ömrünün azalmasına neden olmaktadır (102). Resin kompozitlerin su emilimi sonucunda genleşmesi klinik açıdan çok önemlidir. Higroskopik genleşme sonucunda ortaya çıkabilecek basınç, materyale (103), çevresindeki bağlayıcı ajana ve diş yapılarına (104) zarar verebilir. Bununla birlikte boyutsal değişime sebep olan emilim polimerizasyon sırasında oluşan büzülmeyle kompanse edeceğinden resin kompozitin daha iyi kenar uyumu sağlayacağı da düşünülmektedir (105). Fakat kenar uyumu incelemelerinde

higroskopik genişlemenin her zaman polimerizasyon streslerinin oluşturduğu mikro boşluklar çevresinde gerçekleşmediği belirtilmiştir (106).

Daha fazla hidrofilik içeriğe sahip olan kompozitlerde su absorpsiyonu arttığından rezin kompozitlerin hidrofobik özelliklerinin geliştirilmesi son derece önemlidir. Bis-GMA hidrofilik olduğu için rezin matris hidrofobik özellik sağlayan bisfenol A etoksiglikol dimetakrilat (Bis-EMA) eklenmiştir. Yapısal olarak Bis-GMA'ya benzeyen Bis-EMA, Bis-GMA'nın aşırı viskoz olmasına neden olan hidroksil grupları içermez (7).

Pearson ve Longman (107) normal polimerizasyon koşulları altında üretilen dimetakrilat esaslı materyallerin Bis-GMA esaslı materyallere göre daha az su emilimi gösterdiklerini belirtmişlerdir. TEGDMA monomerlerinin ise hidroksil grup içermemesine karşın yapısındaki eter bağları nedeniyle suya olan afinitelerinin fazla olduğu gösterilmiştir (7).

Hibrit kompozitler diğer kompozit materyallerle karşılaştırıldığında, suyla temas ettiğinde daha az genişleme göstermektedir (91).

Çözünürlük: Zaman içinde maruz kalınan ısı ve ağız içi sıvısına bağlı olarak birim yüzey alandan kaybedilen ağırlıktır. Resin kompozitler tamamlanmış bir reaksiyonla polimerize olduklarından sudaki çözünürlükleri (0.01-0.06 mg/cm²) önemsenmeyecek kadar azdır (7).

Radyoopasite: Resin kompozitlerin inorganik fazında bulunan kuartz, lityum, alüminyum cam ve silika gibi partiküller radyopak değildirler. Bu nedenle baryum, stronsiyum ve yitrium, zirkonyum gibi yüksek atom numaralı elementler eklenerek radyopak resin kompozitler üretilmiştir. Radyoopasite tanı için yeterli olmakla birlikte metalik restorasyonlardan daha azdır. Radyopak partiküller resin kompozitlerde ısıl genişlemeyi arttırdıkları, silan bağlanma ajanlarını hidrolize ettikleri ve opasiteye neden oldukları için inorganik faza oldukça sınırlı miktarda eklenirler (7).

Optik özellikler: Restoratif materyallerin estetik görünüşleri, renk (colour), şeffaflık (translucency) ve düzgünlük (uniformity) gibi optik özelliklerden etkilenmektedir. Resin kompozitlerin optik özelliklerindeki değişiklik polimerizasyonun bir sonucu olarak meydana gelmektedir ve bu

değişikliklerin boyutu materyalin özelliklerinden ve dalga boyundan etkilenmektedir (108).

Doldurucu içeriğindeki artış renk stabilitesinin artmasını sağlamaktadır (109). Matriks yapısının kompozitin renk stabilitesini etkilediği bilinmektedir. Hidrofilik monomeri fazla olan kompozitlerde daha fazla su emilimi ve buna bağlı olarak daha fazla renk değişikliği olmakta hidrofobik monomerin fazla olması ise daha az su emilimi ile sonuçlanıp renk stabilitesini arttırmaktadır (110).

2.1.5. Polimerizasyon Büzülmesi

Kompozit dolgu maddeleri kimyasal yolla veya ışıkla aktive edilip polimerizasyon reaksiyonları sağlandığında bir miktar büzülme göstermektedirler. Materyalin yerleştirme sırasındaki polimerizasyon büzülmesiz resin kompozitlerin üretildikleri günden beri en büyük problemlerinden biri olup, monomerlerin polimer zincirine dönüşmesi sırasında hacimsel olarak büzülme uğramalarına neden olmaktadır. Buna **polimerizasyon büzülmesi** adı verilmektedir (111). Dimetakrilat bazlı kompozitlerin polimerizasyonu sonucunda, kondanase edilebilen kompozitlerde %1.5 ile %3 arasında, akışkan kompozitlerde ise %6'ya kadar çıkan hacimsel büzülme görülmektedir (112). Monomerlerin reaksiyona girerek kovalent bağlanmayı oluşturduğu polimerizasyon sürecinden resin matriks sorumludur (113). İki monomer arasındaki uzaklık 0.3-0.4 nm (van der Waals uzaklığı) civarındadır. Materyal polimerizasyonu sırasındaki hacimsel büzülme (%1.5-3) ve yoğunluk artışı, monomerler arası bu van der Waals uzaklıklarının kovalent bağ uzaklıklarına dönüşmesinden kaynaklanmaktadır (114).

Resin kompozitlerin polimerizasyonu sırasındaki hacimsel büzülme iki faktöre bağlıdır. Bunlar; polimerizasyon sırasında monomer molekülleri arasındaki van der Waals kuvvetlerinin kovalent bağlanmayla yer değiştirmesi ve monomer molekülleri arasındaki uzaklığın, polimerizasyon sonrası oluşan polimer zincirleri arasındaki intermoleküler uzaklıktan daha büyük olmasıdır (37).

Rezin kompozitlerde jelasyon, moleküllerin bir araya toplanması ve bu şekilde visköz olan likitin rijit bir materyale dönüşmesi safhasıdır. Rezin materyallerin polimerizasyon büzölmeleri pre-jel ve post-jel faz olarak iki safhaya ayrılabilir. Prejel polimerizasyon süresince rezin, kavite içine yayılmakta veyapı içerisindeki stres azalmaktadır. Polimerizasyon sonrasında hareket durmakta ve büzölme stresi kompanse edilememektedir. Kavite duvarı ile rezin arasındaki bağlanma kuvvetleri postjel polimerizasyon sonucu oluşan büzölmenin serbest olarak gelişmesini engellemekte ve internal streslerin oluşmasına neden olmaktadır (115). Polimerizasyon sırasında rezinin plastik deformasyonu, akışkanlık özelliği ve hidroskopik ekspansiyonu, büzölme streslerini bir ölçüde kompanse etmektedir (116).

Diş dokularıyla restoratif rezin arasındaki bağlanma yetersizse polimerizasyon büzölmesi sonucundarezin kompozit ile kavite duvarları arasındaki uyum bozularak restorasyon kenarlarında mikrosızıntı, renklenme ve ikincil çürükler görülebilmektedir (117). Eğer diş yapılarıyla bağlanma iyiye, kompozitin büzölmesiyle diş yapısında stres oluşmaktadır (118). Bu durum kasp kırıkları, kasp hareketi ve postoperatif hassasiyetle sonuçlanabilmektedir (119).

Dental kompozitlerde polimerizasyon büzölmesine etki eden birçok faktör mevcuttur. Bu faktörler; materyal formülasyonuna bağlı faktörler, polimerizasyona bağlı faktörler ve restoratif materyale bağlı faktörler olmak üzere üç ana başlık altında toplanabilir:

1) Materyal Formülasyonuna Bağlı Faktörler

Rezin kompozitin doldurucu içeriği: Polimerizasyon reaksiyonu sırasında, organik matrikste bulunan monomerler, polimer haline geçerken birbirlerine yaklaştıkları için yapı hacimce küçölmektedir. İnorganik fazda ise herhangi bir değişim meydana gelmemektedir. Bu nedenle, rezin kompozitlerin yapısında bulunan inorganik doldurucuların oranı arttırıldığında, polimerizasyon büzölme miktarı da azalacaktır (111).

Doldurucu oranının arttırılması materyallerin mekanik özelliklerini geliştirmektedir. Bu durum daha küçük doldurucu partiküllerin yapıya

katılmasıyla mümkün olabilmektedir. Ayrıca metakrilat bazlı rezin kompozitlerin doldurucu boyutu ve içeriği nanoteknolojinin sunulmasıyla geliştirilmiştir (12). Son yıllarda rezin kompozitlerin yapısına katılan nanofil silika partikülleri, hibrit ve mikrofil rezin kompozitlerin polimerizasyon büzülmesi ve streslerini önemli ölçüde azaltmıştır. Diğer rezin kompozit türlerine oranla daha fazla doldurucu içeriğine sahip olan nanofil kompozitler, daha düşük polimerizasyon büzülme oranları sergilemektedir (111,120).

Geliştirilen hibrit mikro partikül, semihibrit, submikrofil kompozitlerin yüksek oranda doldurucu ve düşük oranda polimerizasyon büzülmesine sahip olması beklenmektedir (121).

Monomerin kimyasal yapısı: Kompozitin büzülme derecesi monomerin moleküler ağırlığı, rezin kompozitteki monomer miktarı ve polimer dönüşüm derecesiyle ilişkilidir. Düşük moleküler ağırlıklı monomerlerin polimerizasyon büzülmesi, yüksek moleküler ağırlıklı monomerlerden daha fazladır (122).

Rezin kompozitlerin organik matriksinde uzun yıllardır Bis-GMA ve TEGDMA monomerleri kullanılmaktadır. Düşük viskoziteli ve düşük moleküler ağırlıklı monomerin (TEGDMA) aşamalı olarak eklenmesi, reaksiyon ortamının hareketliliğini geliştirerek daha fazla polimer dönüşümüne ve hacimsel büzülmeye neden olmaktadır. Polimerizasyonla, monomerleri bağlayan van der Waals kuvvetleri, vinil reaktif grupları (C=C) boyunca kovalent bağlanmayla yer değiştirmektedir. Bu yüzden hacimsel büzülmedeki artış sadece polimer dönüşümünden değil, düşük moleküler ağırlıklı TEGDMA tarafından verilen reaktif grupların konsantrasyonundaki artıştan da kaynaklanmaktadır (123).

Bis-GMA ve TEGDMA monomerlerinin hacimsel büzülme değerleri sırasıyla %5.2 ve %12.5 olup yapılarına doldurucuların eklenmesi sonucunda bu değerler %2 ve %6'ya düşmektedir (17).

UDMA monomeri, artmış moleküler esneklik ve zincir transfer reaksiyonunun -NH grubunda oluşmasından dolayı Bis-GMA'dan daha reaktifir (124). Bu durum jelasyonun başlamasından önce daha yüksek

polimerizasyon oranı ve daha yüksek dönüşümün sağlanmasına izin vermektedir.

Organik matrikse hidroksilsiz Bis-GMA, alifatik üretan dimetakrilat, kısmen aromatik üretan dimetakrilat ya da fazla dallanmış metakrilatlar eklenerek yeni monomer modifikasyonları sağlanmaktadır (125). Monomer ve kompozitin organik matriksindeki bu değişiklikler sonucunda polimerizasyon büzülme stresinde %70'in üstünde azalma görülmektedir (126).

Polimerizasyon büzülmesini azaltmak için ayrıca dimer asit bazlı monomerler, TCD-üretan bazlı monomerler, çift halkalı bileşenler, ormoserler, siloranlar, DuPont'un geliştirdiği yeni monomer teknolojisi, multimetakrilatlar ve likit kristal monomerleri gibi yeni monomer sistemleri geliştirilmiştir (127).

2) Polimerizasyona Bağlı Faktörler

Kavite geometrisi:

-Kavite konfigürasyon faktörü (C faktör): Konfigürasyon faktörü restorasyonun bağlandığı yüzeylerin serbest yüzeylere oranı olarak tanımlanmaktadır. Konfigürasyon faktörü 1.0'in altında olduğu durumlarda büzülme stresleri azalırken, 3.0'ün üzerinde olduğunda stres değerleri hızla artmaktadır (128). C faktörün artması, bağlanma dayanıklılığını azaltmakta buna bağlı olarak kenar uyumunda bozulmalara yol açmaktadır (129).

-Kavite boyutu: Polimerizasyon büzülmesini kavitenin genişliği ve derinliği de etkilemektedir. Kaviteye kadar dar ve yüzeyel ise başka bir deyişle uygulanan rezin hacmi ne kadar az ise büzülme o kadar az olmaktadır (62). Kavite taban maddeleri örneğin cam iyonomer siman kullanımı kavite derinliğini azaltarak büzülmeyi olumlu yönde etkilemektedir.

Uygulama tekniği: Polimerizasyon büzülme stresinin etkilerini azaltmak için farklı restoratif teknikler önerilmektedir. Bunlar rezin kompozitlerin tabakalar halinde yerleştirme tekniklerindeki modifikasyonlar, farklı ışıkla sertleştirme teknikleri ve sandviç restorasyonun çeşitli tiplerinin kullanılmasıdır (130).

-Kompozit yerleştirme tekniği: Restorasyon yerleştirme tekniği büzülme stresinin azaltılmasında majör faktör olarak kabul edilmektedir.

Polimerizasyon büzülme stresinin etkilerini azaltmak için farklı restoratif teknikler önerilmektedir (131). Bulk tekniği, kompozitlerin kaviteye tek tabaka halinde yerleştirilmesi esasına dayanmaktadır (23). Tabakalar halinde yerleştirme (*incremental*) tekniği adı verilen teknik ise 2 mm kalınlığındaki kompozit tabakalarının ayrı ayrı polimerizasyonuna dayalı bir tekniktir. Işığın materyalin küçük tabakalarından daha güçlü geçmesinden dolayı her bir tabakanın maksimum polimerizasyonunun sağlanması ve kompozitin kavite duvarlarına adaptasyonun artması gibi avantajlara sahiptir ve kompozit tabakası başına azalan bzlmenin toplam hacimsel büzülmeyi azattığı düşünülmektedir (132). Bunun yanı sıra restorasyonun polimerizasyon streslerine bağlı oluşan kasp hareketlerini azaltma ve monomer dönüşüm derecesini arttırma gibi olumlu özellikleri de beraberinde getirmektedir (133). Kompozit rezin restorasyonlar yerleştirilirken, okluzogingival tabakalama (horizontal), oblik tabakalama ve fasiolingual tabakalama (vertikal) gibi çeşitli tabakalı teknikler kullanılmaktadır. Büzülme stresini azaltmak için kompozitin bulk tekniği yerine tabakalar halinde yerleştirilmesi önerilmektedir (134,135).

-Işıkla polimerizasyon tekniği: Polimerizasyonun başarısı için uygulanan rezin kompozit içinde bulunan kamforokinon moleküllerinin tamamının işığı yeterli gte absorbe etmesi gereklidir. Bu başarı ise; işık cihazının gc, işık kaynağının pozisyonu, işığın uygulanma süresi, işık cihazı ile rezin kompozit arasındaki mesafe, rezin kompozitin rengi ve uygulama kalınlığı gibi birçok etkene bağlıdır. Geleneksel olarak kullanılan işık cihazları için temel olarak iki önemli faktör vardır (136). Bunlardan biri, işığın gcdr ki, daha güçlü işık daha fazla işığa hassas molekülün etkilenmesi demektir. Diğeri ise, işığın uygulanma sresidir.

Işığın gc; birim alana düşün enerji miktarıyla ölçülür. Monomerin polimere dönüşüm derecesini ve sertleşme derinliğini etkilemektedir (137). Günümüzde diş hekimliği pratiğinde kullanılan rezin kompozitler, quartz tungsten halojen, Light-Emitting Diodes (LED), plazma ark (pac) ve argon lazer işık cihazlarıyla polimerize edilebilmektedirler. Geleneksel işık cihazları 450-500 mW/cm² (miliwatt/ santimetrekare) yoğunluğuında işık üretirken, yüksek işık şiddetine sahip cihazlar, 1000 mW/cm²'nin üzerinde işık üretme

kapasitesine sahiptir. Işık kaynağının pozisyonu, ışığın şiddeti üzerindeki etkisi nedeniyle oldukça önemli bir faktördür. Işığın iletilirken kayba uğraması veya yüzeylerden yansması ışık şiddetinin etkinliğini önemli ölçüde etkilemektedir (138). Işığın uygulanma süresi ise, en fazla 2 mm kalınlığında rezin tabakaları için en az 20 sn olup, koyu renkli rezinlerde ise, sürenin artırılması gerektiği söylenmektedir (136). Yüksek ışık şiddetinde, sürenin kısalması ve derin polimerizasyon gibi avantajlar mevcuttur fakat diğer yandan polimerizasyon çok hızlı olacağından büzülme değerlerinin artması ve büzülme streslerinin diş yapısına veya bağlanma yüzeyine iletilmesi gibi problemler oluşabilmektedir (139). Işık cihazı ile rezin kompozit arasındaki mesafe de ışık şiddetinin etkinliğini belirleyen diğer bir faktördür. Işık uygulama ucunun kompozit yüzeyinden 10 mm uzaklaştırılmasının ışık şiddetini %50 oranında azalttığı belirtilmektedir (140).

Bu problemleri azaltmak amacıyla farklı polimerizasyon teknikleri geliştirilmiştir. Işığın kompozit yüzeyine ilk geldiği andaki enerji düzeyinin düşürülmesinin, restorasyonun polimerizasyon büzülmesi ve internal streslerini azalttığına tespit edilmesiyle 'soft start' ve 'pulse delay' adı verilen teknikler geliştirilmiştir. 'Soft start' polimerizasyon tekniğinde polimerizasyon düşük ışık yoğunluğunda başlamakta ve yavaş yavaş artarak en yüksek seviyeye ulaşmaktadır. 'Pulse delay' tekniğinde ise önce kısa süreli, düşük yoğunluklu ışık uygulanır ve bu süre sonunda ışık söner, yaklaşık 3 dk sonra yüksek enerjili ışık daha uzun süre uygulanır (111). Uzun süre ışık uygulamanın büzülme arttırdığı saptanmıştır fakat polimerizasyon süresini kısaltarak büzülme önlemek doğru değildir, bu durum yetersiz polimerizasyona bağlı olarak toksik monomerlerin pulpa üzerindeki olumsuz etkilerine, restorasyon-diş bağlantısında defektlerin oluşmasına ve bağlanmadaki başarısızlığa bağlı olarak da kenar sızıntısına, postoperatif hassasiyete, renklenmeye, aşınmaya ve sekonder çürüğe yol açabilmektedir (111,139).

Çoğu araştırmacı bu tekniklerin kenar uyumunu geliştirdiğini bulmuştur (141,142).

-Sandviç tekniği: 'Sandviç tekniği' nde cam iyonmer-kompozit ikilisi, önemli klinik avantajlar sağlamaktadır. Cam iyonmer-kompozit restorasyon kombinasyonu sadece retansiyonun gelişmesiyle sonuçlanmayıp, anterior ve posterior kompozit restorasyonlarda postoperatif hassasiyeti de azaltabilmektedir (143).

Son zamanlarda fotobaşlatıcı (initiator) sistemler modifiye edilerek düşük büzülme stresi gösteren materyaller piyasaya sürülmüştür. Bu materyaller kısa aktivasyon zamanı ve yeterli polimerizasyonla 4 mm derinliğe kadar tek tabaka (bulk) şeklinde kaviteye yerleştirmeye izin vermektedir. Bu materyallerin final dolgu materyalinin üst tabakasının kapatılması gerekmeksizin veya 2mm kalınlığında bir rezin kompozitle kapatılarak akışkan taban materyali olarak kullanılmaktadır (23,68,144).

3)Restorasyona Bağlı Faktörler

Elastisite modülü: Elastisite modülü, materyalin stres altında elastikliğini ve çökme miktarını değerlendirmek için kullanılan bir parametredir (145).

Yüksek elastisite modüllü materyaller daha katı, düşük olanlar ise daha esnektir. Mikrodoldurucu kompozitler gibi daha esnek materyaller dişle birlikte esneyerek bağlanma yüzeyini korumaktadır (146). Yüksek elastisite modülüne sahip rezin kompozitler, polimerizasyon sırasında fazla büzülme stresine sebep olmaktadır (147). Daha yüksek elastisite modülü eğer diş-restorasyon arayüzeyindeki bağlanma bozulmazsa diş yapılarına daha büyük stresler transfer etmektedir (148). Bununla birlikte yüksek elastisite modülü, restorasyonun fiziksel özelliklerinin geliştirilmesi yönünden tercih edilen bir özelliktir. Elastisite modülünü değiştirmek amacıyla doldurucu içeriğini modifiye etmek mümkündür fakat bunun sonucunda rezin miktarı da değişeceğinden büzülme değerleri yine etkilenecektir (149).

Su absorpsiyonu: Resin kompozitlerin su absorpsiyonu ve bunun sonucundaki hidroskobik genleşme kompozitlerin büzülmesini kompanze edebilmektedir (150,151).Ancak su emilimi, kompozitin mekanik özelliklerini

olumsuz yönde etkileme ve renk değişikliklerine neden olma gibi negatif sonuçlara neden olmaktadır (143).

Bütün bunların dışında polimerizasyon büzülmesini azaltmak için akışkan rezin kompozitler ve rezin modifiye cam iyonmer gibi kavite taban maddeleri kullanılmaktadır. Kullanılan kompozit hacmini azaltarak büzülme streslerine karşı elastik bir bariyer oluşturarak, stres kırıcı olarak görev görmektedirler ve adeziv yüzeyinde oluşan stresleri dağıtmaktadırlar (152). Resin inleyler ve seramik insertler de, polimerizasyon büzülmesini azaltmak için kullanılmaktadır (153,154).

2.1.6.Mikrosızıntı

Mikrosızıntı; kavite duvarı ile restoratif materyal arasından bakterilerin, sıvıların, iyon ya da moleküllerin klinik olarak tespit edilemeyen geçişleridir (155).

Restorasyonların başarısızlığında en önemli faktör olan kenar sızıntısı, kompozit restorasyonlarda özellikle gingival basamağı, mine-sement sınırının altında yer alan sınıf II kavitelerde en çok karşılaşılan problemlerdendir (156).

Kompozit yerleştirme tekniklerinden oblik tabakalama tekniğinin bulk ya da diğer tabakalar halinde yerleştirme tekniklerine göre daha az mikrosızıntı gösterdiği rapor edilmiştir (157). Fakat hiçbir teknik mikroaralanma oluşumunu ve bunun sonucunda gelişen mikrosızıntıyı tamamen elimine edememektedir.

2.2.Adeziv Sistemler

Bonding ajan olarak da adlandırılan dentin adezivler Bis-GMA, UDMA gibi hidrofobik monomerlerden, TEGDMA gibi viskozite düzenleyicilerden ve HEMA gibi ıslatıcı ajanlardan oluşmaktadır ve çözücü içermemektedirler. Dentin adezivler, dentine yeterince infiltre olabilmesini sağlayan hidrofilik gruplar ve Bis-GMA gibi monomerlerle kopolimerizasyon için gerekli olan hidrofobik gruplardan oluşurlar. Dentin adezivin en önemli görevi asitle pürüzlendirme sonucu kollajende oluşan nano boşlukları doldurmak, dentin

tübülleri içine girerek rezin tagların oluşumunu ve hibrit tabakasının sabitleşmesini sağlamaktır (158).

Adeziv sistemlerdeki önemli gelişmelere rağmen, bağlanma yüzeyi diş rengindeki restorasyonların en zayıf bölgeleri olarak devam etmektedir. Diş dokuları/adeziv arayüzeyinin oral kaviteyle kontamine olması, klinik olarak restorasyonun kenar renklenmesine, zayıf kenar uyumuna ve retansiyon kaybına neden olmaktadır (159,160).

Adeziv sistemler, mine/dentin dokusuna iki farklı stratejiyi kullanarak etki etmektedirler; ya smear tabakayı uzaklaştırırlar (etch-and-rinse), ya da smear tabakayı koruyarak bağlanma substratı olarak kullanırlar (self-etch) (161,162).

Bu iki yaklaşım arasındaki fark, etch-and-rinse sistemlerde, suyla uzaklaştırılması gereken ayrı bir pürüzlendirme (genellikle %35-37'lik fosforik asit jel ile karakterize) ile ön hazırlık aşaması gerektirirken (158), self-etch/primer ajanı sadece hava ile kurutulur, bu yüzden modifiye smear tabakası içinde kalır. Pürüzlendirmedeki bu farklılıklara rağmen, adezyon için gerekli aşamalar olan primer ve bond uygulama işlemi adeziv sisteme bağlı olarak ayrı ayrı veya birlikte uygulanabilir. Adezivlerin güncel sınıflaması uygulanan aşama sayısına bağlıdır (162). Etch-and-rinse sistemler, primer ve bondun ayrı ayrı ya da tek şişede kombine olarak kullanımına bağlı olarak iki ya da üç aşamalı olabilir. Benzer şekilde self-etch adezivler, asidik primer ajanının adezivden ayrı veya tek aşamada uygulama prosedürüne izin verecek şekilde adezivle kombine olarak kullanımına bağlı olarak iki veya tek aşamalı sistem şeklinde olabilir (162).

Etch-and-rinse adezivler mineye yüksek bağlanma dayanıklılığı sağlarken, postoperatif hassasiyet riski ve dentinde kullanıldığında potansiyel nanosızıntı oluşma riski gibi dezavantajları vardır (163).

Self-etch adezivlerin avantajları, kullanım kolaylığı, kısa uygulama zamanı, postoperatif hassasiyette azalma, dentine olan kimyasal bağlanmadır. Dezavantajları ise, mineye düşük bağlanma dayanıklılığı ve minedede kullanıldığında potansiyel nanosızıntı oluşma riskidir (163).

Selektif-etch teknik, dentine olan kimyasal bağlanmayı en iyi şekilde kullanan self-etch yaklaşımı korurken, mikromekanik retansiyonu arttırmak için sadece minenin pürüzlendirilmesi işlemini içermektedir. Adeziv uygulamadan önce mine 10 sn asitle pürüzlendirilir. Bu teknik, her iki yöntemin de avantajlarını içerirken dezavantajlarını önlemektedir (164).

Son zamanlarda hem etch-and-rinse hem de self-etch olarak kullanılabilen tek komponentli 'universal' veya 'multi-mod' adezivler piyasaya sunulmuştur. Mine dokusunun asitle pürüzlendirilmesi opsiyoneldir (165).

Universal adezivler mineye self-etch şeklinde uygulandığında bağlanma etkinliğinin azaldığı gözlenmiştir (166). Fosforik asitle selektif olarak minenin pürüzlendirilmesinin bu sorunu çözdüğü savunulmaktadır (167).

2.3.Restorasyonların Klinik Olarak Değerlendirilmesi

Klinik bir çalışmanın sonucunun anlamlı olabilmesi, başlangıçta çok iyi planlanmış olması ve kontrollerin dikkatli bir şekilde yapılmasına bağlıdır (168). Bunun için restorasyonların değerlendirme kriterlerinin saptanması çok önemlidir. Klinik takip çalışmalarında restorasyonların benzer koşullar sağlanarak uygulanması gerekir. Çalışmada kullanılan restoratif materyaller ve tekniklerin hastalara rastgele olarak uygulanması zorunludur. Klinik çalışmalarda rastgelelik (randomizasyon) bir hastanın bütün tedavi seçeneklerine eşit olasılıkla sahip olabilmesi durumudur. Bunu sağlamak için kura çekmek gibi basit bir uygulama şeklinin yanı sıra özel istatistik programlarıyla hazırlanan rastgele sayılar tablosu gibi daha bilimsel yöntemler de vardır (169).

Klinik takip çalışmalarında izlenen yöntemler temel olarak ikiye ayrılmaktadır:

1. Direkt yöntemler
2. İndirekt yöntemler

2.3.1.Direkt Yöntemler

Restorasyonların değerlendirilmesi için üç klinik sistem yaygın olarak kullanılmaktadır.

USPHS Değerlendirme Yöntemi:

Diş hekimliğinde kullanılan restoratif materyaller, ağızdaki çeşitli çevresel faktörlerden etkilenecek, zamanla yaşlanmakta ve fiziksel, kimyasal ve mekanik özelliklerinde kayıplar meydana gelmektedir. Ağızda doğal yollarla ve zamanla yaşlanmaya bağlı olarak restorasyonlarda oluşan tüm değişiklikler, restoratif diş hekimliğinde *in vivo* olarak 'Uluslararası modifiye Ryge Kriterleri' veya 'modifiye Birleşik Devletler Halk Sağlığı Kriterleri' (modifiye USPHS Kriterleri) ne göre değerlendirilmektedir (170,171).

Bu sistem; retansiyon, kenar renklenmesi, kenar uyumu, renk uyumu, yüzey yapısı, anatomik form, ikincil çürük ve postoperatif hassasiyet gibi dental restorasyonların klinik olarak önemli özelliklerini değerlendirmek için tasarlanmıştır (172).

USPHS değerlendirme yönteminde restorasyonlar farklı kriterler açısından değerlendirilirler. Bunlar:

Retansiyon: Restoratif materyalin ağız içerisinde fonksiyonda olduğu süre, o materyalin başarısını gösteren en önemli kriterdir (173). Retansiyon; hastanın yaşı, okluzyonu, dişin lokalizasyonu, lezyonun derinliği ve genişliği, kullanılan adeziv ve restoratif materyal gibi pek çok faktörden etkilenebilir (173,174).

Kenar Renklenmesi: Restorasyonlarda gözlenen kenar renklenmelerinin en önemli nedeni kenar sızıntısıdır. Kenar sızıntısı kompozitlerin polimerizasyon büzülmesi sonucunda restorasyon ve kavite kenarları arasında oluşan defektlere bağlı olarak gelişir (175). Araştırmacılar kontrol seanslarında oldukça dikkatli olmalı, gerekirse optik büyütme kullanılmalıdır (176).

Kenar Uyumu: Kompozit materyallerle restore edilen kavite kenar bütünlüğünün sağlanması mikrosızıntının önlenmesi açısından büyük önem taşımaktadır (177). Zayıf kenar uyumu; restorasyonda bozulma, renk değişikliği ve kenar renklenmesine neden olarak restorasyonun klinik ömrünü

sınırlandırmaktadır (178). Kenar uyumu, restorasyon yüzeyinde gezdirilen sondun dış-restorasyon birleşim yerlerindeki takılmalar dikkate alınarak değerlendirilmektedir.

Renk Uyumu: Dış rengindeki rezin bazlı materyallerdeki renk değişikliği içsel ve dışsal faktörlerden kaynaklanmaktadır. İçsel faktörler; rezin matriks ve matriks ile doldurucu arayüzeyindeki değişiklik gibi rezin materyalin kendinden kaynaklanan renk değişikliğini içermektedir. Kimyasal renk değişikliği; amin akseleratörün oksidasyonu veya değişikliği, polimer matriksin yapısının oksidasyonu ve reaksiyona girmemiş pendant metakrilat gruplarının oksidasyonundan kaynaklanmaktadır (179).

Dışsal faktörler; ekzojen kaynaklarla kontaminasyon sonucu pigmentlerin absorpsiyon ya da adsorpsiyonu aracılığıyla renklenmesini içermektedir. Ekzojen kaynaklı renk değişikliğinin derecesi hastanın oral hijyen, yeme-içme ve sigara kullanma alışkanlıklarına göre değişmektedir (180).

Polimerik materyallerin renklenmesinin renkli solüsyonlar, çay, kahve ve nikotin gibi faktörler aracılığıyla oluştuğu bildirilmiştir (181). Ayrıca kompozit uygulanırken tükürük izolasyonunun tam sağlanamaması, işlem sırasında kavitenin kanla kontaminasyonu, kompozitin yetersiz polimerizasyonu, bitirme ve polisaj işleminin iyi yapılmaması gibi yapılan bazı hatalar da renklenmeye yol açabilir. Klinik çalışmalarda bu durum dikkate alınmalıdır. Dış renklenmelerin en aza indirgenmesi için yüzey polisajının iyi yapılmasının yanında; hastanın diyet ve oral hijyen alışkanlıklarının da değerlendirilmesi gereklidir (182,183).

Araştırmacılar, restorasyonun etrafındaki diş dokusu ya da komşu diş dikkate alarak, restorasyonun renginin değişmesine göre değerlendirirler (184).

Yüzey Yapısı: Yüzey yapısı değerlendirilirken; restorasyon yüzeyinin çevredeki mine dokusuna ne kadar benzediği değerlendirilir. Kompozit yüzeyinin pürüzsüz ve düzgün olması; kompozit restorasyonun estetik özelliklerini ve uzun ömürlülüğünü belirlediği için klinik olarak önemlidir. Resin materyallerin yüzeylerinin bozulması; doldurucu içeriği ve dağılımı, matriks

rezin bileşimi ve doldurucuların silanla kaplanmasının etkisine bağlı olmakla birlikte yetersiz bitirme ve polisaj işlemlerinden de kaynaklanmaktadır (185,186). Kullanılan restoratif materyalin fiziksel ve mekanik özelliklerine bağlı olarak zamanla restorasyonun yüzey yapısında birtakım bozulmalar ve pürüzlülük meydana gelebilmekte bunun sonucunda renklenme, plak retansiyonu, gingival irritasyon, rekürrent çürük ve aşınma oluşabilmektedir (186,187).

Anatomik Form: Anatomik form bozukluğu zaman içerisinde kompozit restorasyonların aşınmasından kaynaklanmaktadır (188). Klinik olarak mine yüzeyinden alçalmış ve temas noktalarının/yüzeylerinin kaybı nedeniyle komşu diş yüzeyiyle ilişkisi bozulmuş restorasyonun varlığı anatomik formun yetersizliğini tanımlamaktadır (189). Kompozit restorasyonların aşınması kavite tipi, diş tipi gibi klinik faktörlerin ötesinde materyalin özelliklerine, restorasyonun boyutu ve dental arktaki lokalizasyonuna bağlıdır. Ayrıca bitirme ve polisaj işlemleri sırasında yapılan hatalar, hastanın kapanışı, ağız hijyeni ve diş fırçalama şekli de aşınmada etkili rol oynamaktadır (190,191).

Postoperatif Hassasiyet: Postoperatif hassasiyet restorasyon uygulandıktan sonra meydana gelen; sıcak, soğuk ve tatlı uyarılara karşı veya çiğnemeyle oluşan hassasiyetle ilgili diş ağrısı olarak tanımlanmaktadır (192,193). Hastaların postoperatif hassasiyetinin değerlendirilmesinde görsel karşılaştırma skalası (VAS) ya da şiddetli, orta, hafif gibi kelimelerle ağrının tanımlandığı sözel tanımlama skalası kullanılır (VRS).

İkincil Çürük Oluşumu: İkincil çürük,restorasyon kaybının en sık karşılaşılan nedenidir (194). Kompozit restorasyonun altındaki çürükler; klinik veya radyografik olarak belirlendikten 6-8 ay gibi kısa sürede pulpal duvara ulaşmaktadır. Bu durum amalgam restorasyonlarda daha uzun sürmektedir (195). Direkt değerlendirmede, restorasyona komşu diş dokusunda ve rezin kompozitin altında oluşan rengi koyu olan bölge çürük olarak tanımlanmaktadır. İkincil çürüklerin teşhisinde,transillüminasyon yönteminden faydalanılabileceği gibi radyograflardan da yararlanılmaktadır (196).

USPHS kriterlerinin klinik değerlendirme skorları;Alfa: Klinik olarak mükemmel restorasyon,Bravo: Klinik olarak kabul edilebilir düzeyde

değişiklikler gösteren fakat yenilenmesine gerek olmayan restorasyon,Charlie: Yenilenmesini gerektirecek düzeyde değişime uğramış restorasyon şeklindedir (197).

CDA Değerlendirme Yöntemi

Klinik değerlendirmede kullanılan diğer bir sistem ise CDA değerlendirme yöntemidir. Restorasyonları öncelikle klinik olarak kabul edilebilir ve edilemez şeklinde iki grupta değerlendirmektedir. Her bir grup da kendi içinde iki farklı değer alır. Kabul edilebilir değerlerin alt gruplarına (R-Romeo: mükemmel restorasyon, S-Sierra: mükemmel olmayan restorasyon) ait restorasyonların yenilenmesine gerek yokken kabul edilemez restorasyonların alt gruplarına (T-Tango: ilerde sorun yaratabilecek restorasyon, V-Victor: hastanın sağlığına zararlı etkileri olan restorasyon) ait restorasyonların yenilenmesi gerekmektedir (198).

FDI Değerlendirme Yöntemi

FDI kriterleri estetik, fonksiyonel ve biyolojik olmak üzere üç grupta sınıflandırılmaktadır. Estetik kriterler; yüzey parlaklığı, yüzey ve kenar renklenmesi, renk uyumu ve translusensi, estetik anatomik formdur. Fonksiyonel kriterler; materyal kırığı ve retansiyon, kenar uyumu, okluzal kontur ve aşınma, aproksimal anatomik form a- kontak noktası ve b- kontur, radyografik değerlendirme, hastanın görüşüdür. Biyolojik kriterler; postoperatif hassasiyet ve vitalite, rekürrent çürük, erozyon ve abfraksiyon, diş bütünlüğü, periodontal yanıt, komşu mukoza, oral ve genel sağlıktır. Tüm üç grubu değerlendirmek için kullanılan derecelendirmeler şu şekildedir:

- Klinik olarak mükemmel/çok iyi
- Klinik olarak iyi
- Klinik olarak yeterli/memnun edici
- Klinik olarak yetersiz
- Klinik olarak zayıf

Bu derecelendirmelerin ilk üçü klinik olarak kabul edilebilir, diğer ikisi klinik olarak kabul edilememekle birlikte tamir edilmeli veya değiştirilmelidir (199).

2.3.2. İndirekt Yöntemler

İndirekt yöntemler; ağız içi fotoğraflar, dijital görüntüler ve replikalarla elde edilebilir. Böylece klinik koşullar kayıtlı verilere dönüştürülmüş olur (200).

Diş renkli restorasyonlarda uygun kontrast sağlanamadığı için fotoğraflama yöntemi etkili bir şekilde kullanılamamaktadır.

Alçı ya da epoksi rezinden hazırlanan replika tekniği rezin kompozit restorasyonların değerlendirilmesinde daha uygun bir yöntemdir. Silikon esaslı ölçü maddeleriyle elde edilen modellerde restorasyonların kenar özellikleri incelenebilir (201). Bu indirekt yöntemlerde restorasyonların sadece okluzal yüzey özellikleri incelenebilirken arayüzler değerlendirilememektedir (200,201).

SEM (Tarama Elektron Mikroskobu) Yöntemi: Restorasyonlar değerlendirilirken Tarama Elektron Mikroskobunun (Scanning Electron Microscope- SEM) görüntüyü büyütme özelliklerinden yararlanarak yüzey özelliklerinin daha iyi incelenmesi sağlanmaktadır (202). Böylece restorasyon kenarlarında oluşan aralıklar kolayca izlenebilir.

3. BİREYLER VE YÖNTEM

Bu çalışma Hacettepe Üniversitesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda yürütüldü. Araştırma için Hacettepe Üniversitesi Girişimsel Araştırmalar Etik Kurulu'ndan 20.11.2014 tarihli 2014/11-11 (KA-14043) sayılı etik kurul onayı alındı (Ek. 1). Ayrıca Sağlık Bakanlığı Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu'ndan 71146310 [2014-AC-CE-112] sayılı etik kurul onayı alındı (Ek. 2).

3.1. Çalışmaya Katılan Bireylerin Seçimi

Çalışma kapsamına; Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı'nda yapılan klinik ve radyografik değerlendirmeler sonucunda premolar veya molar dişlerinin en az üçünde orta derinlikte dentin çürüğü (pulpaya en fazla 1 mm yakınlıkta) olan, 20-41 yaş aralığındaki 40 (16 erkek- 24 kadın) gönüllü birey dahil edildi. Çalışmaya dahil edilen hastalara çalışma ve yapılacak işlemler açıklandı ve onayları alındı.

Çalışmaya dahil edilme kriterleri:

1. Herhangi bir sistemik hastalığının olmaması,
2. Posterior bölgede sınıf II restorasyon uygulamasını gerektiren ve orta derinlikte arayüz dentin çürüğü olan en az 3 dişinin bulunması,
3. Bu dişlerin komşu ve karşıt dişlerle temasta olması.

Bruksizmi, malokluzyonu, ilgili dişlerde ileri derecede periodontal doku hasarı veya mobilitesi olan ve endodontik tedavi görmüş dişlere sahip bireyler çalışma kapsamı dışında bırakılmıştır.

Çalışmaya katılan bireylerin, cinsiyet ve arayüz çürüğü bulunan dişlerinin dağılımı Tablo 3.1.'de gösterilmektedir.

Tablo 3.1.Çalışmaya Katılan Dişlerin Dağılımı

Cinsiyet	Üst Çene		Alt Çene		Toplam
	Premolar	Molar	Premolar	Molar	
Kadın (24)	29	15	19	9	72
Erkek (16)	18	8	8	14	48
Toplam	47	23	27	23	120

3.2. Restoratif Materyallerin Uygulanması

Klinik çalışma öncesinde, hastaların restore edilecek dişlerinden bite-wing radyograflar alındı. Radyografik değerlendirmelerden sonra, araştırma için uygun bulunan dişyüzeylerine silikon esaslı lastikler ile düşük hızlı mikromotor kullanılarak polisaj yapıldı. Restore edilecek dişlere; hızlı turla dönen aeratör ile su soğutması altında sınıf II kavitepreparasyonu yapıldı. Öncelikle elmas rond frez (806 314 001 534 018 numaralı Medin AC, Nove Mesto na Morave, CzechRepublic) ile giriş sağlandı. Elmas fissürfrez (835.012 numaralı Edenta Ag Dental Products,Au(SG), Switzerland) ile kavite kenarları şekillendirildi. Kavite kenarlarına bizotaj yapılmadı. Gereksiz doku kaybı yaratmaktan kaçınıldı. Çürük, yavaş turla dönen mikromotorla su soğutması altında çelik rondfrez(1.204.018 numaralı Edenta) ile temizlendi. Çürük sınırlarına göre kavite sınırları belirlendi. Her hastada yeni frez kullanıldı. Gerekli durumlarda hastalara lokal anestezi yapıldı.

Kavitepreparasyonundan sonra kavite derinliği ve boyutları tekrar değerlendirildi. Daha sonra kavitelemeler yıkanıp pamuk peletlerle kurulandı. İzolasyon rulo pamuklar ve tükürük emicilerle sağlandı. Çok derin kavitelemelerde sadece pulpaya yakın bölgeler kalsiyum hidroksit (Dycal, Dentsply Caulk,

Milford DE, Canada)ile örtüldü ve üzerine cam iyonomer siman (Glass Liner, WP Dental, Hamburg, Germany) yerleştirildi.

Çalışmada üç ayrı grup planlandı (Tablo 3.2.) . Hastaların prepare edilmiş dişlerinden biri bulk fill rezin kompozit, (TetricEvoCeramBulkFill - Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein); biri akışkan bulk fill ve nanoseramik rezin kompozit, (SureFil SDR flow + Ceram X mono - DentsplyDeTrey,Konstanz,Germany) diğeri fiberle güçlendirilmiş ve mikrohibrit rezin kompozit (everX Posterior + G-aenial Posterior - GC EUROPE, Tokyo, Japan) ile restore edildi. Uygulamaya hangi dişten ve restoratif materyalden başlanacağına rastgele sayılar tablosuna göre karar verildi.

Tablo 3.2. Restoratif materyallere göre planlanan gruplar

	RESTORATİF MATERYAL VE ADEZİVİ	HASTA SAYISI
GRUP I	Tetric EvoCeram Bulk Fill + ExciTE F	40
GRUP II	SureFil SDR flow ve Ceram X mono + Prime&Bond NT	40
GRUP III	everX Posterior ve G-aenial posterior + G-aenial Bond	40

Kullanılan restoratif materyallerin dişlere göre dağılımı ve örnek grupları Tablo 3.3.'te gösterilmektedir.

Tablo 3.3.Kullanılan restoratif materyallerin dişlere göre dağılımı ve örnek grupları

Materyal	Üst Çene		Alt Çene		Toplam
	Premolar	Molar	Premolar	Molar	
Grup 1					
Tetric	24	5	5	6	40
EvoCeramBulk Fill					
Grup 2					
SureFiISDR flow + Ceram X mono	12	4	18	6	40
Grup 3					
everX Posterior + G-aenial Posterior	11	14	4	11	40
Toplam	47	23	27	23	120

Çalışmada kullanılan materyallerin ticari adları, üretici firmaları, kimyasal içerikleri ise Tablo 3.4.'te gösterilmektedir.

Tablo 3.4.Çalışmada kullanılan restoratif materyaller

Materyal	Üretici Firma	Bileşimi (Rezin Sistemi)	Doldurucu Tipi ve İçeriği	Seri No
Tetric Evo Ceram Bulk Fill Bulk Fill Kompozit	Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein	Dimetakrilat komonomerler(Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA), fotobaşlatıcı/polimerizasyon güçlendiriciler (Kamforokinon, TPO, dibenzoil germanyum yan ürünü-Ivocerin)	Baryum alüminyum silikat cam, YbF3, küresel karıştırılmış oksit doldurucular (ağırlıkça %62.5) ve prepolimerler (ağırlıkça %17), hacimce %60	R77065
Excite F Etch-and-rinse adeziv	Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein	Bis-GMA, etanol, 2-hidroksietil metakrilat, fosforik asit akrilat, üretan dimetakrilat, potasyum florür		P56445
SureFil SDR flow Akışkan Bulk Fill Rezin Kompozit	Dentsply DeTrey, Konstanz, Germany	EBPADMA, TEGDMA, modifiye üretan dimetakrilat, dimetakrilat, fotobaşlatıcı, kamforokinon, BHT, UV stabilizatör, titanyum oksit, demir oksit pigmenti	Baryum ve stronsiyum alümino-floro-silikat cam, ağırlıkça %68, hacimce %45	1207205
Ceram X mono Universal Nanoseramik Rezin Kompozit	Dentsply DeTrey Konstanz, Germany	Metakrilat modifiye polisiloksan, dimetakrilat rezin, floresan pigmenti, UV stabilizör, kamforokinon, etil-4 (dimetilamino) benzoat, titanyum oksit pigmentleri alüminyum silikat pigmentleri	Baryum-alüminyum-borosilikat cam(1.1–1.5 µm); metakrilat silikon dioksit nanodoldurucu(10 nm), ağırlıkça %76, hacimce %57	1203000406
Prime BondNT Adeziv Etch-and-rinse adeziv	Dentsply DeTrey Konstanz, Germany	Aseton, üretan dimetakrilat, TMPTMA, 2,6di-tert-butil-p-Kresol, PENTA, UDMA, Rezin R5-62-1, T-rezin, D-rezin, bisfenol A, nanodoldurucular- amorföz silikon dioksit, fotobaşlatıcılar, sabitleştiriciler, setilamin hidroflorür		1306000189
everX Posterior Fiberle Güçlendirilmiş Rezin Kompozit	GC EUROPE Tokyo, Japan	Bis-GMA, TEGDMA, PMMA, DMAEMA	Kısa E-cam doldurucu, baryum cam, Ağırlıkça % 74.2, hacimce %53.6	1309121
G-aenial Posterior Mikrohibrit Rezin Kompozit	GC EUROPE Tokyo, Japan	Metakrilat monomerler, UDMA, dimetakrilat komonomerler, kamforokinon ve amin	Floroalüminosilikat,prepolimerize doldurucular 16-17 µ (silika içerikli, stronsiyum ve lantanoid florid içerikli), ağırlıkça %76, hacimce %62	1211192
G-aenial Bond Self-etch adeziv	GC EUROPE Tokyo, Japan	Fosforik ester monomer, 4-MET, hidrofilik metakrilat monomer, su, aseton, fotobaşlatıcı, nanosilika		1401271

Bis-GMA: bisfenol A glisidil metakrilat, Bis-EMA, bisfenol-A-etoksi dimetakrilat, UDMA: üretan dimetakrilat, TPO-trimetilbenzoi-difenilfosfinoksit EBPADMA: etoksillenmiş bisfenol-A dimetakrilat, TEGDMA: trietilenglikol dimetakrilat, PMMA: polimetilmetakrilat, BHT: bütillenmiş hidroksitoluen, TMPTMA: trimetilpropan trimetakrilat, PENTA: dipentaeritrol pentaakrilat monofosfat, DMAEMA: N,N-dimetilaminoetil metakrilat, 4-MET: 4-metasiriloloksietil trimellitat, YbF3: Yterbiyum Triflorür (23,76,82,203-206).

GRUP I: (BULK FİLL REZİN KOMPOZİT - Tetric EvoCeram Bulk Fill)

Preparasyonu tamamlanmış dişlerin önce minesine sonra dentinine %37'lik fosforik asit jel (super etch, SDI, Victoria, Australia) ile pürüzlendirme işlemi yapıldı. Asit mine üzerine 15-30sn, dentin üzerine 10-15 sn uygulandı, daha sonra asit jelin tamamı en az 5 sn boyunca bol su ile uzaklaştırıldı. Suyun fazlası hafif nemli ve parlak bir dentin yüzeyi kalacak şekilde uzaklaştırıldı. Dentinin aşırı kurutulmamasına dikkat edildi.

Pürüzlendirilmiş mine ve dentin yüzeylerine bir tabaka iki aşamalı etch-and-rinse adeziv olan ExcİTE F (IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein) uygulandı ve en az 10 sn fırçayla yüzeye yedirildi. Daha sonra ExcİTE F ince bir tabaka oluşturacak şekilde hafif hava ile yayıldı ve LED ışık kaynağı (SDI Dental, Cologne, Germany) ile 10 sn polimerize edildi. Yengeç matriks uygulamasını takiben bulk fill rezin kompozit olan Tetric EvoCeram Bulk Fill (IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein) yaklaşık 4 mm kalınlıkta tek tabaka halinde uygulandı ve 20 sn LED ışık kaynağı ile polimerize edildi.

Grup I'de kullanılan materyaller Şekil 3.1.'de gösterilmektedir.



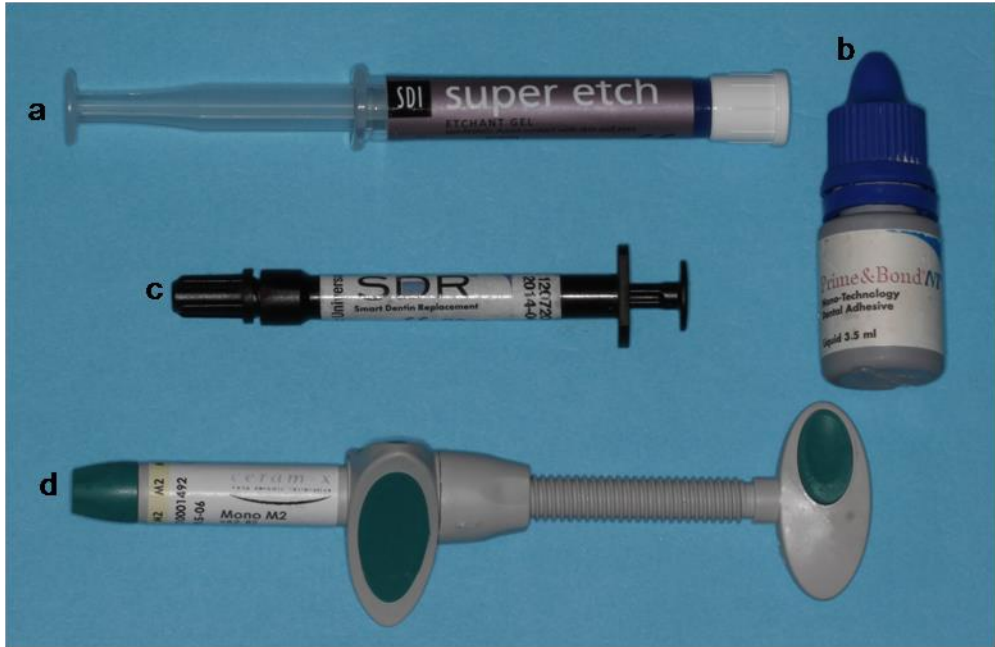
Şekil 3.1. Grup I'de kullanılan restoratif materyaller

a) Super etch asit jel, b) ExcİTE F adeziv, c) Tetric EvoCeram Bulk Fill

GRUP II (AKIŞKAN BULK FİLL + NANOSERAMİK REZİN KOMPOZİT - SureFil SDR flow + Ceram X mono)

Mine ve dentin yüzeyleri grup I'de olduğu şekilde pürüzlendirildikten sonra iki aşamalı etch-and-rinse adeziv olan Prime&Bond NT (Dentsply DeTrey, Konstanz, Germany) bir bond fırçası yardımıyla tüm kavite yüzeyine uygulandı, 5 sn hava sıkılarak çözücüsü uzaklaştırılıp, 10 sn LED ışık kaynağı ile polimerize edildi. Yengeç matriks uygulamasını takiben akışkan bulk fill rezin kompozit olan SureFil SDR flow (Dentsply DeTrey, Konstanz, Germany), kaviteye yavaşça ve düzenli bir basınçla bir aplikatör yardımıyla yerleştirildi. Kavitenin en derin kısmından başlanıp, yaklaşık 4mm'ye kadar veya kavite okluzal yüzeyinden 2mm aşağıda olacak şekilde tek tabaka halinde uygulandı. LED ışık cihazıyla 20 sn polimerize edildi. Üzerine Ceram X mono (Dentsply DeTrey, Konstanz, Germany) nanoseramik rezin kompozit, 2 mm tabakalar halinde yerleştirildi ve her tabaka LED ışık kaynağı ile 20 sn polimerize edildi.

Grup II'de kullanılan materyaller Şekil 3.2.'de gösterilmektedir.



Şekil 3.2 Grup II'de kullanılan restoratif materyaller

- a) Super etch asit jel, b) Prime&Bond NT adeziv, c) SureFil SDR flow,
d) Ceram X mono

GRUP III (FİBERLE GÜÇLENDİRİLMİŞ + MİKROHİBRİT REZİN KOMPOZİT - everX Posterior + G-aenial Posterior)

Prepare edilmiş dişlerin sadece mineleri %37'lik fosforik asit jel ile 10 sn pürüzlendirildikten sonra (*selective etching*) asit jelin tamamı en az 5 sn boyunca bol su ile uzaklaştırıldı. Dentin yüzeyi hafif nemli ve parlak kalacak şekilde kurutuldu. Self-etch adeziv olan G-aenial Bond (GC EUROPE, Tokyo, Japan) fırça yardımıyla diş yüzeyine sürülüp, 10 sn LED ışık kaynağı ile polimerize edildi. Yengeç matriks uygulamasını takiben, önce aproksimal duvarı oluşturmak için G-aenialPosterior (GC EUROPE, Tokyo, Japan) rezin kompozit 1-2 mm kalınlığında uygulandı ve 20 sn LED ışık kaynağı ile polimerize edildi. Daha sonra fiberle güçlendirilmiş rezin kompozit olan everX Posterior (GC EUROPE, Tokyo, Japan) kavitenin pulpal ve aksiyal duvarlarına sıkıca adapte olana kadar uygun bir el aleti kullanarak yerleştirildi ve 20 sn LED ışık kaynağı ile polimerize edildi. Kavitenin geri kalan okluzal kısmı ise yine G-aenialPosterior rezin kompozit ile restore edildi.

Grup III'te kullanılan materyaller Şekil 3.3.'te gösterilmektedir.



Şekil 3.3. Grup III'te kullanılan materyaller

a) Super etch asit jel, b) G-aenial bond adeziv, c) everX Posterior, d) G-aenial Posterior

3.3. Restorasyonların Bitirme ve Polisaj İşlemleri

Restorasyonların bitirme işlemi su soğutması altında uca doğru incelen formda sarı bantlı alev uçlu ve lobut elmas bitirme frezleriyle (C858.012 numaralı Edenta ve 379-023-5 numaralı Diatech, Coltene, Whaledent AG, Switzerland) yapıldı. Restorasyon fazlalıkları diş yüzeyinden uzaklaştırıldıktan sonra artikülasyon kağıdı ile yükseklik kontrolü yapıldı. Yüksek olan bölgeler okluzal yüzey morfolojisine uygun olacak şekilde sarı bantlı lobut frezle uzaklaştırıldı. Arayüzeyler kompozit zımparası yapılarak bitirildi.

Polisaj işlemi, OptiDisc (Kerr, Bioggio, Switzerland) alüminyum oksit emdirilmiş disk setinin sırasıyla en kalın grenliden en ince grenliye kadar dört farklı renkte disk kullanılarak yapıldı. Mavi veya beyaz lastiklerle (HiLuster Plus, Kerr, Bioggio, Switzerland) polisaj tamamlandı (Şekil 3.4.).

Restorasyonların bitirme ve polisaj işlemlerini takiben, hastalara ağızhijyeni eğitimi verildi. Toplam 120 adet restorasyontek bir hekim tarafından 1 aylık süre içerisinde yapıldı.



Şekil 3.4. Restorasyonların Bitirme ve Polisaj İşlemlerinde Kullanılan Malzemeler

3.4. Restorasyonların Değerlendirilmesi

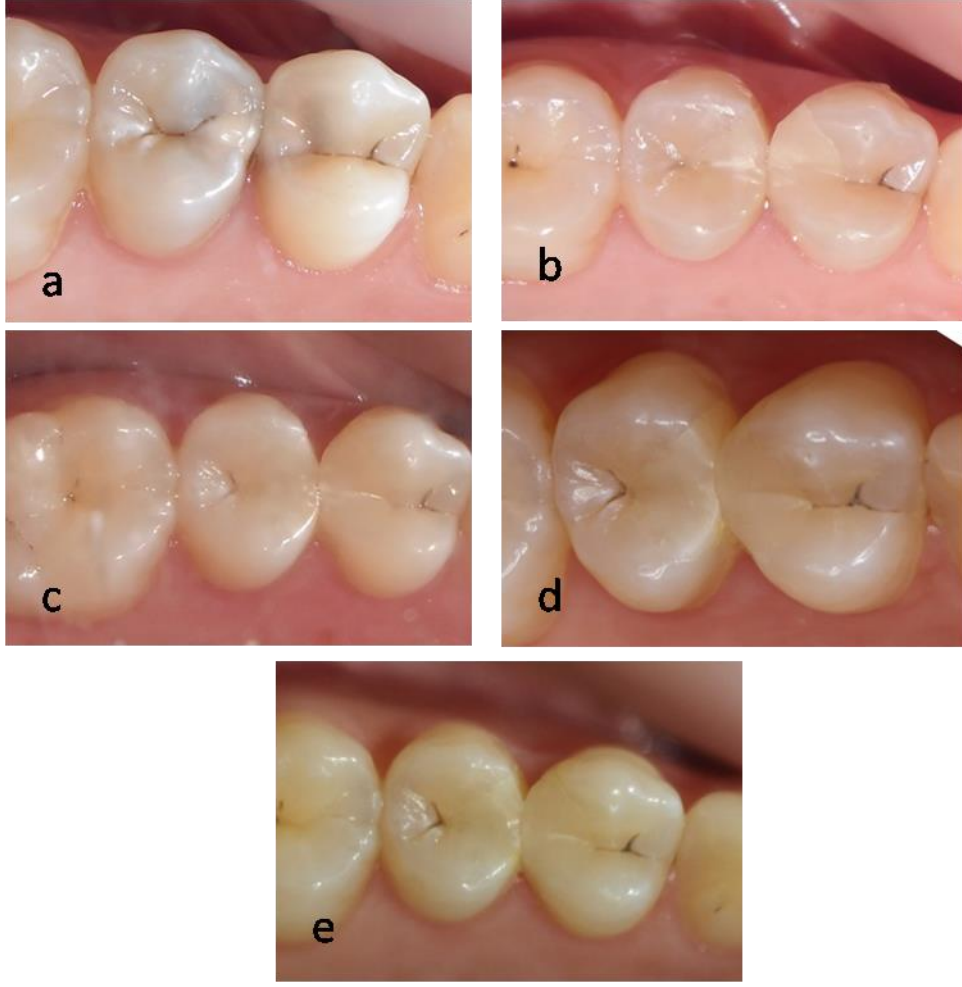
Restorasyonların klinik performansını belirlemek amacıyla başlangıç kayıtları alındı, ardından hastalar bir hafta sonra (başlangıç), 6., 12. ve 18. aylarda çağrılarak tedaviyi uygulayan hekimden farklı başka bir araştırmacı tarafından USPHS kriterlerine (Tablo 3.5.) göre değerlendirmeleri kaydedildi (207,208).

Değerlendirme sonuçları kişisel bilgi ve değerlendirme formlarına kaydedildi (Ek 3). Çalışmanın tarafsızlığını sağlamak amacıyla, hastalara hangi restoratif materyalin hangi dişlere uygulandığı bildirilmedi. İşlemler ve değerlendirmeler sırasında restorasyonlarınağız içi görüntüsü dijital kamera ile kaydedildi (Şekil 3.5. ve Şekil 3.6.). Ayrıca 12.ay kontrolünden sonra tüm dişlerin bite-wing radyografları alındı.

Postoperatif hassasiyeti değerlendirilen dişe komşu olan dişlerin yüzeyleri rulo pamuklarla kapatıldı. Restorasyon yüzeyinden 2-3 cm uzaklıktan 3 sn boyunca basınçlı hava sıkılarak oluşan hassasiyet hastaya soruldu ve klinik değerlendirme formuna kaydedildi. Ayrıca hastalara sıcak/soğuk veya diğer uyarımlarla hassasiyet olup olmadığı soruldu. Restorasyonların değerlendirildiği modifiye USPHS kriterleri Tablo 3.5.'te gösterilmektedir.

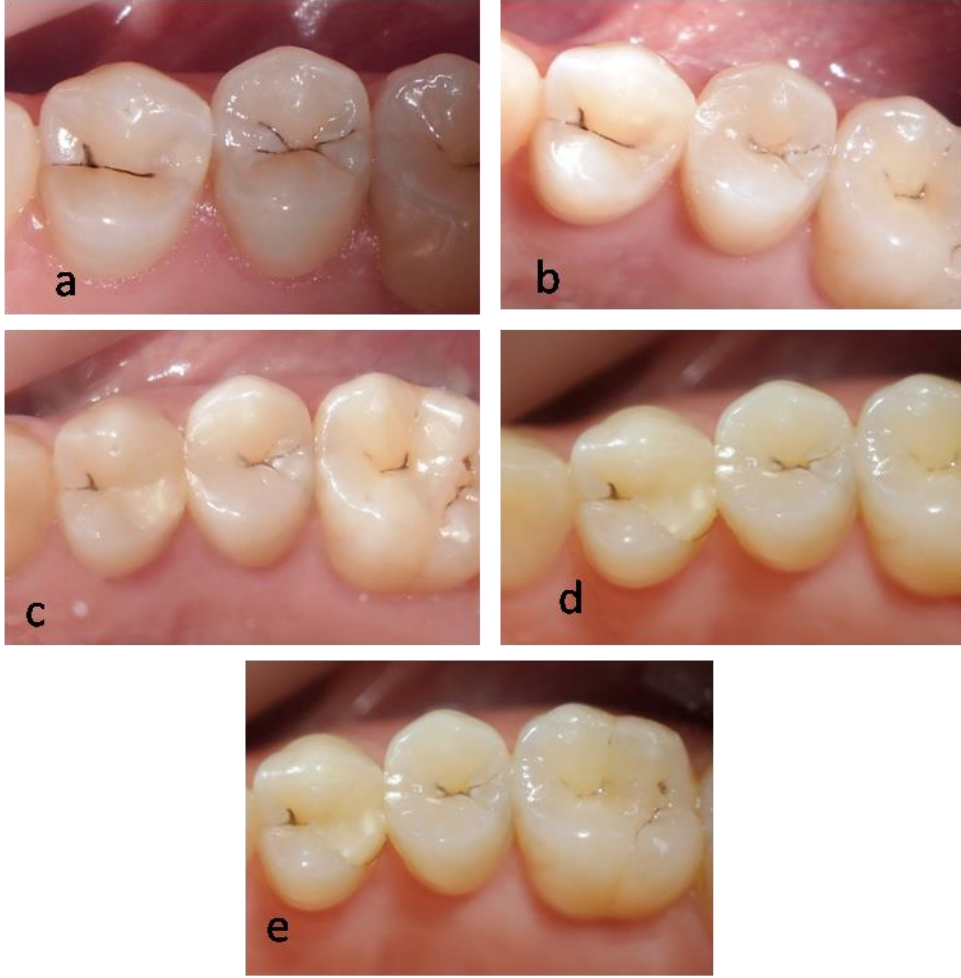
Tablo 3.5. Modifiye USPHS Kriterleri

Kriter	Skorlama
Retansiyon	Alfa: Restorasyon tamamen yerinde. Charlie: Restorasyon tamamen kaybedilmiş.
Kenar Renklenmesi	Alfa: Marjinal renklenme yok. Restoratif materyalde ve restorasyona bitişik diş yapılarında hiçbir renk değişikliği yoktur. Bravo: Diş yapısıyla restorasyon arasında kenar renklenmesi var fakat renk değişikliği pulpal yönde arayüzlere penetre olmamış. Charlie: Diş yapısıyla restorasyon arasında kenar renklenmesi var ve renk değişikliği pulpal yönde arayüzlere penetre olmuş.
Kenar Uyumu	Alfa: Restorasyon dişe çok iyi adaptasyon gösterir.Diş yapısına yakın restorasyon yüzeyi sondla kontrol edilirken herhangi bir takılma olmaz. Sond takılmasına rağmen restorasyonun çevresi boyunca hiçbir görsel girinti yoktur. Bravo: Sond takılır ve görsel olarak restorasyon kenarının diş yapısına çok iyi adapte olmadığını gösteren ve sondun içine doğru ilerlediği girintiler vardır. Charlie: Sond mine-dentin birleşimine kadar uzanan girintilerin içine doğru ilerler.
Renk Uyumu	Alfa: Restorasyon, bitişik diş yapısının renk tonu ve translusensisiyle uyumludur. Bravo: Restorasyon, bitişik diş yapısının renk tonu ve translusensisiyle uyumlu değildir, fakat bu uyumsuzluk dişin renk tonunun normal aralıkları içindedir. Charlie: Restorasyon, bitişik diş yapısının renk tonu ve translusensisiyle uyumlu değildir ve bu uyumsuzluk dişin renk tonu ve translusensisinin normal sınırları dışındadır.
Yüzey Yapısı	Alfa: Keskin bir sond yardımıyla belirlendiği kadarıyla polisajlı mine yüzeyine benzer pürüzsüz yüzey yapısı vardır. Bravo: Yüzey yapısı pürüzlü veya beyaz taş yüzeyine benzer bir yüzey veya bitişikteki diş yapısından daha pürüzlüdür. Charlie: Yüzey aşınması sond gezdirildiğinde devamlılık sergileyecek kadar kabadır.
Anatomik Form	Alfa: Restorasyon mevcut anatomik formla devamlılık gösterir . Bravo: Restorasyon mevcut anatomik formla devamlılık göstermez, fakat materyal kaybı dentin veya taban maddesi açığa çıkacak kadar fazla değildir. Charlie: Dentin veya taban madesi açığa çıkaca kadar fazla materyal kaybı söz konusudur.
Postoperatif Hassasiyet	Alfa: Postoperatif hassasiyet yok. Bravo: Hafif ve geçici postoperatif hassasiyet mevcut. Charlie: Güçlü ve tolere edilemeyen postoperatif hassasiyet var.
İkincil çürük Oluşumu	Alfa: Restorasyonun altında çürük gelişmemiş. Charlie: Restorasyonun altında çürük gelişmiş.



Şekil 3.5. 14 numaralı diş: SureFil SDR flow + Ceram X mono
15 numaralı diş: everX Posterior + G-aenial Posterior

a)Restorasyon öncesi, **b)** Başlangıç, **c)** 6. ay, **d)** 12. ay, **e)** 18. ay



Şekil 3.6. 25 numaralı diş: Tetric EvoCeram Bulk Fill

a) Restorasyon öncesi, **b)** Başlangıç, **c)** 6. ay, **d)** 12. ay, **e)** 18. ay fotoğrafı

3.5. İstatistiksel Değerlendirme

Çalışmadan elde edilen veriler Hacettepe Üniversitesi Biyoistatistik Anabilim Dalı'nda değerlendirildi.

Çalışmanın istatistiksel analizi IBM SPSS Windows 21.0 (Armonk, NY) programıyla yapıldı. Restorasyonların klinik olarak değerlendirme sonucunda elde edilen verilerinin analizinde; her zaman diliminderestorasyon grupları arasında fark olup olmadığı "Pearson ki-kare" testi ile analiz edildi ($p<0.05$). Her restorasyon grubunun kendi içinde zamana bağlı değişimi arasındaki farkın anlamlılığı için "CochranQ" testi kullanıldı ($p<0.05$). Restorasyonların sağkalım eğrileri Kaplan Meier yöntemi ile elde edildi. Bu eğrilerin karşılaştırılmasında 'LogRank (Mantel-Cox)' testi kullanıldı.

4. BULGULAR

Bu çalışmada üç farklı restoratif materyalden 40 adet olmak üzere toplam 120 restorasyon yapıldı ve 1 hafta sonra (başlangıç), 6. ay, 12. ay ve 18. aylarda modifiye USPHS kriterlerine göre değerlendirildi. 6 aylık değerlendirmede tüm hastalara ulaşıldı (kontrole gelme oranı %100) ancak SureFil SDR flow + Ceram X mono grubundan 1 restorasyon kaybı olduğu için toplam 119 restorasyon değerlendirildi (değerlendirilen restorasyon oranı %99). 12 aylık değerlendirmede 2 hastaya ulaşılamadı ve hasta sayısı 38'e (kontrole gelme oranı % 95) düştü. Tetric EvoCeram Bulk Fill grubundan 1 restorasyon kanal tedavisi gördüğü, 1 restorasyon kaybı olduğundan ve SureFil SDR flow + Ceram X mono grubundan da 1 restorasyon kaybedildiğinden değerlendirilen restorasyon sayısı 110'a düşmüştür (değerlendirilen restorasyon oranı %92). 18 aylık değerlendirmede hasta sayısı 38'dir (kontrole gelme oranı % 95). everX Posterior + G-aenial Posterior grubundan 1 restorasyon kanal tedavisi gördüğü için değerlendirilen restorasyon sayısı 109'a düşmüştür (değerlendirilen restorasyon oranı %91). Restorasyonların modifiye USPHS kriterlerine göre değerlendirilme sonuçları Tablo 4. 1.'de gösterilmektedir.

Tablo 4.1. Restorasyonların modifiye USPHS kriterlerine göre değerlendirilme sonuçları

		BAŞLANGIÇ			6. AY			12. AY			18. AY		
		Tetric EvoCeram Bulk Fill	SureFil SDR flow + Ceram X Mono	everX Posterior + G-aenial Posterior	Tetric EvoCeram Bulk Fill	SureFil SDR flow + Ceram X Mono	everX Posterior + G-aenial Posterior	Tetric EvoCeram Bulk Fill	SureFil SDR flow + Ceram X Mono	everX Posterior + G-aenial Posterior	Tetric EvoCeram Bulk Fill	SureFil SDR flow + Ceram X Mono	everX Posterior + G-aenial Posterior
RETANSİYON	A	40/40(100)	40/40(100)	40/40(100)	40/40(100)	40/39(97.5)	40/40(100)	37/36(97.3)	37/36 (97.3)	38/38(100)	36/36(100)	36/36(100)	37/37(100)
	C	40/0 (0)	40/0 (0)	40/0 (0)	40/0 (0)	40/1(2.5)	40/0 (0)	37/1(2.7)	37/1(2.7)	38/0 (0)	36/0 (0)	36/0 (0)	37/0 (0)
KENAR RENKLENMESİ	A	40/40(100)	40/40(100)	40/40(100)	40/40(100)	39/38(97.4)	40/40 (100)	36/36(100)	36/35 (97.2)	38/36 (94.7)	36/36 (100)	36/35 (97.2)	37/35 (94.6)
	B	40/0(0)	40/0(0)	40/0(0)	40/0(0)	39/1(2.6)	40/0 (0)	36/0(0)	36/1 (2.8)	38/2 (5.3)	36/0 (0)	36/1 (2.8)	37/2 (5.4)
KENAR UYUMU	A	40/40(100)	40/40(100)	40/40(100)	40/36 (90)	39/35(89.7)	40/33 (82.5)	36/32 (88.9)	36/33 (91.7)	38/29 (76.3)	36/31 (86.1)	36/31 (86.1)	37/26 (70.3)
	B	40/0(0)	40/0(0)	40/0(0)	40/4 (10)	39/4(10.3)	40/7 (17.5)	36/4 (11.1)	36/3 (8.3)	38/9 (23.7)	36/5 (13.9)	36/5 (13.9)	37/11 (29.7)
RENK UYUMU	A	40/40(100)	40/40(100)	40/39(97.5)	40/40(100)	39/39(100)	40/39(97.5)	36/36(100)	36/36(100)	38/36(94.7)	36/36(100)	36/36(100)	37/35(94.6)
	B	40/0(0)	40/0(0)	40/1(2.5)	40/0(0)	39/0(0)	40/1(2.5)	36/0(0)	36/0(0)	38/2(5.3)	36/0(0)	36/0 (0)	37/2(5.4)
YÜZEY YAPISI	A	40/40(100)	40/40(100)	40/40(100)	40/40(100)	39/38(97.4)	40/39(97.5)	36/36(100)	36/34(94.4)	38/36(94.7)	36/36(100)	36/34(94.4)	37/35(94.6)
	B	40/0(0)	40/0(0)	40/0(0)	40/0(0)	39/1(2.6)	40/1(2.5)	36/0(0)	36/2(5.6)	38/2(5.3)	36/0(0)	36/2(5.6)	37/2(5.4)
ANATOMİK FORM	A	40/40(100)	40/40(100)	40/40(100)	40/40(100)	39/39(100)	40/40(100)	36/36(100)	36/36(100)	38/37(97.4)	36/36(100)	36/36(100)	37/36(97.3)
	B	40/0(0)	40/0(0)	40/0(0)	40/0(0)	39/0(0)	40/0(0)	36/0(0)	36/0(0)	38/1(2.6)	36/0(0)	36/0(0)	37/1(2.7)
POSTOPERATİF HASSASİYET	A	40/40(100)	40/38(95.0)	40/39(97.5)	40/37(92.5)	39/38(97.4)	40/37(92.5)	36/34(94.4)	36/35(97.2)	38/35(92.1)	36/36(100)	36/35(97.2)	37/36(97.3)
	B	40/0 (0)	40/2(5.0)	40/1(2.5)	40/3(7.5)	39/1(2.6)	40/3(7.5)	36/2(5.6)	36/1(2.8)	38/3(7.9)	36/0(0)	36/1(2.8)	37/1(2.7)
SEKONDER ÇÜRÜK	A	40/40(100)	40/40(100)	40/40(100)	40/40(100)	39/39(100)	40/40(100)	36/36(100)	36/36(100)	38/38(100)	36/36(100)	36/36(100)	37/37(100)

Verileri değerlendirilen restorasyonların sayısı/değerlendirme sayısı (değerlendirme %'sini) göstermektedir. A: Alfa, B: Bravo, C:Charlie.

4.1. Retansiyon

Restorasyonların retansiyon bulguları Tablo 4.2.'de gösterilmektedir. Başlangıç kontrolünde 120 restorasyonun retansiyonu %100 olarak değerlendirildi.

6. ay kontrolünde tüm hastalara ulaşıldı. 6. ayda Tetric EvoCeram Bulk Fill ve everX Posterior + G-aenial Posterior gruplarındaki tüm restorasyonların retansiyonu %100 iken, SureFil SDR flow + Ceram X mono grubundan 1 restorasyon kaybı olmuş ve retansiyon %97.5 olarak kaydedilmiştir.

12. ayda 2 hastaya ulaşılamamıştır. Tetric EvoCeram Bulk Fill grubundan 1 restorasyon kanal tedavisi görmüş ve değerlendirmeden çıkarılmış, 1 tanesi de düşmüştür (retansiyon: %97.3). SureFil SDR flow + Ceram X mono grubundan ise 1 restorasyon kaybı olmuştur (retansiyon: %97.3). everX Posterior + G-aenial posterior grubunda ise retansiyon %100'dür.

18. ay kontrolünde Tetric EvoCeram Bulk Fill ve SureFil SDR flow + Ceram X mono grubundan hiç restorasyon kaybına rastlanılmazken (%100), everX Posterior + G-aenial Posterior grubundan 1 restorasyon kanal tedavisi gördüğü için değerlendirmeye alınmamıştır (retansiyon: %100).

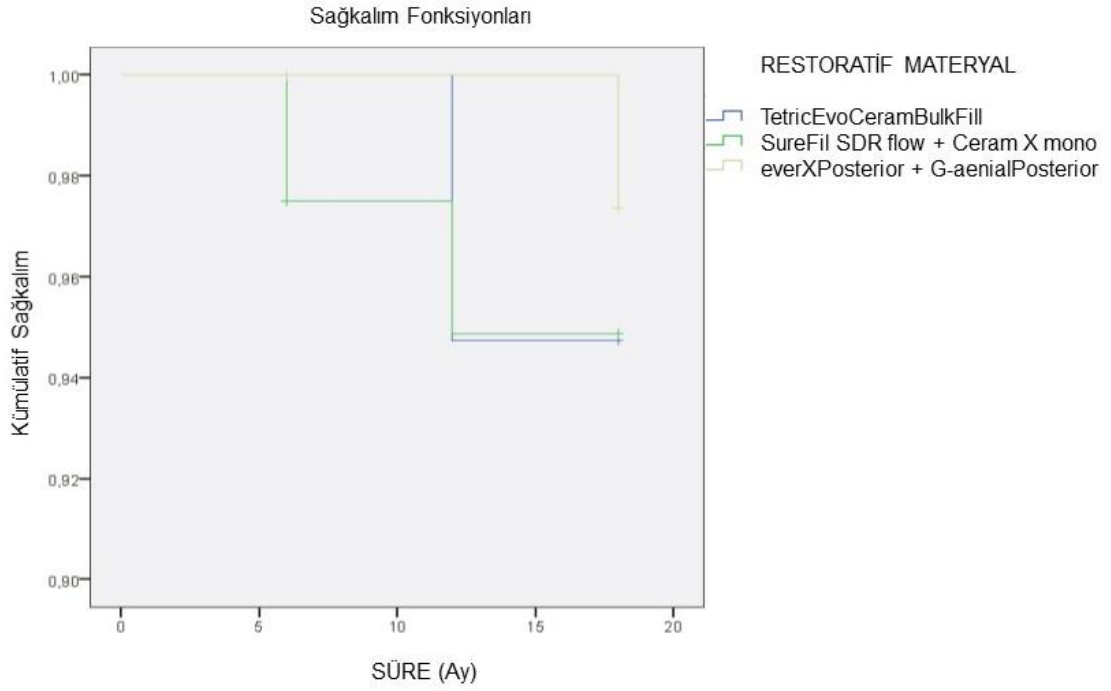
Retansiyon açısından gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p>0.05$).

Tablo4.2. Restorasyonların retansiyon bulguları

Retansiyon	Tetric EvoCeram Bulk Fill			SureFil SDR flow + Ceram X mono			everX Posterior + G-aenial Posterior		
	n	Alfa	Charlie	n	Alfa	Charlie	n	Alfa	Charlie
Başlangıç	40	40 (%100)	0 (%0)	40	40 (%100)	0 (%0)	40	40 (%100)	0 (%0)
6. ay	40	40 (%100)	0 (%0)	40	39 (%97.5)	1 (%2.5)	40	40 (%100)	0 (%0)
12.ay	37	36 (%97.3)	1 (%2.7)	37	36 (%97.3)	1 (%2.7)	38	38 (%100)	0 (%0)
18. ay	36	36 (%100)	0 (%0)	36	36 (%100)	0 (%0)	37	37 (%100)	0 (%0)

n=Değerlendirilen restorasyon sayısı

Tüm restorasyonların sağkalım oranlarının karşılaştırılması 'LogRank (Mantel-Cox)' testi ile yapılmış ve istatistiksel olarak gruplar arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p=0.807$). Sağkalım değerleri; Tetric EvoCeram Bulk Fill grubu için %94.7, SureFil SDR flow + Ceram X mono grubu için %94.9, everX Posterior + G-aenial Posterior grubu için %97.4 olarak bulunmuştur. Restorasyonların sağkalım eğrileri Şekil 3.7.'de gösterilmektedir.



Şekil 3.7. Restorasyonların sağkalım eğrileri

4.2. Kenar Renklenmesi

Restorasyonların kenar renklenmesi bulguları Tablo 4.3.'te gösterilmektedir. Başlangıçta değerlendirilen restorasyonların hiçbirinde kenar renklenmesi görülmemiş ve bütün restorasyonlar alfa skoru almıştır.

Tetric EvoCeram Bulk Fill grubundaki tüm restorasyonlar 6., 12. ve 18. ay kontrollerinde kenar renklenmesi açısından alfa skoru almıştır.

6.,12. ve 18. ay kontrolünde SureFil SDR flow + Ceram X mono grubundan sadece1 restorasyon bravo skoru almıştır.

12. ve 18. ay kontrolünde everX Posterior + G-aenial Posterior grubundan ise 2 restorasyonda hafif kenar renklenmesi görülmüştür.

Tüm kontrol zamanlarındaki verilere göre gruplar arasında ve grupların kendi içinde zamana bağlı olarak kenar renklenmeleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0.05$).

Tablo4.3. Restorasyonların kenar renklenmesi bulguları

Kenar Renklenmesi	Tetric EvoCeram Bulk Fill			SureFil SDR flow + Ceram X mono			everX Posterior + G-aenial Posterior		
	n	Alfa	Bravo	n	Alfa	Bravo	n	Alfa	Bravo
Başlangıç	40	40 (%100)	0 (%0)	40	40 (%100)	0 (%0)	40	40 (%100)	0 (%0)
6. ay	40	40 (%100)	0 (%0)	39	38 (%97.4)	1 (%2.6)	40	40 (%100)	0 (%0)
12.ay	36	36 (%100)	0 (%0)	36	35 (%97.2)	1 (%2.8)	38	36 (%94.7)	2 (%5.3)
18. ay	36	36 (%100)	0 (%0)	36	35 (%97.2)	1 (%2.8)	37	35 (%94.6)	2 (%5.4)

n=Değerlendirilen restorasyon sayısı

4.3. Kenar Uyumu

Başlangıç kontrolünde değerlendirilen 120 restorasyonun hiçbirinde kenar uyumu açısından değişiklik gözlenmemiş ve hepsi alfa skoru almıştır.

6. ayda Tetric EvoCeram Bulk Fill ve SureFil SDR flow + Ceram X mono grubuna ait 4 restorasyon, everX Posterior + G-aenial Posterior grubuna ait 7 restorasyon bravo skoru almıştır.

12. ayda Tetric EvoCeram Bulk Fill grubundan 4, SureFil SDR flow+ Ceram X mono grubundan 3, everX Posterior + G-aenial Posterior grubundan 9 restorasyon bravo skoru almıştır.

18. ay kontrolünde Tetric EvoCeram Bulk Fill ve SureFil SDR flow + Ceram X mono grubuna ait restorasyonlardan 5'i bravo skoru alırken, everX Posterior + G-aenial Posterior grubuna ait restorasyonlardan 11'i bravo skoru almıştır.

Kenar uyumu açısından tüm kontrol zamanlarındaki verilere göre gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0.05$). Tetric EvoCeram Bulk Fill ve SureFil SDR flow + Ceram X mono gruplarında başlangıç ile 18. aylar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0.05$). everX Posterior + G-aenial Posterior grubunda ise başlangıç ile diğer kontrol zamanlarına ait veriler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0.05$). Restorasyonların kenar uyumu bulguları Tablo 4.4.'te gösterilmektedir.

Tablo4.4. Restorasyonların kenar uyumu bulguları

Kenar Uyumu	Tetric EvoCeram Bulk Fill			SureFil SDR flow + Ceram X mono			everX Posterior + G-aenial Posterior		
	N	Alfa	Bravo	n	Alfa	Bravo	n	Alfa	Bravo
Başlangıç	40	40 (%100)	0 (%0)	40	40 (%100)	0 (%0)	40	40 (%100)	0 (%0)
6. ay	40	36 (%90)	4 (%10)	39	35 (%89.7)	4 (%10.3)	40	33 (%82.5)	7 (%17.5)
12.ay	36	32 (%88.9)	4 (%11.1)	36	33 (%91.7)	3 (%8.3)	38	29 (%76.3)	9 (%23.7)
18. ay	36	31 (%86.1)	5 (%13.9)	36	31 (%86.1)	5 (%13.9)	37	26 (%70.3)	11 (%29.7)

n=Değerlendirilen restorasyon sayısı

4.4. Renk Uyumu

Başlangıç, 6. ay, 12. ay ve 18. ay kontrollerinde Tetric EvoCeram Bulk Fill ve SureFil SDR flow + Ceram X mono gruplarına ait değerlendirilen restorasyonların tümünün de renk uyumu alfa skoru alırken, everX Posterior + G-aenial Posterior grubuna ait restorasyonlardan 1'i başlangıç kontrolünden itibaren brava skoru almış, 12. ve 18. ay kontrollerinde buna ek olarak bir restorasyon daha bravo olarak değerlendirilmiştir.

Tüm kontrol zamanlarında renk uyumu açısından hem gruplar arasında hem de grupların kendi içindeki zamana bağlı değişimlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0.05$). Restorasyonların renk uyumu bulguları Tablo 4.5.'te gösterilmektedir.

Tablo4.5. Restorasyonların renk uyumu bulguları

Renk Uyumu	Tetric EvoCeram Bulk Fill			SureFil SDR flow + Ceram X mono			everX Posterior + G-aenial Posterior		
	n	Alfa	Bravo	n	Alfa	Bravo	n	Alfa	Bravo
Başlangıç	40	40 (%100)	0 (%0)	40	40 (%100)	0 (%0)	40	39 (%97.5)	1 (%2.5)
6. ay	40	40 (%100)	0 (%0)	39	39 (%100)	0 (%0)	40	39 (%97.5)	1 (%2.5)
12.ay	36	36 (%100)	0 (%0)	36	36 (%100)	0 (%0)	38	36 (%94.7)	2 (%5.3)
18. ay	36	36 (%100)	0 (%0)	36	36 (%100)	0 (%0)	37	35 (%94.6)	2 (%5.4)

n=Değerlendirilen restorasyon sayısı

4.5. Yüzey Yapısı

Başlangıç kontrolünde değerlendirilen 120 restorasyonun hiçbirinde yüzey yapısı açısından değişiklik gözlenmemiş ve hepsi alfa skoru almıştır.

Tetric EvoCeram Bulk Fill grubundaki restorasyonların hepsi tüm kontrollerde yüzey yapısı açısından alfa skoru almıştır.

6.ay kontrolünde Surefil SDR Flow + Ceram X mono ve everX Posterior + G-aenial Posterior grubundan 1'er restorasyon, 12. ve 18. ay kontrollerinde yine aynı gruplardan 1'er restorasyon daha bravo skoru almıştır.

Tüm kontrollerdeki verilere göre yüzey yapısı açısından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0.05$). Benzer şekilde her grubun kendi içindeki zaman dilimleri arasındaki (1.hafta, 6.,12. ve 18. ay) değişim de anlamlı değildir ($p>0.05$). Restorasyonların yüzey yapısı bulguları Tablo 4.6.'da gösterilmektedir.

Tablo4.6. Restorasyonların yüzey yapısı bulguları

Yüzey Yapısı	Tetric EvoCeram Bulk Fill			SureFil SDR flow + Ceram X mono			everX Posterior + G-aenial Posterior		
	n	Alfa	Bravo	n	Alfa	Bravo	n	Alfa	Bravo
Başlangıç	40	40 (%100)	0 (%0)	40	40 (%100)	0 (%0)	40	40 (%100)	0 (%0)
6. ay	40	40 (%100)	0 (%0)	39	38 (%97.4)	1 (%2.6)	40	39 (%97.5)	1 (%2.5)
12.ay	36	36 (%100)	0 (%0)	36	34 (%94.4)	2 (%5.6)	38	36 (%94.7)	2 (%5.3)
18. ay	36	36 (%100)	0 (%0)	36	34 (%94.4)	2 (%5.6)	37	35 (%94.6)	2 (%5.4)

n=Değerlendirilen restorasyon sayısı

4.6. Anatomik Form

Başlangıç ve 6. ay kontrollerinde değerlendirilen restorasyonların hepsi anatomik form açısından alfa skoru almıştır. Tetric EvoCeram Bulk Fill ve SureFil SDR flow + Ceram X mono gruplarına ait restorasyonların hepsi tüm kontrollerde alfa skoru alırken, everX Posterior + G-aenial Posterior grubundan 1 adet restorasyon hem 12. hem de 18. ay kontrollerinde bravo skoru almıştır. Anatomik form açısından hem gruplar arasında hem de her grubun kendi içindeki zaman dilimleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0.05$). Restorasyonların anatomik form bulguları Tablo 4.7.'de gösterilmektedir.

Tablo4.7. Restorasyonların anatomik form bulguları

Anatomik Form	Tetric EvoCeram Bulk Fill			SureFil SDR flow + Ceram X mono			everX Posterior + G-aenial Posterior		
	n	Alfa	Bravo	n	Alfa	Bravo	n	Alfa	Bravo
Başlangıç	40	40 (%100)	0 (%0)	40	40 (%100)	0 (%0)	40	40 (%100)	0 (%0)
6. ay	40	40 (%100)	0 (%0)	39	39 (%100)	0 (%0)	40	40 (%100)	0 (%0)
12.ay	36	36 (%100)	0 (%0)	36	36 (%100)	0 (%0)	38	37 (%97.4)	1 (%2.6)
18. ay	36	36 (%100)	0 (%0)	36	36 (%100)	0 (%0)	37	36 (%97.3)	1 (%2.7)

n=Değerlendirilen restorasyon sayısı

4.7. Postoperatif Hassasiyet

Başlangıç kontrolünde Tetric EvoCeram Bulk Fill grubuna ait restorasyonların hiçbirinde postoperatif hassasiyet gözlenmezken, SureFil SDR flow + Ceram X mono grubundan 2, everX Posterior + G-aenial Posterior gruplarından 1 restorasyonda hafif derecede postoperatif hassasiyet gözlenmiştir.

6.ay kontrolünde Tetric EvoCeram Bulk Fill grubuna ait 3 restorasyonda hafif postoperatif hassasiyet gözlemlenmiş, 12. ay kontrolünde bunlardan 1'i şiddetli ağrı nedeniyle kanal tedavisi görmüş, diğer 2'sinin hassasiyeti hafif olarak devam etmiştir. 18. ayda ise bu iki restorasyonun hassasiyeti tamamiyle geçmiş ve tüm restorasyonlar postoperatif hassasiyet açısından alfa olarak değerlendirilmiştir.

Başlangıç kontrolünde SureFil SDR flow + Ceram X mono grubuna ait hassasiyet görülen 2 restorasyonun birindeki hassasiyet 6. ayda tamamen geçerken, diğer restorasyondaki hassasiyet 6., 12. ve 18. aylarda da devam etmiştir.

6.ay kontrolünde everX Posterior + G-aenial Posterior grubunda ise, başlangıç kontrolünde hassasiyet görülen restorasyonun hassasiyeti devam ederken, ek olarak 2 ayrı restorasyonda da postoperatif hassasiyete rastlanılmıştır. 12. ayda ise bu üç hastanın şikayetleri devam ederken, 18. ayda hassasiyeti olan dişlerden biri şiddetli ağrı nedeniyle kanal tedavisi görmüş, diğerinin hassasiyeti tamamen ortadan kalkmıştır.

Tüm kontrollerden elde edilen verilere göre hem gruplar arasında hem de grupların zaman içindeki değişimine göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık yoktur ($p>0.05$). Restorasyonların postoperatif hassasiyet bulguları Tablo 4.8.'de gösterilmiştir.

Tablo4.8. Restorasyonların postoperatif hassasiyet bulguları

Postoperatif Hassasiyet	Tetric EvoCeram Bulk Fill			SureFil SDR flow + Ceram X mono			everX Posterior + G-aenial Posterior		
	n	Alfa	Bravo	n	Alfa	Bravo	n	Alfa	Bravo
Başlangıç	40	40 (%100)	0 (%0)	40	38 (%95.0)	2 (%5.0)	40	39 (97.5)	1 (2.5)
6. ay	40	37 (%92.5)	3 (%7.5)	39	38 (%97.4)	1 (2.6)	40	37 (92.5)	3 (7.5)
12.ay	36	34 (%94.4)	2 (%5.6)	36	35 (%97.2)	1 (2.8)	38	35 (92.1)	3 (7.9)
18. ay	36	36 (%100)	0 (%0)	36	35 (%97.2)	1 (2.8)	37	36 (97.3)	1 (2.7)

n=Değerlendirilen restorasyon sayısı

4.8. İkincil Çürük

Değerlendirilen restorasyonların hiçbirinde 18 aylık dönemde ikincil çürük görülmemiş ve tüm restorasyonlar alfa skoru almıştır.

5. TARTIŞMA

Restoratif materyaller klinik olarak uygulanmadan önce, performansları *in vitro* çalışmalarla değerlendirilmelidir (209). Laboratuvar çalışmaları diğer tüm değişkenleri sabit tutarak tek bir değişkenin etkisini değerlendirebilmekte ve kısa zaman periyodunda anlamlı sonuçlar üretmektedir (210). *In vitro* çalışmalar rezin materyallerin fiziksel ve mekanik özellikleri hakkında önemli bilgiler sunmasına rağmen (210,211) elde edilen bu verilerin klinik çalışmalarla direkt ilişkilendirilmesi zordur. Ağız ortamındaki sıcaklık değişiklikleri, mikroorganizma varlığı, tükürük, çiğneme stresleri ve ağız hijyeni, rezin kompozit restorasyonların ömrünü etkileyen önemli klinik fenomenlerin örneklerindedir (212,213). *In vitro* çalışmalar, materyalin potansiyel performansıyla ilgili kullanılabilir veriler sağlamakla birlikte, elde edilen bulgular, materyalin klinik performansını yeterli bir şekilde yansıtamamakta, restorasyonların *in vivo* uzun ömürlülüğü ile ilgili soruları cevaplayamamaktadır (214,215). Bu çalışmada kullandığımız Tetric EvoCeram Bulk Fill, SureFil SDR flow akışkan bulk fill ve everX Posterior restoratif materyalleri yeni geliştirilen dolgu materyalleri olup klinik performanslarını araştıran çok az sayıda çalışma mevcuttur (27,29,216,217). Bu yüzden araştırmamızı *in vivo* olarak planladık.

Çalışmamızda posterior dişlerinin en az 3'ünde bitewing radyograflarla tespit edilen orta derinlikte (pulpaya en fazla 1 mm yakınlıkta) arayüz çürükleri bulunan hastalara sınıf II kaviteler açılarak restorasyonlar yapılmıştır.

Restorasyonları uygulama esnasında farklı yöntemler kullanılarak ortamın izolasyonu sağlanabilmektedir. Posterior kompozitlerin uygulandığı bazı klinik çalışmalarda, izolasyon için rubber dam kullanılırken (4,218,219), Türkün (220), Köhler ve diğ. (221) ve Pallesen ve Qvist (222) klinik çalışmalarında izolasyon için tükürük emici ve rulo pamukları tercih etmiştir.

Raskin ve diğ. (223) posterior kompozitlerin 10 yıllık klinik değerlendirilmesinde bu iki izolasyon yöntemi arasında hiçbir anlamlı farklılık gözlemlenmemişlerdir.

Bizim çalışmamızda, nem izolasyonu rulo pamuk ve tükürük emicilerle sağlandı.

Adeziv restoratif dişhekimliği 1955'te Buonocore'nin rezinlerin asitle pürüzlendirilen mineye bağlanmasını içeren çalışmasıyla ortaya çıkmıştır (224). O zamandan beri adeziv restoratif materyaller ve teknikler hızlı bir şekilde gelişmektedir (225). Rezin bazlı kompozitlerin dişe bağlanması *etch-and-rinse* ya da *self-etch* adezivlerle sağlanmaktadır.

Çalışmamızdaki Tetric EvoCeram Bulk Fill ve SureFil SDR flow + Ceram X mono gruplarına ait restorasyonların dişe adezyonu *etch-and-rinse* adeziv sistemleriyle sağlanırken, everX Posterior + G-aenial Posterior grubuna ait restorasyonların adezyonu *self-etch* adeziv sistemin *selektif-etch* yöntemiyle sağlanmıştır. Her rezin kompozit kendi üretici firmasına ait adeziv sistemi ile kullanılmıştır. Mahmoud ve diğ. (226), Admira (ormoser), Filtek Supreme XT (nanofil), Ceram X mono (nanoseramik) ve Tetric Ceram (mikrohibrit) restoratif materyallerini, kendi üretici firmalarına ait olan adezivlerle (Admira Bond, Single Bond, Prime&Bond NT ve Excite) restore ettikleri sınıf I ve II kaviteleri 3 yıl boyunca değerlendirmişlerdir. Tüm materyaller arasında klinik performans açısından anlamlı bir farklılık görülmemiştir. Bizim çalışmamızda da restoratif materyaller arasında anlamlı bir farklılık görülmemesi rezin kompozitlerin kendi üretici firmalarına ait adeziv sistemlerin kullanılmasına bağlı olabilir. Nitekim Robinson ve diğ. (227) rezin kompozitlerin kendi firmalarına ait olmayan adeziv sistemlerle kullanıldığında kenar sızıntısını arttırdığını bildirmişlerdir.

Self-etch adezivler gibi uygulama prosedürleri kolaylaştırılmış adezivlerin bulk fill rezin kompozitlerle kombine olarak kullanılması, üç aşamalı adezivler ve geleneksel metakrilat bazlı rezin kompozitlere göre rezin restorasyonun yerleştirilmesi için gereken zamanı önemli ölçüde azaltmaktadır (228). Fakat pek çok çalışma *self-etch* adeziv sistemlerin mineye bağlanma dayanıklılığının bu adezivlerin pürüzlendirme özelliklerinin az olmasından dolayı *etch-rinse* adeziv sistemlerden daha düşük olduğunu göstermektedir (229-235).

Self-etch adezivlerin daha iyi bağlanmasını sağlamak için mineye fosforik asitle selektif-etch uygulaması önerilmektedir (236).

Souza-Junior ve diğ.'nin (236) yaptığı *in vitro* bir çalışmada iki farklı self-etch adezivin (Clearfil SE/iki aşamalı ve Clearfil S3/tek aşamalı) selektif-etch yöntemi uygulanarak ve uygulanmadan yapılan sınıf I restorasyonların kenar uyumu değerlendirilmiştir. Termal siklus öncesinde ve sonrasında minenin asitle pürüzlendirildiği gruplarda daha az boşluk oluşumu ve daha iyi kenar uyumu tespit edilmiştir. Self-etch adezivler arasında ise fark görülmemiştir.

Self-etch bir adezivin (Clearfil SE) çürüksüz servikal lezyonlarda mineye asit uygulanarak ve uygulanmadan restore edildiği 8 yıllık klinik bir çalışmada selektif-etch yöntemiyle uygulanan restorasyonların daha başarılı olduğu rapor edilmiştir (237).

Perdiago ve diğ. (238) universal nanokompoziti (Filtek Supreme Ultra) çürüksüz servikal lezyonlarda etch-and-rinse, selektif-etch ve self-etch teknikleriyle kullanarak 18 aylık klinik performanslarını değerlendirmişlerdir. Etch-and-rinse ve selektif-etch uygulanan restorasyonlarda %2, self-etch uygulanan restorasyonlarda %6 oranında restorasyon kaybı görülmüş fakat istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır.

Biz de çalışmamızda minenin pürüzlendirilmesi ile daha iyi bağlanma sağladığı düşünülen self-etch adeziv sistemini (G-aenial Bond) selektif-etch yöntemiyle kullandık.

Rezin bazlı kompozitlerin posterior dişlerin restorasyonunda kullanımını son yıllarda oldukça popüler hale gelmiştir (221,239). Bunun nedeni, dental amalgamdaki civa ile ilgili endişeler ve rezin bazlı kompozit restorasyonlarla gereksiz yere sağlıklı diş dokusunun kaybını engelleyen minimal invaziv yaklaşım ve hastaların estetik taleplerindeki artıştır (240).

Pazinatto ve diğ.'nin (190) yaptığı bir çalışmada diğer çalışmalarda da (222,241) belirtildiği gibi posterior dişlerin restorasyonu için rezin kompozitlerin kalıcı bir alternatif olduğu gösterilmiştir. Ancak posterior dişlerde kullanılan rezin bazlı kompozitlerde okluzal/proksimal aşınma, kenar

sızıntısı, renklenme, polimerizasyon büzülmesi ve postoperatif hassasiyet gibi henüz tam olarak  z lelenmemiŐ bir takım problemler bulunmaktadır (242).

Polimerizasyon büzülme stresini azaltmak ve yeterli sertleşme sağlamak için direkt posterior kompozit restorasyonlarda standart prosedür tabakalar halinde yerleştirme tekniğidir (9,204). Fakat bu teknikte, tabakalar arasında daha fazla kontaminasyon riski bulunması, tabakalar arasında boşluk kalabilmesi ve tedavi zamanının uzaması gibi dezavantajlar mevcuttur (23). Rezin bazlı kompozitlerde yeni monomer ilavesi, translusensi, fotobaşlatıcı sistemler (243,244) ve doldurucu teknolojisindeki son gelişmelerle (245) bu dezavantajlar minimize edilmeye çalıŐılmıŐtır. Bu gelişmeler ışığı altında polimerizasyon derinliği arttırılmıŐ ve büzülme oranları azaltılmış tek tabaka halinde tamamen sertleŐtirilebilen “bulk-fill rezin bazlı kompozitler” dental marketlerde yerini almıştır (246).

Çalışmamızda kullanılan Tetric EvoCeram Bulk Fill rezin kompozit yüksek yoğunluklu bir bulk fill materyaldir ve üretici firmanın  nerileri doğrultusunda 4 mm'ye kadar tek tabaka halinde uygulanmıŐtır.

Piyasada akışkan bulk fill rezinler de bulunmaktadır. Düşük viskoziteli olan bu kompozit materyalleri özellikle düzensiz kavite duvarlarına homojen adaptasyona izin veren, kendiliğinden yayılma özelliği gösterirken, doldurucu içeriklerinin düşük olmasından dolayı zayıf mekanik özellikler sergilemektedir. Bu yüzden okluzal streslere maruz kalan yüzeylerde restore edilirken 2 mm tabaka kalınlığında yüksek viskoziteli bir kompozitle örtülmesi gerekmektedir (79,247). Çalışmamızda kullandığımız akışkan bulk fill rezin kompozit olan SureFil SDR flow'un üzeri nanoseramik esaslı Ceram X monorestorasyon materyali ile restore edilmiştir.

Son zamanlarda bulk fill teknikle yerleştirilen kısa fiberle g clendirilmiŐ kompozit materyalleri üretilmiştir (29). Bu restoratif materyaller yüksek stres taŐıyan alanlarda özellikle vital ve devital posterior dişlerde kavite taban dolgu materyali olarak kullanılmak üzere tasarlanmıştır (248). Çalışmamızda kullanılan fiberle g clendirilmiŐ everX Posterior'un üzeri ise mikrohibrit rezin kompozit olan G-aenial Posterior ile restore edilmiştir.

Heintze ve diğ.'nin (202) yaptıkları *in vitro* bir çalışmada Tetric EvoCeram Bulk Fill rezin kompoziti tek tabaka, Tetric EvoCeram rezin kompoziti ise tabakalar halinde yerleştime tekniğiyle ve farklı adezivlerle (Excite F/etch-and-rinse ve AdheSE/self-etch) sınıf II kaviteelerde uygulamışlardır. Bulk ya da tabakalar halinde yerleştirilen rezin kompozitler arasında kenar uyumu açısından herhangi bir farklılık görülmemiştir.

Yapılan *in vitro* bir araştırmada iki bulk fill rezin kompozit (SDR ve x-tra base) , nanohibrit bir rezin kompozitle (GrandioSO) karşılaştırılmış ve bulk fill rezin kompozitlerin MOD restorasyonlarda daha düşük kasp hareketi yarattığı belirtilmiştir (24). Elde edilen bu bulgu, bulk fill rezin kompozitlerin daha düşük polimerizasyon büzülme stresi gösterdiğinin rapor edildiği önceki çalışmalarla desteklenmektedir (68).

Benzer şekilde Tomaszewska ve diğ. (228) akışkan bulk fill ve bulk fill rezin kompozitleri MOD kaviteelerde kasp hareketleri ve servikal mikrosızıntı açısından *in vitro* olarak değerlendirmişlerdir. Akışkan bulk fill grubunun kapsal eğilme değerlerinin bulk fill rezin kompozitlerden daha iyi, servikal mikrosızıntı değerlerinin ise daha fazla olduğunu rapor etmişlerdir.

Benetti ve diğ.'nin (249) farklı bulk fill ve akışkan bulk fill rezin kompozitlerin polimerizasyon büzülmelerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, Tetric EvoCeram Bulk Fill gibi yüksek oranda doldurucu içeren bulk fill rezin kompozitlerin polimerizasyon büzülme değerlerinin geleneksel rezin kompozitlere yakın, SDR gibi düşük doldurucu hacmine sahip akışkan bulk fill rezin kompozitlerin ise yüksek polimerizasyon büzülme değerleri gösterdiğini bildirmişlerdir. Doldurucu içeriğindeki artış polimerizasyon büzülmesini azaltabilmektedir (112,250) ve bu durum doldurucu-monomer oranı ilişkisindeki monomer içeriğindeki azalmadan kaynaklanmaktadır. Yine aynı çalışmada değerlendirilen SDR ve Tetric EvoCeram Bulk Fill'in sertleşme derinliğinin geleneksel rezin kompozitlerden daha yüksek olduğu rapor edilmiştir (249).

Beş bulk fill rezin kompozit (Filtek Bulk Fill Restorative, SDR Surefil, Tetric EvoCeram Bulk Fill, Venus Bulk Fill ve X-tra Base) , bir geleneksel akışkan rezin kompozit (Filtek Supreme XTE Flow) ve bir universal rezin

kompozitin (Z250) polimerizasyon özellikleri ve ışıkla süresinin değerlendirildiği *in vitro* bir çalışma yapılmıştır. Bu çalışmada değerlendirilen tüm bulk fill kompozitlerin 4 mm derinlikte yeterli polimerizasyona ulaştığı ve ışıkla süresinin artırılmasıyla bulk fill ve universal rezin kompozitin polimerizasyon özelliklerinin geliştiği tespit edilmiştir (206).

Bulk fill rezin kompozitlerin yüksek sertleşme derinliği (251), içeriğinde yer alan fotobaşlatıcı sistemlerindeki gelişmeler (251) ve artan translusensilerinden kaynaklanmaktadır (81).

Dental rezin teknolojisindeki son gelişme, rezin kompozitlerde farklı başlatıcı sistemlerinin kullanılmasıdır (252). Yaygın olarak kullanılan fotobaşlatıcı sistem olan kamforokinon *ko-initiator* olarak tersiyer aminle kombine olarak kullanılmaktadır. Kamforokinonun yanı sıra trimetilbenzoil-difenilfosfin oksit (TPO) (253) ve dibenzoil germanyum *derivative* (yan ürünü) (Ivocerin) (254) gibi diğer fotobaşlatıcılar da kullanılmaktadır.

Bu çalışmada kullanılan Tetric EvoCeram Bulk Fill rezin kompozit fotobaşlatıcı olarak kamforokinon, TPO ve Ivocerin; SureFil SDR flow akışkan bulk fill, kamforokinon ve everX Posterior fiberle güçlendirilmiş rezin, kamforokinon ve DMAEMA (N,N-dimetilaminoetil metakrilat) içermektedir (246).

Tetric EvoCeram Bulk Fill, yeni patentli fotobaşlatıcı olan Ivocerin'i kullanmaktadır. Standart tabakalı yöntemde uygulanan 2 mm'lik tabaka kalınlığını arttırmak için, translusensi, renk, fotobaşlatıcı tipi ve ışık yoğunluğu gibi sertleşme derinliğini etkileyen tüm parametreler düşünülme zorundadır. Yeni fotobaşlatıcı Ivocerin -dibenzoil germanyum *derivative* (yan ürünü)- bu durumda önemli bir rol oynamakta, translusensi ve renk gibi kompozitin optik özelliklerinden taviz vermeksizin posterior restorasyonlarda, rezinin 4 mm'ye kadar kalın tabakalarda uygulanmasına ve sertleşmesine izin vermektedir (254,255). Ayrıca ışık hassasiyet inhibitörü olarak dolgunun uzun süre şekillendirilmesine olanak sağlamaktadır (256).

In vitro bir çalışmada universal akışkan rezin kompozit (G-aenial Universal Flo) , akışkan bulk fill rezin kompozit (SDR) ve geleneksel kompozit (Z100) aynı adeziv sistemle (G-aenial bond) sınıf I kaviteelerde farklı

derinliklerdetek tabaka halinde veya tabakalı olarak uygulanmış ve bağlanma dayanıklılıkları karşılaştırılmıştır. Tabakalı olarak yerleştirildiklerinde rezin kompozitler arasında bağlanma değerleri açısından herhangi bir farka rastlanılmazken, bulk teknikle yerleştirildiklerinde en iyi bağlanmanın akışkan bulk fill rezin kompozit olan SDR grubunda olduğu rapor edilmiştir. Akışkan bulk fill rezin kompozitin, kavite derinliği ve uygulama tekniğine bağlı olmaksızın yeterli bağlanma dayanıklılığı sağladığı sonucuna varılmıştır (204).

Tuncer ve diğ. (248) kanal tedavisi görmüş dişlerin sınıf II kavitelerinde farklı rezin kompozitlerin mikrosızıntısının değerlendirildiği *in vitro* bir çalışma yapmışlardır. Dört mm kalınlığında tek tabaka halinde yerleştirilen akışkan bulk fill rezin kompozit olan x-tra base ve fiberle güçlendirilmiş rezin kompozit olan everX Posterior'un üzerinin G-aenial Posterior rezin kompozitle restore edildiği ve G-aenial Posterior rezin kompozitin tabakalar halinde yerleştirildiği (kontrol grubu) gruplar arasında sızıntı açısından fark bulunamamış ve bulk fill rezin kompozitlerin geleneksel rezin kompozitlerin altında kullanımının restorasyonların sızdırmazlığını etkilemediği gösterilmiştir.

Halojen ışık kaynakları, uzun yıllardır dişhekimliğinde yaygın olarak kullanılmasına rağmen ömürlerinin kısa olması, halojen lambaların, reflektörün, filtrenin kullanımabağlı olarak zamanla etkinliğini kaybetmesi, yüksek ısı oluşturması gibi dezavantajları bulunmaktadır (257,258). Bu dezavantajlarını ortadan kaldırmak için 1990'larda LED teknolojisi geliştirilmiştir (259). Mavi LED ışık kaynakları yaklaşık 455-486 nm dalga boyunda sadece görünür ışık sağlar ve bu dalga boyu çoğu rezin kompozit içerisinde fotobaşlatıcı olarak bulunan kamforokinonun aktivasyonu için yeterlidir. LED ışık cihazları uzunömürlü ve değişmez ışık şiddetine sahiptirler (257,260).

Jandt ve diğ. (261) LED ışık kaynağının oluşturduğu monomer dönüşüm derecesinin halojen ışık kaynağına göre anlamlı olarak daha yüksek olduğunu bildirmiştir. Bu avantajlarından dolayı biz de çalışmamızda LED ışık kaynağı kullanımını tercih ettik.

Restoratif materyallerin yüzey pürüzsüzlüğü restorasyonların klinik başarısı ve uzun ömürlülüğü için büyük bir öneme sahiptir (262). Düzgün bitirme ve polisaj işlemi; plağın uzaklaştırılmasını kolaylaştırırken en iyi restorasyon konturu ile pürüzsüz, parlak bir yüzey yapısı sağlamaktadır (263).

Kompozit restorasyonların bitirme ve polisaj işlemlerinde karbid ve elmas frezler, beyaz taşlar, polisaj lastikleri, polisaj diskleri, bantlar, alüminyum oksit veya elmas içerikli polisaj patları gibi birçok materyal kullanılmaktadır (264).

Başeren (265), alüminyum oksit kaplanmış disklerin, ince elmas partiküllü lastiklerden ve silikon karbid emdirilmiş fırçalardan daha düzgün yüzey sağladıklarını, fakat arka bölgedeki restorasyonların konkav veya konveksiyüzeylerinde yetersiz kaldıklarını bildirmiştir.

Üçtaşlı ve diğ. (266) farklı rezin kompozitlerin yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmişler ve alüminyum oksit kaplanmış disklerin daha düz yüzeyler oluşturduğunu bulmuşlardır.

Çalışmamızda bitirme ve polisaj işleminde elmas bitirme frezleri, Opti-Disc disk sistemi, beyaz ve mavi lastikler kullanılmıştır.

Son zamanlarda Hickel ve diğ. restorasyonların değerlendirilmesi için FDI'ya yeni bir öneri hazırlamışlardır (267). Ancak halen klinik takip çalışmalarında modifiye USPHS değerlendirme sistemi en sık kullanılan direkt yöntemdir (268, 269). Genellikle restorasyonları birbirinden bağımsız iki araştırmacı değerlendirip skorlamaları karşılaştırırken bizim çalışmamızda restorasyonlar tek bir araştırmacı tarafından modifiye USPHS kriterleri kullanılarak değerlendirilmiştir. Bizim çalışmamıza benzer şekilde Barabanti ve diğ.'nin (172) yaptığı 10 yıllık klinik bir çalışmada restorasyonlar, uygulama aşamasında yer almayan ve hangi materyalin uygulandığını bilmeyen deneyimli tek bir hekim tarafından değerlendirilmiştir. Bu sistemde restorasyonların performansı; alfa; klinik olarak ideal, bravo; klinik olarak kabul edilebilir ve charlie; klinik olarak kabul edilemez şeklinde üç seviyede belirtilmektedir (170, 270).

ADA'ya göre restorasyonların kabul edilme kriteri; 2 yıllık klinik değerlendirmede %5'ten daha az başarısızlık oranı göstermeleridir (271). İlk 6 aydan 24 aya kadar olan süre restorasyonlar için kritik bir dönemdir (272).

Retansiyon, uygulanan adeziv sistem ve restoratif materyallerin klinik etkinliğini değerlendiren en güvenilir diagnostik kriterdir ve araştırmacının subjektif değerlendirmesinden bağımsız olduğu için restorasyon başarısızlığının en belirgin işaretidir (273). ADA restoratif materyalin klinik olarak kabul edilmesi için retansiyon oranının 6 aylık dönemde %95 olması gerektiğini rapor etmiştir (274). Bizim çalışmamızda tüm gruplara ait restorasyonların retansiyon oranı 6. ayda %95'ten fazladır.

Literatürde yeni geliştirilen bulk fill ve akışkan bulk fill taban materyallerinin performanslarının değerlendirildiği çok az sayıda klinik çalışma mevcuttur (27). van Dijken ve diğ. (216) posterior dişlerin sınıf I ve II kavitelerinde restoratif materyal olarak SDR + Ceram X mono'yu tabakalar halinde yerleştirilen Ceram X mono ile karşılaştırmışlardır. 3 yıllık klinik takip sonucunda yıllık başarısızlık oranını SDR + Ceram X mono için %1.2, Ceram X mono için %1.0, olarak bulmuşlardır. Bu başarısızlıkların temel nedeninin restorasyon ya da diş kırığı olduğu belirtilmiştir.

Aynı araştırmacılar (27) yine SDR + Ceram X mono'yu, tabakalar halinde yerleştirilen Ceram X mono ile karşılaştırdıkları 3 yıllık klinik takip sonucunda yıllık başarı oranını Ceram X mono için %98.7, SDR + Ceram X mono içinse %100 olarak bulmuşlardır. Retansiyon açısından her iki restoratif materyal arasında anlamlı bir farka rastlanılmamıştır. Bizim çalışmamızda da van Dijken'in her iki çalışmasının sonuçlarına benzer şekilde 18 ay sonunda SureFil SDR flow + Ceram X mono grubuna ait 2 restorasyonda retansiyon kaybına bağlı olarak %2.6 başarısızlık oranı görülmüştür.

SureFil SDR flow uygulama özellikleri tipik bir akışkan kompozite benzemekle birlikte diğer akışkan kompozitlerden farklı olarak içerdiği stres azaltıcı rezin teknolojisi ile 4 mm'lik tabaka halinde yerleştirilebilmektedir (256, 275). Bu stres azaltıcı rezin teknolojisi, matriksinin yapısında bulunan yüksek moleküler ağırlıklı polimerizasyon modülatörü olan modifiye üretan dimetakrilattan (UDMA) kaynaklanmaktadır. Bu molekül, ağ oluşumu

sırasında viskozite artışını gösteren jel safhasındaki gecikmeye katkıda bulunmaktadır ve prejelasyon-faz süresinin uzamasına izin vermektedir (25). Üretan bazlı metakrilat rezinlerin fotoaktif bir grupta birleşen polimerizasyonu, geleneksel metakrilat bazlı rezinlerle karşılaştırıldığında büzülme stresinde %60-70 azalma göstermektedir (25).

Fiber doldurucuların güçlendirilmiş etkisi, stresin polimer matriksten fibere aktarılabilmesinden ve fiberlerin çatlak oluşumunu engelleyici özelliğinden kaynaklanabilir (29). Ayrıca everX Posterior, E-cam fiber ve inorganik partikül doldurucu içeriği olan rezin matriksin bileşiminden oluşmaktadır (245). Rezin matriks Bis-GMA, TEGDMA ve PMMA içermektedir. Bu monomerler, polimer matriksin dayanıklılığını geliştiren ve iyi bağlanma özellikleri sağlayan bir yarı interpenetre olmuş polimer ağ olan matriksi şekillendirmektedir (276). Çalışmamızda fiberle güçlendirilmiş everX Posterior + G-aenial Posterior grubunda hiç restorasyon kaybına rastlanılmaması fiberle güçlendirilmiş rezin kompozitin bu içeriğine bağlı olabilir. Elde ettiğimiz bu bulguyu başka çalışmalarla karşılaştırmamız oldukça güçtür. Yapılan literatür taramasında kısa fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinin kullanıldığı sadece bir klinik çalışmaya rastlanılmıştır (29). Bu çalışmada da kısa fiberle güçlendirilmiş kompozitin yüzeyine mikrohibrit bir kompozit yerleştirilmiştir. Bizim elde ettiğimiz sonuca benzer şekilde, yapılan 12 aylık klinik değerlendirmede herhangi bir restorasyon kaybına rastlanılmamıştır.

Sınıf I ve II kavtelerin restorasyonunda kullanılan geleneksel hibrit rezin kompozit (Tetric Ceram), mikrofil hibrit rezin kompozit (Gradia Direct Posterior) ve nanohibrit rezin kompozitlerin (Tetric EvoCeram) değerlendirildiği 3 yıllık klinik çalışmada tüm materyallerin retansiyon oranı %100 bulunmuştur (51). Biz de çalışmamızda fiberle güçlendirilmiş rezin kompozit olan everX Posterior'un üzerine mikrohibrit rezin kompozit olan G-aenial Posterior kullandık. Bu gruba ait retansiyon oranının %100 olmasının diğer bir nedeni üzerine yerleştirdiğimiz posterior mikrohibrit bir kompozit olan G-aenial Posterior restoratif materyalinden kaynaklı olabilir.

Yazıcı ve diğ.'nin (217) sınıf II kavitelere bulk fill (Tetric EvoCeram Bulk Fill) ve nanofil (Filtek Ultimate) rezin kompozitlerin klinik performanslarını karşılaştırdıkları 18 aylık klinik çalışmalarında herhangi bir restorasyon kaybı rastlanılmamıştır. Bizim çalışmamızda ise 18 ay sonunda Tetric EvoCeram Bulk Fill grubuna ait restorasyonların 1 tanesinde retansiyon kaybı görülmüştür. Restoratif materyallerin doldurucu içeriğinin fazla, monomer içeriğinin ise düşük olması daha az polimerizasyon büzülmesiyle sonuçlanmaktadır. Bizim çalışmamızda restoratif materyallerin retansiyon oranları arasında fark olmaması kullanılan restoratif materyallerin inorganik doldurucu içerik hacminin (Tetric EvoCeram Bulk Fill-%60, Ceram X mono-%57, G-aenial Posterior-%62) birbirine yakın olmasından kaynaklanabilir.

van Dijken ve diğ.'nin (277) yaptıkları 3 yıllık klinik çalışmalarında tabakalar halinde yerleştirilen nanohibrit bir rezin kompozit olan Ceram X'i sınıf II kavitelere tek aşamalı self-etch adeziv veya iki aşamalı etch-and-rinse adezivlerle kombine olarak kullandıklarında yıllık başarısızlık oranlarının %1.8 ve %1.9 olduğunu rapor etmişlerdir.

Tetric EvoCeram Bulk Fill'in 3 farklı adezivle (self-etch adezivler: Adhese One F, Xeno V+ ve total-etch adeziv: Optibond FL) uygulandığı 2 yıllık klinik bir çalışmada, ilk yılda 1 kırık, 2 restorasyon kaybı ve 1 kasp kırığına, ikinci yılda bir kırık ve bir restorasyon kaybına bağlı başarısızlık görülmesine rağmen adeziv sistemler arasında herhangi bir farklılık bulunmamıştır (278). Belirtilen çalışmalarda olduğu gibi bizim çalışmamızdaki retansiyon oranları da sadece uygulanan restoratif materyale değil, kullanılan adeziv sisteme de bağlı olabilir.

Kenar renklenmesi genellikle kompozit restorasyon ve kavite kenarları arasındaki defektlerden kaynaklanmaktadır. Bu defektler, özellikle yüksek C faktörlü okluzal kavitelere kompozit restorasyonların polimerizasyon büzülmesinden kaynaklanabileceği gibi rezinin kavite duvarlarına iyi adapte edilememesi ve bitirme işlemlerinin yetersiz olması böylece uygun olmayan bağlanma ve aşırı stres birikiminden de oluşabilmektedir (4, 279, 280).

Geurtsen ve Scholer (281) yaptıkları 4 yıllık klinik bir çalışmada posterior kompozit restorasyonların en önemli probleminin kenar renklenmesi

olduğunu belirtmişlerdir. Benzer şekilde Gordan ve diğ. (282) kenar renklenmesinin, kullanılan rezin kompozitten bağımsız olarak restorasyonlarda en sık gözlenen defekt olduğunu bildirmişlerdir. Genel olarak, ağız ortamındaki fiziksel ve kimyasal etkenlerden kaynaklanarak zamanla kenar uyumu azalmaktadır ve buna bağlı olarak kenar renklenmesi oluşabilmektedir. Başka bir çalışmada kenar renklenmesinin hem rezin kompozitin yapısından hem de adeziv sistemin kalınlığı ve içeriğinden kaynaklanabileceği belirtilmiştir (283).

Ceram X mono'nun da içinde bulunduğu 3 yıllık klinik bir çalışmada 4 farklı (Admira/ormoser, Filtek Supreme XT/nanofill, Ceram X/nanoseramik, Tetric/mikrohibrit) restoratif materyal sınıf I ve II kavitelere kullanılmıştır. Ceram X mono'ya ait restorasyonlarda 2. yıl sonunda herhangi bir kenar renklenmesi görülmemiş ve restoratif materyaller arasında kenar renklenmesi açısından farklılık bulunmamıştır (226). Bizim çalışmamızda da Ceram X mono grubuna ait sadece 1 restorasyonda kenar renklenmesi görülmüştür.

Tetric EvoCeram Bulk Fill ve Tetric EvoCeram'ın değerlendirildiği 2 yıllık klinik bir çalışmada Tetric EvoCeram Bulk Fill'in kenar renklenmesi %85 alfa skoru alırken, Tetric EvoCeram'ın kenar renklenmesinin alfa değeri %95 olarak bulunmuştur (284). Tetric EvoCeram Bulk Fill ve Filtek Ultimate'ın karşılaştırıldığı 18 aylık klinik bir çalışmada Tetric EvoCeram Bulk Fill grubuna ait restorasyonlarda kenar renklenmesi gözlenmezken, Filtek Ultimate grubuna ait 2 restorasyonda kenar renklenmesi görülmüştür fakat restorasyonlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur (217). Bu çalışmaya benzer olarak bizim çalışmamızda da Tetric EvoCeram Bulk Fill restorasyonlarının hiçbirinde kenar renklenmesine rastlanılmamıştır.

G-aenial Posterior'un kontrol grubu olarak ve akışkan bulk fill rezin kompozit (x-tra base) ile fiberle güçlendirilmiş rezin kompozitin (everX Posterior) üzerini restore etmek için kullanıldığı sınıf II kavitelere restorasyonlar mikrosızıntı ve buna bağlı olarak kenar renklenmesi açısından *in vitro* olarak değerlendirilmiştir (248). Gruplar arasında herhangi bir farklılık bulunmamıştır. Bizim çalışmamızdaki everX Posterior + G-aenial Posterior grubuna ait restorasyonlarda 18. ay sonunda sadece 2 restorasyonda kenar

renklenmesi görülmüş ancak bu sonuç gruplar arasında bir farklılık yaratmamıştır.

Lopes ve ark. (241) kenar renklenmesinin hastaların başta alışkanlıkları olmak üzere, ağız hijyeni, yiyecek, içecek, sigara gibi faktörlerden etkilendiği bildirmişlerdir.

Pazinatto ve diğ.'nin (190) yaptığı klinik bir çalışmada başlangıçtan 56 aya kadar olan takipte restorasyonların kenar renklenmesine ait alfa skorunda anlamlı bir azalma görülmüştür. Bravo skorundaki artışın yiyecek renklenmesinden kaynaklanabileceğini rapor etmişlerdir. Üç yıllık bir çalışmada (51) 3 farklı rezin kompozitin (geleneksel rezin kompozit, mikrohibrit rezin kompozit, nanohibrit rezin kompozit) klinik performansları değerlendirilmiştir. Mikrohibrit rezin kompozitte hiç kenar renklenmesi görülmezken, geleneksel rezin kompozitte 36. ayda %6.3, nanohibrit rezin kompozitte ise 6. ayda %5.9, 12. ve 24. ayda %11.8, 36. ayda %23.5 bravo skoruyla zamanla artan kenar renklenmesi görülmüştür.

Bizim çalışmamızda ise toplam restorasyonların kenar renklenmesi 6. ayda %1, 12. ayda %2.7, 18. ayda %2.8 oranındaki bravo skorlarıyla zaman içerisinde çok fazla artış göstermemiştir. Elde ettiğimiz bu sonuç, yukarıda belirtilen uzun süreli klinik takip çalışmalarına göre bizim çalışmamızın klinik değerlendirme sürecinin daha kısa olmasından kaynaklandığını düşündürmektedir. ADA kriterlerine göre restorasyonların 18 aylık klinik değerlendirmelerinde kenar renklenmesinin %5'ten fazla olmaması gerektiği belirtilmektedir (285). Çalışmamızda kullanılan restoratif materyallerin kenar renklenme yüzdeleri bu kritere uymaktadır.

Kenar uyumu kullanılan rezin kompozitin türünden direkt olarak etkilenmektedir (202). Doldurucu partiküllerin boyutu ve miktarındaki değişim restoratif rezin kompozitlerin mekanik ve estetik özelliklerini değiştirmektedir. (203) .

Campos ve diğ. (286) sınıf II kaviterlerde üzerine 2 mm kalınlığında geleneksel kompozit uygulanan farklı bulk fill kompozitlerin (4 mm) (Venus Bulk-Fill/Venus Diamond; Tetric EvoCeram BulkFill/Tetric EvoCeram; Surefil SDR/Ceram-X; SonicFill; Ceram-X/Ceram-X (kontrol)) kenar uyumunu *in vitro*

olarak değerlendirmişlerdir. Minede gruplar arasında farklılık gözlenmezken, dentindeki kenar uyumu bozulmaları en çok Venus Bulk Fill/Venus Diamond grubunda görülmüştür. Bulk fill rezin kompozitlerin ise geleneksel rezin kompozitlere benzer ve yeterli kenar uyumu sergilediği rapor edilmiştir. Bizim çalışmamızda kullanılan farklı bulk fill rezin kompozitler arasında da kenar uyumu açısından herhangi bir farklılığa rastlanılmamıştır.

SDR'ın okluzal yüzeyinin farklı rezin kompozit (Ceram X mono, Tetric EvoCeram, Filtek Supreme XT ve Venus Diamond) ve farklı adezivlerle (XP Bond, Xeno V, Syntac, Adper Prompt L-Pop, i-Bond) ve bu rezin kompozitlerin tek başına uygulandığı *in vitro* bir çalışmada kenar uyumu değerlendirilmiş ve 4 mm'lik SDR tabakası varlığının rezin restorasyonların kenar uyumunu olumsuz yönde etkilemediği bildirilmiştir (287).

Moorthy ve diğ. (24) sınıf II kavitelere 2 mm'lik geleneksel rezin kompozitle restore edilen akışkan bulk fill rezin kompozitle (SureFil SDR flow), oblik tabakalamayla uygulanan rezin bazlı kompoziti (Ceram X mono) kenar uyumu açısından karşılaştırmış ve anlamlı bir fark bulamamışlardır. SDR + Ceram X mono ve Ceram X mono'nun klinik performanslarının değerlendirildiği 3 yıllık klinik çalışma sonunda kenar uyumu açısından SDR + Ceram X mono grubu %96.2 alfa skoru alırken, Ceram X mono grubu %88.5 alfa skoru almış fakat gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (27). Bizim çalışmamızda da akışkan bulk fill rezin kompozitin Ceram X mono ile restore edildiği gruptaki kenar uyumu 18. ay sonunda %86.1 alfa skoru almış ve gruplar arasında anlamlı bir fark görülmemiştir.

Tetric EvoCeram Bulk Fill ve Filtek Ultimate ile yapılan 18 aylık klinik bir çalışmada sadece Filtek Ultimate grubuna ait 2 restorasyon kenar uyumu açısından bravo skoru alırken Tetric EvoCeram Bulk Fill grubundaki restorasyonların tümünün kenar uyumlarının mükemmel olduğu rapor edilmiştir (217). Çalışmamızda ise Tetric EvoCeram Bulk Fill grubuna ait 5 restorasyonun diş yapısına çok iyi adapte olmadığı görülmüş ve bravo olarak değerlendirilmiştir.

Nanohibrit kompozitin (Tetric EvoCeram) geleneksel mikrohibrit (Tetric Ceram) ve mikrodoldurucu hibrit kompozitle (Gradia Direct Posterior) karşılaştırıldığı 3 yıllık klinik çalışmada bravo skorları zamanla artan değerler göstermiştir (51). Çalışmamızda kullandığımız tüm rezin kompozit grupları zamanla artan bravo skorları göstermekle birlikte mikrohibrit rezin kompozit olan G-aenial Posterior rezin kompozite ait restorasyonlar kenar uyumu açısından en çok bravo skoru alan grup olup (11 restorasyon) gruplar arasında herhangi bir farklılık bulunmamıştır.

Tetric EvoCeram Bulk Fill ve SureFil SDR flow akışkan bulk fill rezin kompozitler, kenar uyumu açısından geleneksel TPH rezin kompozitle *in vitro* olarak karşılaştırılmış ve her iki bulk fill rezin kompozitin geleneksel rezin kompozite göre daha iyi kenar uyumu sergilediği gözlemlenmiştir (288). Aynı bulk fill rezin kompoziti, fiberle güçlendirilmiş posterior rezin kompozit + G-aenial Posterior grubuyla karşılaştırdığımız bu klinik çalışmamızda gruplar arasında kenar uyumu açısından bir farka rastlanılmaması kullanılan restoratif materyallerin geliştirilmiş özelliklerinden veya kullanılan adeziv sistemlerden kaynaklı olabilir. Ancak Tetric EvoCeram Bulk Fill rezin kompozitin 3 farklı adeziv sistem (self-etch adhesives: Adhese One F, Xeno V ve total-etch adhesive: Optibond FL) kullanılarak restore edildiği sınıf II kaviteilerin 2 yıl süreyle değerlendirildiği çalışmada farklı adeziv sistemlerinin kullanılmış olması kenar uyumunda herhangi bir farklılık yaratmamıştır (278).

Roggendorf ve diğ. (287) *in vitro* çalışmalarında SDR'ı farklı rezin kompozitler (Ceram X mono, Tetric EvoCeram, Filtek Supreme XT ve Venus Diamond) ve bunların kendi üretici firmalarına ait adezivleriyle (XP Bond/etch-and-rinse, Xeno V/self-etch, Syntac/etch-and-rinse, Adper Prompt L-Pop/self-etch ve iBond/self-etch) MOD kaviteilerin restorasyonlarında kullanarak kenar uyumunu değerlendirmişler ve etch-and-rinse adezivlerin self-etch adezivlerden daha iyi performans sergilediğini belirtmişlerdir. Aynı çalışmada akışkan bulk fill rezin kompozit (SDR) çeşitli rezin kompozitlerle (Ceram X mono, Tetric EvoCeram, Filtek Supreme XT ve Venus Diamond) kombine edilerek MOD kaviteilerin restorasyonunda kullanıldığında kenar uyumlarının benzer olduğu gözlenmiştir (287). Bu çalışmada dentin yerine

kullanılan akışkan bulk fill rezin kompozitin, restoratif materyalin kenar uyumunu etkilemediği gösterilmiştir. Bizim çalışmamızda da kullanılan aynı akışkan bulk fill rezin kompozit materyalinin uygulandığı grubun kenar uyumu değerlerinin diğer gruplarla benzer olması, üzerine uygulanan nanoseramik rezin kompozitin (Ceram X mono) özellikleri ve kendi adezivinin kullanılmasına bağlı olabilmekle birlikte sadece bu faktörlerle ilişkilendirmemek gerekir.

Restorasyonun yüzey yapısı hasta konforu, estetik, plak retansiyonu ve renklenme açısından önemlidir (289). Pürüzlü yüzeye sahip materyallerin bakteriyal adezyonu arttırdığı ve renklenmeye direnci azalttığı bilinmektedir (289). Resin kompozitin inorganik doldurucularının boyutu, sertliği ve içeriği gibi faktörlerle ilgili çeşitli değişkenler yüzey yapısındaki değişiklikleri etkileyebilmektedir. Renk uyumu ise resin kompozitlerin organik matriksinden etkilenmektedir (290).

Mahmoud ve diğ.'nin (226) klinik çalışmalarında ormoser (Admira), nanofil (Filtek Supreme), nanoseramik (Ceram X mono) ve mikrohibrit (Tetric Ceram) restorasyonların renk uyumunda 18. ayda herhangi bir değişiklik gözlenmezken 3. yılda bazı farklılıklar (sırasıyla %7.5, %2.5, %5, %5 bravo skoru) gözlemlenmişlerdir. Bu renk uyumsuzluğu klinik olarak kabul edilebilir sınırlarda olup materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanılmamıştır.

Tetric EvoCeram Bulk Fill ve Filtek Ultimate ile restore edilen sınıf II kavilerin 18 aylık klinik değerlendirilmesinde Tetric EvoCeram Bulk Fill restorasyonlarında renk uyumsuzluğu ve yüzey pürüzlülüğü gözlenmezken Filtek Ultimate'a ait 2 restorasyonda renk uyumsuzluğu bulunmuştur (217). Bizim çalışmamızdaki Tetric EvoCeram Bulk Fill grubuna ait restorasyonların hiçbirinde renk uyumsuzluğu ve yüzey pürüzlülüğü gözlenmemiştir.

SureFil SDR flow + Ceram X mono ile Ceram X mono'nun karşılaştırıldığı 3 yıllık bir çalışmada yüzey yapısı açısından zamana bağlı olarak herhangi bir değişiklik gözlenmezken, SureFil SDR flow + Ceram X mono'nun renk uyumunda %21.1, Ceram X mono'da ise %19 oranında

azalma rapor edilmiştir. Restoratif materyallerin zamana bağlı bu değişimleri istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (27). Bizim çalışmamızdaki SureFil SDR flow + Ceram X mono grubundaki restorasyonların renk uyumunda herhangi bir değişikliğe rastlanılmazken, yüzey yapısında diğer gruplarla anlamlı farklılık yaratmayan %5.6 oranında bravo skoru görülmüştür.

Mikrohibrit, kondanse edilebilen ve nanofil rezin kompozitlerin klinik performanslarının değerlendirildiği 18 aylık çalışmada restorasyonların yüzey yapısında hiçbir değişiklik gözlenmezken mikrohibrit rezin kompozitin renk uyumunda zamana bağlı olarak artan bravo değerleri rapor edilmiştir. Bu değerler diğer kompozitlerden daha düşük olmakla birlikte anlamlı bir farklılık yoktur (291). Çalışmamızda kullanılan restoratif materyallerden sadece mikrohibrit rezin kompozit olan G-aenial Posterior grubuna ait 2 restorasyon renk uyumu açısından bravo skoru almış ancak değerlendirilen restoratif materyaller arasında herhangi bir farka rastlanılmamıştır.

Jung ve diğ. (292) dört nanohibrit (Premise, Tetric EvoCeram, Ceram X Duo, Filtek Supreme) ve bir hibrit kompozitin (Herculite XRV) yüzey yapısını değerlendirdikleri *in vitro* çalışmada nanohibrit kompozitlerden biri hariç tüm materyallerin test edilen hibrit kompozitten daha düzgün yüzeye sahip olduğunu belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda 18. ay sonunda nanoseramik rezin kompozit olan Ceram X mono ve mikrohibrit rezin kompozit olan G-aenial Posterior gruplarından sadece 2 restorasyonun yüzey yapısında hafif pürüzlülük gözlenirken, nanohibrit rezin kompozit olan Tetric EvoCeram Bulk Fill grubundaki tüm restorasyon alfa skoru almıştır. Değerlendirilen bu üç restoratif materyalin yüzey yapısının benzerliği inorganik doldurucu içerik hacimlerinin birbirlerine yakın olmasından kaynaklanabilir. Nitekim Tetric Ceram ve Ceram X mono'nun da içinde olduğu 4 farklı rezin kompozitin (Admira /ormoser, Filtek Supreme XT/nanofill, Ceram X mono/nanoseramik ve Tetric Ceram/mikrohibrit) değerlendirildiği 4 yıllık klinik bir çalışmada (226) bizim çalışmamızda olduğu gibi yüzey pürüzlülüğü açısından restoratif materyaller arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Anatomik form, restoratif materyalin diyetle bulunan yiyecek ve içecekler ve çiğneme sırasında oluşan aşınmasına bağlı olarak

değişebileceği gibi rezin kompozitlerin özelliklerine bağlı olarak da değişebilmektedir (283, 293). Doldurucu miktarı, türü ve kimyasal bileşimi de restorasyonların aşınma oranını etkileyebilmektedir.

Bulkfill restoratif materyallerin avantajı akışkan esaslı bulkfill materyallere göre artmış aşınma direncine sahip olmasıdır (228). Fakat bizim çalışmamızda Tetric EvoCeram Bulk Fill ve SureFil SDR flow + Ceram X mono grupları arasında anatomik form açısından bir fark gözlenmemiştir. Bu durum akışkan bulk fill rezin kompozitin üzerine uygulanan nanoseramik rezin kompozitin özellikleriyle de ilişkilendirilebilir.

Palaniappan ve diğ.'nin (294) yaptığı 5 yıllık klinik çalışmada sınıf I ve II kavitelere yerleştirilen nanofil, mikrofil ve geleneksel hibrit kompozitlerin klinik aşınma performansları arasında farklılık olmadığı belirtilmiştir.

Geleneksel hibrit, mikrohibrit ve nanohibrit rezin kompozitlerin değerlendirildiği bir başka klinik çalışmada 3 yıl sonunda restorasyonların hiçbirinde herhangi bir anatomik form bozukluğuna rastlanılmamıştır (51). SureFil SDR flow + Ceram X mono ile Ceram X mono'nun karşılaştırıldığı 3 yıllık klinik çalışmada SureFil SDR flow + Ceram X mono grubunun anatomik form açısından alfa skorları başlangıçta %96.2 iken 3. yılda %92.3, Ceram X mono'nun alfa skorları ise başlangıçta %100 iken 3. yılda %94.3 bulunmuştur. Bu farklılığın anlamlı olmadığı belirtilmiştir (27). Bizim çalışmamızda 3 farklı rezin kompozitten sadece fiberle güçlendirilmiş rezin kompozit grubuna ait 1 restorasyonun 12. ve 18. aydaki anatomik form skoru bravodur. Gruplar arasında farklılık görülmemesi akışkan bulk fillin üzerine uygulanan nanoseramik rezin kompozit ve fiberle güçlendirilen rezin kompozitin üzerine uygulanan mikrohibrit rezin kompozitten kaynaklanabilir.

Postoperatif hassasiyet rezin kompozit restorasyonlarda çok sık karşılaşılan bir problemdir. Birçok çalışmada posterior rezin restorasyonun yerleştirilmesini takiben oluşan postoperatif hassasiyetin, popülasyonun %30'undan fazlasında görüldüğü rapor edilmiştir (295, 296).

Pazinatto ve diğ.'nin (190) yaptığı bir klinik çalışmada, sınıf I ve sınıf II kavitelere yerleştirilen direkt kompozit restorasyonların (Filtek Z250,

FiltekP60) 56 aylık değerlendirilmesinde hastaların hiçbirinde postoperatif hassasiyete rastlanılmamıştır.

Hassasiyetin olmaması derin veya çok derin kavitelere, kalsiyum hidroksit liner ve /veya rezin modifiye cam iyonomer liner kullanımına bağlı olabilmektedir. Liner kullanımı; termal/elektriksel uyarıları engelleyerek, hidrodinamik sıvının hareketini azaltarak ve derin kavitelere tamir dentini oluşumunu sağlayarak pulpa dentin kompleksini korumaktadır (297).

Bazı araştırmacılar postoperatif hassasiyeti restoratif teknik ve adeziv sistem seçimiyle ilişkilendirmişlerdir (192). Taban maddesinin kullanılmadığı durumlarda sonuçlar farklı olabilmektedir.

Efes ve diğ. (298) akışkan kompozit liner kullanılan veya kullanılmayan 2 farklı rezin kompozit materyalinin iki yıllık klinik performanslarını karşılaştırdıkları çalışmalarında hastaların hiçbirinde postoperatif hassasiyet gözlemlenmemişlerdir.

Biz de bu çalışmada derin kavitelere kalsiyum hidroksit ve rezin modifiye cam iyonomer siman kullanmamıza rağmen Tetric EvoCeram Bulk Fill grubuna ait restorasyonlardan biri 12. ayda, everX Posterior + G-aenial Posterior grubuna ait restorasyonlardan bir tanesi 18. ayda kanal tedavisi görmüştür. Her iki restorasyonun da aynı hastada olması, bu durumun hasta faktörüne (düşük ağrı eşiği) bağlanabileceğini düşündürmektedir.

Mahmoud ve diğ.'nin (226) Admira (ormoser esaslı rezin kompozit), Filtek SupremeXT (nanofil rezin kompozit), Ceram X mono (nanoseramik rezin kompozit) ve Tetric Ceram'ı (mikrohibrit rezin kompozit) değerlendirdikleri 3 yıllık klinik çalışmalarında başlangıçta Admira grubunda %5, Tetric Ceram grubunda %7.5 oranında postoperatif hassasiyet gözlenmiş ancak daha sonraki kontrollerde bu hassasiyet geçmiştir.

van Dijken ve diğ.'nin (27) tek aşamalı self-etch adeziv kullanarak akışkan bulk fill rezin kompozitle (SDR) geleneksel nanohibrit rezin kompoziti (Ceram X mono) karşılaştırdıkları çalışmalarında sadece başlangıçta 1 restorasyonda postoperatif hassasiyet olduğunu rapor etmişlerdir. Bu durum self-etch adezivlerin değerlendirildiği diğer çalışmalarla uyumlu olarak düşük postoperatif hassasiyete rastlanıldığını göstermektedir (2,28,277).

Baracco ve diğ. (299) sınıf I ve II kavitelere kullandıkları nanohibrit rezin kompoziti etch-and-rinse ve self-etch adezivlerle restore etmişlerdir. Sadece 1'er hastada başlangıçta postoperatif hassasiyet gözlenmiş ve daha sonra bu hassasiyetler geçmiştir. Bizim çalışmamızda da etch-and-rinse adeziv kullanılan restorasyon gruplarıyla, self-etch adeziv kullanılan restorasyon grubu arasında postoperatif hassasiyet açısından benzer değerler rapor edilmiştir. Yapılan klinik takip çalışmalarda, self-etch adezivin kullanıldığı restorasyonlarda görülen postoperatif hassasiyetin etch-and-rinse adeziv kullanılan restorasyonlardan daha az olduğu rapor edilmiştir (238). Her grupta farklı restoratif materyal ve teknik kullandığımızdan elde ettiğimiz postoperatif hassasiyet sonuçlarını direkt adezivlerle ilişkilendirmek doğru olmayabilir.

Schirrmeister ve diğ. (300) Ceram X ve Tetric Ceram kullanarak yaptıkları klinik çalışmalarında başlangıç kontrollerinde her iki grupta da %9.3 ve %7.0 oranlarıyla postoperatif hassasiyet gözlemlenmişlerdir. Fakat 1 ve 2 yıl sonraki kontrollerde hassasiyet kaybolmuştur.

Posterior rezin kompozit restorasyonlarda taban maddesi uygulamasının veya tabana akışkan kompozit materyal yerleştirilmesinin, uygulanacak restoratif rezinin hacmini azaltarak polimerizasyon büzülmesini düşüreceği ve buna bağlı olarak daha az postoperatif hassasiyete rastlanılacağı bildirilmektedir (62). Biz de çalışmamızda geleneksel kompozitlerin altına akışkan bulk fill ve fiberle güçlendirilmiş rezin kompozitleri yerleştirdiğimiz gruptaki hassasiyetin daha az olmasını beklerken, her üç restoratif materyal arasındaki fark anlamlı bulunmamıştır. Ceram X mono grubundan başlangıçta sadece 2 hastada postoperatif hassasiyet gözlenirken hastalardan birinin hassasiyeti 6. aydan sonra kaybolmuştur. Diğer hastanın ise hassasiyeti devam etmektedir. G-aenial Posterior grubundan ise başlangıçta 1 hastada postoperatif hassasiyet görülürken 6. ve 12. aylarda 2 hastada daha postoperatif hassasiyete rastlanılmış, 18. ayda bu hastalardan birinin hassasiyeti tamamen geçerken diğeri şiddetli ağrı nedeniyle kontrol randevusundan önce kanal tedavisi görmüştür. Tetric EvoCeram Bulk Fill grubuna ait restorasyonlarda ise

başlangıçta hassasiyet yokken, 6. ayda 3 restorasyonda hassasiyete rastlanılmıştır. Bu hastalardan biri şiddetli ağrı nedeniyle 12. aydan önce kanal tedavisi görmüşken diğer iki hastanın hassasiyeti ise 18. ayda kaybolmuştur. Yazıcı ve diğ.'nin (217) yaptığı 18 aylık klinik bir çalışmada Tetric EvoCeram Bulk Fill grubundan sadece 1 restorasyonda 6. ve 12. ay kontrollerinde postoperatif hassasiyet gözlenirken 18. ay kontrolde hassasiyet şikayetleri geçmiştir.

Posterior kompozit restorasyonların klinik değerlendirmelerinin yapıldığı sistematik bir derleme, 5 yıla kadar olan restorasyon başarısızlığının asıl nedeninin restorasyon kırığı olduğunu belirtirken 5 yıldan uzun süren değerlendirme periyodundaki asıl başarısızlık nedeninin ikincil çürük olduğunu göstermektedir (301).

Saleh (302) ve Mjör'e (303) göre ikincil çürük gelişimi sadece materyalin kendinden kaynaklanmamaktadır. Ağız ortamı ve hastaların çürük insidansı da sekonder çürük oluşumunu etkilemektedir.

Stefanski ve van Dijken (304) iki yıllık klinik çalışmalarında nanodolduruculu restorasyonları değerlendirmişler ve hastaların yüksek çürük aktivitesine rağmen ikincil çürüğe rastlamamışlardır. Bu durum iyi bir kenar tıkamasının göstergesi olabilir. Diğer taraftan ikincil çürük oluşumu için iki yıllık değerlendirme oldukça kısa bir zaman periyodudur. Sekonder çürük oluşumu, uzun süreli takiplerde gösterildiği gibi 4-6 yıllık ağız içi yaşlanmasından sonra değerlendirilmesi gerekmektedir (305). Bizim çalışmamızda da 18 aylık sürede sekonder çürüğe rastlanılmamasının nedeni klinik takip süremizin oldukça kısa olmasıdır.

Restoratif materyaller arasında değerlendirilen tüm kriterler açısından herhangi bir farka rastlanılmadığından çalışma başlangıcında kurulan hipotez kabul edilmiştir. Modifiye USPHS kriterlerine göre elde edilen bu başarılı sonuçlar, erken değerlendirme periyotlarında kompozit materyaller arasında anlamlı farkın olmadığı birçok çalışmayı içeren kısa veya orta süreli değerlendirme periyoduyla ilişkili olabilmektedir (6,306). Elde ettiğimiz bu klinik veriler çalışmamızda kullandığımız restoratif materyallerin klinik

performansları hakkında bilgi vermekle birlikte, kesin sonuçlar elde edebilmek için daha uzun süreli klinik takip çalışmaları gerekmektedir.

6. SONUÇLAR

Üç farklı bulk fill rezin kompozitin 18 aylık klinik performanslarını değerlendirdiğimiz bu çalışmada;

1. Değerlendirilen restoratif materyellerin tümü modifiye USPHS kriterlerine göre kabul edilebilir sonuçlar göstermiş olup, restoratif materyaller arasında fark gözlenmemiştir.
2. Bulk fill ve akışkan bulk fill rezin kompozitlerin kenar uyumunun, fiberle güçlendirilmiş rezin kompozitlere göre istatistiksel olarak daha iyi olduğu bulunmuştur.
3. Bu çalışma sınırları dahilinde kullanılan farklı restoratif materyallerin, klinik olarak başarı ile uygulanabileceği görülmesine rağmen çalışma süremizin kısa olmasından dolayı daha uzun süreli ve daha çok sayıda klinik çalışmaya ihtiyaç vardır.

KAYNAKLAR

1. Soygun, K., Ünal, M., Özer, A., Gülnahar, E., ve Bolayır, G. (2013). An investigation of microhardness cured different flow bulk fill composites. *Cumhuriyet Dent J*, 17 (1), 64-69
2. Ergucu, Z.,Turkun, L.S. (2007). Clinical performance of novel resin composites in posterior teeth: 18-month results. *J Adhes Dent*, 9 (2), 209-216.
3. Gaengler, P., Hoyer, I.,Montag, R. (2001). Clinical evaluation of posterior composite restorations: the 10-year report. *J Adhes Dent*, 3 (2), 185-194.
4. da Rosa Rodolpho, P.A., Cenci, M.S., Donassollo, T.A., Loguercio, A.D.,Demarco, F.F. (2006). A clinical evaluation of posterior composite restorations: 17-year findings. *J Dent*, 34 (7), 427-435.
5. Yap, A.U., Yap, S.H., Teo, C.K., Ng, J.J. (2004). Comparison of surface finish of new aesthetic restorative materials. *Oper Dent*, 29 (1), 100-104.
6. Dresch, W., Volpato, S., Gomes, J.C., Ribeiro, N.R., Reis, A.,Loguercio, A.D. (2006). Clinical evaluation of a nanofilled composite in posterior teeth: 12-month results. *Oper Dent*, 31 (4), 409-417.
7. Dayangaç, G.B. (2000). Kompozit Restorasyonlar. Ankara, Quintessence Yayıncılık.
8. Petrovic, L.M., Atanackovic, T.M. (2008). A model for shrinkage strain in photo polymerization of dental composites. *Dent Mater*, 24 (4), 556-560.
9. Park, J., Chang, J., Ferracane, J., Lee, I.B. (2008). How should composite be layered to reduce shrinkage stress: incremental or bulk filling? *Dent Mater*, 24 (11), 1501-1505.
10. Petrovic, L.M., Drobac, M.R., Stojanac, I.,Atanackovic, T.M. (2010). A method of improving marginal adaptation by elimination of singular stress point in composite restorations during resin photo-polymerization. *Dent Mater*, 26 (5), 449-455.
11. Burgess, J.O., Walker, R.,Davidson, J.M. (2002). Posterior resin-based composite: review of the literature. *Pediatr Dent*, 24 (5), 465-479.
12. Ferracane, J.L. (2011). Resin composite--state of the art. *Dent Mater*, 27 (1), 29-38.

13. Opdam, N.J., Roeters, J.J., Peters, T.C., Burgersdijk, R.C., Teunis, M. (1996). Cavity wall adaptation and voids in adhesive Class I resin composite restorations. *Dent Mater*, 12 (4), 230-235.
14. Opdam, N.J., Roeters, J.J., Joosten, M., Veeke, O. (2002) Porosities and voids in Class I restorations placed by six operators using a packable or syringable composite. *Dent Mater*, 18 (1), 58-63.
15. Herrero, A.A., Yaman, P., Dennison, J.B. (2005). Polymerization shrinkage and depth of cure of packable composites. *Quintessence Int*, 36 (1), 25-31.
16. Jackson, R.D., Morgan, M. (2000). The new posterior resins and a simplified placement technique. *J Am Dent Assoc*, 131 (3), 375-383.
17. Labella, R., Lambrechts, P., Van Meerbeek, B., Vanherle, G. (1999). Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dent Mater*, 15 (2), 128-137.
18. Altun, C. (2005). Kompozit Dolgu Materyallerinde Son Gelişmeler. *Gulhane Med J*, 47 (1), 77-82.
19. Ruiz, J.L., Mitra, S. (2006). Using cavity liners with direct posterior composite restorations. *Compend Contin Educ Dent*, 27 (6), 347-351; quiz 352.
20. Prager, M.C. (1997). Using flowable composites in direct posterior restorations. *Dent Today*, 16 (7), 62, 64, 66-69.
21. Kuru, R., Bulk fill kompozit rezinin farklı tekniklerle uygulanmasının mikrosızıntı ve mikrosertlik üzerine etkisinin değerlendirilmesi, Pedodonti Anabilim Dalı Yüksek Lisans Bitirme Tezi, Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, İzmir, 2013.
22. Lazarchik, D.A., Hammond, B.D., Sikes, C.L., Looney, S.W., Rueggeberg, F.A. (2007). Hardness comparison of bulk-filled/transtooth and incremental-filled/occlusally irradiated composite resins. *J Prosthet Dent*, 98 (2), 129-140.
23. El-Safty, S., Silikas, N., Watts, D.C. (2012). Creep deformation of restorative resin-composites intended for bulk-fill placement. *Dent Mater*, 28 (8), 928-935.

24. Moorthy, A., Hogg, C.H., Dowling, A.H., Grufferty, B.F., Benetti, A.R., Fleming, G.J. (2012). Cuspal deflection and microleakage in premolar teeth restored with bulk-fill flowable resin-based composite base materials. *J Dent*, 40 (6), 500-505.
25. Ilie, N., Hickel, R. (2011). Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDR technology. *Dent Mater*, 27 (4), 348-355.
26. A New Generation Bulk-Fill Composite For Direct Posterior Restorations. (2012). Ağ Sitesi: <https://www.dentalaegis.com/id/2012/05/a-new-generation-bulk-fill-composite-direct-posterior-restorations>
27. van Dijken, J.W., Pallesen, U. (2014). A randomized controlled three year evaluation of "bulk-filled" posterior resin restorations based on stress decreasing resin technology. *Dent Mater*, 30 (9), e245-251.
28. Manhart, J., Chen, H.Y., Hickel, R. (2010). Clinical evaluation of the posterior composite Quixfil in class I and II cavities: 4-year follow-up of a randomized controlled trial. *J Adhes Dent*, 12 (3), 237-243.
29. Garoushi, S., Tanner, J., Vallittu, P., Lassila, L. (2012). Preliminary clinical evaluation of short fiber-reinforced composite resin in posterior teeth: 12-months report. *Open Dent J*, 6, 41-45.
30. Bowen, R. (1962). Dental filling material comprising vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of Bis phenol and glycidyl acrylate., U.S. Patent No. 3,066,112. Washington, D.C., Patent and Trademark Office.
31. Powers, J., Sakaguchi, L. R. (2006). *Craig's Restorative dental materials* (12th ed.). St. Louis, CV Mosby Co.
32. Bassiouny, M.A., Grant, A.A. (1978). A visible light-cured composite restorative. Clinical open assessment. *Br Dent J*, 145 (11), 327-330.
33. Roberson, M.T., Heymann, O. H., Swift, E. J. Jr. (2006). *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry* (5th ed.). St.Louis, Missouri: Mosby Elsevier.
34. Bayırlı, G., Şirin, T. (1982). Konservatif Diş Tedavisi. *Dünya Tıp Kitabevi Ltd. Şti.*, İstanbul, s.161-184.

35. Ankan, S. (2005). Posterior Kompozitler. *Cumhuriyet Dent J*, 1 (1), 63-70.
36. Craig, R.G., Marcus, L. (2005). Direct Esthetic Restorative Materials (Ed.)*Restorative Dental Materials*. Craig, R.G. (s. 244-267). Michigan: Mosby.
37. Fu, J., Liu, W., Hao, Z., Wu, X., Yin, J., Panjiyar, A. ve diğ erleri. (2014). Characterization of a low shrinkage dental composite containing bismethylene spiroorthocarbonate expanding monomer. *Int J Mol Sci*, 15 (2), 2400-2412.
38. Özdemir, H., Aladağ, L.İ., (2013). The effect of different polymerization periods on water sorption of acrylic resins,*J Dent Fac Atatürk Uni*, 21 (2), 214-219.
39. Terry, D.A., Leinfelder, K.F., Blatz, M.B. (2009). A comparison of advanced resin monomer technologies. *Dent Today*, 28 (7), 122-123.
40. Peutzfeldt, A. (1997). Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci*, 105 (2), 97-116.
41. Willems, G., Lambrechts, P., Braem, M., Vanherle, G. (1993). Composite resins in the 21st century. *Quintessence Int*, 24 (9), 641-658.
42. Dos Santos, P. H., Catelan, A., Albuquerque Guedes, A.P., Umeda Suzuki, T.Y., de Lima Godas, A.G., FragaBriso, A.L., Bedran-Russo, A.K. (2015). Effect of thermocycling on roughness of nanofill, microfill and microhybrid composites.*Acta Odontol Scand*, 73 (3):176-81.
43. Suzuki, S., Leinfelder, K.F., Kawai, K., Tsuchitani, Y. (1995). Effect of particle variation on wear rates of posterior composites. *Am J Dent*, 8 (4), 173-178.
44. Ferracane, J.L. (1995). Current trends in dental composites. *Crit Rev Oral Biol Med*, 6 (4), 302-318.
45. Mitra, S.B., Wu, D.,Holmes, B.N. (2003). An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc*, 134 (10), 1382-1390.
46. Ure, D.,Harris, J. (2003). Nanotechnology in dentistry: reduction to practice. *Dent Update*, 30 (1), 10-15.

47. Bayne, S.C., Heymann, H.O., Swift, E.J., Jr. (1994). Update on dental composite restorations. *J Am Dent Assoc*, 125 (6), 687-701.
48. Blackham, J.T., Vandewalle, K.S., Lien, W., (2009). Properties of Hybrid Resin Composite Systems Containing Prepolymerized Filler Particles. *Oper Dent*, 34 (6), 697-702.
49. Albers, H.F. (1996). Tooth-colored restoratives: an introductory text for selecting, placing and finishing (8th ed.). *Santa Rosa: Alto Books*.
50. Ferracane, J. (2001). Materials in Dentistry: Materials and Applications (2nd ed.). *Baltimore: Lippincott*.
51. Palaniappan, S., Elsen, L., Lijnen, I., Peumans, M., Van Meerbeek, B., Lambrechts, P. (2010). 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.
52. Swartz, M.L., Philips, R.W., Moore, B.K., Roberts, T.A. (1985). Effect of filler content and size on properties of composites. *J. Dent. Res.*, 64 (12), 1396-1404.
53. Braga, R.R., Koplín, C., Yamamoto, T., Tyler, K., Ferracane, J.L., Swain, M.V. (2013). Composite polymerization stress as a function of specimen configuration assessed by crack analysis and finite element analysis. *Dent Mater*, 29 (10), 1026-33.
54. Ilie, N., Bauer, H., Draenert, M., Hickel, R. (2013). Resin-based composite light-cured properties assessed by laboratory standards and simulated clinical conditions. *Oper Dent*, 38(2):159-67.
55. Combe, E.C., Burke, F.J. (2000). Contemporary resin-based composite materials for direct placement restorations: packables, flowables and others. *Dent Update*, 27 (7), 326-332, 334-326.
56. Visible light-cured composites and activating units. Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment. (1985) *J Am Dent Assoc*, 110 (1), 100-102.

57. Dietschi, D., Campanile, G., Holz, J., Meyer, J.M. (1994). Comparison of the color stability of ten new-generation composites: an in vitro study. *Dent Mater*, 10 (6), 353-362.
58. Stansbury, J.W. (2000). Curing dental resins and composites by photopolymerization. *J Esthet Dent*, 12 (6), 300-308.
59. Manhart, J., Kunzelmann, K.H., Chen, H.Y., Hickel, R. (2000). Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. *Dent Mater*, 16 (1), 33-40.
60. Leinfelder, K.F., Radz, G.M., Nash, R.W. (1998). A report on a new condensable composite resin. *Compend Contin Educ Dent*, 19 (3), 230-232, 234, 236-237.
61. Bayne, S.C., Thompson, J.Y., Swift, E.J., Jr., Stamatides, P., Wilkerson, M. (1998). A characterization of first-generation flowable composites. *J Am Dent Assoc*, 129 (5), 567-577.
62. Unterbrink, G.L., Liebenberg, W.H. (1999) Flowable resin composites as "filled adhesives": literature review and clinical recommendations. *Quintessence Int*, 30 (4), 249-257.
63. Lee, I.B., Min, S.H., Kim, S.Y., Ferracane, J. (2010). Slumping tendency and rheological properties of flowable composites. *Dent Mater*, 26 (5), 443-448.
64. Sadeghi, M., Lynch, C.D. (2009). The effect of flowable materials on the microleakage of Class II composite restorations that extend apical to the cemento-enamel junction. *Oper Dent*, 34 (3), 306-311.
65. Perdigão, J., Anauate-Netto, C., Carmo, A.R., Hodges, J.S., Cordeiro, H.J., Lewgoy, H.R. ve diğerleri. (2004). The effect of adhesive and flowable composite on postoperative sensitivity: 2-week results. *Quintessence Int*, 35 (10), 777-784.
66. Wolter, H., Storch, W., Ott, H. (1994). New Inorganic/Organic Copolymers (Ormocer®s) for Dental Applications. *MRS Proceedings*, 346, 143.

67. Zimmerli, B., Strub, M., Jeger, F., Stadler, O., Lussi, A. (2010). Composite materials: composition, properties and clinical applications. A literature review. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*, 120 (11), 972-986.
68. Ilie, N., Hickel, R. (2011). Resin composite restorative materials. *Aust Dent J*, 56 (1 Suppl), 59–66.
69. Tagtekin, D.A., Yanikoglu, F.C., Bozkurt, F.O., Kologlu, B., Sur, H. (2004). Selected characteristics of an Ormocer and a conventional hybrid resin composite. *Dent Mater*, 20 (5), 487-497.
70. Cattani-Lorente, M., Bouillaguet, S., Godin, C. H., Meyer, J. M. (2001). Polymerization shrinkage of Ormocer based dental restorative composites. *Eur Cell Mater*, 1, 25-26.
71. Gökçe, K., Özel, E. (2005). Kompozit Restorasyonlarda Son Gelişmeler. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.*, 15 (3), 52-60.
72. Imazato, S., Tarumi, H., Kato, S., Ebisu, S. (1999). Water sorption and colour stability of composites containing the antibacterial monomer MDPB. *J Dent*, 27 (4), 279-283.
73. Shenoy, A. (2008). Is it the end of the road for dental amalgam? A critical review. *J Conserv Dent*, 11 (3), 99-107.
74. Weinmann, W., Thalacker, C., Guggenberger, R. (2005). Siloranes in dental composites. *Dent Mater*, 21 (1), 68-74.
75. Eick, J.D., Kostoryz, E.L., Rozzi, S.M., Jacobs, D.W., Oxman, J.D., Chappelow, C.C. ve diğerleri. (2002). In vitro biocompatibility of oxirane/polyol dental composites with promising physical properties. *Dent Mater*, 18 (5), 413-421.
76. El-Damanhoury, H., Platt, J. (2014). Polymerization shrinkage stress kinetics and related properties of bulk-fill resin composites. *Oper Dent*, 39 (4), 374-382.
77. Jose-Luis, R. (2010). Dental technique—restorations with resin-based, bulk fill composites. *AEGIS Communications*, 31.
78. Tetric EvoCeram Bulk Fill: The bulk composite without compromises. (2011). *Scientific Documentation Schaan, Liechtenstein: Ivoclar Vivadent*; 1-20.

79. Kim, R.J., Kim, Y.J., Choi, N.S., Lee, I.B. (2015). Polymerization shrinkage, modulus, and shrinkage stress related to tooth-restoration interfacial debonding in bulk-fill composites. *J Dent*, 43 (4), 430-439.
80. Webber, M.B.F., Marin, G. C., Progiante, P. S., Lolli, L. F., Marson, F. B. (2014). Bulk-Fill Resin-Based Composites: Microleakage of Class II Restorations. *JSCD*, 2 (1), 15-19.
81. Lassila, L.V., Nagas, E., Vallittu, P.K., Garoushi, S. (2012). Translucency of flowable bulk-filling composites of various thicknesses. *Chin J Dent Res*, 15 (1), 31-35.
82. Garcia, D., Yaman, P., Dennison, J., Neiva, G. (2014). Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk fill flowable composite resins. *Oper Dent*, 39 (4), 441-448.
83. van Dijken, J.W., Sunnegardh-Gronberg, K. (2006). Fiber-reinforced packable resin composites in Class II cavities. *J Dent*, 34 (10), 763-769.
84. Freilich, M.A., Meiers, J.C., Duncan, J.P., Eckrote, K.A., Goldberg, A.J. (2002). Clinical evaluation of fiber-reinforced fixed bridges. *J Am Dent Assoc*, 133 (11), 1524-1534; quiz 1540-1521.
85. Çulhaoğlu, A.K., Zaimoğlu, A., Özkır, S. E. (2013). Fiberle güçlendirilmiş indirekt kompozit kronların kırılma dirençlerinin IPS Empress tam seramik kronlar ile karşılaştırılması. *Acta Odontol Turc*, 30 (1), 25-31.
86. Freilich M, M.J. (2000). Rationale for the clinical use of fiber-reinforced Composites: fiber reinforced composites. *Illinois: Quintessence Publishing Co.*
87. Garoushi, S., Vallittu, P.K., Lassila, L.V. (2007). Direct restoration of severely damaged incisors using short fiber-reinforced composite resin. *J Dent*, 35 (9), 731-736.
88. Garoushi, S., Vallittu, P.K., Watts, D.C., Lassila, L.V. (2008). Polymerization shrinkage of experimental short glass fiber-reinforced composite with semi-inter penetrating polymer network matrix. *Dent Mater*, 24 (2), 211-215.

89. Garoushi, S., Vallittu, P.K.,Lassila, L.V. (2011). Fracture toughness, compressive strength and load-bearing capacity of short glass fibre-reinforced composite resin. *Chin J Dent Res*, 14 (1), 15-19.
90. McCabe, J.F., Walls, A. W. G. (2002). *Applied Dental Materials*(8th ed.).Oxford: Blackwell.
91. Craig, R.G., Powers, J. M. (2002). *Restorative Dental Materials* (11th ed.).Michigan: Mosby Inc.
- 92.Kim, K.H., Ong, J.L.,Okuno, O. (2002). The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites. *J Prosthet Dent*, 87 (6), 642-649.
- 93.Ikejima, I., Nomoto, R.,McCabe, J.F. (2003). Shear punch strength and flexural strength of model composites with varying filler volume fraction, particle size and silanation. *Dent Mater*, 19 (3), 206-211.
- 94.Aboushelib, M.N., Feilzer, A.J.,Kleverlaan, C.J. (2009). Bridging the gap between clinical failure and laboratory fracture strength tests using a fractographic approach. *Dent Mater*, 25 (3), 383-391.
95. Davidson-Kaban, S.S., Davidson, C.L., Feilzer, A.J., de Gee, A.J.,Erdilek, N. (1997). The effect of curing light variations on bulk curing and wall-to-wall quality of two types and various shades of resin composites. *Dent Mater*, 13 (6), 344-352.
96. Versluis, A., Douglas, W.H.,Sakaguchi, R.L. (1996). Thermal expansion coefficient of dental composites measured with strain gauges. *Dent Mater*, 12 (5), 290-294.
97. Soderholm, K.J. (1984). Influence of silane treatment and filler fraction on thermal expansion of composite resins. *J Dent Res*, 63 (11), 1321-1326.
- 98.Ferracane, J.L. (2013). Resin-based composite performance: are there some things we can't predict? *Dent Mater*, 29 (1), 51-58.
- 99.Park, J.K., Hur, B., Ko, C.C., Garcia-Godoy, F., Kim, H.I.,Kwon, Y.H. (2010). Effect of light-curing units on the thermal expansion of resin nanocomposites. *Am J Dent*, 23 (6), 331-334.

- 100.Santos, C., Clarke, R.L., Braden, M., Guitian, F.,Davy, K.W. (2002). Water absorption characteristics of dental composites incorporating hydroxyapatite filler. *Biomaterials*, 23 (8), 1897-1904.
- 101.Diaz-Arnold, A.M., Arnold, M.A.,Williams, V.D. (1992). Measurement of water sorption by resin composite adhesives with near-infrared spectroscopy. *J Dent Res*, 71 (3), 438-442.
- 102.Oysaed, H.,Ruyter, I.E. (1986). Water sorption and filler characteristics of composites for use in posterior teeth. *J Dent Res*, 65 (11), 1315-1318.
- 103.Soderholm, K.J., Zigan, M., Ragan, M., Fischlschweiger, W.,Bergman, M. (1984). Hydrolytic degradation of dental composites. *J Dent Res*, 63 (10), 1248-1254.
- 104.Momoi, Y.,McCabe, J.F. (1994). Hygroscopic expansion of resin based composites during 6 months of water storage. *Br Dent J*, 176 (3), 91-96.
105. Segura, A.,Donly, K.J. (1993). In vitro posterior composite polymerization recovery following hygroscopic expansion. *J Oral Rehabil*, 20 (5), 495-499.
- 106.Hansen, E.K.,Asmussen, E. (1989). Marginal adaptation of posterior resins: effect of dentin-bonding agent and hygroscopic expansion. *Dent Mater*, 5 (2), 122-126.
- 107.Pearson, G.J.,Longman, C.M. (1989). Water sorption and solubility of resin-based materials following inadequate polymerization by a visible-light curing system. *J Oral Rehabil*, 16 (1), 57-61.
108. Taira, M., Okazaki, M.,Takahashi, J. (1999). Studies on optical properties of two commercial visible-light-cured composite resins by diffuse reflectance measurements. *J Oral Rehabil*, 26 (4), 329-337.
- 109.Schulze, K.A., Marshall, S.J., Gansky, S.A.,Marshall, G.W. (2003). Color stability and hardness in dental composites after accelerated aging. *Dent Mater*, 19 (7), 612-619.
- 110.Buchalla, W., Attin, T., Hilgers, R.D.,Hellwig, E. (2002). The effect of water storage and light exposure on the color and translucency of a hybrid and a microfilled composite. *J Prosthet Dent*, 87 (3), 264-270.

- 111.Uluakay, M., İnan, H., Arhun, N., Yamanel, K. (2011). Kompozit Rezinler ve Polimerizasyon Büzülmesi. *ADO(Ankara Diş Hek. Odası) Klinik Bilimler Dergisi*, 5 (2), 895-902.
- 112.Kleverlaan, C.J.,Feilzer, A.J. (2005). Polymerization shrinkage and contraction stress of dental resin composites. *Dent Mater*, 21 (12), 1150-1157.
- 113.Lenhard, M. (2001). Composite Restorations. *Ivoclar Vivadent Clinical. Liechtenstein*, 1.
- 114.Rueggeberg, F. (1999). Contemporary issues in photocuring. *Compend Contin Educ Dent Suppl* (25), S4-15; quiz S73.
115. Jedrychowski, J.R., Bleier, R.G.,Caputo, A.A. (2001). Shrinkage stresses associated with incremental composite filling techniques in conservative Class II restorations. *ASDC J Dent Child*, 68 (3), 161-167, 150.
116. Ölmez, A., Tuna, D. (2002). Polimerizasyon Büzülmesine Etki Eden Faktörler. *Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 5 (1), 52-57.
- 117.Ciucchi, B., Bouillaguet, S., Delaloye, M.,Holz, J. (1997). Volume of the internal gap formed under composite restorations in vitro. *J Dent*, 25 (3-4), 305-312.
118. Davidson, C.L.,Feilzer, A.J. (1997). Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *J Dent*, 25 (6), 435-440.
- 119.Sheth, J.J., Fuller, J.L.,Jensen, M.E. (1988). Cuspal deformation and fracture resistance of teeth with dentin adhesives and composites. *J Prosthet Dent*, 60 (5), 560-569.
- 120.Terry, D.A. (2004). Direct applications of a nanocomposite resin system: Part 1-The evolution of contemporary composite materials. *Pract Proced Aesthet Dent*, 16 (6), 417-422.
- 121.Çalışkan, K., Gökay, N. (1990). Kompozit Dolgu Maddelerinin Genel Özellikleri ve Sınıflandırılması. *EÜ Dişhek Fak Derg*, 11 (3), 119-127.

122. Goncalves, F., Pfeifer, C.C., Stansbury, J.W., Newman, S.M., Braga, R.R. (2010). Influence of matrix composition on polymerization stress development of experimental composites. *Dent Mater*, 26 (7), 697-703.
123. Stansbury, J., W., Dickens, S., H. (2001). Network formation and compositional drift during photo-initiated copolymerization of dimethacrylate monomers. *Polymer*, 42, 6363-6369.
124. Sideridou, I., Tserki, V., Papanastasiou, G. (2003). Study of water sorption, solubility and modulus of elasticity of light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials*, 24 (4), 655-665.
125. Moszner, N., Fischer, U.K., Angermann, J., Rheinberger, V. (2008). A partially aromatic urethane dimethacrylate as a new substitute for Bis-GMA in restorative composites. *Dent Mater*, 24 (5), 694-699.
126. Giachetti, L., Bertini, F., Bambi, C., Scaminaci Russo, D. (2007). A rational use of dental materials in posterior direct resin restorations in order to control polymerization shrinkage stress. *Minerva Stomatol*, 56 (3), 129-138.
127. Ilie, N., Hickel, R. (2011). Resin composite restorative materials. *Aust Dent J*, 56 Suppl 1, 59-66.
128. Tarle, Z., Meniga, A., Ristic, M., Sutalo, J., Pichler, G., Davidson, C.L. (1998). The effect of the photopolymerization method on the quality of composite resin samples. *J Oral Rehabil*, 25 (6), 436-442.
129. El-Sahn, N.A., EL-Damanhoury, H. M., EL-Kassas, D., Fahmy, O. M., Gomma, H. & Platt, J. A. (2011). Effect of C-factor on micro-tensile bond strengths of low-shrinkage composites. *Oper Dent*, 36 (3), 281-292.
130. Lindberg, A., van Dijken, J.W., Lindberg, M. (2007). Nine-year evaluation of a polyacid-modified resin composite/resin composite open sandviç technique in Class II cavities. *J Dent*, 35 (2), 124-129.
131. Bogra, P., Gupta, S., Kumar, S. (2012). Comparative evaluation of microleakage in class II cavities restored with Ceram X and Filtek P-90: An in vitro study. *Contemp Clin Dent*, 3 (1), 9-14.

132. Versluis, A., Douglas, W.H., Cross, M., Sakaguchi, R.L. (1996). Does an incremental filling technique reduce polymerization shrinkage stresses? *J Dent Res*, 75 (3), 871-878.
133. Jafarpour, S., El-Badrawy, W., Jazi, H.S., McComb, D. (2012). Effect of composite insertion technique on cuspal deflection using an in vitro simulation model. *Oper Dent*, 37 (3), 299-305.
134. Rees, J.S., Jagger, D.C., Williams, D.R., Brown, G., Duguid, W. (2004). A reappraisal of the incremental packing technique for light cured composite resins. *J Oral Rehabil*, 31 (1), 81-84.
135. Tjan, A.H., Bergh, B.H., Lidner, C. (1992). Effect of various incremental techniques on the marginal adaptation of class II composite resin restorations. *J Prosthet Dent*, 67 (1), 62-66.
136. Rueggeberg, F.A., Caughman, W.F., Curtis, J.W.Jr. (1994). Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Oper Dent*, 19 (1), 26-32.
137. Jadhav, S., Hegde, V., Aher, G., Fajandar, N. (2011). Influence of light curing units on failure of direct composite restorations. *J Conserv Dent*, 14 (3), 225-227.
138. Erdemir, U., Yaman, B. C. (2011). Microleakage in Dentsitry and Microleakage Evaluation Techniques. *J Istanbul Univ Fac Dent*, 45 (1), 25-35.
139. Bektaş, Ö., Siso, Ş. H., Eren, D. (2006). Işık Kaynakları, Polimerizasyon ve Klinik Uygulamalar. *EÜ Dişhek Fak Derg*, (27), 117-124.
140. Lovell, L.G., Newman, S.M., Bowman, C.N. (1999). The effects of light intensity, temperature, and comonomer composition on the polymerization behavior of dimethacrylate dental resins. *J Dent Res*, 78 (8), 1469-1476.
141. Feilzer, A.J., Dooren, L.H., de Gee, A.J., Davidson, C.L. (1995). Influence of light intensity on polymerization shrinkage and integrity of restoration-cavity interface. *Eur J Oral Sci*, 103 (5), 322-326.

142. Kanca, J. 3rd, Suh, B.I. (1999). Pulse activation: reducing resin-based composite contraction stresses at the enamel cavosurface margins. *Am J Dent*, 12 (3), 107-112.
143. Giachetti, L., Scaminaci Russo, D., Bambi, C., Grandini, R. (2006). A review of polymerization shrinkage stress: current techniques for posterior direct resin restorations. *J Contemp Dent Pract*, 7 (4), 79-88.
144. Ellakwa, A., Cho, N., Lee, I.B. (2007). The effect of resin matrix composition on the polymerization shrinkage and rheological properties of experimental dental composites. *Dent Mater*, 23 (10), 1229-1235.
145. Attar, N., Özel, Y. (2007). A comparison of the flexural strength and modulus of elasticity of different resin composites. *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 31 (4), 26-35.
146. Robberson, T.M., Heymann, H. O., Swift, E. J., (2011). *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry* (s. 196-215, 497-526). St.Louis, Missouri: Mosby Elsevier.
147. Sakaguchi, R.L., Ferracane, J.L. (1998). Stress transfer from polymerization shrinkage of a chemical-cured composite bonded to a pre-cast composite substrate. *Dent Mater*, 14 (2), 106-111.
148. Condon, J.R., Ferracane, J.L. (2000). Assessing the effect of composite formulation on polymerization stress. *J Am Dent Assoc*, 131 (4), 497-503.
149. Ferracane, J.L. (2005). Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization. *Dent Mater*, 21 (1), 36-42.
150. Smith, D.L., Schoonover, I.C. (1953). Direct filling resins: dimensional changes resulting from polymerization shrinkage and water sorption. *J Am Dent Assoc*, 46 (5), 540-544.
151. Bowen, R.L., Rapson, J.E., Dickson, G. (1982). Hardening shrinkage and hygroscopic expansion of composite resins. *J Dent Res*, 61 (5), 654-658.
152. Davidson, C.L., Feilzer, A. J. (2000). Polymerization Shrinkage Stress in Polymer Based Restoratives *J. Dent.* (25), 499-505.

153. George, L.A., Richards, N.D., Eichmiller, F.C. (1995). Reduction of marginal gaps in composite restorations by use of glass-ceramic inserts. *Oper Dent*, 20 (4), 151-154.
154. Liberman, R., Ben-Amar, A., Herteanu, L., Judes, H. (1997). Marginal seal of composite inlays using different polymerization techniques. *J Oral Rehabil*, 24 (1), 26-29.
155. Jensen, M.E., Chan, D.C.N. (1985). Polymerization shrinkage and microleakage. G. Vanherle, D.C. Smith (Ed.). *Posterior composite Resin Dental Restorative Materials* (s. 243-262). Utrecht, The Netherlands: Peter Szulc Publishing Co.
156. Altun, C. (2005). Restoratif Diş Hekimliğinde Mikrosızıntı. *Gulhane Med J*, 47 (1), 77-82.
157. Neiva, I.F., de Andrada, M.A., Baratieri, L.N., Monteiro Junior, S., Ritter, A.V. (1998). An in vitro study of the effect of restorative technique on marginal leakage in posterior composites. *Oper Dent*, 23 (6), 282-289.
158. Breschi, L., Mazzoni, A., Ruggeri, A., Cadenaro, M., Di Lenarda, R., De Stefano Dorigo, E. (2008). Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *Dent Mater*, 24 (1), 90-101.
159. Mjor, I.A., Gordan, V.V. (2002). Failure, repair, refurbishing and longevity of restorations. *Oper Dent*, 27 (5), 528-534.
160. Mjor, I.A., Shen, C., Eliasson, S.T., Richter, S. (2002). Placement and replacement of restorations in general dental practice in Iceland. *Oper Dent*, 27 (2), 117-123.
161. Tay, F.R., Pashley, D.H. (2002). Dental adhesives of the future. *J Adhes Dent*, 4 (2), 91-103.
162. Van Meerbeek, B., De Munck, J., Yoshida, Y., Inoue, S., Vargas, M., Vijay, P. ve diğerleri. (2003). Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent*, 28 (3), 215-235.
163. G-aenial Bond Technique Guide. (2015). Ağ Sitesi: http://www.gceurope.com/pid/150/manual/en_Manual.pdf.

164. G-aenial Bond Brochure GC Acia. (2015). Ağ Sitesi: http://www.gcasia.info/ProdDoc/Doc3/GC0195-Gaenial_Bond_Brochure_FA2_LR.pdf.
165. Hanabusa, M., Mine, A., Kuboki, T., Momoi, Y., Van Ende, A., Van Meerbeek, B. ve diğerleri. (2012). Bonding effectiveness of a new 'multi-mode' adhesive to enamel and dentine. *J Dent*, 40 (6), 475-484.
166. Perdigao, J., Loguercio, A.D. (2014). Universal or Multi-mode Adhesives: Why and How? *J Adhes Dent*, 16 (2), 193-194.
167. Frankenberger, R., Lohbauer, U., Roggendorf, M.J., Naumann, M., Taschner, M. (2008). Selective enamel etching reconsidered: better than etch-and-rinse and self-etch? *J Adhes Dent*, 10 (5), 339-344.
168. Opdam, N.J., van de Sande, F.H., Bronkhorst, E., Cenci, M.S., Bottenberg, P., Pallesen, U. ve diğerleri. (2014). Longevity of posterior composite restorations: a systematic review and meta-analysis. *J Dent Res*, 93 (10), 943-949.
169. Keenan, R.G., Byers, D.H., Saltzman, B.E., Hyslop, F.L. (1963). The "USPHS" method for determining lead in air and in biological materials. *Am Ind Hyg Assoc J*, 24, 481-491.
170. Ryge, G. (1980). Clinical criteria. *Int Dent J*, 30 (4), 347-358.
171. Welbury, R.R., Shaw, A.J., Murray, J.J., Gordon, P.H., McCabe, J.F. (2000). Clinical evaluation of paired compomer and glass ionomer restorations in primary molars: final results after 42 months. *Br Dent J*, 189 (2), 93-97.
172. Barabanti, N., Preti, A., Vano, M., Derchi, G., Mangani, F., Cerutti, A. (2015). Indirect composite restorations luted with two different procedures: A ten years follow up clinical trial. *J Clin Exp Dent*, 7 (1), e54-59.
173. Wood, L.W., Barkmeier, W.W. (1979). The effect of salivary contamination on the retention of acid-etched retained composite resin. *J Nebr Dent Assoc*, 56 (2), 14-18.
174. Komatsu, J., Russo, M., Takayama, S., Holland Junior, C., Sasaki, T., Quintella, P.A. (1980). Influence of contamination of dental enamel

- decalcified by acid, on retention of composite resin restoration. *Rev Assoc Paul Cir Dent*, 34 (6), 476-479.
175. Feilzer, A.J., De Gee, A.J., Davidson, C.L. (1987). Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res*, 66 (11), 1636-1639.
176. Fontana, U.F., Dinelli, W., Garbrielli, F., Rolfsen, R.L. (1974). Clinical availability of some restorative materials for anterior teeth. I. Contour or loss of material and marginal discoloration. *Rev Assoc Paul Cir Dent*, 28 (2), 113-121.
177. Dietschi, D., Scampa, U., Campanile, G., Holz, J. (1995). Marginal adaptation and seal of direct and indirect Class II composite resin restorations: an in vitro evaluation. *Quintessence Int*, 26 (2), 127-138.
178. Sharma, R.D., Sharma, J., Rani, A. (2011). Comparative evaluation of marginal adaptation between nanocomposites and microhybrid composites exposed to two light cure units. *Indian J Dent Res*, 22 (3), 495.
179. Asmussen, E. (1983). Factors affecting the color stability of restorative resins. *Acta Odontol Scand*, 41 (1), 11-18.
180. Satou, N., Khan, A.M., Matsumae, I., Satou, J., Shintani, H. (1989). In vitro color change of composite-based resins. *Dent Mater*, 5 (6), 384-387.
181. Yannikakis, S.A., Zissis, A.J., Polyzois, G.L., Caroni, C. (1998). Color stability of provisional resin restorative materials. *J Prosthet Dent*, 80 (5), 533-539.
182. Ertas, E., Guler, A.U., Yucel, A.C., Koprulu, H., Guler, E. (2006). Color stability of resin composites after immersion in different drinks. *Dent Mater J*, 25 (2), 371-376.
183. Lim, B.S., Moon, H.J., Baek, K.W., Hahn, S.H., Kim, C.W. (2001). Color stability of glass-ionomers and polyacid-modified resin-based composites in various environmental solutions. *Am J Dent*, 14 (4), 241-246.

- 184.O'Neal, S.J., Leinfelder, K.F.,Barrett, C.E. (1989). Clinical evaluation of Dentacolor as a posterior veneering agent. *J Esthet Dent*, 1 (1), 29-33.
- 185.Poggio, C., Dagna, A., Chiesa, M., Colombo, M.,Scribante, A. (2012). Surface roughness of flowable resin composites eroded by acidic and alcoholic drinks. *J Conserv Dent*, 15 (2), 137-140.
- 186.Bashetty, K.,Joshi, S. (2010). The effect of one-step and multi-step polishing systems on surface texture of two different resin composites. *J Conserv Dent*, 13 (1), 34-38.
- 187.Endo, T., Finger, W.J., Kanehira, M., Utterodt, A.,Komatsu, M. (2010). Surface texture and roughness of polished nanofill and nanohybrid resin composites. *Dent Mater J*, 29 (2), 213-223.
- 188.Gil, F.J., Espias, A., Sanchez, L.A.,Planell, J.A. (1999). Comparison of the abrasive wear resistance between amalgams, hybrid composite material and different dental cements. *Int Dent J*, 49 (6), 337-342.
189. Altınbulak, H., Ergül, N., Okşan, T. (1994). Amalgam Dolguların Değiştirilme Nedenleri Ve Sıklığı Üzerine Klinik Bir Çalışma. *EÜ Dişhek Fak Derg*, 15, 91-97.
- 190.Pazinatto, F.B., Gionordoli Neto, R., Wang, L., Mondelli, J., Mondelli, R.F.,Navarro, M.F. (2012). 56-month clinical performance of Class I and II resin composite restorations. *J Appl Oral Sci*, 20 (3), 323-328.
- 191.Qvist, V.,Strom, C. (1993). 11-year assessment of Class-III resin restorations completed with two restorative procedures. *Acta Odontol Scand*, 51 (4), 253-262.
192. Opdam, N.J., Feilzer, A.J., Roeters, J.J.,Smale, I. (1998). Class I occlusal composite resin restorations: in vivo post-operative sensitivity, wall adaptation, and microleakage. *Am J Dent*, 11 (5), 229-234.
193. Hirata, K., Nakashima, M., Sekine, I., Mukouyama, Y.,Kimura, K. (1991). Dentinal fluid movement associated with loading of restorations. *J Dent Res*, 70 (6), 975-978.
- 194.Moreira, P.L., Messoro, M.R., Pereira, S.M., Almeida, S.M.,Cruz, A.D. (2011). Diagnosis of secondary caries in esthetic restorations: influence

- of the incidence vertical angle of the X-ray beam. *Braz Dent J*, 22 (2), 129-133.
195. Kursun, S., Dinc, G., Oztas, B., Yuksel, S., Kamburoglu, K. (2012). The visibility of secondary caries under bonding agents with two different imaging modalities. *Dent Mater J*, 31 (6), 975-979.
196. Bucher, K., Metz, I., Pitchika, V., Hickel, R., Kuhnisch, J. (2014). Survival characteristics of composite restorations in primary teeth. *Clin Oral Investig.* [Epub ahead of print]
197. Karaman, E., Özgünaltay, G., Dayangaç, B., Yazıcı, A.R. (2011). 12 Month clinical evaluation of different composite resins used with a self-etch adhesive system in the restoration of non-carious cervical lesions. *GÜ Diş Hek Fak Derg*, 28 (3), 183-190.
198. Stabler, C.E. (1938). Concerning the sixty-eighth annual meeting of the California State Dental Association, Stockton. *Cal West Med*, 48 (2), 144.
199. Hickel R, Peschke A, Tyas M, Mjör I, Bayne S, Peters M, Hiller KA, Randall R, Vanherle G, Heintze SD. FDI World Dental Federation - clinical criteria for the evaluation of direct and indirect restorations. Update and clinical examples. *J Adhes Dent*. 2010 Aug;12(4):259-72. doi: 10.3290/j.jad.a19262.
200. Barabanti, N., Gagliani, M., Roulet, J.F., Testori, T., Ozcan, M., Cerutti, A. (2013). Marginal quality of posterior microhybrid resin composite restorations applied using two polymerisation protocols: 5-year randomised split mouth trial. *J Dent*, 41 (5), 436-442.
201. Barnes, I.E. (1978). Replication techniques for the scanning electron microscope. 1. History, materials and techniques. *J Dent*, 6 (4), 327-341.
202. Heintze, S.D., Monreal, D., Peschke, A. (2015). Marginal quality of class II composite restorations placed in bulk compared to an incremental technique: evaluation with SEM and Stereomicroscope. *J Adhes Dent*, 17 (2), 147-154.

203. Scotti, N., Comba, A., Gambino, A., Paolino, D.S., Alovise, M., Pasqualini, D. ve diğerleri. (2014). Microleakage at enamel and dentin margins with a bulk fill flowable resin. *Eur J Dent*, 8 (1), 1-8.
204. Van Ende, A., De Munck, J., Van Landuyt, K.L., Poitevin, A., Peumans, M., Van Meerbeek, B. (2013). Bulk-filling of high C-factor posterior cavities: effect on adhesion to cavity-bottom dentin. *Dent Mater*, 29 (3), 269-277.
205. Yasa, B., Arslan, H., Yasa, E., Akcay, M., Hatirli, H. (2015). Effect of novel restorative materials and retention slots on fracture resistance of endodontically-treated teeth. *Acta Odontol Scand*, 1-7.
206. Zorzin, J., Maier, E., Harre, S., Fey, T., Belli, R., Lohbauer, U. ve diğerleri. (2015). Bulk-fill resin composites: polymerization properties and extended light curing. *Dent Mater*, 31 (3), 293-301.
207. Barcellos, D.C., Batista, G.R., Silva, M.A., Pleffken, P.R., Rangel, P.M., Fernandes, V.V.Jr. ve diğerleri. (2013). Two-year clinical performance of self-etching adhesive systems in composite restorations of anterior teeth. *Oper Dent*, 38 (3), 258-266.
208. Yazici, A.R., Ustunkol, I., Ozgunaltay, G., Dayangac, B. (2014). Three-year clinical evaluation of different restorative resins in class I restorations. *Oper Dent*, 39 (3), 248-255.
209. Baratieri, L.N., Ritter, A.V. (2001). Four-year clinical evaluation of posterior resin-based composite restorations placed using the total-etch technique. *J Esthet Restor Dent*, 13 (1), 50-57.
210. Pazinato, F.B., Campos, B.B., Costa, L.C., Atta, M.T. (2003). Effect of the number of thermocycles on microleakage of resin composite restorations. *Pesqui Odontol Bras*, 17 (4), 337-341.
211. Yap, A.U., Teoh, S.H. (2003). Comparison of flexural properties of composite restoratives using the ISO and mini-flexural tests. *J Oral Rehabil*, 30 (2), 171-177.
212. Bernardo, M., Luis, H., Martin, M.D., Leroux, B.G., Rue, T., Leitao, J. ve diğerleri. (2007). Survival and reasons for failure of amalgam versus

- composite posterior restorations placed in a randomized clinical trial. *J Am Dent Assoc*, 138 (6), 775-783.
213. Fernandez, E.M., Martin, J.A., Angel, P.A., Mjor, I.A., Gordan, V.V., Moncada, G.A. (2011). Survival rate of sealed, refurbished and repaired defective restorations: 4-year follow-up. *Braz Dent J*, 22 (2), 134-139.
214. Efes, B.G., Dörter, C., Gomec, Y. (2006). Clinical evaluation of an ormocer, a nanofill composite and a hybrid composite at 2 years. *Am J Dent*, 19 (4), 236-240.
215. Allander, L., Birkhed, D., Bratthall, D. (1989). Quality evaluation of anterior restorations in private practice. *Swed Dent J*, 13 (4), 141-150.
216. van Dijken, J.W., Pallesen, U. (2015). Randomized 3-year clinical evaluation of Class I and II posterior resin restorations placed with a bulk-fill resin composite and a one-step self-etching adhesive. *J Adhes Dent.*, 17 (1), 81-88.
217. Yazici, A.R. (Mart 2015). **Evaluation of Bulk Filled and Nanofilled composites in class 2 Restorations: 18-month results** [Sözlü sunum]. *93rd General Session & Exhibition of the IADR, Boston*
218. Bottenberg, P., Alaerts, M., Keulemans, F. (2007). A prospective randomised clinical trial of one bis-GMA-based and two ormocer-based composite restorative systems in class II cavities: three-year results. *J Dent*, 35 (2), 163-171.
219. Manhart, J., Neuerer, P., Scheibenbogen-Fuchsbrunner, A., Hickel, R. (2000). Three-year clinical evaluation of direct and indirect composite restorations in posterior teeth. *J Prosthet Dent*, 84 (3), 289-296.
220. Turkun, S.L. (2003). Clinical evaluation of a self-etching and a one-bottle adhesive system at two years. *J Dent*, 31 (8), 527-534.
221. Kohler, B., Rasmusson, C.G., Odman, P. (2000). A five-year clinical evaluation of Class II composite resin restorations. *J Dent*, 28 (2), 111-116.
222. Pallesen, U., Qvist, V. (2003). Composite resin fillings and inlays. An 11-year evaluation. *Clin Oral Investig*, 7 (2), 71-79.

223. Raskin, A., Setcos, J.C., Vreven, J., Wilson, N.H. (2000). Influence of the isolation method on the 10-year clinical behaviour of posterior resin composite restorations. *Clin Oral Investig*, 4 (3), 148-152.
224. Buonocore, M.G. (1955). A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res*, 34 (6), 849-853.
225. Tyas, M.J., Burrow, M.F. (2004). Adhesive restorative materials: a review. *Aust Dent J*, 49 (3), 112-121; quiz 154.
226. Mahmoud, S.H., El-Embaby, A.E., AbdAllah, A.M. (2014). Clinical performance of ormocer, nanofilled, and nanoceramic resin composites in Class I and Class II restorations: a three-year evaluation. *Oper Dent*, 39 (1), 32-42.
227. Robinson, P.B., Moore, B.K., Swartz, M.L. (1988). The effect on microleakage of interchanging dentine adhesives in two composite resin systems in vitro. *Br Dent J*, 164 (3), 77-79.
228. Tomaszewska, I.M., Kearns, J.O., Ilie, N., Fleming, G.J. (2015). Bulk fill restoratives: to cap or not to cap--that is the question? *J Dent*, 43 (3), 309-316.
229. De Munck, J., Vargas, M., Iracki, J., Van Landuyt, K., Poitevin, A., Lambrechts, P. ve diğeri. (2005). One-day bonding effectiveness of new self-etch adhesives to bur-cut enamel and dentin. *Oper Dent*, 30 (1), 39-49.
230. Ernest, C.P., Holzmeier, M., Willershausen, B. (2004). In vitro shear bond strength of self-etching adhesives in comparison to 4th and 5th generation adhesives. *J Adhes Dent*, 6 (4), 293-299.
231. Lopes, G.C., Marson, F.C., Vieira, L.C., de Caldeira, A.M., Baratieri, L.N. (2004). Composite bond strength to enamel with self-etching primers. *Oper Dent*, 29 (4), 424-429.
232. Goracci, C., Sadek, F.T., Monticelli, F., Cardoso, P.E., Ferrari, M. (2004). Microtensile bond strength of self-etching adhesives to enamel and dentin. *J Adhes Dent*, 6 (4), 313-318.
233. De Munck, J., Van Meerbeek, B., Satoshi, I., Vargas, M., Yoshida, Y., Armstrong, S. ve diğeri. (2003). Microtensile bond strengths of one-

- and two-step self-etch adhesives to bur-cut enamel and dentin. *Am J Dent*, 16 (6), 414-420.
234. Inoue, S., Vargas, M.A., Abe, Y., Yoshida, Y., Lambrechts, P., Vanherle, G. ve diğerleri. (2003). Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to enamel. *Am J Dent*, 16 (5), 329-334.
235. Yazici, A.R., Celik, C., Ozgunaltay, G., Dayangac, B. (2007). Bond strength of different adhesive systems to dental hard tissues. *Oper Dent*, 32 (2), 166-172.
236. Souza-Junior, E.J., Prieto, L.T., Araujo, C.T., Paulillo, L.A. (2012). Selective enamel etching: effect on marginal adaptation of self-etch LED-cured bond systems in aged Class I composite restorations. *Oper Dent*, 37 (2), 195-204.
237. Peumans, M., De Munck, J., Van Landuyt, K.L., Poitevin, A., Lambrechts, P., Van Meerbeek, B. (2010). Eight-year clinical evaluation of a 2-step self-etch adhesive with and without selective enamel etching. *Dent Mater*, 26 (12), 1176-1184.
238. Perdigao, J., Kose, C., Mena-Serrano, A.P., De Paula, E.A., Tay, L.Y., Reis, A. ve diğerleri. (2014). A new universal simplified adhesive: 18-month clinical evaluation. *Oper Dent*, 39 (2), 113-127.
239. Turkun, L.S., Aktener, B.O., Ates, M. (2003). Clinical evaluation of different posterior resin composite materials: a 7-year report. *Quintessence Int*, 34 (6), 418-426.
240. Gerbo, L., Leinfelder, K.F., Mueninghoff, L., Russell, C. (1990). Use of optical standards for determining wear of posterior composite resins. *J Esthet Dent*, 2 (5), 148-152.
241. Lopes, L.G., Cefaly, D.F., Franco, E.B., Mondelli, R.F., Lauris, J.R., Navarro, M.F. (2003). Clinical evaluation of two "packable" posterior composite resins: two-year results. *Clin Oral Investig*, 7 (3), 123-128.
242. Collins, C.J., Bryant, R.W., Hodge, K.L. (1998). A clinical evaluation of posterior composite resin restorations: 8-year findings. *J Dent*, 26 (4), 311-317.

243. Alrahlah, A., Silikas, N., Watts, D.C. (2014). Post-cure depth of cure of bulk fill dental resin-composites. *Dent Mater*, 30 (2), 149-154.
244. Goracci, C., Cadenaro, M., Fontanive, L., Giangrosso, G., Juloski, J., Vichi, A. ve diğeri. (2014). Polymerization efficiency and flexural strength of low-stress restorative composites. *Dent Mater*, 30 (6), 688-694.
245. Garoushi, S., Sailyoja, E., Vallittu, P.K., Lassila, L. (2013). Physical properties and depth of cure of a new short fiber reinforced composite. *Dent Mater*, 29 (8), 835-841.
246. Li, X., Pongprueksa, P., Van Meerbeek, B., De Munck, J. (2015). Curing profile of bulk-fill resin-based composites. *J Dent*, 43 (6), 664-72
247. Ilie, N., Bucuta, S., Draenert, M. (2013). Bulk-fill resin-based composites: an in vitro assessment of their mechanical performance. *Oper Dent*, 38 (6), 618-625.
248. Tuncer, S., Demirci, M., Tekçe, N., Tuncer, A. K., Bağ, H. G. (2013). The effect of two bulk fill resin composites on microleakage in endodontically treated teeth. *The Journal of Dentist*, 1, 8-15.
249. Benetti, A.R., Havndrup-Pedersen, C., Honore, D., Pedersen, M.K., Pallesen, U. (2015). Bulk-fill resin composites: polymerization contraction, depth of cure, and gap formation. *Oper Dent*, 40 (2), 190-200.
250. Braga, R.R., Ballester, R.Y., Ferracane, J.L. (2005). Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review. *Dent Mater*, 21 (10), 962-970.
251. Flury, S., Hayoz, S., Peutzfeldt, A., Husler, J., Lussi, A. (2012). Depth of cure of resin composites: is the ISO 4049 method suitable for bulk fill materials? *Dent Mater*, 28 (5), 521-528.
252. Miletic, V., Pongprueksa, P., De Munck, J., Brooks, N.R., Van Meerbeek, B. (2013). Monomer-to-polymer conversion and micro-tensile bond strength to dentine of experimental and commercial adhesives containing diphenyl(2,4,6-trimethylbenzoyl)phosphine oxide

- or a camphorquinone/amine photo-initiator system. *J Dent*, 41 (10), 918-926.
253. Palin, W.M., Senyilmaz, D.P., Marquis, P.M., Shortall, A.C. (2008). Cure width potential for MOD resin composite molar restorations. *Dent Mater*, 24 (8), 1083-1094.
254. Moszner, N., Fischer, U.K., Ganster, B., Liska, R., Rheinberger, V. (2008). Benzoyl germanium derivatives as novel visible light photoinitiators for dental materials. *Dent Mater*, 24 (7), 901-907.
255. Burtscher, P., (2008). Germanium based photoinitiator as an alternative to camphorquinone/amine. *IADR, Toronto*.
256. Orłowski, M., Tarczydło, B., Chalas, R. (2015). Evaluation of marginal integrity of four bulk-fill dental composite materials: in vitro study. *ScientificWorldJournal*, 2015, 701262.
257. Akgün, B. (2003). LED ışık kaynakları. *Dentalife*, 9, 14-16.
258. Soh, M.S., Yap, A.U., Siow, K.S. (2003). The effectiveness of cure of LED and halogen curing lights at varying cavity depths. *Oper Dent*, 28 (6), 707-715.
259. Franco, E.B., dos Santos, P.A., Mondelli, R.F. (2007). The effect of different light-curing units on tensile strength and microhardness of a composite resin. *J Appl Oral Sci*, 15 (6), 470-474.
260. Stahl, F., Ashworth, S.H., Jandt, K.D., Mills, R.W. (2000). Light-emitting diode (LED) polymerisation of dental composites: flexural properties and polymerisation potential. *Biomaterials*, 21 (13), 1379-1385.
261. Jandt, K.D., Mills, R.W., Blackwell, G.B., Ashworth, S.H. (2000). Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). *Dent Mater*, 16 (1), 41-47.
262. Morgan, M. (2004). Finishing and polishing of direct posterior resin restorations. *Pract Proced Aesthet Dent*, 16 (3), 211-217; quiz 218.
263. Yazici, A.R., Tuncer, D., Antonson, S., Onen, A., Kilinc, E. (2010). Effects of delayed finishing/polishing on surface roughness, hardness and gloss of tooth-coloured restorative materials. *Eur J Dent*, 4 (1), 50-56.

- 264.Saraç, D., Saraç, Y. Ş., Külünk, Ş., Kural, Ç., Külünk, T. (2006). Farklı inorganik doldurucu içerikli kompozit rezinlerin renk sabitliği üzerinde polisaj yöntemlerinin ve yüzey verniği uygulamasının etkisi. *GÜ Diş Hek Fak Derg.*, 23, 169-175.
265. Baseren, M. (2004). Surface roughness of nanofill and nanohybrid composite resin and ormocer-based tooth-colored restorative materials after several finishing and polishing procedures. *J Biomater Appl*, 19 (2), 121-134.
266. Üçtaşlı, M.B., Eligüzeloğlu, E., Arısu, H. D., Özcan, S., Ömürlü, H., Çınar, S. (2008) İki farklı bitirme ve parlatma sisteminin farklı viskozitedeki akışkan ve mikrodolduruculu kompozit restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğü üzerine etkisi. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci*, 14, 75-79.
- 267.Hickel, R., Roulet, J.F., Bayne, S., Heintze, S.D., Mjor, I.A., Peters, M. ve diğerleri. (2007). Recommendations for conducting controlled clinical studies of dental restorative materials. Science Committee Project 2/98-FDI World Dental Federation study design (Part I) and criteria for evaluation (Part II) of direct and indirect restorations including onlays and partial crowns. *J Adhes Dent*, 9 Suppl 1, 121-147.
- 268.Freilich, M.A., Goldberg, A.J., Gilpatrick, R.O.,Simonsen, R.J. (1992). Direct and indirect evaluation of posterior composite restorations at three years. *Dent Mater*, 8 (1), 60-64.
- 269.Cvar, J.F.,Ryge, G. (2005). Reprint of criteria for the clinical evaluation of dental restorative materials. 1971. *Clin Oral Investig*, 9 (4), 215-232.
- 270.Sarrett, D.C. (2005). Clinical challenges and the relevance of materials testing for posterior composite restorations. *Dent Mater*, 21 (1), 9-20.
- 271.Whall, C.W.Jr.(1992).The how and why of the ADA's evaluation program for dental therapeutic products.*J Public Health Dent*, 52 (6):338-42.
- 272.Ostlund, J., Moller, K.,Koch, G. (1992). Amalgam, composite resin and glass ionomer cement in Class II restorations in primary molars-a three year clinical evaluation. *Swed Dent J*, 16 (3), 81-86.

273. Abdalla, A.I., Garcia-Godoy, F. (2006). Clinical evaluation of self-etch adhesives in Class V non-carious lesions. *Am J Dent*, 19 (5), 289-292.
274. ADA. (2001) acceptance program guidelines resin based composites for posterior restorations. american dental association council on scientific affairs.
275. Jang, J.H., Park, S.H., Hwang, I.N. (2015). Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk-fill resin composites and highly filled flowable resin. *Oper Dent*, 40 (2), 172-180.
276. Lastumaki, T.M., Lassila, L.V., Vallittu, P.K. (2003). The semi-interpenetrating polymer network matrix of fiber-reinforced composite and its effect on the surface adhesive properties. *J Mater Sci Mater Med*, 14 (9), 803-809.
277. van Dijken, J.W., Pallesen, U. (2011). Four-year clinical evaluation of Class II nano-hybrid resin composite restorations bonded with a one-step self-etch and a two-step etch-and-rinse adhesive. *J Dent*, 39 (1), 16-25.
278. van Dijken, J.W., (2014). Two year clinical evaluation of Tetric EvoCeram Bulk Fill in Class II cavities *Scientific Report 10 Years of Tetric Evolution*, 01, 20.
279. Poon, E.C., Smales, R.J., Yip, K.H. (2005). Clinical evaluation of packable and conventional hybrid posterior resin-based composites: results at 3.5 years. *J Am Dent Assoc*, 136 (11), 1533-1540.
280. Rosin, M., Urban, A.D., Gartner, C., Bernhardt, O., Splieth, C., Meyer, G. (2002). Polymerization shrinkage-strain and microleakage in dentin-bordered cavities of chemically and light-cured restorative materials. *Dent Mater*, 18 (7), 521-528.
281. Geurtsen, W., Schoeler, U. (1997). A 4-year retrospective clinical study of Class I and Class II composite restorations. *J Dent*, 25 (3-4), 229-232.
282. Gordan, V.V., Garvan, C.W., Blaser, P.K., Mondragon, E., Mjor, I.A. (2009). A long-term evaluation of alternative treatments to replacement

- of resin-based composite restorations: results of a seven-year study. *J Am Dent Assoc*, 140 (12), 1476-1484.
283. Mair, L.H., Vowles, R.W., Cunningham, J., Williams, D.F. (1990). The clinical wear of three posterior composites. *Br Dent J*, 169 (11), 355-360.
284. Saralegui, A. (2014). Clinical evaluation of Tetric EvoCeram and Tetric EvoCeram Bulk Fill with Excite in a split mouth study. *Scientific Report 10 Years of Tetric Evolution*, 01, 26.
285. Sarrett, D.C., Brooks, C.N., Rose, J.T. (2006). Clinical performance evaluation of a packable posterior composite in bulk-cured restorations. *J Am Dent Assoc*, 137 (1), 71-80.
286. Campos, E.A., Ardu, S., Lefever, D., Jasse, F.F., Bortolotto, T., Krejci, I. (2014). Marginal adaptation of class II cavities restored with bulk-fill composites. *J Dent*, 42 (5), 575-581.
287. Roggendorf, M.J., Kramer, N., Appelt, A., Naumann, M., Frankenberger, R. (2011). Marginal quality of flowable 4-mm base vs. conventionally layered resin composite. *J Dent*, 39 (10), 643-647.
288. Latta, M. (2012). A laboratory evaluation of the marginal quality of "Bulk Fill" restorative systems. Final Report. *Creighton University School of Dentistry, Omaha, Nebraska, USA*.
289. Bollen, C.M., Lambrechts, P., Quirynen, M. (1997). Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. *Dent Mater*, 13 (4), 258-269.
290. Lu, H., Roeder, L.B., Lei, L., Powers, J.M. (2005). Effect of surface roughness on stain resistance of dental resin composites. *J Esthet Restor Dent*, 17 (2), 102-108; discussion 109.
291. Sadeghi, M., Lynch, C.D., Shahamat, N. (2010). Eighteen-month clinical evaluation of microhybrid, packable and nanofilled resin composites in Class I restorations. *J Oral Rehabil*, 37 (7), 532-537.
292. Jung, M., Sehr, K., Klimek, J. (2007). Surface texture of four nanofilled and one hybrid composite after finishing. *Oper Dent*, 32 (1), 45-52.

293. Wang, L., Garcia, F.C., Amarante de Araujo, P., Franco, E.B., Mondelli, R.F. (2004). Wear resistance of packable resin composites after simulated toothbrushing test. *J Esthet Restor Dent*, 16 (5), 303-314; discussion 314-305.
294. Palaniappan, S., Elsen, L., Lijnen, I., Peumans, M., Van Meerbeek, B., Lambrechts, P. (2012). Nanohybrid and microfilled hybrid versus conventional hybrid composite restorations: 5-year clinical wear performance. *Clin Oral Investig*, 16 (1), 181-190.
295. Letzel, H. (1989). Survival rates and reasons for failure of posterior composite restorations in multicentre clinical trial. *J Dent*, 17 Suppl 1, S10-17; discussion S26-18.
296. Stangel, I., Barolet, R.Y. (1990). Clinical evaluation of two posterior composite resins: two-year results. *J Oral Rehabil*, 17 (3), 257-268.
297. Costa, C.A., Giro, E.M., do Nascimento, A.B., Teixeira, H.M., Hebling, J. (2003). Short-term evaluation of the pulpo-dentin complex response to a resin-modified glass-ionomer cement and a bonding agent applied in deep cavities. *Dent Mater*, 19 (8), 739-746.
298. Efes, B.G., Dörter, C., Gomec, Y., Koray, F. (2006). Two-year clinical evaluation of ormocer and nanofill composite with and without a flowable liner. *J Adhes Dent*, 8 (2), 119-126.
299. Baracco, B., Perdigao, J., Cabrera, E., Ceballos, L. (2013). Two-year clinical performance of a low-shrinkage composite in posterior restorations. *Oper Dent*, 38 (6), 591-600.
300. Schirmeister, J.F., Huber, K., Hellwig, E., Hahn, P. (2006). Two-year evaluation of a new nano-ceramic restorative material. *Clin Oral Investig*, 10 (3), 181-186.
301. Brunthaler, A., König, F., Lucas, T., Sperr, W., Schedle, A. (2003). Longevity of direct resin composite restorations in posterior teeth. *Clin Oral Investig*, 7 (2), 63-70.
302. Saleh, N., Peretz, B., Rehany, A., Zyskind, D., Hirschfeld, Z., Stark, M. (1992). One-year clinical evaluation of an anterior composite resin. *Quintessence Int*, 23 (8), 559-567.

- 303.Mjor, I.A. (1985). Frequency of secondary caries at various anatomical locations. *Oper Dent*, 10 (3), 88-92.
304. Stefanski, S.,van Dijken, J.W. (2012). Clinical performance of a nanofilled resin composite with and without an intermediary layer of flowable composite: a 2-year evaluation. *Clin Oral Investig*, 16 (1), 147-153.
- 305.van Dijken, J.W.,Lindberg, A. (2009). Clinical effectiveness of a low-shrinkage resin composite: a five-year evaluation. *J Adhes Dent*, 11 (2), 143-148.
- 306.Yip, K.H., Poon, B.K., Chu, F.C., Poon, E.C., Kong, F.Y.,Smales, R.J. (2003). 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 (12), 1581-1589.

EK. 3. KLİNİK TAKİP FORMU

Adı Soyadı:

Doğum Tarihi:

Dosya No:

Telefon No:

Restorasyonun Yapıldığı Tarih:

Tarih	Restoratif Materyal	Diş No	KRİTERLER							
			Retansiyon	Kenar Renklenmesi	Kenar Uyumu	Renk Uyumu	Yüzey Yapısı	Anatomik Form	Postoperatif Hassasiyet	Sekonder Çürük Oluşumu
		Başlangıç								
		3.ay								
		6.ay								
		12.ay								
		18.ay								

ÖZGEÇMİŞ

1987 yılında Ankara'da doğdum. İlk ve ortaöğrenimimi Yahya Çavuş İlköğretim Okulu'nda, lise öğrenimimi Batıkent Lisesi'nde tamamladım. 2005 yılında Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ni kazandım. 2010 yılında Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden mezun oldum. 2012 yılında Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda uzmanlık eğitimine başladım ve halen devam etmekteyim.

KATILDIĞI BİLİMSEL TOPLANTILAR VE SUNUMLAR

- 1- FDI 101. Dünya Diş Hekimliği Kongresi, İstanbul (28-31 Ağustos 2013)
(katılımcı)
- 2- ConsEuro 2015, Londra, İngiltere (14-16 Mayıs 2015) (Microleakage of Different Types of Bulk-Fill Restorative Resins, poster sunumu)