T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

KÜTLESEL OLARAK YERLEŞTİRİLEBİLEN RESTORATİF MATERYALLERİN KLİNİK VE RADYOLOJİK OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ

Hayri AKMAN

UZMANLIK TEZİ

PEDODONTİ ANABİLİM DALI

Danışman

Prof. Dr. Gül TOSUN

KONYA-2016

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

KÜTLESEL OLARAK YERLEŞTİRİLEBİLEN RESTORATİF MATERYALLERİN KLİNİK VE RADYOLOJİK OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ

Hayri AKMAN

DOKTORA TEZİ

PEDODONTİ ANABİLİM DALI

Danışman

Prof. Dr. Gül TOSUN

Bu araştırma Selçuk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından 15102006 proje numarası ile desteklenmiştir.

KONYA-2016

ÖNSÖZ

Tezimin planlanması ve yürütülmesinde olduğu kadar, uzmanlık eğitimim boyunca benimle tüm bilimsel tecrübesini paylaşan, hiçbir konuda desteğini benden esirgemeyen, her durumda sabırla bana güler yüzünü gösteren çok değerli danışman hocam Sayın Prof. Dr. Gül TOSUN'a,

Uzmanlık eğitimim süresince üzerimde emeği geçen değerli hocalarım Sayın Prof. Dr. Sibel YILDIRIM, Sayın Yrd. Doç. Dr. Murat Selim BOTSALI ve Sayın Yrd. Doç. Dr. Firdevs KAHVECİOĞLU'na,

Tezimin istatistik analizlerinde yardımcı olan ve uzmanlık eğitimim boyunca desteğini esirgemeyen Sayın Doç. Dr. Mehmet AKIN'a,

Uzmanlık eğitimim boyunca bana olan desteklerinden dolayı tüm araştırma görevlisi arkadaşlarıma,

Projemizi desteklediği için Selçuk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğüne,

En çok da bana olan destek ve güvenlerini her zaman hissettiğim, maddi ve manevi hiçbir desteği benden esirgemeyen, bugünlere gelmemde en büyük paya sahip annem Ümmü AKMAN ve babam Oral AKMAN'a,

En İçten Sevgilerimle, Teşekkürler…

Son olarak bu çalışmamı özlemi hiç bitmeyen canım kardeşim Abdullah Can AKMAN'a ithaf ediyorum…

İÇİNDEKİLER

Sayfa

1.GİRİŞ 1
1.1. Çürük 2
1.1.1. Çürük Oluşumu 2
1.1.2. Çürük Tipleri 4
1.1.3. Çürük Teşhis Yöntemleri 6
1.1.4 Çürük Tespit ve Değerlendirme Sistemleri 8
1.2. Restoratif Materyaller 10
1.2.1 Amalgam 10
1.2.2 Kompozit Rezinler 11
1.2.3. Cam İyonomer Simanlar 34
2. GEREÇ VE YÖNTEM 41
2.1. Restoratif Materyallerin Hastalara Uygulanması 41
2.1.1. Hasta Seçimi 41
2.1.2. Çalışmada Kullanılan Restoratif Materyaller 44
2.2. Restoratif Materyallerin Klinik ve Radyolojik Takibi 50
2.3. İstatistiksel Değerlendirme 52
3.BULGULAR 53
3.1. Renk Uyumu 54
3.2. Marjinal Renklenme 55
3.3. Marjinal Uyum 57
3.4 İkincil Çürük 58
3.5. Anatomik Form Kaybı 59
3.6. Postoperatif Hassasiyet 60
3.7. Retansiyon 60
4. TARTIŞMA 63
5. SONUÇ VE ÖNERİLER 88
6. KAYNAKÇA 89
7. EKLER 104
EK-A ETİK KURUL ONAYI 104
EK-B ASGARİ BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU 105
8. ÖZGEÇMİŞ 107

SİMGELER ve KISALTMALAR

γ-MPTS	Gama Metakriloksi Propil Trimetoksi Silan
µm	mikrometre
°C	Santigrad derece
Al_2O_3	Alumina
Å	ångström
Al	Alüminyum
ART	Atravmatik restorasyon tekniği
$BaSO_4$	Baryum sülfat
BIS-GMA	Bisfenol glisidil metakrilat
Ca	Kalsiyum
CaF_2	Flor
CaO	Kireç
DMFT	Çürük, kayıp, dolgulu diş
H	Hidrojen
ICDAS	International Caries Detection and Assessment System
ICW-CCT	International Consensus Workshop on Caries Clinincal Trials
K	Potasyum
La	Lantanum
La_2O_3	Lantanum Oksit
LED	Light emitted diode
mm	Milimetre
MPa	Megapaskal
mW/cm^2	milivat/santimetrekare
Na	Sodyum
Na_2O	Soda
nm	Nanometre
P_2O_5	Fosfat
SiO_2	Silika
sn	Saniye

SrO	Stronsiyum
Sr	Stronsiyum
SrO	Stronsiyum oksit
TEG-DMA	Trietilenglikol dimetakrilat
UDMA	Üretan dimetakrilat
UV	Ultraviyole
ZnO	Çinko oksitler
Zn	Çinko

ÖZET

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ

KÜTLESEL OLARAK YERLEŞTİRİLEBİLEN RESTORATİF MATERYALLERİN KLİNİK VE RADYOLOJİK OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ

Dt. Hayri AKMAN
Pedodonti Anabilim Dalı

UZMANLIK TEZİ / KONYA-2016

Bu in-vivo çalışmanın amacı kütlesel olarak yerleştirilebilen kompozit rezin ile yüksek viskoziteli geleneksel cam iyonomer simanın klinik başarısını, çocuk hastaların süt azı dişlerinde geleneksel tabakalama yöntemiyle uygulanabilen kompozit rezinle karşılaştırıp 3 ay, 6 ay ve 1 yıllık izleme süreci sonunda United States Public Healt Services (USPHS) kriterlerine göre değerlendirmektir.

Bu çalışmada 6-10 yaşları arasındaki karışık dişlenme dönemindeki 26 çocukta toplam 134 adet süt azı dişlerinin sınıf II kaviteleri tabakalı olarak yerleştirilebilen geleneksel kompozit rezin Filtek™ Z550 Nano Hibrit Üniversal Restoratif, kütlesel olarak yerleştirilebilen 2 farklı kompozit rezin Sonicfill™, X-tra fil ve 1 tane de yüksek viskoziteli kondanse edilebilir cam iyonomer siman Equia Fil kullanılarak üretici firmanın önerilerine göre tek bir klinisyen tarafından restore edildi. Bu materyalleri uygulamak için üretici firmaların önerileri doğrultusunda rezin içerikli materyallerin restorasyonlarının altında Clearfil SE Bond bonding sistemi kullanıldı. Her bir restorasyon uygulamasından önce, sonra ve kontrol seanslarında dijital periapikal radyografi alındı. Restorasyonların klinik durumları 3, 6 ve 12 ay sonra USPHS kriterlerine göre farklı iki araştırmacı tarafından bağımsız olarak değerlendirildi. İstatistiksel analiz Pearson Chi-square ve McNemar testleri kullanılarak yapıldı.

Çalışmada hiçbir olguda renk uyumsuzluğu, ikincil çürük, postoperatif hassasiyet ve anatomik formda uyumsuzluk gözlenmedi. Klinik takip süresi sonunda Filtek Z550 grubunda % 6,25, Sonicfill grubunda % 5,88, X-tra fil grubunda % 5,88, Equia Fil grubunda % 11,76 oranında kenar renklenmesi ($p=0,747$) gözlendi. Filtek Z550 grubunda % 3,125, Sonicfill grubunda % 2,94, X-tra fil grubunda % 2,94, Equia Fil grubunda % 17,65 oranında marjinal uyumsuzluk ($p=0,034$) belirlendi. Retansiyon parametresinin 1 yıllık değerlendirilmesi sonucunda Sonicfill, Filtek Z550 ve X-tra fil kompozit restorasyonlarının hiçbirinde kayıp görülmezken, Equia Fil grubunda ise % 17,65 oranında retansiyon kaybı ($p=0,005$) gözlendi. Marijinal uyum ve retansiyon kriterlerinde Equia Fil'in çalışmada kullanılan diğer restoratif materyallere göre istatistiksel olarak daha başarısız olduğu tespit edildi.

Bu bulgular neticesinde süt azı dişlerinin restoratif tedavisinde kütlesel yerleştirilebilen kompozit rezinlerin, geleneksel kompozit rezinler kadar klinik olarak başarılı olduğu ve bu materyallerin uzun dönem başarılarını değerlendirilmesi için daha uzun süreli klinik çalışmalara ihtiyaç duyulduğu sonucuna varıldı.

Anahtar kelimeler: Yüksek viskoziteli cam iyonomer siman; Kompozit; USPHS Kriteri.

SUMMARY

REPUBLIC of TURKEY
SELÇUK UNIVERSITY

CLINICAL AND RADIOLOGICAL EVALUATION OF BULK-FILL RESTORATIVE MATERIALS

Dt. Hayri AKMAN
Department of Pedodontics

THESIS / KONYA-2016

This in vivo study aims to compare clinical success of bulk-fill composite resin and high viscosity conventional glass ionomer cement with deciduous molars can be applied with conventional layering method composite residual and evaluate according to the criteria of United States Public Healt Services (USPHS) after 3 months, at 6 months and 1 year follow-up period.

Class II cavities of 134 deciduous molar teeth in 26 children in mixed dentition aged 6-10 were restored by one operator according to the manufacturer's instructions with a traditional composite resin Filtek ™ Z550 Nano Hybrid Universal Restorative which can be placed by increment technique, two different bulk-fill composite resins Sonicfill, X-tra fil and one also high viscosity conventional glass ionomer cement Equia Fil. Clearfil SE Bond bonding system was used under the resin content of the materials in accordance with the manufacturers recommendations to apply these materials. Digital periapical radiographs were obtained before and after the restoration and at a recall appointment. Clinical examination of the restorations was performed by two independent examiners in 3, 6 and 12 months according to USPHS criteria. Statistical analysis was performed using Pearson Chi-Square and McNemar tests.

None of the cases demonstrated color mismatches, secondary caries, discrepancy in anatomical form, postoperative sensivity. Marginal discoloration in 6,25 % of Z 550 group, 5,88 % of Sonicfill group, 5,88 % of X-tra fil group, 11,76 % of Equia Fil group was observed at the end of clinical follow-up (p=0,747). Marginal mismatch in . 3,125 % Filtek Z550 group, 2,94 % Sonicfill group, 2,94 % X-tra fil group, 17,65 % Equia Fil group was determined (p=0,034). As a result of a 1-year clinical evaluation of retention parameters, while missing in any of Sonicfill, Filtek Z550 and X-tra fil composite restoration was not seen, loss of retention in 17,65 % Equia Fil group was observed (p=0,005). Equia Fil was found to be statistically more unsuccessful according to other restorative materials used in the study for the marginal fit and retention criteria.

As a result of these findings, bulk-fill composite resins are clinically successful as conventional composite resin in the restorative treatment of temporary molars and concluded that to need for longer clinical trials in order to evaluate the long-term success of these materials.

Key words: High viscosity glass ionomer cement; composite; USPHS criteria.

1.GİRİŞ

Diş çürüğü, karyojenik mikroorganizmaların mikrobiyal aktiviteleri sonucu karbonhidratları fermente ederek ürettikleri aside bağlı olarak diş ve çevre dokuları arasındaki demineralizasyon- remineralizasyon dengesinin, demineralizasyon lehine bozulması ile gelişen, dişin biyokimyasal yapısında ortaya çıkan geri dönüşü olmayan ilk patolojik değişimdir (Allukian, 2000). Yapılan epidemiyolojik çalışmalarda görüldüğü üzere, diş çürükleri çocukluk çağının en yaygın kronik hastalık sürecidir (Thitamosokul ve Thearmontree 2006, Qin ve ark 2008).

Ağız, yemeklerin vücuda ilk giriş kısmını oluşturmakta, dişlerdeki problemler ve uygulanan dental tedaviler hastanın genel sağlık durumunu etkileyebilmektedir. Genel sağlığın bir parçası olan, yaşamsal fonksiyonların korunması ve yaşam kalitesinin devamı açısından büyük önem taşıyan ağız ve diş sağlığı, oluşmadan önlenebilen hastalıklar grubuna girmektedir. Dişlerde meydana gelen problemler hastanın hayat kalitesinde azalmaya neden olurken, beslenme, uyku ve fiziksel aktivitelerini olumsuz yönde etkilenmektedir (Sheiham 2006, Broadbent ve ark 2011, Reddy ve Sharma 2011).

Süt dişlerinin fonksiyon, fonasyon, yer koruyucu ve estetik özelliklerinden dolayı fizyolojik düşme zamanlarına kadar diş arkında korunmaları, sürekli dişlenme ve çene gelişimi yönünden büyük önem taşımaktadır. Bu sebeple, süt dişlerinin çürüklerini temizleyip kalan diş dokusunun uygun restoratif materyallerle kapatılması prensibine dayanan restoratif diş hekimliği alanında amaç çocuk hastada, çürük dişe en kısa sürede en dayanıklı restorasyonu yapabilmektir. Doğru restoratif materyal seçimi restorasyonların başarısını direkt olarak etkileyen faktörlerdendir (Waggoner 2005).

Hastanın yaşı, cinsiyeti, tükürük miktarı ve içeriği, sosyoekonomik durumu, beslenme alışkanlığı ve ağız hijyeni gibi kişiye ait özellikler, çürüğün oluşumu ve gelişiminde belirleyici unsurlardır. Gelişmekte olan ülkelerde, beslenme alışkanlıklarının şeker oranı yüksek olan yiyeceklere kaymasıyla birlikte diş çürüğü prevalansının arttığı rapor edilmiştir. Gelişmekte olan ülkeler grubuna dahil olan ülkemizde de dental problemler yüksek oranda görülmektedir. (Topaloğlu ve ark 2009). Tüm bunlar göz önünde bulundurularak, hekim uygun bir restoratif materyal

ile dişi restore etmelidir. Restoratif tedavide amaç diş çürüğünün verdiği zararı durdurmak ve tamir etmek, diş dokularını korumak, fonksiyonu ve estetiği geri kazandırmak, ağız hijyeninin sağlanmasını kolaylaştırmak ve eğer mümkünse pulpanın vitalitesini korumak olara sayılabilir (El-Mowafy 2000, American Academy on Pediatric Dentistry Clinical Affairs Committee-Restorative Dentistry Subcommittee; American Academy on Pediatric Dentistry Council on Clinical Affairs, 2008).

1.1. Çürük

Diş çürüklerine çok eski çağlarda yapılan kazı çalışmalarında rastlandığı bulunmuştur. 20.000 yıl öncesine dayanan kalıntılarda çürüğe bağlı problemlerin resmedildiği gözlemlenmiştir. Sanayileşme ile beraber diş çürüklerinin de arttığı gözlenmiştir. Dünya savaşları, kıtlık gibi toplum refahının azaldığı, yoksulluk seviyesinin arttığı zamanlarda diş çürüğünün azaldığı, savaşın bitmesi ve refah düzeyinin yükselmesi ile birlikte çürük insidansının arttığı görülmüştür (Ismail ve ark 2001).

1.1.1. Çürük Oluşumu

Diş çürüğünün meydana gelme sürecinde ve ilerlemesinde mikrobiyal, genetik, immünolojik, davranış farklılıkları ve çevresel faktörler rol oynar (Murdoch-Kinch 2003).

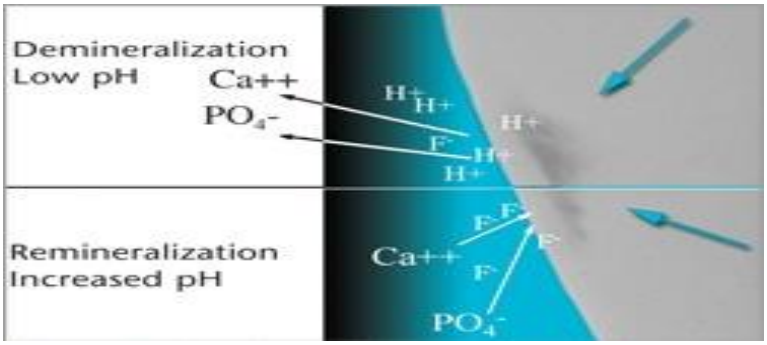
Diş sert dokularını oluşturan mine, dentin ve sementin yapısında yer alan inorganik kalsiyum fosfat kristalleri ile organik matriksin etkileşimi sonucu oluşan elektrostatik bağlantının, hidrojen (H) iyonları tarafından fizikokimyasal seviyede bozulması ve kalsiyum fosfat kristallerinin yıkımı, yüksek oranda iyonizasyonu ile ilerleyen, sonra dokuda sırası ile submikroskobik, mikroskobik ve sonrasında da makroskobik düzeyde madde kaybına neden olan olaylar dizisine diş çürümesi adı verilmektedir (Fejerskov ve Kidd 2003).

Demineralizasyon

Diş çürüğü, tek hücreli canlı olan bakteri ve bakteri enzimlerince meydana getirilen diş sert dokularının demineralizasyonunu indükleyen ve bunun sonucunda dental dokularda yıkım ile sonuçlanan, çocukluk döneminde en fazla görülen enfeksiyöz bir hastalık sürecidir (Allukian 2000).

Fizyolojik olarak bakıldığında, ağız içinde tükürük ile diş sert dokuları arasında sürekli bir alışveriş vardır. Ağız içinde pH asidik yöne kaydığında, H iyon konsantrasyonundaki artışla beraber kalsiyum tuzları diş yapısından ayrılır (Şekil 1.1). Bu durum demineralizasyon olarak ifade edilir (Garcia-Godoy ve Hicks 2008).

Demineralizasyon için kritik pH değeri minede 5.5, dentin için kritik pH değeri 6.7 olarak belirtilmiştir. Mine ve dentinde, kritik pH değerlerinin 18 ± 6 ay tekrarlayan devrelerle sürmesi sonucu çürük lezyonları başlayabilir. Başlangıç çürük lezyonu, opak beyaz ya da kahverengi leke şeklindedir. Mineral kaybının devamı sonucu oluşan mine yüzeyi sertliğindeki azalma, bakterilerin minenin içine doğru geçişine neden olur. Bu durum mikroskobik kavite oluşumu olarak tanımlanmaktadır. Çürüğün gelişimi ve ilerlemesi engellenemezse, çürük lezyonları sırasıyla mine, dentin ve pulpayı da içine alarak tüm dişi harap eder (Garcia-Godoy ve Hicks 2008).



Şekil 1.1: Demineralizasyon ve remineralizasyon

Remineralizasyon

Ağız ortamındaki pH değeri alkali olduğunda diş yapısından ayrılan iyonlar tükürükten diş dokusuna tekrar tuz kompleksleri olarak geri dönmektedir (Şekil 1.1). Diş yapısında oluşan bu geri dönüşüm remineralizasyon olarak ifade edilir (Garcia-Godoy ve Hicks 2008, Featherstone 2008).

Remineralizasyonda, demineralizasyon esnasında mine yapısında meydana gelen mineral kayıpları telafi edilir. Hasara uğrayan mine kristallerinin üzerinde tükürükteki mineral komponentleri tekrar depolanarak lezyon tamir olur. Bu süreçte oluşan kristaller ortamdaki iyonların özellikleri ile bağlantılı olarak daha önceki kristal boyutundan küçük veya daha büyük olabilmektedir (Hicks ve ark 2004).

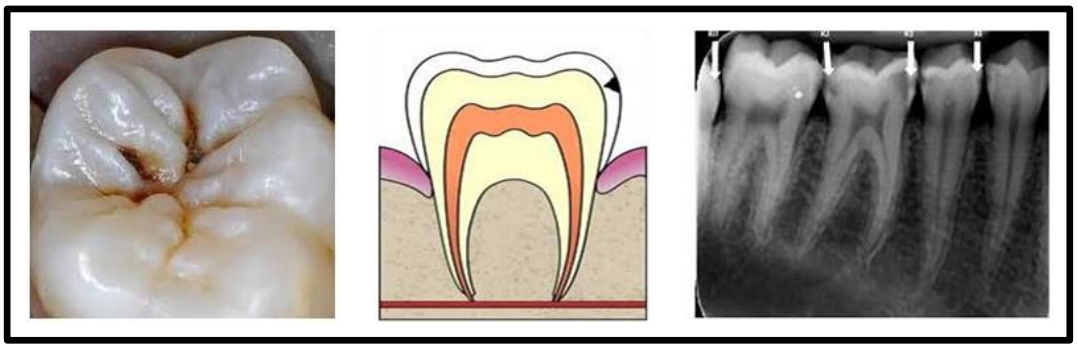
1.1.2. Çürük Tipleri

Diş çürüğü;

- En yatkın olarak minenin gelişimsel pit ve fissürlerin girintilerinde,
- Plağı koruyan düz mine yüzeylerinde,
- Kök yüzeylerinde daha kolay başlar ve sıklıkla bu yüzeylerde çürük görülür (Valera ve ark 2005).

Mine Çürüğü

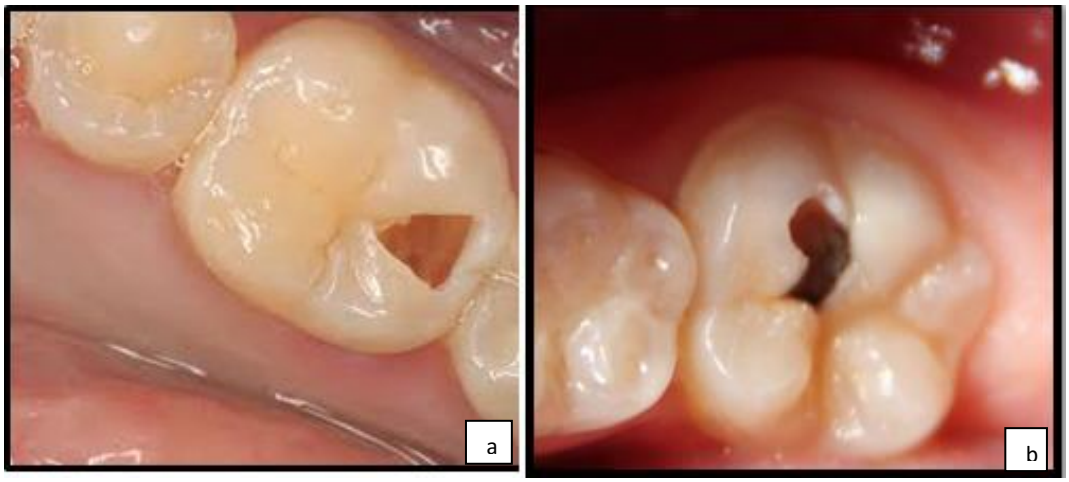
Demineralizasyon, mine yüzeyinde histokimyasal seviyede meydana gelmektedir. Çürüme, doğrudan bir tek mine hidroksiapatit kristalinin çözünmesi ile başlar. Bu aşamada diş minesinden alınan kesit polarize olmuş ışınla detaylı olarak incelendiğinde, mine porozitesinde çok az artışın olduğu ve dış yüzeyden 20-100 mikrometre (μm) derinlikte mineral kaybı olduğu görülür (Şekil 1.2). Bundan sonra yüzeydeki porozite, kristaller arasındaki boşluklardaki genişlemeye uygun olarak artar. Kristaller arasındaki mesafenin genişlemesine bağlı olarak dokunun dış mikro yüzeylerindekinden daha fazla boşluk oluşması sonucu minede mineral kaybı meydana gelir. Demineralizasyona karşı minenin farklı bölgeleri değişen oranlarda direnç göstermekte, buna bağlı olarak bazı yerlerde mineralizasyon güçlü iken bazı yerlerde zayıftır (Thylstrup ve Fejerskov 1994).



Şekil 1.2: Mine çürüğü

Dentin Çürüğü

Dentinin yapısal farklılıklarından dolayı çürük lezyonu mineye göre dentinde daha farklı ilerler. Dentin daha az mineral içerir, asitlerin girişi ve minerallerin çıkışı için yol oluşturan mikroskobik kanallara sahiptir. Mine dentin sınırı, çürüğe karşı en düşük dirence sahip bölgedir ve çürük mineye penetre olduğunda hızlı bir şekilde yayılmaya izin verir. Çürük, dentinde mineral içeriğinin azlığı ve asit ataklarına karşı daha az dirençsiz olduğu için mineye göre daha hızlı ilerler (Şekil 1.3 a,b). Çürük, dentinde ağrı, duyarlılık, demineralizasyon ve remineralizasyon gibi farklı tepkiler oluşturabilir (Kidd, 2004).

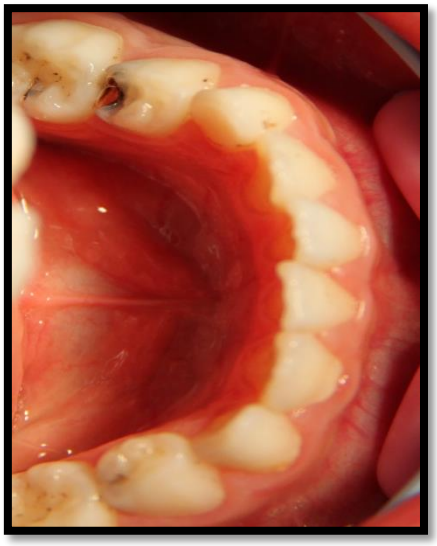


Şekil 1.3: Dentin çürüğü

Arayüz Çürüğü

Arayüz çürüğü, dişlerin birbirlerine bakan yüzeylerinde ortaya çıkan çürüklere denir (Şekil 1.4). Arayüz çürükleri yavaş ilerlemekte ve klinik olarak görülebilmesi için 3 ila 4 yıl arası zaman gerekmektedir. Klinik muayenede başlangıç aşamasındaki lezyonlar minenin transparant görünümünün kaybı ile birlikte, opak tebeşirimsi bir bölge şeklinde görülür (Svenson ve ark 1985, Kidd ve ark 1990).

Arayüz çürüklerinin radyografide tespit edilmesi için lezyon bölgesinde dansite değişikliği yaratabilecek yeterli mineral kaybı olması gerekmektedir. Posterior bölgedeki dişlerin arayüzeyleri geniştir ve başlangıç aşamasındaki lezyonlarında meydana gelen az miktardaki mineral kayıpları radyografta genellikle tespit edilemez. Lezyonun radyografik olarak tespit edilebilmesi için mineral kaybının yaklaşık olarak %40 olması gerekmektedir (Pereira ve Verdonschot 2001).



Şekil 1.4: Arayüz çürüğü

1.1.3. Çürük Teşhis Yöntemleri

Koruyucu diş hekimliğinin gelişmesiyle birlikte, dental tedavilerde "minimal madde kaybı, maksimum restorasyon" görüşü günümüzde bir adım daha ileri giderek yerini "minimal invaziv tedaviye" bırakmıştır. Koruyucu diş hekimliği kapsamında; diş çürüğünün tanımlanması, proflaksisi ve başlangıç çürük lezyonlarının mikroskobik seviyede tedavisini içerir. Günümüzde "minimal invaziv yaklaşım" görüşünde, yüksek çürük riski mevcut olan bireylerde, lezyonunun ilerlemesinin durdurularak çürük kavitesi mevcut olmayan demineralize mine ve dentin dokularının remineralizasyonunun sağlanması, bunların zamanla kontrol edilerek gereken önlemlerin alınması amaçlanmaktadır. Koruyucu diş hekimliği uygulamalarını gerçekleştirilebilmesi, ancak lezyonların kavite oluşmadan önceki aşamada tanısı konulduğu zaman mümkün olabilmektedir (Pitts 1997, Pitts 2011).

Günümüzde kullanılan çürük teşhis yöntemleri şunlardır**:**

- Geleneksel yöntem: Görsel muayene, ayna-sond uygulaması, radyografi.
- Kullanımdaki teknolojiler: Dijital radyografi, lazer floresans (Kantitatif Işık Ölçümlü Floresans (QLF) ve DIAGNOdent), elektriksel iletkenlik (Electric caries monitör (ECM)), fiber optik transilluminasyon (FOTI), Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (KIBT)
- Dijital fiber optik transilluminasyon (DIFOTI), ultrasonik sistem.
- Araştırmalarda kullanılan yöntemler: Mikro bilgisayarlı tomografi (MBT)

Görsel Muayene

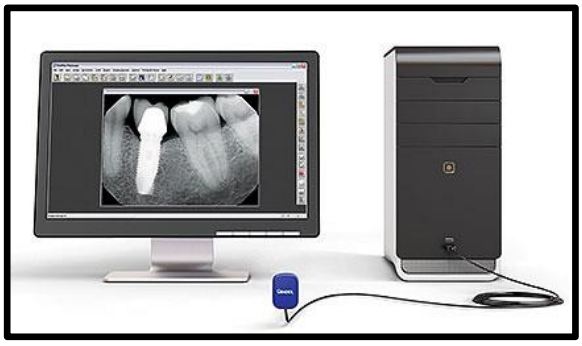
Çürük teşhisi hekimler için oldukça karmaşık bir konudur ve çürük lezyonunun teşhis edilmesi için evrensel olarak kabul görmüş standartlar belirlenmemiştir. Çürük lezyonunun varlığı, görsel muayene ve sondla muayene kombinasyonu kullanılarak geleneksel yöntemle teşhis edilebilir. Ancak henüz kavitasyon meydana gelmemiş olan çürük lezyonlarında, belirtilen bu iki muayene metodu yetersiz kalabilir (Lavin 1985, McComb ve Tam 2001).

Görsel muayene sırasında maksimum veri elde etmek için dişler üzerindeki plak temizlenmeli, iyice kurutulmalı ve aydınlatılmalıdır. Görsel muayene methodunda çürüğün erken safhası olan beyaz-nokta lezyonlarını tespit etmek mümkün olabilir (Miles 1993).

Dijital Radyografi

W.C.Röntgen, x-ray ışınlarını 8 Kasım 1895' de bulmuştur. Aralık 1895' de x-ray ışınları ilk kez tıp alanında kullanılmıştır. 1896 yılında ise ilk kez x-ışınlarının tedavi amacıyla kullanımı gerçekleşmiştir. 1950'li yıllardan itibaren de radyografi bütün gelişmiş ve gelişmekte olan ülkelerde hem tıp hem de diş hekimliği alanında pek çok hastalığın tanısında diagnostik bir teknik olarak kullanılmaya başlanmıştır (Barbat 2001).

Son yıllardaki teknolojik yenilikler dental radyografi alanında önemli ilerlemelere ışık tutmuştur. Bilişim teknolojilerindeki çeşitli gelişmelerle birlikte dijital radyografi olarak bilinen filmsiz görüntüleme sistemi ortaya çıkmış ve bu yöntem diş hekimliği alanında 1987 yılından itibaren aktif olarak kullanılmaya başlanmıştır (Şekil 1.5).



Şekil 1.5 Dijital radyografi

Dijital görüntülerin elde edilmesinde, direkt ya da yarı direkt olan bir dedektör veya indirekt olarak bulunan konvansiyonel bir radyografın taranması ve dijital görüntüye çevrilmesi metodları kullanılabilir. Dijital sistemler kullanılarak yanlızca intraoral görüntüler değil bunun yanında panoramik ve sefalometrik görüntüler de elde edilebilir (Haring ve Jansen 2000).

1.1.4 Çürük Tespit ve Değerlendirme Sistemleri

Diş çürükleri, klinik olarak tespit edilemeyen lezyonlardan, büyük kavitasyonlara kadar çeşitli boyutlarda görülebilmektedir ve farklı aşamalar halinde ifade edilmektedir. Günümüzde yapılan çalışmalarda sadece kavitasyon aşamasındaki lezyonların belirlenmesi ve değerlendirilmesi kabul edilmemektedir. Geleneksel yöntemle yapılan çalışmalarda öncelikli hedef çürük, kayıp, dolgulu diş (DMFT) indeksindeki değişimleri saptamak olsa da, başlangıç aşamasındaki diş çürüklerinin ve diş çürük lezyonlarındaki değişimlerin ölçümü de önemsenmektedir (Pitts ve Stamm 2004).

Diş hekimliğindeki yeni gelişmelere paralel olarak, adeziv restoratif materyallerdeki yenilikler, diş çürüğü gelişimi ile alakalı bilgilerin artması ve etkili koruyucu tedavi metotlarının geliştirilmesi minimal invaziv tekniklerin kullanımına izin vermektedir. Zaman içerisinde geliştirilen teknik imkanlar, klinik uygulamalarda daha küçük boyutta, estetik ve daha az ağrılı restorasyonların yapılmasına izin vermeye başlamış; diş çürüğünün uzaklaştırılması ve kavite preparasyonları için konservatif yapıda pek çok alternatif metot gündeme getirmiştir (Nyvad ve ark. 1999).

Modern dental tedavi yaklaşımında lezyonun hangi seviyede olduğunun tespiti, çürük aktivitesinin ölçümü ve zaman içindeki ilerlemesinin değerlendirilmesi önem arz etmektedir. Son yarım asırda çürük lezyonunun gelişim aşamasının tespit edilmesi için bir çok değerlendirilme kriteri geliştirilmiştir. Ancak çürük gelişim mekanizmasının anlaşılmasıyla birlikte diş çürüğü tespit sistemleri çürüğün gelişiminin tek bir basamağına yani çürüğün ilerlediği ve kavitasyon gösterdiği ya da madde kaybıyla sonuçlandığı basamağa odaklanmışlardır. Etkili bir çürük tespit sistemi çürüğün hangi aşamada bulunduğunu tespit edebilmeli, aktif ve pasif lezyonları birbirinden ayırt edebilmeli ve objektif olmalıdır. Geçmişten günümüze kadar geliştirilmiş olan çürük tespit sistemleri diş çürüğünün belirtilen aşamalarını ölçmede ya başarısız olmuşlardır ya da yetersiz kalmışlardır (Ismaıl 2004, Pitts 2004).

ICDAS (International Caries Detection and Assessment System) ve ICDAS II Sistemi

2002 yılında İskoçya' da yapılan International Consensus Workshop on Caries Clinincal Trials (ICW-CCT) toplantısında, diş çürüğünün kavitasyon göstermeyen aşamalarda teşhis edilmesinin gerekli olduğuna karar verilmiş ve International Caries Detection and Assessment System (ICDAS) geliştirme fikri ilk defa ortaya atılmıştır. Bu toplantıya temel bilimler, klinik bilimler ve davranış bilimlerinden araştırmacıların olduğu yüzün üzerinde katılımcı dahil olmuştur. Bu toplantıda sadece kavitasyon gösteren diş çürükleri üzerinde yapılan klinik çalışmaların gelecek için yetersiz ve eksik olduğu konusunda fikir birliğine varılmıştır. Bununla beraber yine aynı toplantıda çok az sayıda diş çürüğü tespit sisteminin olduğu ve bunların aralarında tutarsızlıklar bulunduğu bildirilmiştir (Ismail ve ark 2007).

İskoçya'da gerçekleştirilen bilimsel toplantıdan üç ay sonra, ICDAS komitesi toplum ve birey sağlığını ilgilendiren basamakların geliştirilmesi amacıyla, teşhis, prognoz ve diş çürüğünün kliniklerde yönetimiyle alakalı daha kaliteli bilgilerin elde edilmesi için bugüne kadar ortaya konulan çürük teşhis tespit sistem kriterlerinin en iyilerini derleyip bir sınıflandırma sistemi oluşturmak üzere toplanmıştır. Bunun sonucunda ICDAS oluşturulmuştur. ICDAS çürük tespiti için birkaç yeni sistem kriterlerini bütünleştirmektedir (International Caries Detection and Assessment System Coordinating Committee 2005, Ismail ve ark 2007).

ICDAS diş çürüklerinin belirlenmesi ve değerlendirilmesinde kullanılan bir klinik skorlama sistemidir. Diş hekimliği eğitiminde, klinik uygulamalarda, araştırma ve epidemiyolojik çalışmalarda kullanılmak amacıyla oluşturulmuştur. Bu skorlama sistemi koronal ve kök yüzeylerinde kullanılabilir. Aynı zamanda mine ve dentinde kavitasyon oluşmuş ve oluşmamış lezyonların değerlendirilmesinde de uygulanabilir (Pitts 2004, Ismail ve ark 2007, Braga ve ark 2009, Topping ve Pitts 2009, Banerjee ve Watson 2011, Chu ve ark 2013).

ICDAS' daki "D" diş çürüğünün tipini (pit, fissür veya düz yüzey), anatomisini (koronal mi, kök mü) belirleyerek tanımlanmasını ifade etmektedir. "A" ise çürüğün hangi aşamada olduğunun değerlendirilmesini (kavitasyon var mı, yok mu) ve çürük aktivitesini (aktif mi, kronik mi) anlatır. ICDAS' ın getirdiği yeniliklerin en

önemlilerinden biri de, oluşturulan sistemin esnekliği sayesinde klinisyenlerin ve araştırmacıların diş çürüğünün herhangi bir gelişim basamağını ve özelliğini seçip kendi araştırmaları veya çalışmaları için uygun hale getirebilmeleridir (Ismail ve ark 2007).

2005 yılında Baltimore ABD' de yapılan toplantıda ICDAS sınıflamasının modifiye edilmesiyle beraber ICDAS-II ortaya çıkmıştır. Yapılan değişimler kodların modifikasyonu ile birlikte sistemin hassasiyetinin artmasını sağlamıştır. ICDAS II çürük tespiti için yeni araçlar, kriterler sunmakta dolayısıyla hem klinik pratikte daha net ve kesin kararlar verilmesini sağlamakta hem de daha nitelikli klinik ve epidemiyolojik araştırmalar yapılmasını sağlamaktadır (Goswami ve Rajwar 2015).

1.2. Restoratif Materyaller

İdeal bir restorasyon materyali; çürük nedeniyle hasara uğramış kavitasyonlu dişleri restore ederek, dolgu ile diş arasında etkili bir kapanış sağlamalı, dişin kırılmaya karşı direncini arttırmalı, dişin orijinal anatomik formunu, dayanıklılığını yeniden kazandırmalı ve kalan diş yapısını desteklemelidir (Jagadish ve Yogesh 1990, El−Mowafy 2000).

Hastaya gerekli olan uygun tedavi seçeneklerini sunmak ve açıklamak hekimin sorumluluğudur. Çürük nedeniyle harabiyet mevcut olan dişlerin tedavisinde çok sayıda farklı dental restoratif materyal bulunmakta ve her geçen gün kullanıma yeni materyaller sunulmaktadır (ADA Council on Scientific Affairs 2003).

1.2.1 Amalgam

Toplumda metalik renkli dolgu materyali olarak bilinen amalgam 19. yüzyılın başlarından itibaren diş hekimliği pratiğinde kullanılmış olup, restoratif materyal olarak dünya çapında kabul gören formülü ise 1895 yılında Black’ in araştırmaları sonucunda ortaya çıkmıştır. Günümüze değin ise amalgam formülasyonunda çeşitli değişiklikler yapılmıştır (Berry ve ark 1998, Bharti ve ark 2010).

Çürük nedeniyle arka bölgedeki diş dokularında meydana gelen kayıpları gidermek için yaygın olarak kullanılan amalgamın düşük maliyet ve yüksek dayanıklılığa sahip olmasına rağmen; kopma ve gerilmeye karşı dayanıksızlığı, estetik olmaması, galvanik akımlara neden olması, ısı ve elektriği iletmesi, korozyona

uğrayarak dişlerde renklenmelere neden olması ve civa içermesi gibi dezavantajlarının olmasının yanı sıra yapılan restorasyonda retansiyon ve ikincil çürükleri önlemek için kavite sınırlarına sağlam diş dokusunun da dahil edilmesi gibi olumsuz özelliklerinin olması üreticileri bu konuda alternatif restoratif materyallerin kullanılmasına yönlendiren başlıca nedenler olmuştur (Douglas ve ark 1989, Gwinnett ve ark 1994).

1.2.2 Kompozit Rezinler

Kompozit terminolojik olarak, kimyasal olarak farklılık gösteren ve birbiri içinde çözünmeyen iki maddenin fiziksel olarak üç boyutlu bir karışımı olarak tanımlanmaktadır. Kompozit rezinlerin tarihsel gelişimi incelendiğinde ilk olarak 1962 yılında Rafeel Bowen tarafından dimetakrilatların (epoksi rezin ve metakrilik asit) silanize quartz toz ile birleştirilmesi sonucunda oluşan, esas olarak mine ve dentin dokusuna adezyon ile bağlanan restoratif materyallerdir (Hickel ve ark 1998, Drummond 2008).

Uzun yıllardan beri estetik dolgu materyali olması sebebiyle amalgama alternatif olarak diş hekimliğinde kullanılan kompozit rezinler, formülasyonundaki değişikliklere bağlı olarak fiziksel ve kimyasal özelliklerinin geliştirilmesi, diş sert dokularına bağlanabilme özellikleri, biyolojik olarak uyumlu olmaları ve geniş renk skalası ile hekimler ve hastalar tarafından yaygın olarak tercih edilmektedir (Jackson ve Morgan 2000, Altun 2005).

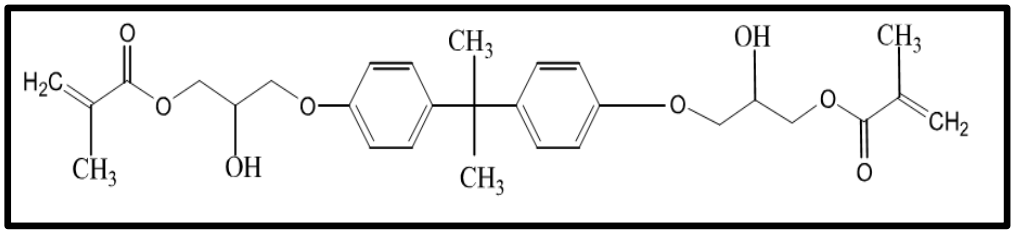
Kompozit rezinler günümüzde hem anterior bölgede hem de posterior bölgedeki dişlerde rutin olarak kullanılan başlıca estetik restoratif dolgu materyali olma özelliğindedirler ve organik rezin matriks, inorganik doldurucular ve bağlayıcı ajan olmak üzere 3 ana bileşenden meydana gelmektedir (Dayangaç 2000). İçerdikleri diğer bileşenler de polimerizasyon sağlayan sistemler, renk stabilitesini sağlayan bileşenler ve renk seçeneklerini oluşturan pigmentasyon elemanlarıdır (Mirsasaani ve ark 2013).

Rezin Matriks

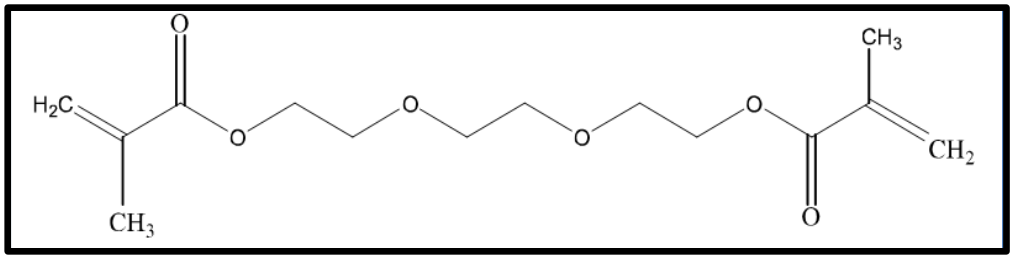
Dental kompozit rezinler, temel olarak inorganik doldurucu partikülleri çevreleyen organik rezin matriks yapısından meydana gelirler (Burgess ve ark 2002). Kompozit rezinlerin kimyasal olarak aktive olan kısmını oluşturan rezin matriks,

polimerizasyon reaksiyonunun gerçekleşmesi sonucunda rijit bir polimere dönüşmektedir (van Noort 2008). Günümüzde pek çok ticari kompozit rezinin organik polimer matriksini çapraz bağlarla birbirine bağlı olan dimetakrilatlar oluşturmaktadır. En yaygın olarak bulunan monomerler aromatik dimetakrilatlardır. Bu monomerler istenilen optik, mekanik ve klinik özellikleri optimum düzeyde sağlayabilmektedir (Powers ve Sakaguchi 2012).

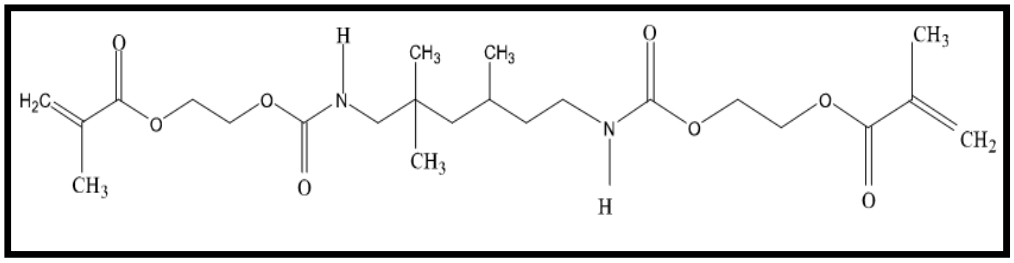
Organik yapıda yer alan monomerler, metilmetakrilat ve bisfenol A ile glisidil metakrilatın birleşmesi sonucu oluşan bisfenol glisidil metakrilat (BIS-GMA) olmakla birlikte kompozitlerde sıklıkla kullanılan monomer yapı Bis-GMA'dır (Chen 2010, Zimmerli ve ark 2010). Bis-GMA'nın vizkositesini azaltmak için di ve tri metakrilat eklenebilmektedir. Bu şekilde elde edilen rezine, trietilenglikol dimetakrilat (TEG-DMA) adı verilir. Son yıllarda iyi adezyon sağlayan ve renk değişimine daha dirençli olan üretan dimetakrilat (UDMA) polimer matriks olarak kullanılmıştır. Bis-GMA ile daha düşük viskoziteye sahip olan üretandimetakrilatlar (UDMA), günümüzde kullanılmakta olan tüm kompozitlerin rezin matrikslerini oluşturmaktadır (Craig 2000). Diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan monomerlerin kimyasal formülleri aşağıda gösterilmiştir (şekil 6-şekil 8).



Şekil 1.6 Bis-GMA' nın kimyasal formülü



Şekil 1.7 TEG-DMA' nın kimyasal formülü



Şekil 1.8 UDMA' nın kimyasal formülü

Günümüzde çoğunlukla dimetakrilat karışımlarından meydana gelen dental kompozit rezinlerin monomer matriks sistemlerinin yerine getirmesi gereken bazı temel gereksinimler vardır. Bu gereksinimlerden bazıları toksisitesinin olmaması, kimyasal olarak stabil olması, polimerizasyon sonrası dayanıklı ve sert olmasıdır. Kompozit rezinlerde kullanılan monomerlerde olması gereken bazı temel gereksinimler ve sonuçları Çizelge 1.1'de gösterilmiştir (Moszner ve Salz 2001).

Çizelge 1.1. Restoratif kompozitlerin yapısında bulunan monomerlerin taşıması gereken gereksinimler ve kullanım amaçları (Moszner ve Salz 2001).

Fiziksel/kimyasal gereksinim	Klinik sonuçları
Düşük hacimsel büzülme veya polimerizasyon esnasında genleşme	Marjinal açıklığın gözlenmemesi, materyali kaviteye yerleştirmenin kolaylaşması
Yüksek oranda polimerize olma	Polimerizasyon zamanının kısalması
Çapraz bağ özelliklerine sahip olma	Restoratif materyalde yeterli mekanik özellikleri sağlaması
Oral toksisitenin düşük olması ve karyojenik etkinin olmaması	Hasta ve hekim için toksikolojik risk oluşturmaması
Polimerize olmuş materyalin yüksek renk ve ışık stabilitesi	Uzun dönem estetiğin korunması
Polimerize olmuş materyalin düşük su emilimi ve diş dokularına benzer ısısal genleşme	Restorasyonun uzun dönem stabilizasyonunun sağlanması
Ağız ortamındaki koşullara mükemmel direnç	Kompozit sertleşmesinde düşük başarısızlık oranı

İnorganik Faz

Günümüzde kullanılan kompozit rezinlerin içerisine ilave edilen inorganik faz, organik rezin matriks içine dağılmış olan farklı şekil ve büyüklükteki kuartz, barosilikat cam, lityum aluminyum silikat, yitriyum cam, baryum aluminyum silikat gibi inorganik doldurucu partiküllerden oluşmaktadır. İnorganik fazı oluşturan doldurucu partiküllerin yapısına, aşınmaya dirençli olmalarını ve radyografik olarak radyoopak görüntü vermelerini sağlamak amacıyla stronsiyum, baryum, çinko, zirkonyum gibi iyonlar da ilave edilmiştir. (McCabe and Walls 1998**,** Trushkowsky 2001, Craig and Powers 2002).

İnorganik doldurucu partiküller rezin materyallerinin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirmek için yapıya eklenmiştir. İnorganik fazı oluşturan doldurucu partiküllerin elde edilme yöntemi ve ilave edilme oranları kompozit rezinlerin mekanik özelliklerini önemli ölçüde etkilemektedir. Doldurucu inorganik partiküllerin organik rezin matrikse ilave edilmesiyle kompozit rezinlerin mekanik ve fiziksel özellikleri yükseltilir. (Labella ve ark. 1999, Boaro ve ark 2010, Ferracane 2011).

Kompozit rezinlerin yapısına ilave edilen inorganik doldurucu partiküller büyüklüklerine göre;

- Makro doldurucular; 10-100 μm,
- Midi doldurucular; 1-10 μm,
- Mini doldurucular; 0,1-1 μm,
- Mikro doldurucular 0,01-0,1 μm,
- Nano doldurucular 0,005-0,01 μm boyutundaki partiküller şeklinde

sınıflandırılmaktadır (Ferracane 2011).

İnorganik doldurucular nicelik olarak rezin yapı içinde çok fazla yer kapladığı zaman, kompozitin viskozitesinde artış olmakta ve klinik kullanımı esnasında problem meydana gelebilmektedir. İnorganik doldurucu partiküller ile organik rezin matriks; kompozit rezin materyalinin karışımının akıcılığını, monomer akıcılığını, doldurucu partikül miktarını ve partikül büyüklüğünü kontrol eder. Monomer ve doldurucu partikülün dış yüzeyi arasında meydana gelen sürtünme, akıcılığı kontrol

etmektedir. İnorganik partiküllerin yüzey alanında ki artış karışımın akıcılığını azaltmaktadır. Partikül büyüklüğüne bağlı olarak kompozit rezinin aşındırma, bitirme ve polisaj işlemlerinden sonraki yüzey pürüzlülük düzeyi değişmektedir. İnorganik fazı oluşturan partikül miktarı arttıkça, organik matriks oranı, ısısal genleşme katsayısı, polimerizasyon büzülmesi, su absorbsiyonu, lineer genişleme katsayısı ve su absorbsiyonu azalmakta, dayanıklılık artmaktadır. Buna ek olarak, doldurucu miktarının artmasıyla basınç ve gerilme direnci, elastiklik modülü ve aşınma direnci de artış göstermektedir (Dayangaç 2000, Chen 2010, Zimmerli ve ark 2010, Ferracane 2011).

Bağlayıcı ajan

Dental kompozit materyallerinin gelişmiş fiziksel özelliklere sahip olması ve kimyasal yapının devamlılığının sağlanması açısından organik ve inorganik fazlar arasında sıkı bir bağlanmaya ihtiyaç vardır. Organik rezin matriks ile inorganik doldurucu partiküllerin bir arada tutunmalarını sağlayan yapı silisyum hidrojenli bileşikler olup bunlara silan (**sil**ikon ve met**an** kelimelerinden oluşturulan) adı verilmektedir. Kimyasal yapısı dayanıklı ve inert olan bu bileşenler sıvı halden esnek katı hale kadar çeşitli hallerde bulunabilirler (Craig 2000).

Organik rezin matrikse inorganik doldurucu partiküllerin bağlanmasında yaygın olarak kullanılan silan tipi organosilanlardır. Bunlar arasında en yaygın kullanılan organosilan Gama Metakriloksi Propil Trimetoksi Silan (γ-MPTS)' dır. Bu ajan çift fonksiyonlu bir moleküler yapıya sahiptir. Silan ajanları yapısında uç kısımda yer alan hidroksil grubu ile inorganik doldurucu partiküle, metakrilat grubu ile de kompozit rezinlerin polimerizasyonu sırasında rezin matrikse bağlanır. Silan gruplarının kalitesi kompozitlerin fiziksel özellikleri, polimerizasyon stresleri ve dayanıklılığı üzerine doğrudan etki etmektedir (Wilson ve Antonucci 2006).

Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

Kompozit rezinlerin yapısında yer alan organik rezin matriks, inorganik doldurucular ve bağlayıcı ajan üzerinde üretici firmaların yaptıkları çalışmalar sonucunda günümüzde çok sayıda farklı özellikte kompozit rezin bulunmaktadır. Kompozit rezinler; sahip oldukları inorganik doldurucu partiküllerin büyüklüğüne ve bunların ağırlık olarak yüzdesine, inorganik doldurucu partiküllerin kümelenmesine,

polimerizasyon yöntemlerine ve visközitelerine göre sınıflandırılabilmektedirler. Kompozit rezinler genel olarak inorganik doldurucu partiküllerin büyüklüğü ve miktarı dikkate alınarak sınıflandırılmaktadır (Lutz ve Phillips 1983, Rawls ve Esquivel-Upshaw 2003, Powers ve Sakaguchi 2012).

İnorganik Doldurucu Büyüklüğüne Göre Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

Kompozit rezinler içerisinde yer alan inorganik doldurucu partiküllerin büyüklüğüne göre;

- Geleneksel (makrofil ve midifil) kompozitler
- Küçük partiküllü makro dolduruculu kompozitler
- Mikro dolduruculu kompozitler
- Hibrit kompozitler
- Nano dolduruculu kompozitler şeklinde sınıflandırılmaktadır (Baum ve ark 1985, Bayne ve Thompson 2006).

Geleneksel (Makrofil ve Midifil) Kompozitler

Geleneksel kompozitler yaygın olarak makro dolduruculu kompozitler olarak da bilinmektedir (Baum ve ark 1985, Ferracane 2011). Bu gruptaki kompozitler ağırlıkça %70-%80 oranında ve ortalama olarak 1-50 μm partikül boyutunda doldurucu kuartz cam partiküller içermektedirler Pürüzlülük, plak akümülasyonu, boyanma ihtimali ve renk değişikliğine yatkın olmak gibi dezavantajları bulunmaktadır. Makrofil kompozit rezinlerde bulunan inorganik doldurucu partiküllerin geniş boyuta sahip olması restorasyonda gözle görülür pürüzlülüğe sebep olmaktadır. Renk değişikliğinin görülmesi, ultraviyole (UV) ışık ile sarımsı bir renk alan tersiyer amin varlığı sebebiyledir ve çoğunlukla 1,5-2 yıl içerisinde ortaya çıkar. Günümüzde makrofil kompozit rezinler bazı ortodontistlerin kullanması dışında klinik öneme sahip değildir. Ortodontik braketlerin ya da apareylerin çıkarılması sırasında bu kompozitlerin kullanılması pürüzlülük hissine sahip olmaları ve kolay tespit edilebilmeleri nedeniyle avantaj sağlamaktadır (Rawls ve Esquivel-Upshaw 2003, van Noort 2008, Gladwin and Bagby 2009).

Küçük Partiküllü Makro Dolduruculu Kompozitler

Geleneksel kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüğünü arttırmak ve materyalin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirmek amacıyla inorganik doldurucu partikül boyutu 0,5-3 μm arasında çeşitlilik gösterir. Bu materyaller ağırlıkça %70-%80 ve %65-77 arasında değişen oranlarda geniş dağılım gösteren inorganik doldurucu içeriğine sahiptir. Kompozitlerde doldurucu olarak amorf silika kullanılır fakat çoğuna radyoopasite için ağır metal içeren camlar ilave edilmiştir. Çekme, basma ve kırılmaya karşı yüksek dayanıma sahiptirler ve parlatılabilme özellikleri iyidir. Bu grup kompozit rezinlerin geliştirilmiş fiziksel özellikleri nedeniyle yüksek stresli alanlarda ve abrazyona meyilli sınıf IV kavitelerde kullanılmaları önerilmektedir. (O'Brien 2002, Sherwood 2010, Ferracane 2011).

Mikro Dolduruculu Kompozitler

Mikro dolduruculu veya cilalanabilir kompozitler 1970'lerin sonlarında tanıtılmışlardır. Bu malzemeler geleneksel kompozitlerin pürüzlü yüzeye sahip olma özelliklerini değiştirerek diş minesine benzer parlak yüzey oluşturmak amacıyla tasarlanmıştır ve 0,02–0,04 μm boyutunda silikon dioksit doldurucu partikül içerir. Polisajlanabilme işlemi istenilen düzeyde tamamlanabilir ve kabul edilebilir estetik sonuçlar elde edilir. Çiğneme kuvvetlerinin yoğun olduğu bölgelerde kullanılmamalıdır. Bu alanlarda kullanıldığında genellikle marjinal kenarlarda veya kompozit restorasyonunda kitlesel kırılmalar meydana gelmektedir. Genel olarak fiziksel özellikleri geleneksel kompozit rezinler ve hibrit kompozitlere göre doldurucu içerik yüzdesinin daha düşük olması sebebiyle yetersizdir. Mikro dolduruculu kompozit rezinler ağırlıkça %35-60 oranında partiküle sahip olup, partikül miktarı makrofil kompozitlerden daha düşüktür. Partikül miktarındaki azalmaya bağlı olarak, monomer oranında yükselme ve su absorbsiyonunun artması meydana gelmiş, ısısal genleşme katsayısı yükselmiş, elastiklik modülü azalmıştır. Mikrofil kompozitlerin makro dolduruculu ve geleneksel tip kompozitlere oranla polimerizasyon derinliği genellikle daha azdır. Düşük kırılma dayanımları nedeniyle sadece ön bölgedeki dişlerin restorasyonunda kullanılabilirler. (Lang ve ark 1992, Bayne ve Thompson 2006, Mc Cabe ve Walls 2008, Boaro ve ark 2010).

Hibrit Kompozitler

Hibrit kompozitler birbirinden farklı boyutta doldurucu partiküle sahip kompozitler olarak tanımlanır. Geleneksel kompozitlerin istenilen fiziksel ve mekanik özellikleri ile mikrodolduruculu kompozitlerin tipik pürüzsüz yüzey özelliklerini birleştirmek adına hibrit kompozitler geliştirilmiştir. Kompozitin sahip olduğu en büyük boyuttaki partikül hibrit kompozitin tiplendirilmesinde kullanılır. Küçük boyuttaki partiküller karışımın ikinci komponentini oluşturur. Bu materyaller genellikle ağırlık olarak %75-85 arasında değişen oranlarda inorganik partiküllere sahiptirler (Bayne ve Thompson 2006, Ferracane 2011).

Hibrit kompozitlerin içerdikleri koloidal silika ve ağır metaller içeren cam partiküller karıştırılarak inorganik doldurucu olarak organik rezin matrikse eklenir. Bunun sonucunda, inorganik partiküllerin yüzdesi ağırlık olarak ortalama % 10-20' si koloidal silika olmak üzere % 75-85' e ulaşır (Dayangaç 2000, Burgess ve ark 2006). Polimer rezin matriks oranında azalma olması daha iyi kondanse edilebilmelerine, aşınma direncinin artmasına, polimerizasyon büzülmesinin ve pulpada oluşan irritasyonların azalmasına neden olmuştur (Önal 2004). Genellikle yaklaşık olarak 0.04 μm ve 1μm arasında değişen boyutlarda inorganik doldurucuya sahip bu kompozit grubu, geleneksel kompozit rezinlere göre nispeten daha yüksek oranda inorganik partikül içeriğine sahip olması nedeniyle daha iyi fiziksel ve mekanik özelliklere sahiptir (Roberson ve ark 2006).

Hibrit kompozitlerin kendine özgü özellikleri arasında; geniş renk seçeneğine sahip olma ve dental yapıyı yüksek oranda taklit edebilme, düşük polimerizasyon büzülmesi ve su absorbsiyonu göstermesi, iyi polisajlanabilme, diş dokusuna benzer aşınma oranına ve uygun termal genleşme katsayısına sahip olması, anterior ve posterior bölgelerde kullanılabilme endikasyonu ve farklı opaklık-translusenslik derecelerini içermesi yer almaktadır (Wakefield ve Kofford 2001, Braga ve ark 2005).

Nano Kompozitler

Kompozit rezinlerle ilgili kaydedilen son ilerlemelerden biri de nanopartikül teknolojisinin diş hekimliğinde restoratif materyallerin içerisine uygulanmasıdır. Nano kelimesi terim olarak metrenin milyarda biri veya bir mikronun binde biri boyutunda anlamında kullanılmaktadır. Nanoteknoloji sayesinde üretilen nano boyutlu doldurucu

partiküller kompozit rezinlerin yapısına tek olarak ya da kümeler halinde katılırlar (Ozak ve Ozkan 2013).

Nanokompozitler 0,005-0,01 μm arasında değişen boyutlarda küçük doldurucu partiküllere sahiptirler ve ağırlıkça doldurucu içeriği %80-90 arasında değişebilmektedir. Nanokompozitler içerisinde yer alan nanomerler, ortalama olarak 25 nanometre (nm) büyüklüğünde kümeleşmemiş nanodoldurucu partiküllerdir. Nanokompozitlerde bulunan nanoöbekler ise zayıf bağlarla birbirine bağlanmış yaklaşık 75 nm büyüklüğündeki nanodoldurucu partikülleridir. Burada kullanılan partiküller zirkonyum/silika partikülleridir. Sadece içerik olarak nanomer ve nanoöbek yapısında partiküller içeren nanokompozitler nanofil kompozit rezinler olarak tanımlanır (Garcia ve ark 2006, Bagheri ve ark 2007). Nanodolduruculu partiküller ile birlikte, mikrodolduruculu veya önceden polimerize edilmiş dolduruculu partikül içeren kompozit rezinler ise nanohibrit kompozit rezinler olarak tanımlanmaktadır (Senawongse and Pongprueksa 2007).

Çok küçük boyutları olan nanodoldurucu partiküllerin, çeşitli polimer zincirleri arasındaki boşlukları doldurmaları, doldurucu seviyesinin artmasına neden olarak kompozit rezin materyalinin klinik özelliklerine olumlu katkı sağlar. Bunun sonucu olarak da rezin materyalinin polimerizasyon büzülmesinin daha düşük, mekanik özelliklerinin daha yüksek olması ve kırılmaya karşı direncinin artması sağlanır. Kullanılan doldurucu partikül boyutlarının küçük olması, kompozit rezinin optik özelliklerinide arttırır. Bununla beraber kompozit yüzeyi daha pürüzsüz ve parlak olurken, yüzeyin aşınmaya karşı direnci de yükseltmiş olur (Beun ve ark 2007, Chen 2010).

Nanodoldurucu teknolojisi kullanılarak üretilen nanokompozitler, mikrodolduruculu kompozitlerin estetik özellikleri ile hibrit kompozitlerin üstün mekanik özelliklerini birarada sunmaktadır. In-vitro çalışmalar bu kompozitlerin avantajlı mekanik, fiziksel ve estetik özellikleri bulunduğunu göstermiştir. Bu özellikler göz önüne alındığında nanokompozitler ideal kompozitin somut bir örneği olabilir (Ozak ve Ozkan 2013).

Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması

Polimerizasyon, birden fazla sayıdaki monomer olarak tanımlanan moleküllerin bir seri kimyasal reaksiyonla birleşerek bir polimere dönüşmesi olarak tanımlanır (Zaimoğlu ve ark 1993, Mccabe and Walls 2008). Monomer ve ko-monomerlerden oluşan dimetakrilatların yapısında yer aldığı kompozit rezin materyallerinde, polimer şekline dönüşmeden önce monomerler arasındaki karbon-karbon bağları =C=C= şeklindedir. Polimerizasyon esnasında bu bağlar açılır ve monomerler arasında bağlar oluşarak polimer zincirleri meydana gelir. Dental kompozit rezinler polimerizasyon yöntemlerine göre;

- Kimyasal olarak polimerize olan kompozitler,
- Ultraviole ışıkla polimerize olanlar,
- Görünür ışıkla polimerize olan kompozitler,
- Hem kimyasal yolla hem de görünür ışıkla polimerize olan kompozitler

şeklinde sınıflandırılmaktadır (Crisbin 1994, Dayangaç 2000, Bayne ve Thompson 2006).

Kimyasal Olarak Polimerize Olan Kompozit Rezinler

Bu kompozitler yaygın olarak iki pat halinde bulunur. Bileşenlerin birbirine katılmasıyla polimerizasyon başlar. Patlardan ilki olan başlatıcı kısmında % 1 oranında benzoil peroksit, ikinci kısım olan katalizör içinde ise N,N' dimetil-*p*-toluidin veya p-tolyl-diethanolamin gibi bir tersiyer amin % 0.5 oranında bulunur (Nayır, 1999; Nicholson, 2002). Polimerizasyon işlemi aminin benzol peroksit ile reaksiyona girmesiyle kimyasal olarak başlamaktadır. Karıştırma sırasında patların miktarının ayarlanmasında oluşabilecek hatalar %30 oranını geçmemesi şartıyla kompozit rezinin özelliklerinde ciddi değişikliklere neden olmamaktadır. Bu grupta yer alan rezinlerde aminlerin ağız ortamında kimyasal değişikliğe uğraması sonucu amin renkleşmesi görülmektedir. Karıştırma işlemi esnasında hava kabarcığı kalması nedeniyle aşınmaya karşı direncin düşmesi, uygulama esnasında hava ile temas sonucu polimerizasyonda bozulma ve kısıtlı kullanım süreleri nedeniyle başarısızlıklar oluşabilmektedir (Arıkan 2005).

Ultraviyole Işıkla Polimerize Olan Kompozitler

Bu grupta yer alan kompozitler ilk kez 1970'li yıllarda üretilmişlerdir. Polimerizasyonda oto başlatıcı olarak benzoin metil eter kullanılır. Burada gerçekleşen aktivasyona bağlı olarak kimyasal başlatıcılara gerek duyulmaksızın benzoin metil eter serbest radikallere dönüşmektedir. Kullanımında karşılaşılan problemler arasında, yeterli polimerizasyon derinliğinin sağlanamaması, polimerizasyonu tam olarak gerçekleşmeyen bölümlerin kompozit restorasyonu içerisinde kalması sonucunda mekanik özelliklerin yeterli seviyeye ulaşmamış olması ve buna bağlı olarak pulpada istenmeyen histopatolojik değişimlerin görülmesi yer almaktadır. Ultraviyole ışığın kullanımı sırasında, hekim ve hastanın cilt, retina, lens ve diğer göz dokuları üzerinde zararlı fototoksik etkiler görülebileceğinden ultraviyole ışık ile polimerize olan kompozit rezinler artık kullanılmamaktadır (Newman ve ark 1983, Watts ve ark 1984, Craig ve Powers 2002).

Görünür Işıkla Polimerize Olan Kompozitler

Dental kompozit materyallerinin fiziksel özelliklerini daha üstün hale getirmek amacıyla ışıkla sertleşen kompozit rezinler ortaya çıkmıştır. Polimerizasyon reaksiyonları ışık ile başladığı için ışık ile aktive olan rezinler (light-cured, light-activated resins) olarak da adlandırılırlar (Dayangaç 2000). Işıkla sertleşen kompozitlerin içerisinde görünür mavi ışık ile aktive olan kamforokinon maddesi bulunmaktadır. Kamforokinon yaklaşık olarak 470 nm dalga boyunda ışıkla karşılaştığında cevap olarak, monomer substratların polimerizasyon reaksiyonunu başlatan serbest radikallerin oluşmasını sağlayan iki keton reaksiyonunu gerçekleştiren bölgelere sahiptir (Bennett ve Watts 2004).

Yükseltilmiş ışık yoğunluğuna sahip geleneksel tungsten quartz halojen ışık kaynakları, plazma ark ışık kaynakları, ışık salan diyodlar ve argon lazerler ışığa duyarlı rezin esaslı dental restoratif materyallerin polimerizasyonunda kullanılır (Gökçe ve Özel 2005). Işık kullanılarak polimerizasyonları gerçekleştirilen dental restoratif materyallerin sertleşme reaksiyonlarında yakın tarihe kadar çok yaygın şekilde geleneksel halojen ışık kaynakları kullanılmıştır. Günümüzde de yaygın kullanım alanına sahip bu cihazlar görünür mavi ışıkla polimerizasyonu sağlamaktadır ve 400-800 milivat/santimetrekare (mW/cm^2) arasında değişen ışık gücüne sahiptir.

Bu grupta yer alan cihazlarda, 20-40 saniyelik (sn) ışık uygulama süreleri bulunmaktadır (Davidson-Kaban ve ark 1994, Mills ve ark 1999, Usumez ve ark 2004).

Son zamanlarda, ışıkla polimerize olan dental restoratif materyallerin sertleşme reaksiyonları için geleneksel halojen ışık kaynaklarının yanında, ışık salan diyodlar, Light emitted diode (LED) olarak da isimlendirilen ve gelişmiş bir teknolojiye sahip ışık kaynakları da kullanıma sunulmuştur (Mills ve ark 1999, Stahl ve ark 2000, Eldeniz ve ark 2005). Ortalama olarak 1000 mW/cm^2 ışık gücüne sahip olan bu cihazlarda 5, 10, 15 ve 20 sn. gibi, geleneksel halojen ışık kaynaklarına göre daha kısa ışık uygulama süreleri bulunmaktadır (Yoshikawa ve ark 2001, Halvorson ve ark 2002). Işık uygulama süresinin kısa olması, klinikte çalışma zamanının kısaltılması sebebiyle hasta ve hekim için avantaj oluşturmaktadır. Buna ek olarak taşınabilir ve uzun süreli kullanım ömrüne sahip olmaları, yeterli polimerizasyon düzeyininin gerçekleşmesine olanak sağlamaları LED ışık kaynaklarının avantajları arasında yer alır ve bu cihazların klinik kullanımları giderek yaygınlaşmaktadır (Peutzfeldt ve ark 2000).

Işıkla sertleşen kompozitler günümüzün en popüler olanlarıdır ama kompozitlerin başarısı, yüksek yoğunluklu ışığın, matriks materyalini polimerize etmede yeterli erişimi sağlamasına bağlıdır. Eğer kompozitin kalınlığı özellikle de koyu tona sahip kompozitlerde 1,5-2 milimetreyi (mm) aşarsa, ışığın şiddeti tam polimerizasyonu sağlamak için yetersiz olabilir. Doldurucu parçacıkları veya renklendirici maddeler, materyalin ilk 1-2 mm kalınlığında sertleştirme ışığını dağıtma veya absorbe etme eğilimindedir. Koyu tona sahip ve mikrodoldurucu kompozitlerin polimerize edilmesi daha güçtür. Dişlerin arayüzeylerine erişim sınırlıdır ve polimerizasyon için yeterli ışık gücünün o bölgelere ulaşmasını garanti altına almak özel teknikler gerektirebilir. (Bayne ve Thompson 2006)

Görünür ışık ile polimerizasyon reaksiyonunu gerçekleştiren kompozit rezinler ilk defa 1970'lerde ortaya çıkmıştır ve kimyasal olarak polimerizasyon reaksiyonunu gerçekleştiren kompozit rezinlere göre, bir çok klinik avantaj göstermektedir (Tirtha ve ark 1982, Peutzfeldt ve ark 2000). Pek çok avantaja sahip olmalarının yanı sıra bunlar arasından en önemlileri olarak; polimerizasyon reaksiyonunun başlamasının hekimin kontrolünde olması, pratik bir şekilde kaviteye uygulanabilmesi ve el

aletleriyle işlenebilir olmaları sayılabilir (Mc Cabe 1985, Davidson-Kaban ve ark 1997). Bununla beraber üstün fiziksel ve mekanik özellikler göstermeleri, diş dokusuna bağlanmalarının yeterince iyi olması ve diş dokusunu taklit eder renkte materyaller olmaları da tercih edilmelerinde oldukça önemli etkenlerdir (Bayne ve ark 1994, Cobb ve ark 2000).

Hem Kimyasal Hem de Işık İle Polimerize Olan Kompozitler

Bu grupta yer alan kompozitler, hem kimyasal katalizör hem de ışık aktivatörlerini yapılarında bulundurur. Buna bağlı olarak polimerizasyon reaksiyonu ışık ile başlayıp yapısındaki kimyasal reaksiyon ile tamamlanır (Powers ve Sakaguchi, 2012). Rezinlerin kimyasal polimerizasyon reaksiyonları yavaş hızda gerçekleşir, ancak fotokimyasal yolla rezine ekstra bir polimerizasyon sağlanmış olur. Kompozit polimerizasyonunun yeterince gerçekleşmemesinden endişe duyulan her ortamda kullanılması tavsiye edilen bu tip rezinlerin, derin kavitelerde, 2 mm'den daha kalın rezin uygulaması gerektiren kavitelerde, yeterli ışık geçişinin zor olduğu interproksimal alanlarda başarılı olduğu belirtilmektedir (Manhart ve ark 2000).

Kompozitlerin Kaviteye Yerleştirilme Tekniği

Kompozit rezinlerin restoratif kavitelere yerleştirilmesinde "inkremental" (tabakalı) ve "bulk" (kütlesel) teknikler kullanılabilmektedir.

İnkremental Teknik

Kompozitin geniş ve derin kavitelerde kavite içerisine tabaka tabaka yerleştirilip, ışık ile polimerize edilmesi şeklindeki uygulamaya, tabakalı teknik denir. Dental kompozit rezinlerin kavite preparasyonlarına yerleştirilmesinde tabakalı katmanlamanın kullanılması uzun zamandan beri standart teknik olarak kabul edilmektedir. Teknik 2 mm veya daha az kalınlığa sahip kompozit rezinlerin kaviteye uygulanmasını takiben okluzal yüzeyden ışığa maruz bırakılması ve sonrasında kavite preparasyonun kompozit rezinle doldurulunca kadar tabakalı yerleştirmenin tekrarlanmasından oluşur (Önal 2004, Lazarchik ve ark 2007).

Bu tekniğin önerilmesindeki gerekçelerden biri de, ışığın penetre olduğu kompozit rezin kalınlığının sınırlandırılmasıdır ve aynı zamanda kompozit rezinlere polimerizasyon sırasında iletilen ışığın yoğunlunun kompozit kalınlığı arttıkça

katlanarak azaldığıda gösterilmiştir (Price ve ark 2003). Böylece kaviteye uygulanıp polimerize edilen rezin kalınlığı 2 mm veya daha az olacak şekilde sınırlandırılarak yeterli ışık yoğunluğu ve bunu takiben polimerizasyon sağlanmış olur. Yeterli polimerizasyon sonucunda kompozit rezinlerin fiziksel özellikleri geliştirilmiş, marjinal kenar adaptasyonları arttırılmış ve sitotoksitesi azaltılmış olur (Price ve ark 2000, Poskus ve ark 2004).

Kompozitlerin küçük, 2 mm' lik, parçalar halinde kaviteye yerleştirilmesi ile rezinin sertleştirilmesi esnasında kavite duvarlarına minimum temas ve daha küçük kompozit hacminin elde edilmesi, büzülme oranındaki azalmayı sağlaması nedeni ile büyük öneme sahiptir (Fabianelli ve ark 2003, Kuroe ve ark 2003). Polimerizasyon büzülmesinin azaltılması, artan streslere bağlı olarak oluşan kasp deformasyonlarını azaltarak bu durumun ortaya çıkardığı hassasiyet ve diş ile kompozit rezin yüzeylerindeki mikroçatlak oluşumunu engellemesi nedeniyle son derece faydalıdır. Bu streslerin neden olduğu diş-rezin arayüzeyindeki bağlanma yetersizlikleri de marjinal kenarlarda boşluk oluşumu, mikrosızıntı ve ikincil çürük gelişimi ile sonuçlanır (Giachetti ve ark 2006).

İnkremental teknik;

- tabakalar arasında kontaminasyon veya boşlukların bir arada olma olasığı,
- katmanlar arasındaki bağlanma başarısızlıkları,
- konservatif preparasyonlarda sınırlı erişimden dolayı kompozit rezinin yerleştirilme zorluğu,
- tek bir kütlesel tabakalı rezinin yerleştirilmesinin aksine inkremental teknikte her katmanın yerleştirilip polimerize edilmesi için gereken zamanın artması gibi dezavantajlara sahiptir (Abbas ve ark 2003).

Kütlesel Yerleştirme Tekniği

Kompozitin adını oluşturan "kütlesel yerleştirilen" (bulk) terimi, aynı zamanda kaviteye yerleştirme tekniğinin de adını oluşturmaktadır. Kütlesel olarak yerleştirilebilen kompozitler restoratif kavitelere daha büyük kütlelerde ve daha fazla kalınlıklarda dolgu maddesinin yerleştirilmesine olanak sağlamak amacıyla geliştirilmiş rezin materyallerdir. Kütlesel olarak yerleştirilebilen kompozitler tek tabaka halinde uygulanmalarından dolayı klinik çalışma süresini azaltmakta, restoratif

tedaviyi daha az stresli ve daha konforlu yapmaktadır (El-Safty ve ark 2012, Karaman ve ark 2012). Dahası kütlesel yerleştirme tekniği kompozit rezin tabakaları arasında boşluk oluşumunu ve kontaminasyon riskini önleyerek daha kompakt dolguların oluşmasına yol açar (Par ve ark 2014).

Son yapılan çalışmalar, kompozit rezinlerin daha az sayıda tabakalarla veya tek kütlesel olarak kaviteye yerleştirildiğinde inkremental teknik kadar başarılı olabileceğini göstermiştir (Quellet 1995, Abbas ve ark 2003, Sarret 2005, Campodonico 2011). Dahası bazı klinisyenler restorasyonlarda tüm kavitenin tek bir kompozit tabakası ile doldurulup ardından ışıkla polimerize edildiği kütlesel olarak yerleştirme tekniğine göre inkremental tekniğin daha başarılı sonuçlar ürettiği kavramına karşı çıkmışlardır (Lazarchik ve ark 2007). Ancak mevcut verilerin yetersizliği ve uygun bir kütlesel yerleştirilebilen materyalin eksikliği ile ilgili endişeler pek çok klinisyeni bu tür tekniklerin uygulanmasından vazgeçirmiştir (Sarrett 2005).

2000'li yıllardan itibaren direkt kompozit restorasyonlarda tabaka sayısını azaltmaya ve kütlesel olarak kompozit rezinlerin kaviteye yerleştirilmesini teşvik etmeye yönelik bir eğilim vardır (Sarrett 2005). Dental kompozit rezinlerin kavitelere daha fazla hacimli kütlelerde ve kalınlıklarda uygulanabilmesini gerçekleştirebilmek amacıyla son zamanlarda "kütlesel olarak yerleştirilebilen" kompozitler geliştirilmiştir (Donadio-Moura ve ark 2005, Karaman ve ark 2012). Birçok üretici tarafından geliştirilen "kütlesel olarak yerleştirilebilen" kompozit rezinler gelişmiş polimerizasyon ile kontrollü büzülmeye sahip olup, kaviteye 4 mm kalınlığında yerleştirilebilmektedir (Ilie ve Hickel 2011).

"Kütlesel olarak yerleştirilebilen" kompozitler, geleneksel kompozit rezinlerin monomer yapısında yapılan kimyasal değişikler sonucunda üretilmişlerdir. Kütlesel olarak yerleştirilebilen kompozitlerin yapısının geliştirilmesi sonucunda artmış translusent özellik göstermeleri ve metakrilat rezin yapısına ilave edilen foto aktif gruplar sebebiyle, kompozit rezinin polimerizasyon reaksiyonu daha iyi kontrol edilebilmekte ve materyal "kütlesel yerleştirme" tekniği ile maksimum 4 mm derinliğinde polimerize edilebilmektedir (Guan ve ark 1992, Cara ve ark 2007, Hirata ve ark 2015).

Jose-Luis ve Lowe kütlesel olarak yerleştirilebilen kompozitlerin sahip olması gereken önemli karakteristik özellikleri şöyle vurgulamışlardır. Düşük polimerizasyon büzülmesi, iyi bir kavite adaptasyonu sağlayabilmek için daha çok akıcılığa sahip olması, elle kullanımı sırasında kaviteye kolayca dağıtılabilmesi ve işlenmesi, gelişmiş fiziksel özelliklere ve minimum 4 mm olacak şekilde arttırılmış sertleştirme derinliğine sahip olması bu özellikler arasında yer almaktadır (Jose-Luis 2010, Lowe 2010). Bunu gerçekleştirebilmek için materyalde gerekli olan bir özellikte ışık geçirgenliğine son derece elverişli yani saydam olması gerektiğidir (Ryan ve ark 2010). Kompozit materyalin sertleşmesini sağlayan ışığın materyal boyunca iletimi esas olarak inorganik doldurucu partiküllerin büyüklüğü ve doldurucu partiküller ile rezin matriks arasındaki kırılma indeksinin eşleşmesinden etkilenmektedir (Sigusch ve ark 2007, Fujita ve ark 2011).

Doldurucu partiküller ile matriksin kırılma endekslerinin eşleşmesi kompozit rezinlerin translusentliği ve optik özelliklerinin geliştirilebilmesi için gereklidir (Hirabayashi ve ark 1990, Silikas ve ark 2007). Eğer inorganik doldurucu partiküller ile matriks eşleşmeyen kırılma endekslerine sahipse, ışığın rezin-doldurucu arayüzündeki saçılımı artacak ve materyal daha opak bir hale gelecektir (Kim ve ark 2007, Shortall ve ark 2008). Kompozit rezinlerde doldurucu partikül büyüklüğünün 400 nm'den küçük olması da materyale mükemmmel saydamlık sağlayarak üstün estetik özellikler göstermesine neden olmaktadır (Kim ve ark 2007). Kütlesel olarak yerleştirilebilen kompozit rezinlerde artmış translusensliğe sahip olmalarından dolayı daha büyük oranda ışığın iletimine olanak sağlanmıştır (Bucuta ve Ilie 2014).

Kompozit rezin restorasyonların uzun dönem klinik başarıları esasen materyalin kavite duvarlarına adaptasyonuna ve kompozit rezin ile dental dokular arasındaki bağlayıcı ajanın bütünlüğüne bağlı olarak değişmektedir (Peumans ve ark 2005). Rengo ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada sınıf II kavitelere uygulanan kütlesel olarak yerleştirilebilen kompozitler ile tabakalı olarak uygulanan geleneksel kompozit rezin restorasyonlarının marjinal sızdırmazlıkları karşılaştırılmış ve benzer sonuçlar elde edilmiştir. Kütlesel olarak yerleştirilebilen materyallerin restorasyon ile diş dokusu arayüzeyindeki bağlantıyı olumsuz olarak etkilemediği de aynı çalışmada belirtilmektedir (Rengo ve ark 2015).

Kütlesel olarak yerleştirilebilen kompozitler esas olarak viskozite ve uygulama tekniğine göre düşük ve yüksek viskoziteli olarak sınıflandırılabilmektedir (Ilie ve ark 2013). Düşük viskoziteye sahip kütlesel olarak yerleştirilebilen kompozit rezinler düşük mekanik özelliklere sahip olmalarından dolayı arka bölgedeki geniş restorasyonların bitirilmesi sırasında son katman olarak geleneksel kompozit rezinler ile kapatılmaya ihtiyaç duymaktadır. Kütlesel olarak yerleştirilebilen kompozitler yüksek doldurucu oranına sahip olmalarından dolayı artmış mekanik özelliklere sahiptir. Gelişmiş bir saydamlığa sahip olması ve metakrilat rezine ilave edilen fotoaktif gruplardan dolayı polimerizasyon kinetiği daha iyi kontrol edilebilmektedir (Swapna ve ark 2015). Yüksek viskoziteye sahip olanlar tek seferde kaviteye yerleştirilebilir ve ek bir kapatıcı tabakaya ihtiyaç duymazlar (Bucuta ve Ilie 2014).

Yüksek viskoziteli kütlesel olarak yerleştirilebilen kompozit rezinler büyük partikül boyutuna sahip dolduruculardaki yapılan değişiklere bağlı olarak geliştirilmiş sertleşme derinliğine sahiptirler. 20 μm'den daha büyük doldurucu partiküllere sahip bazı kütlesel olarak yerleştirilebilen kompozit rezinler, geleneksel kompozit rezinlerle kıyaslandığında daha düşük oranda toplam dolduru-matriks arayüzüne sahiptir, ışığın dağılma oranı azaltılmıştır ve mavi ışığın iletim derinliği arttırılmıştır (Ilie ve ark 2013).

Kütlesel olarak yerleştirilebilen kompozitler geleneksel tip kompozitlerle kıyaslandığında daha düşük viskoziteye sahip olması, akışkan kompozitlerle karşılaştırıldığında ise daha düşük polimerizasyon büzülmesi göstermeleri nedeniyle daha avantajlıdır (Czasch ve Ilie 2013). Hidroksil serbest Bis-GMA, alifatik üretan dimetakrilat, parsiyel aromatik üretan dimetakrilat ve yüksek dallı metakrilat gibi monomer yapıdaki moleküller kütlesel olarak yerleştirilebilen kompozitlerde organik rezin matriks yapısına katılmıştır. Monomer ve buna bağlı olarak organik rezin matriks yapısında görülen bu değişim ile beraber; kompozitin polimerizasyon büzülmesinde %70'e kadar azalma ve kompozitin translusentliğinin geliştirilmesi sonucunda polimerizasyon için gerekli ışığın kompozit kütlesi boyunca daha fazla yayılması ile polimerizasyon derinliğinin artışı sağlanmaktadır (Flury ve ark 2012).

Kompozit Rezinlerin Avantajları

Kompozit rezinlerin başlıca avantajları şu şekilde sıralanmıştır:

1. Estetiktirler,
2. Diş dokusuna bağlantısı iyidir,
3. Kalan sağlam diş dokusuna destek olurlar,
4. Galvanik akıma sebep olmazlar,
5. Düşük termal iletkenliğe sahiptirler,
6. Radyopaktırlar

Estetik

Kompozit rezinler nispeten saydam olmalarından dolayı genel olarak doğal görünümlü restorasyonlar üretme eğilimindedir. Bunlar bitişik ve altta yer alan diş yapısının restorasyon yoluyla yansıtılmasına izin vererek küçük kavitelerde bukalemun etkisi oluştururlar. Daha büyük ve önemli restorasyonlarda ise, restorasyona komşu diş yapısını taklit edebilmek ve estetik kapasitenin arttırılabilmesi için geniş aralıkta gölge tonları ve opasiteye sahip kompozit materyalleri mevcuttur. (Ryan ve ark 2010).

Diş Dokusuna Bağlanma

Kompozit rezin restorasyonların başarılı olabilmesinde diş dokusu ile sıkı bir bağlantının gerçekleşmesinin önemli bir yeri bulunmaktadır. Kompozit rezinlerin polimerizasyonu boyunca oluşan büzülme streslerine karşı koyabilmek için bağlanma kuvvetlerinin yeterli büyüklükte olması gerektiği belirtilmiştir ((Trushkowsky 2001, Balkenhol ve ark 2007).

Kompozit rezinlerin mine ve dentin dokusuna bağlanmasında adeziv sistemler mikromekanik bir bağlantı oluşturarak bu amaca katkı sağlarlar. Mevcut adeziv sistemler mine ve dentinle oluşturduğu bağlantı yöntemlerine göre etch&rinse (asitlenen ve yıkanan), self-etch (kendinden asitli) ve cam iyonomer adeziv sistemler olarak sınıflandırılmaktadır. Asitlenen ve yıkanan adeziv sistemlerin sahip olduğu asitle aşındırma, yıkama ve kurutma, primer ve bonding ajan uygulama basamakları sadeleştirilerek kendinden asitli adeziv sistemlerde asitleme ve yıkama basamağı kullanımdan kaldırılmıştır. Buna bağlı olarak kendinden asitli sistemlerin hekime

zaman kazandırması ve kolay uygulanabilir olması bu sistemlerin tercih edilmesine sebep olmuştur (Van Meerbeek ve ark 2005, Perdigão ve Swift 2006).

Kompozit rezinlerin asitlenmiş mine ve astarlanmış dentine bağlanma kuvvetleri genellikle 20 ve 30 megapaskal (MPa) arasında değişmektedir. Rezin ile diş dokuları arasındaki bağlar başlıca asitlenmiş mine yüzeyleri ve astarlanmış dentine yapıştırıcı ajanların mikromekanik olarak tutunması ile gerçekleşir. Dentinde, bağlayıcı rezinler ile kollajen arasında genellikle melez bir katman oluşturulur ve yapıştırıcı ajanlar dentin tübüllerine penetre olur (Powers ve Sakaguchi 2012).

Sağlam Diş Dokusuna Destek Olma

Geçmişte Dr. Black tarafından ifade edilen kavite preparasyon prensipleri, posterior kompozit restorasyon uygulamalarında geleneksel amalgam restorasyonlar için gerekmekteydi. Son zamanlarda kompozit rezinlerin dezavantajlarını en aza indirmek için restorasyon ile diş yapısı arasındaki bağlantıyı güçlendiren adeziv teknikteki gelişmeler nedeniyle çoğu araştırıcı tarafından daha konservatif yaklaşımlar savunulmaktadır. Buna bağlı olarak da kompozit restorasyonlarında, çürük bölgeler ve desteksiz, kırılmaya yatkın mine dokusu dışındaki sağlıklı diş dokusunun kaldırılması sınırlanmıştır (Hinoura ve ark 1988, Bryant 1992).

Galvanik Akımın Eliminasyonu

Kompozit rezin materyalleri yapısında metal bulundurmadıklarından dolayı galvanik akımı meydana getirmezler (Winkler ve ark 1996).

Düşük Isı İletkenliği

Metal içermeyen kompozit rezinler metal içeren amalgam gibi restoratif materyallere göre düşük ısı iletkenliğine sahip olup iyi bir izolatördür. Ayrıca kompozitler diş dokuları kadar hızlı şekilde sıcaklığı değiştiremezler ve bu fark klinik bir problem oluşturmaz (Powers ve Sakaguchi 2012).

Radyoopasite

Estetik restoratif materyaller, radyografik olarak radyolüsent görüntü oluşturan tekrarlayan çürüklerin radyografide kolayca görülebilmesi için yeterince

radyoopasiteye sahip olmalıdır. Çoğu kompozit içerdiği baryum camı gibi radyoopak doldurucular dan dolayı radyografide radyoopak görüntü oluşturur (Roberson ve ark 2006).

Kompozit Rezinlerin Dezavantajları

Kompozit rezinlerin başlıca dezavantajları aşağıda sıralanmıştır;

1. Polimerizasyon büzülmesi,
2. Postoperatif hassasiyet,
3. İkincil çürük,
4. Teknik hassasiyet,
5. Kenar uyumu ve mikrosızıntı,
6. Su absorbsiyonu,
7. Değişken polimerizasyon derecesi (konversiyon)
8. Renklenme.

Polimerizasyon Büzülmesi

Polimerizasyon küçük molekülleri geniş polimer zincirlerine veya ağlarına dönüştüren kimyasal bir reaksiyondur. Monomer molekülleri arasındaki mesafe polimerize olmadan önce 3-4 ångström (Å) iken, monomerler polimerize oldukları zaman yani polimer birimleri olarak şekillendikleri zaman intramoleküler mesafe, 1.5 Å' a kadar düşmekte ve bunun sonucu olarak da hacimsel bir büzülme söz konusu olmaktadır. Dental kompozitlerin polimerizasyon süreci boyunca meydana gelen bu hacimsel daralmaya polimerizasyon büzülmesi denilmektedir. Polimerizasyon işlemi sırasında oluşan büzülme genellikle % 1,5-5 oranında gerçekleşir ve internal gerilmelerin gelişmesine neden olur (Ferracane 2005, Pires-de-Souza ve ark 2009).

Hacimsel büzülme, diş yüzeyi ile kompozit arasında 13 MPa gibi yüksek gerilme streslerinin oluşmasıyla sonuçlanır. Bu stresler diş ile kompozit arayüzeyindeki bağlantıda ciddi gerilmeler oluşturarak, tükürük ve mikroorganizmaların marjinal sızıntı oluşturabileceği çok küçük boşlukların gelişmesine yol açar. Tekrarlayan çürükler ve marjinal renklenmeler bu yolla oluşmaktadır. Bu stresler diş minesinin gerilim direncini aşabilir ve bu durum arayüzeyler boyunca minede kırılma ve çatlaklarla sonuçlanır (Powers ve Sakaguchi 2012).

Polimerizasyon büzülmesinin oluşumuna etki eden faktörler; konfigürasyon faktörü (C faktör), kavite boyutu, uygulama tekniği ve kullanılan restoratif materyal şeklinde sıralanabilir. Konfigürasyon faktörü restorasyonun bağlandığı yüzeylerin serbest yüzeylere oranı olarak ifade edilebilir. Bağlı yüzeylerin serbest yüzeylere oranı belirli bir limiti geçerse, materyalin akıcılığı azalır ve büzülme stresleri artar. Kompozitin bağlı olduğu yüzeylerin sayısındaki artış daha yüksek bir C faktörüne neden olmakta ve adeziv bağlanmada büzülme streslerinin artması ile sonuçlanmaktadır. Konfigürasyon faktörü 1.0'dan daha düşük ise büzülme stresleri azalır, 3.0'ın üzerine yükseldiğinde ise stres değerleri büyük bir artış gösterir (Tarle ve ark 1998, Roberson ve ark 2006).

Restoratif kavitenin boyutu da polimerizasyon büzülmesini etkiler. Kavite boyutları ne kadar dar ve sığ, kaviteye yerleştirilen kompozit hacmi ne kadar küçük ise polimerizasyon büzülmesi o kadar az gerçekleşir (Dayangaç 2000, Watts ve Marouf 2000). Kompozit rezinlerin kaviteye küçük tabakalar halinde uygulanması, polimerizasyon sırasında kavite duvarlarına daha küçük hacimde kompozitin temas etmesine sebep olur ve buna bağlı olarak polimerizasyon büzülmesi daha az oranda gerçekleşir (Fabianelli ve ark 2003, Kuroe ve ark 2003). Konuyla ilgili yapılan laboratuvar ve klinik çalışma sonuçları özellikle yüksek konfigürasyon faktörü gösteren kavitelerde tabakalar halinde uygulama tekniğinin kullanımını desteklemektedir (Unterbrink ve Liebenberg 1999). Bununla beraber tabakalar halinde uygulama tekniğinin daha çok polimerizasyon büzülme stresine neden olduğunu gösteren çalışmalar da bulunmaktadır (Versluis ve ark 1996, Jedrychowski ve ark 2001).

Kompozit rezinlerin yapısında yer alan doldurucu partiküllerin büyüklüğü ve miktarı polimerizasyon büzülmesini etkilemektedir. Daha büyük partikül boyutuna sahip kompozitlerde polimerizasyon büzülmesinin oranı artarken, küçük partiküllü ve daha fazla inorganik partikül oranına sahip kompozitlerde daha az oranda polimerizasyon büzülmesi görülmektedir (Aw ve Nicholls 2001).

Postoperatif Hassasiyet

Postoperatif hassasiyet tüm restoratif materyal uygulamalarında oluşmasından endişe duyulan bir başka klinik problemdir. Polimerizasyon büzülmesi sonucu oluşan

daralma ve su emilimine bağlı gerçekleşen genleşme sebebiyle diş kompozit bağlantısında kopmalar oluşur ve bu durum postoperatif hassasiyet oluşumuyla sonuçlanır. Bu durum genellikle restorasyon yapımından sonraki ilk 6 aydan 1 yıla kadar değişen süre içinde görülür ve başlangıcından sonraki 6 aylık periyotta azalma gösterir (Bayne ve Thompson 2006).

İkincil Çürük

Posterior kompozit rezin restorasyonlarında karşılaşılan en sık başarısızlık sebebinin ikincil çürük oluşumu olduğu birçok çalışmada ifade edilmiştir. Karyojenik bakteriler, iyonlar ve oral sıvılar için polimerizasyon büzülmesi sonucu gingival kenarda oluşan marjinal açıklığın bir giriş bölgesi oluşturduğu düşünülmektedir. Marjinal kenarlarda oluşan bu aralanmaların daha da ilerlemesine bağlı olarak ikincil çürük oluşma riskinin de yükseleceği bilinmektedir (Bayne ve Thompson 2006).

Kompozit rezin restorasyonların yenilenme nedenini 1970'li yıllarda rezin materyalindeki bozunma ve aşınma oluştururken, son zamanlarda yenilenmede ki en önemli nedeni ikincil çürük ve restorasyon kırıklarının oluşturduğu yapılan çalışmalarla ortaya konmuştur (Mjör ve Qvist 1997, Wilson ve Mjör 2000). Kompozit rezin restorasyonların %40 ile %48 arasında değişen oranlarda en sık olarak ikincil çürük nedeniyle yenilendiği yapılan çalışmalarda belirtilmiştir (Mjör ve Toffenetti 1992, Chrysanthakopoulos 2011).

Teknik Hassasiyet

Kompozit rezinlerin restoratif kaviteye uygulanması esnasında teknik hassasiyet gerektirmesi de başka bir dezavantajıdır. Bu aşamada meydana gelebilecek herhangi bir sorun restorasyonun başarısının olumsuz olmasına neden olabilmektedir. Son zamanlarda restoratif materyallerin uygulama basamaklarını azaltmaya yönelik çalışmalar da mevcuttur (Bayne ve Thompson 2006).

Kenar uyumu ve mikrosızıntı

Kompozit rezinlerde gerçekleşen polimerizasyon büzülmesi sonucu restoratif materyaller ile kavite duvarı arasında meydana gelen mikroaralıktan bakteri, oral sıvılar, molekül ve iyonlar ile havanın geçisi mikrosızıntı olarak tanımlanır (Perdigão ve Swift 2006). Kompozit restorasyonların uzun dönem performansını etkileyen en

önemli faktör materyalin kavite duvarlarına adaptasyonudur. Boşluk oluşmasına izin vermeyen iyi bir kenar uyumuna sahip restorasyonun mikrosızıntı oluşumunu önleyerek uzun ömürlü olacağı bildirilmiştir (Gjorgievska ve ark 2008). Kompozit rezinlerin adezyonu, yeterli mekanik özelliklere sahip olmalarına rağmen, izolasyonun sağlanamaması ve polimerizasyon büzülmesi gibi nedenlerden dolayı olumsuz yönde etkilenmektedir. Ayrıca, kaviteye uygulanmasından sonra da materyalde görülen fiziksel ve kimyasal değişikliklere bağlı olarak da büzülme olabilmektedir (Sporrius ve Grossman 1989).

Bugünlerde dişhekimliğindeki restoratif uygulamaların sahip olduğu en büyük problemlerden biri de, restoratif materyalin mine-dentin dokusuna kusursuz olarak bağlanamamasıdır. Bu durum, restorasyon ile diş arasında önüne geçilemeyen mikrosızıntı oluşumuna ve devamında da kavite duvarında renkleşme, ikincil çürükler, postoperatif ağrı ve pulpa iltihabı gibi komplikasyonlar görülebilmesine neden olmaktadır. Süt dişlerinin farklı histomorfolojik özelliklere sahip olması nedeniyle, servikal restorasyonlarda bu başarısızlıkların görülmesi daha da artmaktadır (Atakul ve ark 1992, Tarım ve ark 1998).

Mikrosızıntının minimum olması amacıyla; diş dokularının asitle pürüzlendirilmesi, kompozit rezinin tabakalama yöntemiyle uygulanması, kavite marjinlerinin bizote edilmesi, direkt kompozit rezin dolgular yerine inley restorasyonların kullanılması, kavite tabanında kaide olarak cam iyonomer siman kullanılması, bonding ajanların kullanılması, çapraz bağlı monomer yapısına sahip kompozit rezin kullanımı, aşamalı ışık cihazlarının kullanımı gibi teknikler önerilmektedir (Roulet ve Noack 1991, Mehl ve ark 1997, Yap ve Soh 2002, Boaro ve ark 2010, Ferracane 2011).

Su Absorbsiyonu

Kompozit rezin restorasyonlar polimerize edildikten sonra stabil olarak kalmayıp kendi çevresindekiler ile sürekli etkileşim halindedir. Esas etkileşim kompozit rezin matriksi içine nüfuz eden su ile olmaktadır. Bazı kompozitlerde bu etkileşim sonucunda su, polimerize olmamış monomer ve iyonların açığa çıkmasına neden olarak materyalde daha fazla büzülme ve ağırlıkça azalma meydana getirmektedir (Ferrecane 1994).

Kompozitin su absorbe etmesi sonucunda doldurucu partikülün rezin ile olan bağlanma kuvveti zayıflar. Materyalde oluşan stresler bağlantı kuvvetinden daha büyük bir değere ulaşırsa bağlantı bozularak kompozitin iç yapısında hidrolitik kırıklar meydana gelir. Yeterince polimerize edilmemiş kompozit rezinler de daha fazla su emilimine bağlı olarak daha yüksek oranda hidrolitik bozulmalar görülmektedir (Bayne ve Thompson 2006). Ayrıca su emilimine bağlı olarak materyalde renk değişikliği, marjin konturlarında kırılmalar, mekanik özelliklerinde azalmalar oluşabilmektedir (Yap ve Lee 1997, Yap ve ark 2000).

Değişken Polimerizasyon Derecesi

Dental kompozitlerin fiziksel ve mekanik özellikleri polimerizasyon sırasında gerçekleşen sertleşme, konversiyon derecesinden doğrudan etkilenmektedir. Düşük sertleşme derecesinden dolayı kompozit rezinlerde mekanik özelliklerde azalma, renk bozukluğu ve kırılganlıkta artma görülebilir. Bu durum düşük aşınma direnci ve düşük renk stabilitesi sergileyen kompozit restorasyonlarla sonuçlanır (Rueggeberg ve ark 1994, Moraes ve ark 2008, Schneider ve ark 2008).

Renklenme

Kompozit rezin restorasyonlarda renk değişiklikleri farklı dış ve iç kaynaklı nedenlerden dolayı görülebilmektedir. İç renklenmeler materyalin yapısından, dış renklenmeler ise uygulanma hataları ve dış etkenlerden kaynaklanan renklenmelerdir. Materyalin uygulanması aşamasında kavitenin yeterince izole edilememesinden dolayı dişetinden sızan kan ve nem ile kontamine olması, yetersiz kompozit polimerizasyonu, hatalı bitirme ve polisaj işlemleri, kötü ağız hijyeni, çay, kahve ve sigara kullanımı gibi faktörler dışsal renklenmede rol oynamaktadır. Makro dolduruculu partiküllere sahip ve Bis-GMA içeriği yüksek olan rezin kompozitlerde iç renklenme daha fazla görülmektedir. Işıkla polimerize edilen ve gün geçtikçe daha çok geliştirilen kompozitlerde içsel renklenmelere daha az sıklıkta rastlanmaktadır (Dayangaç 2000, Lee YK ve ark 2011).

1.2.3. Cam İyonomer Simanlar

İlk kez Wilson ve Kent tarafından 1972 yılında tanıtılan geleneksel cam iyonomer simanlar, silikat ve çinko polikarboksilat simanların avantajları biraraya

getirilerek geliştirilmiştir (Wilson ve Kent 1972). Cam iyonomer simanlar toz ve likit formların birbirlerine karıştırılmasıyla elde edilir ve silikat simanla polikarboksilat simanın hibriti olarak ifade edilmektedirler (Köroğlu ve ark 2012). Cam iyonomer simanın toz formunda bazik floro-alumino silikat cam tanecikleri, likit formunda ise esas olarak aközpoliakrilik asit yer alır. Materyalin toz kısmında büyük oranlarda kalsiyum ve florür ve küçük oranlarda sodyum ve fosfat iyonları bulunmaktadır. Poliasitler geniş bir yelpazede alkenoik asitlerin homo veya kopolimerlerinin temeli olarak yer almaktadır (Mclean 1992).

Cam iyonomer simanların mekanik, fizikokimyasal ve sertleşme reaksiyon özellikleri ile çalışma süresi pek çok önemli etkenle ilişkilidir:

- Formülasyonda kullanılan poliakrilik asit likiti ve aluminosilikat cam partiküllerinin bileşimi
- Cam tozunun partikül boyutu
- Siman karışımı içindeki bileşenlerin oranı (cam/poliakrilik asit/tartarik asit/su)
- Karıştırma yöntemi

Cam iyonomer simanların yapısında yer alan cam tozu partikülleri ya da poliakrilat yapısına organik ve inorganik eklemeler yapılarak materyalin performansını yükseltmeye yönelik çalışmalar büyük bir hızla sürdürülmektedir (Nagaraja Upadhya ve Kishore 2005).

Cam İyonomer Simanların İçeriğine Göre Sınıflandırılması

- Geleneksel cam iyonomer simanlar
- Rezin modifiye cam iyonomer simanlar
- Poliasit modifiye cam iyonomer simanlar
- Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar

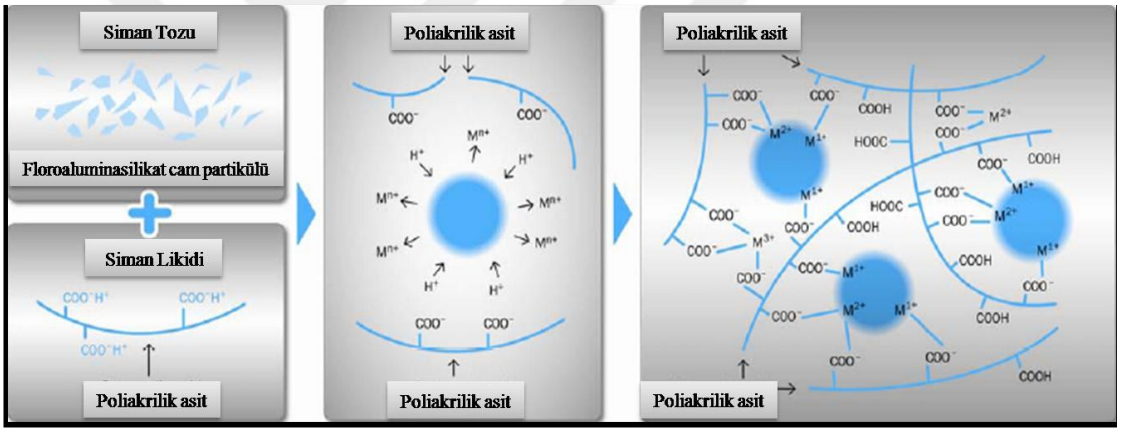
Geleneksel Cam İyonomer Simanlar

Simanın yapısı asit-baz reaksiyonu, reaktif cam partikülleri ve poliakrilik asitler olmak üzere üç ana başlık altında incelenebilir (Lohbauer 2010).

Asit-Baz Reaksiyonu

Cam iyonomer simanlar asit-baz reaksiyonu ile sertleşirler (şekil 9) ve sonuçta bağlayıcı matriks olarak görev alan hidrojel tuzu oluşur. İyonize gruplar, cam

partiküllerin yüzeyinde yer alan alanlar ve erişilebilir katyonlar için yarışırlar. Kalsiyum iyonları, asitlerin iyonize karboksil grupları ile şelasyon reaksiyonu yaparak birleşirler. İyonların çapraz bağlantı yaparak oluşturduğu yapıda hidrolitik denge sertleşme reaksiyonundan sonra oluşur. Varlığını sertleşme reaksiyonu sona erdikten sonra da sürdüren hidrojel hem simanın içerisinde hem de simanın etrafındaki ortam ile arasında iyon alışverişinin gerçekleşmesini sağlar. Ortalama 24-72 saat içerisinde kalsiyum iyonları alüminyum iyonlarının yerine geçer, sağlam çapraz bağlantılar oluşur ve cam iyonomer siman daha dirençli bir yapıya sahip olur. Serbest radikal polimerizasyon reaksiyonu sonucunda internal çapraz bağlantılar meydana gelir. İkincil bir bağlanma da materyalin kendi içirişinde bulunan moleküler veya yan gruplar arasında gerçekleşir ve bu durum katyonların karboksil gruplarına yaklaşarak çapraz bağlantı oluşturmasını engeller (Lin ve ark 1992, McLean 1992, Lohbauer 2010).



Şekil 1.9. Geleneksel cam iyonomer simanların sertleşme reaksiyonu

Reaktif Cam Partikülleri

Cam iyonomer simanlarda kullanılan cam partükülleri karmaşık bir yapıya sahiptir ve birçok bileşenden meydana gelmiştir. Bununla birlikte cam partikülünün üç temel bileşenini silika (SiO_2), alumina (Al_2O_3) ve kireç (CaO) oluşturur. Genellikle stronsiyum (SrO) ve çinko oksitler (ZnO) CaO'in yerine kullanılırlar. Flor (CaF_2), floridin salınması için bir kaynak olarak yapıya dahil edilmiştir. Ayrıca çoğu zaman materyalin yapısında fosfat (P_2O_5) ve soda da (Na_2O) yer almaktadır (Wilson ve McLean 1988). Cam iyonomer simanın özelliklerini belirleyen en önemli faktör cam partikülleri içindeki alüminyum-silisyum oranıdır (Kent ve ark 1979).

Cam iyonomer simanların doldurucu kısmını oluşturan cam tozu, 1100ºC-1500ºC sıcaklıkta erimiş alümina (Al_2O_3), silika (SiO_2), metal oksit, metal florür ve metal fosfatın bileşiminden meydana gelmektedir. Alüminyum (Al), kalsiyum (Ca), stronsiyum (Sr), çinko (Zn), sodyum (Na), potasyum (K) ve lantanum (La) elementleri genellikle metal iyonları oluşturmaktadır. Materyalin yapım aşamasında erime ısısını arttırmak amacıyla fosfat ve fluorid kullanılırken, sertleşme özelliklerini değiştirmek amacıyla da cam yapısının içerisine ilave edilmektedir. Materyalin radyoopak özellik göstermesi amacıyla lantanum oksit (La_2O_3), stronsiyum oksit (SrO) ve baryum sülfat ($BaSO_4$) amacıyla cam tozunun içerisine katılır fakat bu moleküller cam yapısında yer almamaktadır. Aynı şekilde çinko oksit (ZnO) de cam tozuna ilave edilebilirken cam yapısında yer almamaktadır (Saito ve ark 1999).

Cam yapısının ince partikülleri içeren toz formun alması önce eritilip ardından ezilip öğütülerek sağlanmaktadır. Cam iyonomer simanın sertleşme özelliklerini kontrol edebilmek için cam tozunun partikül boyutu ve dağılımı son derece önemlidir. Bununle beraber cam iyonomer simanların kullanım alanları toz kısmının partikül boyutuna bağlı olarak farklılık göstermektedir. Partikül boyutu, dolgu malzemesi amacıyla kullanılacak ise en fazla 50µm, yapıştırma ya da kaide malzemesi olarak kullanılacak ise en fazla 20µm olmalıdır (Van Noort 2008).

Poliakrilik asitler

Genellikle poliasit olarak cam iyonomer simanın matriksini oluşturmada polikarboksilik asit kullanılırken, polivinil fosforik asit, poliakrilik asit, polimaleik asit, akrilik asit-itakonik asit kopolimeri, akrilik asit-maleik asit kopolimeri, akrilik asit-2 bütan dikarboksilik asit kopolimeri gibi asitler de yapıda yer alabilmektedir (Saito ve ark 1999). Cam iyonomer matriks yapısında sertleşme süresini kısaltmak ve çalışma süresini uzatabilmek amacıyla tartarik asit de yer almaktadır. Poliasid yoğunluğuna ve 10 000 ile 30 000 arasında değişen moleküler ağırlığına göre matriks viskozitesi değişkenlik göstermektedir (van Noort 2008, Xie ve ark 2008).

Cam iyonomerlerin reaktivitesi, asit veya kopolimerik asidin bileşenlerine olduğu kadar, moleküler ağırlığına ve konsantrasyonuna da bağlıdır. Maleik ya da itakonik asit eklenerek toplam moleküler ağırlıkla ilişkili karboksilik gruplarının sayısı ve buna bağlı olarak da reaktivitenin artması sağlanmış olur. Poliasit, hem

simanın likit kısmına sulu bir çözelti halinde, hem de toz kısmına kurutulmuş şekilde dahil edilebilmektedir (Wilson ve McLean 1988, Saito ve ark 1999).

Cam iyonomer simanın sertlik derecesi, poliakrilik asidin moleküler ağırlığının artmasına bağlı olarak yükselirken mekanik özelliklerini olumlu yönde değiştirmekte fakat simanın kullanımını zorlaştırmaktadır. Cam iyonomer simanların bünyesinde yer alan bu asitlerden dolayı, materyal diş yapılarına ve metallere herhangi bir bağlanma ajanına gerek duymadan bağlanabilmektedir. Cam iyonomer simanların yapısında yer alan polimer asidinin karboksil grubunun metal iyonlarıyla reaksiyona girmesinin diş yapılarına ve metallere bağlanmasını sağlayan başlıca kaynak olduğu bilinmektedir (Nasu 1986, Anstice ve Nicholson 1995).

Cam İyonomer Simanların Avantajları ve Dezavantajları

Cam iyonomer simanlar restoratif materyal olarak istenilen bazı özelliklere sahiptir. Bunlar arasında yer alan cam iyonomer simanların diş yapısında bulunan kalsiyum iyonları veya saf metal iyonları ile çapraz bağlantı kurabilmesinden dolayı direkt olarak diş dokusuna ve ham metallere bağlanabilmesi, florür salınımı gerçekleştirmesinden doalyı antikaryojenik özellik sergilemesi, mine ve dentine benzer termal genleşme katsayısına bağlı olarak diş dokusuna termal uyumluluk göstermesi, sertleşme sırasında mine yüzeyindeki düşük büzülmeye bağlı olarak azaltılmış mikrosızıntı göstermesi ve yapısında monomer içermemesi ya da düşük oranda içermesine bağlı olarak düşük sitotoksisite göstermesi gibi çeşitli avantajlarından dolayı günümüz diş hekimliğinde geniş bir kullanım alanına sahiptir (Hume ve Mount 1988, Nicholson 1998, Yap ve ark 2003).

Bununla birlikte geleneksel cam iyonomer simanların düşük kırılma dayanınımı ve aşınma direnci, neme karşı hassasiyet göstermesi ve üstün estetik özelliklere sahip olmaması, çalışma zamanının kısa, sertleşme süresinin uzun olması gibi dezavantajları da bulunmaktadır. Cam iyonomer simanların sahip olduğu bu dezavantajlar, fiziksel özelliklerini zayıflatıp yoğun çiğneme kuvvetlerinin olduğu alanlarda kullanımını sınırlandırmaktadır (Yap ve ark 2003, Mc Cabe ve Walls 2008). Cam iyonomer simanların sahip olduğu bu negatif özelliklerini gidermek amacıyla da GC Fuji IX GP (GC Corporation, Tokyo, Japonya) ve Ketac Molar (3M ESPE, Seefeld, Almanya) gibi 'yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar' piyasaya

sürülmüştür. Bu yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar bilhassa atravmatik restorasyon tekniğinde (ART) başarıyla kullanılmaktadır (Six ve ark 2000, Yap ve ark 2004).

Kondanse Edilebilen (Yüksek Viskoziteli) Cam İyonomer Simanlar

Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar 1995 yılında piyasaya tanıtılmıştır (Guggenberger ve ark 1998). Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar, geleneksel cam iyonomer simanların yetersiz mekanik özelliklerini ve yüksek okluzal kuvvetlere karşı aşınma direncini arttırmak, restoratif materyal olarak sınıf I ve Sınıf V kavitelerle sınırlandırılmış olan kullanım alanlarını genişletmek üzere geliştirilmişlerdir (Scholtanus ve Huysmans 2007). Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlarda toz/likit oranı, partikül büyüklüğü ve dağılımı değiştirilerek ve cam partiküllerinin yüzeyindeki fazla kalsiyum iyonları uzaklaştırılarak daha sağlam mekanik özellik ve aşınma direnci elde edilmiştir (Basting ve ark 2002). Bununla beraber, sürekli dolgu materyali olarak kompozit rezin ve amalgama alternatif olmaları da amaçlanmıştır. Kullanılan toz-likit oranı geleneksel cam iyonomer simanlarda 3:1 veya 4:1 iken; yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlarda bu oran 6:1 veya 7:1'dir (Ferrari 1999, Crowley ve ark 2006).

Geleneksel cam iyonomer simanlarla benzer sertleşme mekanizmasına sahip olan bu simanların aşınma direnci, yüzey sertliği, eğilme ve baskı kuvvetlerine dayanıklılıkları arttırılmış ve çözünürlükleri azaltılmıştır. Bunlara ilaveten flor salınımları ve diş dokularına biyouyumlulukları geleneksel cam iyonomer simanlarla aynı orandadır (Dowling ve Fleming 2009). Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanın sertleşme reaksiyonunu diğer tip cam iyonomerlere göre daha çabuk tamamlaması sebebiyle erken dönemde suya maruz kalmasının bu materyalin fiziksel özelliklerini olumsuz yönde etkilemediği yapılan çalışmalarda bildirmiştir (Leirskar ve ark 2003, Okada ve ark 2001). Bununla birlikte bu materyallerin yüzey koruyucu rezinlerle beraber uygulanmaları üretici firmalar tarafından tavsiye edilmektedir (Uzer Çelik ve Ermiş 2008, Friedl ve ark 2011).

Cam iyonomer simanın üst yüzeyine kaplayıcı ajan uygulanmasının, materyalin yüzeyine parlaklık kazandırdığı, zamana bağlı olarak materyalin yarısaydamlık özelliğinin azalmasını engellediği, materyale ve polisaj işlemlerine

bağlı olarak oluşan boşlukları ve yüzey düzensizliklerini doldurarak pürüzsüz bir yüzey sağladığı, erken dönemde neme karşı hassasiyeti azalttığı, restorasyonun kırılmaya ve aşınmaya karşı dayanıklılığını arttırdığı ve restoratif materyalin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirdiği belirtilmiştir (Friedl ve ark 2011).

Atravmatik restoratif tedavi (ART) tekniğinde özellikle yüksek viskoziteli cam iyonomer simanların kullanımı yüksek derecede başarı oranına sahiptir (Matsuya ve ark 1996, Kleverlaan ve ark 2004). Fakat tamamlanmış in vivo ve in vitro çalışmalar, restoratif materyalin sertleşme sonrası erken dönemdeki dayanıklılığının hala yüksek stres taşıyan bölgelerde uygulanmasını sağlayabilecek düzeyde olmadığını göstermiştir (Lo ve ark 2001, Coutinho ve ark 2009). Cam iyonomer simanların aşırı strese maruz kalan alanlarda da başarılı bir şekilde kullanımına olanak sağlamak amacıyla asit-baz reaksiyon süresi azaltılmış ve dental pazara, yüksek viskoziteli, hızlı sertleşen GC Fuji IX GP Fast (GC Corporation, Tokyo, Japonya) ve Ketac Molar Quick (3M ESPE, Seefeld, Almanya) gibi cam iyonomer simanlar üreticiler tarafından sunulmuştur. Bu materyal grubunda, normal geleneksel cam iyonomer simanlarla kıyaslandığında bitirme işlemleri için gereken süre 3 ile 6 dakika arasına düşürülmüş ve erken periyot da çiğneme ve aşınma kuvvetlerine karşı dayanıklılık yükseltilmeye çalışılmıştır (Van Duinen ve ark 2005).

Bu çalışmada yaşları 6-10 arasında değişen çocuk hastaların süt molar dişlerine kütlesel yerleştirilen restoratif materyaller kullanılarak yapılacak olan kompozit ve cam iyonomer restorasyonların klinik ve radyolojik takibi planlanmıştır. Çürük dişlerinin tedavileri için 3 farklı kütlesel olarak yerleştirilebilen restoratif materyal ve 1 tane de tabakalama tekniği ile yerleştirilebilen restoratif materyal kullanılacaktır.

2. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada tabakalı olaral yerleştirilebilen geleneksel kompozit rezin Ukütlesel olarak yerleştirilebilen 2 farklı kompozit rezin Sonicfill™ (Kerr, Orange, CA, ABD), X-tra fil (VOCO, Cuxhaven, Almanya) ve 1 tane yüksek viskoziteli kondanse edilebilir cam iyonomer siman Equia Fil (GC Europe, Leuven, Belçika) kullanıldı. Yapılan restorasyonların 3 ay, 6 ay ve 1 yıl boyunca klinik ve radyolojik takibi yapıldı.

Tez çalışmamız için, T.C. Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Etik Kurulu'ndan 2015/05 no'lu kararı ile etik kurul onayı alındı. Çalışma restoratif materyallerin araştırmaya katılan hastaların dişlerine uygulanması ile klinik ve radyolojik takibi olmak üzere iki aşamada gerçekleştirildi.

2.1. Restoratif Materyallerin Hastalara Uygulanması

Tedavi öncesinde hasta ve ebeveynler yapılacak tedaviler hakkında bilgilendirildi ve ebeveynlerinden tedavi uygulamaları ve radyografik tetkikleri için bilgilendirilmiş onam kâğıdı alındı. Çalışmaya dahil olmayı kabul eden hastalara oral hijyen motivasyon eğitimi verilerek, uygulanan restorasyonların belirli periyodblarda kontrol edileceği bildirildi. Tedavi öncesinde hastaların restore edilecek dişlerinden dijital fotoğraflar alınarak kaydedildi.

2.1.1. Hasta Seçimi

Tez çalışmamızda Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi pedodonti bölümüne başvuran rutin poliklinik hastaları tercih edildi. Hastalardan medikal ve dental anamnez alındı. Hastaların çalışmaya dahil edilme kriterleri aşağıda belirtilmiştir. Hastaların seçiminde;

- İyi oral hijyene sahip olması,
- Cinsiyete bakılmaksızın 6-10 yaş aralığında olması,
- Herhangi bir sistemik rahatsızlığa sahip olmaması,
- Herhangi bir ilaca veya restoratif materyale karşı bilinen veya şüpheli bir alerji hikâyesinin olmaması,
- Bir yıl boyunca kontrollere düzenli bir şekilde gelebilmesi,
- Diş sıkma ve/veya gıcırdatma alışkanlığı olmaması
- Velilerin bilgilendirilmiş onam formunu okuyup onaylaması, dikkate alındı.

Dişlerin Seçim Kriterleri

Çalışmaya dahil edilecek olan dişlerin seçimi klinik ve radyolojik kriterlere göre yapılmıştır. Dişlerin klinik olarak araştırmaya dahil edilmesinde inspeksiyon ve palpasyon muayene yöntemiyle beraber ICDAS II kriterleri (Çizelge 2.1) dikkate alındı. Restore edilmesi düşünülen dişlerde;

- ICDAS II kriterlerine göre 3, 4, 5 kodlarından herhangi birine sahip arayüz çürüğüne sahip olması
- Komşu dişlerle temasta ve antagonist dişlerle okluzyonda olması
- Periodontal olarak sağlıklı olması
- Aşırı madde kaybı olmaması
- Patolojik mobilite göstermemesi
- Spontan ağrı ve preoperatif ağrı şikayeti olmaması
- Perküsyona duyarlı olmaması
- Hipoplazik diş dokusuna sahip olmaması
- Bukkal ve lingual/palatinal mukozada fistül olmaması kriterlerine dikkat edildi (Çakmak Akgündüz 2011, Yıldırım 2013, Sengul ve Gurbuz 2015).

Çizelge 2.1. ICDAS II sınıflaması

Kodlar	**Klinik görünüm**
0	Sağlam, çürük yok
1	Minede gözle görülebilen ilk değişiklik. (Uzun süre hava ile kurutulduktan veya bir pit veya fissür ile sınırlıysa)
2	Minede gözle görülebilen bariz ve net değişiklik.
3	Lokalize mine kırığı (klinik olarak dentine kadar ilerlememiş)
4	Mine, dentinden karanlık bir gölge alanla ayrılır.
5	Klinik olarak gözle görülebilen dentinle birlikte açık kavitasyon.
6	Klinik olarak gözle görülebilen dentinle birlikte açık ve büyük kavitasyon.

Dişlerdeki çürük seviyelerini değerlendirmek için periapikal radyografiler alındı. Radyografik görüntü elde edebilmek için Size 2, Digora® Optime fosfor plağı (Soredex, Helsinki, Finland) kullanıldı. Radyografi alımı sırasında çocuklara kurşun yelek ve yakalık takıldı.

Radyografik tanıda Pereira ve ark'ının (2009) skorlaması (Çizelge 2.2) esas alındı. Radyografik olarak;

- Pereira ve ark'ının (2009) radyolojik değerlendirme kriterlerine göre D2, D3 skorlarından herhangi birine sahip olan (Şekil 2.1),



Şekil 2.1: D3 skoruna sahip 75 nolu diş

- kökler arası bölgede ve periapikal bölgede radyolusensi göstermeyen
- kök ucu gelişimini tamamlamış
- internal ve/veya eksternal kök rezorpsiyonu göstermeyen dişler olmasına dikkat edildi.

Çizelge 2.2: Pereira ve ark'ının (2009) radyolojik değerlendirme kriterleri

Skorlar	**Radyograftaki görünüm**
0	Çürük yok
1	Minenin dış yarısına kadar uzanan radyolüsensi (D1)
2	Minenin iç yarısına kadar uzanan radyolüsensi (D2)
3	Dentinin dış yarısına kadar uzanan radyolüsensi (D3)
4	Dentinin iç yarısına kadar uzanan radyolüsensi (D4)

2.1.2. Çalışmada Kullanılan Restoratif Materyaller

Süt azı dişlerinin tedavileri için kütlesel olarak yerleştirilebilen 3 farklı restoratif materyal ve 1 tane de tabakalama tekniği ile yerleştirilebilen kompozit materyal kullanıldı. Bu araştırmada geleneksel kompozit rezin, Filtek™ Z550 Nano Hibrit Üniversal Restoratif (3M ESPE, Seefeld, Almanya), kütlesel yerleştirilebilen 2 farklı tip rezin esaslı materyal SonicFill™ (Kerr, Orange, CA, ABD), X-tra fil (VOCO, Cuxhaven, Almanya) ve 1 tane de kütlesel olarak yerleştirilebilen yüksek viskoziteli kondanse edilebilir cam iyonomer siman Equia Fil (GC Europe, Leuven, Belçika) kullanıldı. Bu materyalleri uygulamak için üretici firmaların önerileri doğrultusunda rezin içerikli materyallerin restorasyonu sırasında yapılan restorasyonların altında Clearfil SE Bond (Kuraray, Japonya) bonding sistemi kullanıldı (Çizelge 2.3- Çizelge 2.6).

Çizelge 2.3. Çalışmada kullanılan restoratif materyaller

Materyal	Firma	Ülke	Lot no
Filtek Z550	3M ESPE	ABD	N286648
SonicFill	Kerr	ABD	4252491
X-tra fil	Voco	Almanya	1308446
Equia Fil	GC	Japonya	1005281

Çizelge 2.4. Çalışmada kullanılan kompozit rezin restoratif materyallerin içeriği

Materyal	Organik matris	İnorganik doldurucu ağırlıkça yüzdesi	Tipi
Filtek Z550	Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA, TEGDMA, PEGDMA	%82	Nano-hibrit
SonicFill	Bis-GMA, TEGDMA, Bis-EMA, SIMA	%83,5	Hibrit
X-tra fil	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA	%86	Hibrit

Çizelge 2.5. Çalışmada kullanılan cam iyonomer siman restoratif materyalinin içeriği

Materyal	Toz içeriği	Likit içeriği	Tipi
Equia Fil	%95 stronsiyum fluoroaluminosilikat cam, %5 poliakrilik asit	% 40 sulu poliakrilik asit	Yüksek viskoziteli geleneksel cam iyonomer siman

Çizelge 2.6. Çalışmada kullanılan bonding ajan

Materyal	Firma	Ülke	İçerik	Lot no
Clearfil SE Bond	Kuraray	Japonya	Primer: HEMA %10-30, MDP, kamforokinon, su, hidrofobik alifatik dimetakrilat Bond: Bis-GMA %25-45, HEMA %20-40, MDP, kolloidal silika, kamforokinon, başlatıcı, alifatik dimetakrilat	041755

2.1.3. Restoratif Materyallerin Klinik Uygulaması

Bu tez çalışmasında restoratif materyaller aşağıda belirtilen uygulama basamaklarına göre uygulandı:

- Restoratif materyaller için kavite hazırlama işlemleri
- Restoratif materyal yerleştirme öncesi hazırlık işlemleri
- Restoratif materyal uygulama işlemleri

Restoratif Kavitenin Açılması

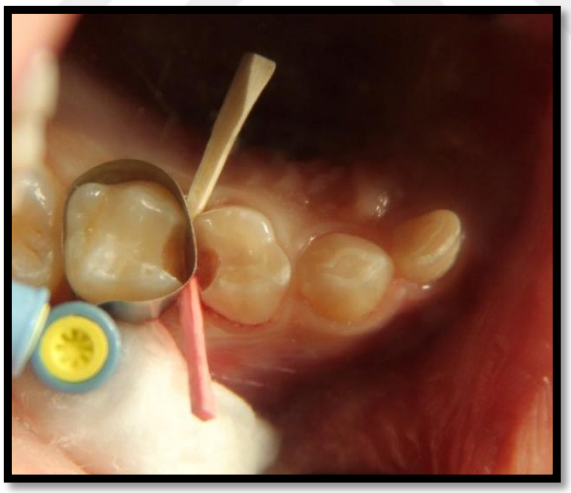
Çürük diş dokusunun uzaklaştırılması öncesinde çocuklarda ağrı kontrolünü sağlamak amacıyla lokal anestezi (Ultracain® D-S forte Ampul, Türkiye) uygulaması yapıldı. Süt azı dişlerinin kavite preparasyonu, dişlerin anatomik formu göz önünde bulundurularak gerçekleştirildi. Su soğutmalı yüksek hızlı hava türbini (aeratör) kullanılarak, elmas rond frezle desteksiz mine kalmayacak şekilde çürük dentin dokusuna ulaşılacak kadar mine dokusu uzaklaştırıldı. Kaviteler, tutuculuğunu arttırmak için kırlangıç kuyruğu şeklinde yardımcı kavite açılarak hazırlandı. Düşük devirli çelik rond frezler ve el aletleri yardımı ile çürük dentin dokusu tamamen uzaklaştırıldı. Kavite arayüze doğru genişletildi ve kontak noktası mevcut ise, kırılana kadar gingival yönde dikkatlice ilerlendi. Arayüz kavitesi fırça yüzeyleri oluşacak şekilde bukko-lingual yönde genişletildi (Şekil 2.2).



Şekil 2.2: Restoratif kavitenin açılması

Restoratif Materyal Yerleştirme Öncesi Hazırlık İşlemleri

Restoratif materyal yerleştirilmeden önce tükürük izolasyonu, tükürük emici ve pamuk tamponlarla sağlandı. Daha sonra arayüzü de içeren kavitelere restoratif materyalin yerleştirilmesi için metal matriks bandını içeren matriks sistemi (Supermat, Kerr, ABD) ve interdental kama uygulandı (Şekil 2.3).



Şekil 2.3: Restoratif kaviteye matriks sisteminin uygulanması

Restoratif Materyal Uygulama İşlemleri

Hazırlanan kavitelere her kompozit sistemi için Clearfil SE Bond bonding sistemi (Şekil 2.4) üretici firmaların önerileri doğrultusunda uygulandı.



Şekil 2.4: Clearfil SE Bonding Sistemi

Kendinden asitli primer ve bonding ajanı, karıştırma kabına ayrı ayrı yeterli miktarda konuldu. Primer tek kullanımlık fırça yardımı ile kavite duvarlarına 20 sn uygulandı. Daha sonrasında diş yüzeyine yağ içermeyen hava spreyinden hafifçe hava sıkılarak solventlerin buharlaşarak ortamdan uzaklaşmaları sağlandı. Bonding ajanı, tek kullanımlık fırça ucu ile tüm kavite yüzeylerine uygulandıktan sonra yağ içermeyen hava hafifçe sıkılarak mümkün üniform bir bond tabakası oluşturuldu ve ışık cihazı (Valo LED curing light, Ultradent, ABD) yardımı ile üretici firmanın tavsiyeleri doğrultusunda 10 sn süreyle polimerize edildi.

Her bir kompozit sistemi için primer ve bonding işlemlerinden sonra kompozit materyallerden Filtek™ Z550 (Şekil 2.5) 1,5-2 mm kalınlığında tabakalar halinde arayüzü de içeren kavitelerde öncelikle gingival basamağa yerleştirilerek yuvarlak uçlu bir siman spatülü yardımı ile kondanse edildi.



Şekil 2.5: Filtek™ Z550 Nano Hibrit Üniversal Restoratif Materyal

Her kompozit tabakası LED ışık cihazı yardımı ile üretici firma talimatlarına uygun olarak 20 sn süreyle ve ışık cihazının ucu okluzal yüzeye dik olacak şekilde polimerize edildi. Tabakalama yöntemiyle kompozit uygulamasına devam edildi. Son tabaka kondanse edilirken, dişin orijinal morfolojisine ve okluzyona uygun olarak gerekli düzeltmeler yapıldı ve tekrar polimerizasyonu sağlandı. Kullanılan kama ve

matriks bandı uzaklaştırıldı. Arayüz kavitelerinde bukkal ve lingual/palatinal yüzeylerinden bir kez daha ışık tabancası ile polimerizasyon sağlandı.

Kütlesel yerleştirilen kompozit sistemleri olan Sonicfill ve X-tra fil (Şekil 2.6) 4 mm kalınlığında kütlesel olarak arayüzüde içeren kavitelere öncelikle gingival basamağa yerleştirilerek yuvarlak uçlu bir siman spatülü yardımı ile kondanse edildi.



Şekil 2.6: X-tra fil ve SonicFill™ bulkfill kompozitler

4 mm'lik kompozit tabakalarının kaviteyi tamamen dolduramadığı durumlarda ikinci bir kompozit parçası kaviteyi tamamen dolduracak büyüklükte kondanse edildi ve 20 sn süreyle ışık cihazının ucu okluzal yüzeye dik olacak şekilde polimerize edildi. Kompozit materyali ile kavite tam olarak doldurulduktan sonra dişin orijinal morfolojisine ve okluzyona uygun olarak gerekli düzeltmeler yapıldı ve polimerizasyonu sağlandı. Kullanılan kama ve matriks bandı uzaklaştırıldı. Arayüz kavitelerinde bukkal ve lingual/palatinal yüzeylerinden bir kez daha polimerizasyon işlemi yapıldı.

Restoratif materyallerin uygulanması tamamlandıktan sonra fazlalıklar aeratöre takılan sarı kuşak ince grenli alev uçlu ve labut şeklindeki kompozit bitirme frezleri yardımı ile alınıp fissürler ve fossalar anatomik forma ve oklüzyona uygun şekilde düzeltildi. İşlem sırasında restorasyon diş arayüzüne ve komşu dişlere zarar vermemeye özen gösterildi ve okluzal düzenlemelerden sonra okluzyon kontrolü için ısırtma kağıdı kullanıldı. Erken temas noktaları elmas frezler ile kaldırılıp tekrar oluşan frez izleri beyaz renkli labut şekilli arkansas taşı ile giderildi. Arayüzleri de içeren restorasyonların arayüz uyum ve cilaları kalından inceye doğru OptiDisc (Kerr, İsviçre) (Şekil 2.7) alüminyum oksit diskler ve kompozit arayüz zımparası yardımı ile gerçekleştirildi.



Şekil 2.7: OptiDisc

İnce uçlu bir sond ile restorasyonun marjinleri incelenerek, restorasyon uyumu ve pürüzsüz bir yüzey elde edilip edilmediği tekrar kontrol edildi (Şekil 2.8).



Şekil 2.8: 55 nolu dişe uygulanmış restorasyon

Equia Fil yüksek viskoziteli cam iyonomer restoratif materyali (Şekil 2.9), kaviteye uygulanmadan önce kavite suyla yıkandıktan sonra yağ içermeyen hava hafifçe sıkılarak parıldayan biçimde nemli yüzeyler elde edildi. Kapsül şeklindeki materyali kullanıma hazır duruma getirmeden önce toza akışkanlık kazandırmak için kapsül sallandı. Kapsülü kullanıma hazır duruma getirmek için piston kapsül gövdesine kadar itildi.



Şekil 2.9: Equia Fil cam iyonomer restoratif materyali

Hemen sonrasında kapsül, metal bir kapsül tabancasına (GC Capsule Applier) yerleştirilerek bir kez aktiflenmek suretiyle kapsül içindeki toz ve likit birbiriyle temas ettirildikten sonra kapsül karıştırıcıya yerleştirildi ve yüksek hızda 10 sn karıştırıldı. Karışan kapsül hemen karıştırıcıdan çıkarıldı ve kapsül tabancasına yerleştirilip koluna iki defa basıldıktan sonra materyal restoratif kaviteye enjekte edildi. Cam iyonomer siman materyaliyle kavite tam olarak doldurulduktan sonra dişin orijinal morfolojisine ve okluzyona uygun olarak gerekli düzeltmeler ağız spatülü, yuvarlak uçlu spatül ve sond yardımıyla yapıldı. Materyal sertleşmeye başladıktan sonra kullanılan kama ve matriks bandı uzaklaştırıldı. Sertleşme süresi (2 dakika 30 sn) beklenildikten sonra ince elmas uçlu frezelerle ve su püskürtülerek restorasyon bitirildi. İnce uçlu bir sond ile restorasyonun marjinleri incelenerek, restorasyon uyumu, pürüzsüz bir yüzey elde edilip edilmediği ve oklüzyon kontrol edildi. Restorasyonu bitirme işlemleri sırasında oluşan artıklar su püskürtülerek giderildikten sonra yağ içermeyen hava sıkılarak yüzey tamamen kuru olmayacak şekilde kurutuldu. Tek kullanımlık hazırlama tabağına birkaç damla Equia Coat damlatıldıktan sonra hızlıca yüzeylere tek kullanımlık aplikatör ve dişler arasındaki yüzeylere de diş ipi yardımıyla uygulandı. Kaplanan tüm yüzeyler hemen sonrasında LED ışık cihazı ile üretici firmaların önerileri doğrultusunda 20 sn süreyle polimerize edildi.

2.2. Restoratif Materyallerin Klinik ve Radyolojik Takibi

Süt azı dişlerine yapılan tüm kompozit rezin ve cam iyonomer restorasyonların 3 ay, 6 ay ve 1 yıl boyunca takipleri yapıldı. Tüm klinik değerlendirmeler, dental ünit ışığı altında bağımsız iki araştırmacı tarafından ağız aynası ve muayene sondu kullanılarak yapıldı. Kontrol randevularında restorasyonu yapılmış dişlerden kontrol radyografileri alındı ve başlangıçta restorasyonlar yapıldıktan hemen sonra alınan radyografilerle karşılaştırıldı. Klinik ve radyografik değerlendirmeler Ryge ve ark'ı 1973 yılında belirttikleri USPHS (United States Public Health Service) klinik değerlendirme kriterleri modifiye edilerek gerçekleştirildi (Cvar ve Ryge 2005, De Souza ve ark 2005).

USPHS kriterleri klinik çalışmalarda klinik değerlendirme basamaklarının sistemi olarak tanımlanmaktadır. Bu kriterler ağız içi olayların klinik anahtarını ve değişimini tanımlar ve açıklar. Ayrıca aşamalar için bir kalibrasyon sistemi sağlayarak bu değişimi değerlendirmeye imkan verir (Bayne ve Schmalz 2005). Günümüzde

restoratif materyallerin aşamalı olarak estetik, fiziksel ve yapısal özelliklerinin subjektif olarak değerlendirilmesinde bu kriterler tercih edilmektedir (Cvar ve Ryge 2005). Bu kriterler renk uyumu, kenar uyumu, anatomik form, ikincil çürük, kenar renklenmesi, yüzey pürüzlülüğü, retansiyon kaybı, hassasiyet olarak sıralanır. Her bir kriter için en yüksek başarı seviyesi Alfa olarak belirtilmekte, Bravo ve Charlie ise klinik başarının azaldığını göstermek için kullanılmaktadır (Ryge 1980, Feller ve ark 1987, Türkün ve ark 2003) (Çizelge 2.7).

İstatistiksel değerlendirme sırasında Alfa kriteri "1", Bravo kriteri "2" ve Charlie kriteri "3" ile ifade edilmiştir.

Çizelge 2.7: Modifiye USPHS kriterleri

Renk uyumu	Alfa (A) Bravo(B) Charlie (C)	Restorasyonun rengi diş ile uyumludur Renk uyumu yok ancak normal sınırlar içindedir Klinik olarak kabul edilemez renk uyumu vardır
Marjinal renklenme	Alfa (A) Bravo(B) Charlie(C)	Restorasyonla bitişik diş dokusunda renklenme yoktur Lokalize, çoğunlukla uzaklaşabilir, yüzeyel renklenme vardır Renklenme pulpal yönde dentine kadar ilerlemiştir
Marjinal uyum	Alfa (A) Bravo(B) Charlie(C)	Restorasyonun dişe adaptasyonu iyi, sond takılmıyor Restorasyonun kenarına sond takılıyor, ancak dentin açıkta değildir Sond dentinin açıkta olduğu aralıkta ilerliyor
İkincil çürük	Alfa (A) Bravo(B)	Restorasyonda çürük oluşumu yoktur Restorasyonun kenarında çürük belirtileri vardır
Anatomik form kaybı	Alfa (A) Bravo (B) Charlie (C)	Restorasyon diş ile devamlılık gösteriyor Genel bir aşınma var, ama klinik olarak kabul edilebilir düzeydedir Mine-dentin sınırının altında klinik olarak kabul edilemez bir bozulma vardır
Postoperatif Hassasiyet	Alfa (A) Bravo (B) Charlie (C)	Hassasiyet yok Hafif ve çabuk geçen bir hassasiyet var Şiddetli ve uzun süren bir hassasiyet var
Retansiyon kaybı	Alfa (A) Bravo (B) Charlie (C)	Restorasyon ağızda durmaktadır Restorasyonun bir kısmı düşmüştür Restorasyonun tamamı düşmüştür

2.3. İstatistiksel Değerlendirme

Grupların 3, 6 ve 12 aylık istatistiksel değerlendirmesinde parametreler açısından dört grubun karşılaştırılması için Pearson Chi-square testi kullanılmıştır (gruplar arasındaki farklılık %5 ihtimal düzeyinde istatistik açıdan önemlidir). Her bir grupta 3, 6 ve 12. aylardaki zamansal değişimi görebilmek amacı ile McNemar testi kullanılmıştır. İstatiksel analizler için SPSS Windows 15.0 paket programı kullanıldı. USPHS kriterlerine göre iki farklı araştırıcı tarafından değerlendirilen sonuçlar arasındaki uyum Cohen'in Kappa skoru ile belirlenmiştir.

3.BULGULAR

Bu çalışmada, 6-10 yaşları arasındaki 26 çocukta toplam 134 adet arayüz çürüğüne sahip süt azı dişi restore edildi. Yapılan restorasyonların birinde 3 ay sonra şiddetli ağrı oluştuğu için kök kanal tedavisi uygulandı ve restorasyon değiştirildi. Bu nedenle bu olgu çalışma dışı bırakıldı. Restorasyonların 3, 6 ve 12 aylık takiplerinde büyük oranda hasta takibi sağlandı, bir hasta ebeveyninin tayini çıkması sebebiyle ve 3 hasta hiçbir neden belirtmeksizin kişisel nedenlerden dolayı kontrole gelmedi ve çalışma dışı bırakıldı.

Çalışmaya dâhil edilen dişlere uygulanan restoratif materyallerin hastaların çenelere göre dağılımları çizelge 3.1'de gösterildi. Hasta verilerinin toplanmasının bitirildiği tarihe göre en kısa takip süresi 12 ay olduğundan 134 restorasyonun tümünün klinik analizinin yapılabilmesi amacıyla tüm restorasyonların 12 aylık sonuçları kullanıldı.

Tez çalışmamızda kullandığımız geleneksel ve kütlesel olarak yerleştirilebilen kompozit rezin ve yüksek viskoziteli cam iyonomer siman restoratif materyalleri direkt olarak hastaların süt azı dişlerine uygulandı. Restorasyonlar 3, 6 ve 12 aylık takip randevularında USPHS kriterlerine göre biri kör olmak üzere iki farklı gözlemci tarafından değerlendirildi. Gözlemciler arası Kappa skoru oldukça yüksek olup tüm skorlar %90'dan daha yüksek değer almıştır. Çalışmada USPHS kriterlerine göre renk uyumu, marjinal kenar renklenmesi, marjinal uyum, ikincil çürük, postoperatif hassasiyet, anatomik form ve retansiyon kaybına ait veriler istatistiksel olarak değerlendirildi.

Çizelge 3.1: Çalışmada kullanılan materyallerin diş ve çene tipine göre dağılımları

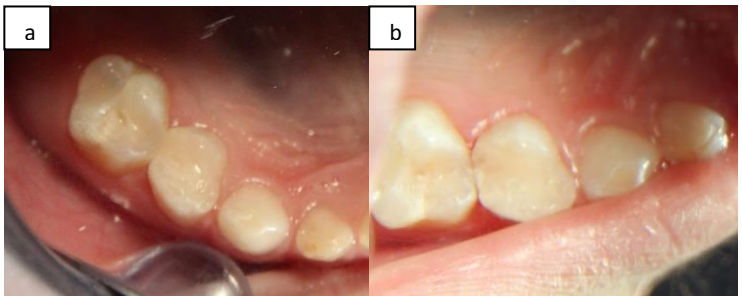
Çalışma grupları	Üst çene		Alt çene	
	Sağ üst çene (54,55)	Sol üst çene (64,65)	Sol alt çene (74,75)	Sağ alt çene (84,85)
Filtek Z550	8	8	6	10
Sonicfill	12	10	6	6
X-tra fil	8	8	9	9
Equia Fil	10	10	7	7

3.1. Renk Uyumu

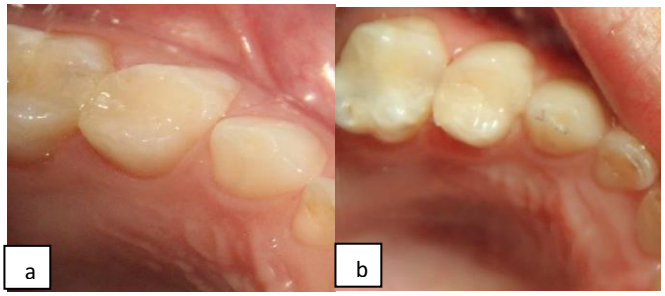
Diş ile restorasyonun renk ve şeffaflık açısından uyumunu ifade etmektedir. Çalışmamızda takip edilen 134 adet restorasyonda, kullanılan restoratif materyaller ile dişler arasında renk uyumu açısından farklılık saptanmadı. Tüm restorasyonların 3, 6 ve 12 aylık kontrollerinde A (Alfa) skoru kaydedildi (Çizelge 3.2.)(Şekil 3.1-3.4).

Çizelge 3.2: Restoratif materyallerin 3, 6 ve 12 aylık renk uyumu bulguları ve yüzdeleri

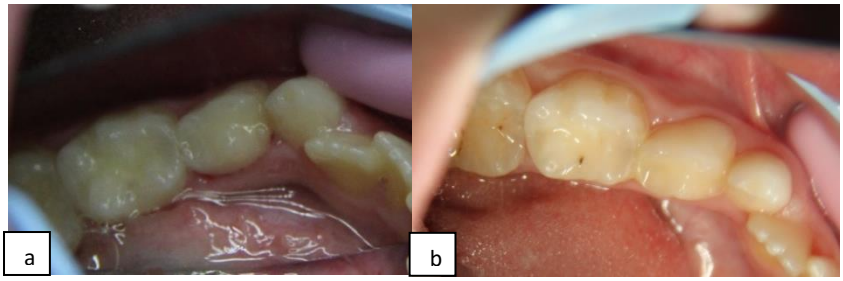
Takip Süresi / Çalışma Grupları	3 ay			6 ay			12 ay		
	A	B	C	A	B	C	A	B	C
Filtek Z550	32 %100	0	0	32 %100	0	0	32 %100	0	0
Sonicfill	34 %100	0	0	34 %100	0	0	34 %100	0	0
X-tra fil	34 %100	0	0	34 %100	0	0	34 %100	0	0
Equia Fil	34 %100	0	0	34 %100	0	0	34 %100	0	0



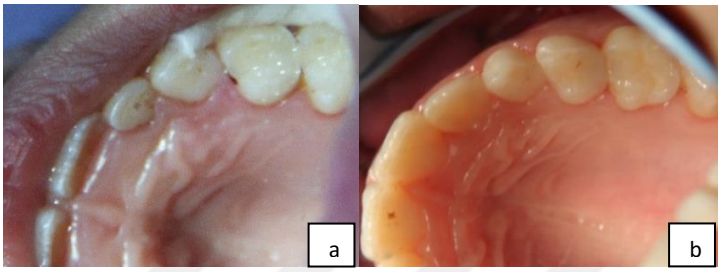
Şekil 3.1. Equia Fil materyali ile restore edilmiş dişin tedaviden hemen sonraki(a) ve bir yıllık görüntüsü(b)



Şekil 3.2. Filtek Z550 materyali ile restore edilmiş dişin tedaviden hemen sonraki(a) ve bir yıllık görüntüsü(b)



Şekil 3.3. X-tra fil materyali ile restore edilmiş dişin tedaviden hemen sonraki(a) ve bir yıllık görüntüsü(b)



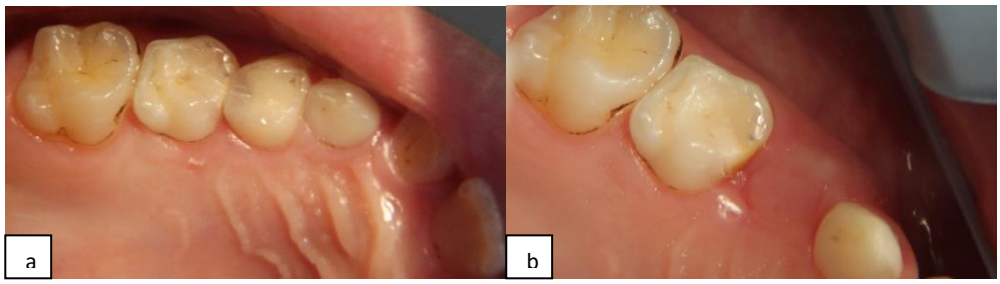
Şekil 3.4. Sonicfill materyali ile restore edilmiş dişin tedavi sonrası(a) ve bir yıllık görüntüsü(b)

3.2. Marjinal Renklenme

Diş ile restorasyon arasında kenar boyunca renklenme durumunu ifade etmektedir. Çalışmamızda takip edilen 134 adet restorasyonda kullanılan restoratif materyaller arasında marjinal renklenme açısından farklılıklar belirlendi. Marjinal renklenme zamana bağlı olarak incelendiğinde, 3 ay sonunda hiçbir restoratif materyalde marjinal renklenme gözlenmedi. 6 aylık sonuçlar incelendiğinde Filtek Z550 materyalinde 1, Sonicfill materyalinde 1, X-tra fil materyalinde 1, Equia Fil materyalinde 2 restorasyonda marjinal renklenme için B (Bravo) skoru kaydedildi. Altıncı ayda marjinal renklenme açısından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamadı ($p>0,05$). 1 yıllık sonuçlarda ise Filtek Z550 materyalinde 1, Sonicfill materyalinde 1, X-tra fil materyalinde 1, Equia Fil materyalinde de 2 tane daha restorasyonda marjinal renklenme için B (Bravo) skoru kaydedildi (Şekil 3.5-3.6).



Şekil 3.5. Filtek Z550 materyali ile restore edilmiş dişte 1 yıl sonunda marjinal kenarda oluşan renklenme



Şekil 3.6: X-tra fil materyali ile restore edilmiş 65 numaralı dişin tedavi sonrası (a) ve 1 yıl sonra marjinal renklenme yönünden B (Bravo) skoru almış görüntüsü (b)

1 yıllık sonuçlarda marjinal renklenme açısından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (p>0,05). Grupların hiçbirinde 3, 6 ve 12 aylık kontrollerde C (Charlie) skoru kaydedilmedi (Çizelge 3.3).

Çizelge 3.3: Restoratif materyallerin 3, 6 ve 12 aylık marjinal renklenme bulguları ve yüzdeleri

Takip Süresi / Çalışma Grupları	3 ay			6 ay			12 ay		
	A	B	C	A	B	C	A	B	C
Filtek Z550	32 %100	0 %0	0 %0	31 %96,875	1 %3,125	0 %0	30 %93,750	2 %6,250	0 %0
Sonicfill	34 %100	0 %0	0 %0	33 %97,06	1 %2,94	0 %0	32 %94,12	2 %5,88	0 %0
X-tra fil	34 %100	0 %0	0 %0	33 %97,06	1 %2,94	0 %0	32 %94,12	2 %5,88	0 %0
Equia Fil	34 %100	0 %0	0 %0	32 %94,12	2 %5,88	0 %0	30 %88,24	4 %11,76	0 %0
p				p=0,899*			p=0,747*		

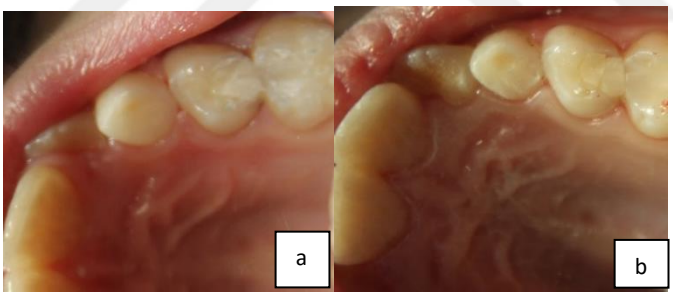
*= p< 0,05 ise istatistiksel olarak farklıdır.

Gruplar kendi içinde zamansal değişime bağlı olarak değerlendirildiğinde bütün restorasyonlarda 6 ve 12. aylardaki sonuçlar arasında meydana gelen değişim istatiksel olarak anlamlı fark oluşturdu (p<0.05). Kullanılan bütün restoratif materyallerin 3. Aydaki verileri A (Alfa) olarak kaydedildiği için 6 ve 12. Aydaki verilerle istatistiksel olarak karşılaştırılamadı ve değerlendirme yapılamadı.

3.3. Marjinal Uyum

Çalışmamızda kullandığımız modifiye USPHS kriterleri arasında yer alan marjinal uyum kriteri restorasyon ile diş arasındaki kenar boyunca görünür ayrılma bulgusunu ifade etmektedir. Çalışmamızda takip edilen 134 adet restorasyonda restoratif materyaller ve diş arasında marjinal uyum açısından farklı skorlar elde edildi.

Marjinal uyumun 3 ve 6 ay sonra değerlendirilmesi sonucunda Filtek Z550, X-tra fil ve Sonicfill gruplarında tüm restorasyonlarda kenar bütünlüğü açısından A (Alfa) skoru kaydedildi. Equia Fil materyalinde ise 6 aylık değerlendirmelerde üç restorasyonda B (Bravo) skoru kaydedildi. Altıncı ayda marjinal uyum açısından Equia Fil diğer restoratif materyallere göre istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluşturdu ($p<0,05$). Marjinal uyumun 12 aylık değerlendirmesinde ise Filtek Z550 materyalinde 1, Sonicfill materyalinde 1, X-tra fil materyalinde 1, Equia Fil materyalinde ise 3 restorasyonda daha marjinal uyum yönünden B (Bravo) skoru kaydedildi (Çizelge 3.4)(Şekil 3.7-3.8). 12. ayda marjinal uyum açısından Equia Fil ile diğer restoratif materyaller arasında istatiksel olarak anlamlı bir fark bulundu ($p<0,05$).



Şekil 3.7: Equia Fil ile restore edilen 54 numaralı dişin tedavi sonrası (a) ve 1 yıl sonra marjinal uyum yönünden B (Bravo) skoru almış görüntüsü (b)



Şekil 3.8: Sonicfill materyali ile restore edilmiş 84 dişin 1 yıl sonunda marjinal uyum yönünden B (Bravo) skoru almış görüntüsü

Çizelge 3.4: Restoratif materyallerin 3, 6 ve 12 aylık marjinal uyum bulguları ve yüzdeleri

Takip Süresi / Çalışma Grupları	3 ay			6 ay			12 ay		
	A	B	C	A	B	C	A	B	C
Filtek Z550	32 %100	0 %0	0 %0	32 %100	0 %0	0 %0	31 %96,875	1 %3,125	0 %0
Sonicfill	34 %100	0 %0	0 %0	34 %100	0 %0	0 %0	33 %97,06	1 %2,94	0 %0
X-tra fil	34 %100	0 %0	0 %0	34 %100	0 %0	0 %0	33 %97,06	1 %2,94	0 %0
Equia Fil	34 %100	0 %0	0 %0	31 %91,18	3 %8,82	0 %0	28 %82,35	6 %17,65	0 %0
P				p=0,029*			p=0,034*		

*= p< 0,05 ise istatistiksel olarak farklıdır.

Gruplar kendi içinde zamansal değişime bağlı olarak değerlendirildiğinde sadece Equia Fil grubunda 6 ve 12. aylardaki sonuçlar arasında meydana gelen değişim istatiksel olarak anlamlı bir farklılık oluşturdu ($p<0.05$). Equia Fil materyalinin 3. Aydaki verileri A (Alfa) olarak kaydedildiği için 6 ve 12. Aydaki verilerle istatiksel olarak karşılaştırılamadı. Sonicfill, X-tra fil ve Filtek Z550 materyallerinin 3 ve 6. Aydaki bütün verileri A (Alfa) olarak kaydedildiği için zamansal değişime bağlı olarak verilerin istatiksel değerlendirilmesi yapılamamıştır.

3.4 İkincil Çürük

Çalışmamızda kullandığımız modifiye USPHS kriterleri arasında yer alan ikincil çürük, restorasyon kenarları boyunca ve/veya altında zamanla çürüklerin oluşmasıdır. Çalışmamızda takip edilen 134 adet restorasyonda ikincil çürük oluşumuna rastlanmadı (Şekil 3.9).



Şekil 3.9: Sol üst bölgede restoratif tedavi uygulanmadan (a), 6 ay (b) ve 12 ay sonra alınan radyografiler (c)

Tüm restorasyonlar için 3, 6 ve 12 aylık değerlendirme sonucunda A (Alfa) skoru kaydedildi (Çizelge 3.5).

Çizelge 3.5: Restoratif materyallerin 3, 6 ve 12 aylık ikincil çürük bulguları ve yüzdeleri

Takip Süresi / Çalışma Grupları	3 ay			6 ay			12 ay		
	A	B	C	A	B	C	A	B	C
Filtek Z550	32 %100	0 %0	0 %0	32 %100	0 %0	0 %0	32 %100	0 %0	0 %0
Sonicfill	34 %100	0 %0	0 %0	34 %100	0 %0	0 %0	34 %100	0 %0	0 %0
X-tra fil	34 %100	0 %0	0 %0	34 %100	0 %0	0 %0	34 %100	0 %0	0 %0
Equia Fil	34 %100	0 %0	0 %0	34 %100	0 %0	0 %0	34 %100	0 %0	0 %0

3.5. Anatomik Form Kaybı

Çalışmamızda kullandığımız modifiye USPHS kriterleri arasında yer alan anatomik form kriteri restorasyonun mevcut anatomik formun devamı olup olmadığını ifade etmektedir. Çalışmada kullanılan 134 adet restorasyonda anatomik form açısından farklılık bulunmadı. Tüm restorasyonlar için 3, 6 ve 12 aylık değerlendirme sonucunda A (Alfa) skoru kaydedildi (Çizelge 3.6).

Çizelge 3.6: Restoratif materyallerin 3, 6 ve 12 aylık anatomik form bulguları ve yüzdeleri

Takip Süresi / Çalışma Grupları	3 ay			6 ay			12 ay		
	A	B	C	A	B	C	A	B	C
Filtek Z550	32 %100	0 %0	0 %0	32 %100	0 %0	0 %0	32 %100	0 %0	0 %0
Sonicfill	34 %100	0 %0	0 %0	34 %100	0 %0	0 %0	34 %100	0 %0	0 %0
X-tra fil	34 %100	0 %0	0 %0	34 %100	0 %0	0 %0	34 %100	0 %0	0 %0
Equia Fil	34 %100	0 %0	0 %0	34 %100	0 %0	0 %0	34 %100	0 %0	0 %0

3.6. Postoperatif Hassasiyet

Çalışmamızda kullandığımız modifiye USPHS kriterleri arasında yer alan postoperatif hassasiyet, yapılan restorasyonda ısı değişiklikleri, çiğneme basıncı gibi etkenlerle hastayı rahatsız edebilecek seviyede duyarlılık olması anlamına gelmektedir. Hastanın ağrı eşiğine bağlı olarak değişkenlik gösterebilen bir parametredir ve hasta tarafından belirtilmektedir. Çalışmada kullanılan 134 adet restorasyonda postoperatif hassasiyet yönünden farklılık bulunmadı. Tüm restorasyonlar için 3, 6 ve 12 aylık değerlendirme sonucunda A (Alfa) skoru kaydedildi (Çizelge 3.7).

Çizelge 3.7: Restoratif materyallerin 3, 6 ve 12 aylık postoperatif hassasiyet bulguları ve yüzdeleri

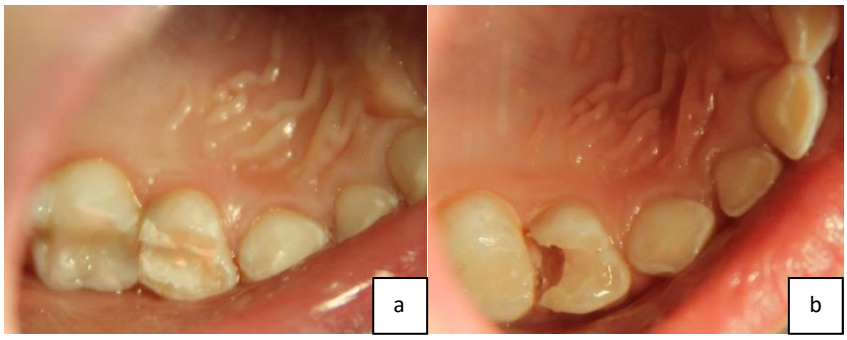
Takip Süresi / Çalışma Grupları	3 ay			6 ay			12 ay		
	A	B	C	A	B	C	A	B	C
Filtek Z550	32 %100	0 %0	0 %0	32 %100	0 %0	0 %0	32 %100	0 %0	0 %0
Sonicfill	34 %100	0 %0	0 %0	34 %100	0 %0	0 %0	34 %100	0 %0	0 %0
X-tra fil	34 %100	0 %0	0 %0	34 %100	0 %0	0 %0	34 %100	0 %0	0 %0
Equia Fil	34 %100	0 %0	0 %0	34 %100	0 %0	0 %0	34 %100	0 %0	0 %0

3.7. Retansiyon

Çalışmamızda kullandığımız modifiye USPHS kriterleri arasında yer alan retansiyon, restorasyonun ağızda tamamen ya da kısmen varlığını ifade eder. Ağızda bulunmayan restorasyonda retansiyon kaybı oluşmuş demektir. Çalışmamızda takip edilen 134 adet restorasyonda restoratif materyaller ve diş arasında retansiyon açısından farklılıklar saptandı.

Retansiyon parametresinin 3, 6 ve 12 ay sonra değerlendirilmesi sonucunda Sonicfill, Filtek Z550 ve X-tra fil kompozit restorasyonlarının hiçbirinde kayıp görülmemiştir. Equia Fil materyalinin retansiyon değerlendirmesinde 3 ay sonucunda

1 restorasyonda B (Bravo) skoru, 6 ay sonraki değerlendirmesinde 3 restorasyonda daha B (Bravo), 12 ay sonraki değerlendirmesinde 1 restorasyonda daha B (Bravo) ve 1 restorasyonda C (Charlie) skoru kaydedildi (Şekil 3.10-3.12).



Şekil 3.10: Equia Fil ile restore edilmiş 54 nolu dişin tedavi sonrası (a) ve 12 ay sonra retansiyon açısından C (Charlie) skoru almış görüntüsü (b)



Şekil 3.11: 6 ay sonunda retansiyon açısından B (Bravo) skoru almış Equia Fil restorasyonu



Şekil 3.12: 3 ay sonunda retansiyon açısından B (Bravo) skoru almış Equia Fil restorasyonu

Retansiyon kaybı açısından 3 aylık değerlendirmede gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0,05$). 6 aylık ($p<0,05$) ve 12 aylık ($p<0,05$) değerlendirmelerde ise Equia Fil ile diğer restoratif materyaller arasında retansiyon kaybı açısından istatiksel olarak anlamlı fark bulundu (Çizelge 3.8).

Çizelge 3.8: Restoratif materyallerin 3, 6 ve 12 aylık retansiyon bulguları ve yüzdeleri

Takip Süresi / Çalışma Grupları	3 ay			6 ay			12 ay		
	A	B	C	A	B	C	A	B	C
Filtek Z550	32 %100	0 %0	0 %0	32 %100	0 %0	0 %0	32 %100	0 %0	0 %0
Sonicfill	34 %100	0 %0	0 %0	34 %100	0 %0	0 %0	34 %100	0 %0	0 %0
X-tra fil	34 %100	0 %0	0 %0	34 %100	0 %0	0 %0	34 %100	0 %0	0 %0
Equia Fil	33 %97,06	1 %2,94	0 %0	30 %88,24	4 %11,76	0 %0	28 %82,35	5 %14,71	1 %2,94
p	p=0,397*			p=0,007*			p=0,005*		

*= P< 0,05 ise istatistiksel olarak farklıdır.

Equia Fil materyalinin verileri zamansal değişime bağlı olarak değerlendirildiğinde 3, 6 ve 12. aylardaki sonuçlar arasında meydana gelen değişim istatiksel olarak anlamlı bir farklılık oluşturdu ($p<0.05$).

4. TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında kütlesel olarak yerleştirilebilen restoratif materyaller, süt azı dişlerindeki arayüz çürüklerinin restoratif tedavisinde sınıf II kavitelere uygulanmış ve restorasyonların 1 yıllık klinik takipleri gerçekleştirilmiştir.

Diş hekimliğinde kullanılan restoratif materyallerin ve uygulama tekniğinin belirlenmesinde yapılması planlanan restorasyonun oral kavite içerisindeki performansının tahmini oldukça önemlidir. Bu konuda diş hekimlerine rehber olabilecek en güvenilir sonuçlar klinik çalışmalardan elde edilebilir (Rodolpho ve ark 2006, Çetin ve Ünlü 2009). Literatür incelendiğinde, yıllardan beri kullanılan bazı restoratif materyallerin klinik performansı ve hizmet ömrü ile ilgili bilimsel verinin sınırlı sayıda olduğu görülmektedir. Bu materyallerin önemli fiziksel özellikleri iyi bilinmekle beraber, fiziksel özellikleri ile klinik performansı arasındaki ilişki önemli bir varsayım sorunu olmaya devam etmektedir. Bundan dolayı diş hekimliği pratiğinde hekimler, restoratif materyaller arasında seçim yaparken kendilerine rehberlik edebilecek çok az miktarda klinik bilgiden yararlanmaktadırlar (Cvar ve Ryge 2005).

Uzun yıllardan beri, diş sert dokularında görülen kırık, çürük veya aşınma gibi nedenlerden dolayı meydana gelen doku kaybının yerini ideal materyal ve yöntemle telafi edebilmek için çalışmalar sürmektedir (Deliperi ve Bardwell 2002). Amalgam, altın ve silikat simanlarının tümü uzun bir tarihi geçmişe sahip olup, 1950'lerden itibaren araştırmacılar düşüncelerini tümüyle yeni materyalleri geliştirmek üzerine yoğunlaştırmışlar ve sonucunda günümüzün rezin kompozitleri ve cam iyonomer simanları geliştirilmiştir (Mickenautsch ve ark 2011). Hastaların artan estetik beklentileri doğrultusunda kompozit rezinler ve cam iyonomer simanlar gibi diş dokusu rengine uyumlu materyallerin pedodonti kliniklerinde kullanımı giderek yaygınlaşmıştır (Buerkle ve ark 2005).

Çok iyi derecede estetik özelliklerinin olması, düşük termal geçirgenliğe sahip olması, doğal diş yapısını korumaları nedeniyle minimal düzeyde kavite preparasyonu gerektirmesinden dolayı kompozit rezinler son 20 yıldır en çok kullanılan restoratif materyallerdir (Donly ve Segura 2005). Direkt ya da indirekt yöntemle kullanılabilen kompozit rezinler sahip olduğu yüksek adezyon mekanizmaları ve estetik özelliklerinden dolayı süt dişleri için tercih edilen materyaller arasında yer almaktadır (Croll 1990, Updyke ve Dan Sneed 2001). Süt molarlarda kullanılan geliştirilmiş

adeziv restorasyonlar estetik avantajlarının yanı sıra, cıvanın elimine edilmesi, düşük termal iletkenliğe sahip olmaları, diş dokuları için daha konservatif kavite gerektirmeleri ve restoratif materyalin diş dokusuna bağlanması gibi avantajlara sahiptir (Garcia-Godoy 2000).

Kompozit rezinlerle ilgili olarak tanıtıldığı günden itibaren, materyalin geliştirilerek kabul edilebilir fiziksel ve mekanik özelliklere sahip olması ve buna bağlı olarak önemli derecede artmış estetik kalite ve daha uzun ömürlü restorasyonlar sergilemesi amacıyla birçok çalışma gerçekleştirilmiştir (Leprince ve ark 2010). Yapılan çalışmaların önemli bir kısmı kompozit rezinin polimerizasyon reaksiyonunu geliştirmeye yöneliktir. Tam olarak gerçekleşmeyen polimerizasyon reaksiyonu; kompozit rezinin mekanik özelliklerinde ve biyouyumluğunda azalma, marjinal açıklık, postoperatif hassasiyet, yüzey renklenmesine yüksek eğilim, ikincil çürük, artık monomer miktarında artışa bağlı yumuşak doku ve pulpada irritasyon gibi olumsuz durumlara neden olmaktadır (Moore ve ark 2008, de Camargo ve ark 2009, de Paula ve ark 2010).

İdeal olarak polimerizasyon reaksiyonu sırasında kompozit rezinin yapısında bulunan bütün monomerlerin maksimum seviyede polimere dönüşmesi gerekmektedir. Fakat kompozit rezinlerin polimerizasyonu mevcut klinik koşullarda genellikle tam olarak gerçekleşememektedir. Yapılan çok sayıda çalışmada kompozit restorasyonlardan ağız ortamına salınan çeşitli komponentlerin olabileceği gösterilmiştir. Bu artık monomerler biyolojik olarak aktif olmaları nedeniyle pulpada meydana gelen nekroz ve irritasyonla ilişkilendirilmiştir (Bektaş ve ark 2006, Sharma ve ark 2012, Cebe ve ark 2015).

Rezin kompozitlerin yapısındaki monomerlerin polimer zincirine dönüşmesi sırasında % 1,5-3 oranında hacimsel bir büzülme gösterdikleri bildirilmiştir. Dental kompozitlerde polimerizasyon büzülmesine etki eden faktörler; kavitenin büyüklüğü, kompozitin yerleştirme tekniği, kavitenin dizaynı (konfigürasyon faktörü), ışıkla polimerizasyon tekniği, kompozit rezinin doldurucu içeriği ve monomer yapısı şeklinde sıralanabilir (Walls ve ark 1988, Ölmez ve Tuna 2002, Uluakay ve ark 2011).

Kompozit tabakalarının restoratif kaviteye yerleştirilme tekniği polimerizasyon derecesine etki eden önemli faktörlerdendir. Kompozit tabakası

sertleştirilirken, ışık kaynağına en yakın rezin yüzeyi polimerizasyon için gerekli miktarda ışık enerjisi almaktadır. Ancak ışık kompozit rezin kütlesi boyunca ilerlerken dağılmakta ve bundan dolayı kompozit rezin tabakasının ışık kaynağına olan doğrusal uzaklığına bağlı olarak ışığın yoğunluğu logaritmik olarak düşüş göstermektedir. Bu durum sonucunda da ışığın yoğunluğu, parlaklığı, sertleştirme etkinliği tabakanın daha derin bölgelerinde yeterli seviyeye ulaşamamaktadır (Della Bona ve ark 2007, de Camargo ve ark 2009, Zhu ve Platt 2011).

Kompozit rezinler geleneksel olarak 2 mm kalınlığa sahip tabakalarla uygulanmaktadır. Tabakalı yerleştirme tekniği 2 mm kalınlığa sahip kompozit rezinlerin oblik veya yatay şekilde uygulanarak polimerizasyonunu ve internal kenar uyumunu en ideal şekilde gerçekleştirmek amacıyla önerilmektedir (Sakaguchi ve ark 1992, Hilton ve ark 1999). Fakat bu teknikte polimerizasyon büzülmesine bağlı oluşan gerilmeler tedavi sonrası hassasiyet oluşumunun çok sık görülmesine yol açmaktadır (Bicalho ve ark 2014). Bununla birlikte tabakalı yerleştirme tekniği klinik olarak karmaşık ve özelikle arka grup dişlerde zaman kaybına yol açan bir uygulamadır. Bu nedenle kompozit rezinlerin "kütlesel olarak yerleştirilebilen" şeklinde adlandırılan ve 4 mm kalınlığında polimerize edilebilen yeni bir türü tanıtılmıştır. Materyalin kompozisyonunda yapılan modifikasyonlarla kütlesel olarak uygulanabilmesine ve polimerizasyon kinetiğinin değiştirilebilmesine olanak sağlanmıştır (Al-Ahdal ve ark 2015).

Kütlesel olarak yerleştirilebilen kompozit rezinlerin 4 mm kalınlığa sahip tabakalarla yerleştirilebilmesinin polimerizasyon büzülmesi, kavite adaptasyonu ve sertleşme derecesi üzerinde olumsuz bir etki oluşturmadığı belirtilmiştir (Czasch ve Ilie 2013). Buna ek olarak geleneksel kompozit rezinlere göre düşük polimerizasyon büzülmesi gösterebilmelerinden dolayı tedavi sonrası diş ile materyal arasında boşluk meydana gelmesi ve buna bağlı çürüğün tekrar oluşabilmesinin önüne geçilebilmektedir (Chen ve ark 2001).

Kütlesel olarak yerleştirilebilen kompozit rezinler daha yüksek doldurucu oranına sahip olmasından dolayı gelişmiş mekanik özelliklere sahiptir. Gelişmiş saydamlığa sahip olmaları ve yapısındaki metakrilat resin içerisine fotoaktif bir grubun dahil edilmesi nedeniyle polimerizasyon kinetiğinin daha iyi kontrol edildiği iddia edilmektedir (Van Ende ve ark 2013).

Kompozit restorasyonlarının performansı doldurucu büyüklüğü ve tipine bağlı olarak değişmektedir. Genellikle küçük boyutlu doldurucu partiküllere sahip kompozitler, büyük boyutlu doldurucu partikül içerenlere göre daha iyi yüzey kalitesine sahiptirler. Geliştirilen öğütme ve aşındırma tekniklerinin kullanımı ile beraber partikül boyutunda yapılan düzenlemeler sonucunda altmikron (nano-hibrit) boyutunda partiküllere sahip kompozitler üretilmiştir. Nano-hibrit kompozit rezinler, geleneksel kompozitler olarak değerlendirilen, tipik olarak 0,4-1 μm boyutunda partiküllere sahip olup, mükemmel dayanıklılık ve polisaj yeteneğinden dolayı çoğu ön ve arka bölge uygulamalarında kullanılabilen restoratif materyallerdir (Patel ve ark 2016).

Kompozit rezin restorasyonlar kalan diş dokusunu da desteklediği için azı dişlerinde her kavite tipi için kullanılmaktadır. Başlangıçta yalnızca sınıf I ve III restorasyonlar için kullanılan kompozit rezinler sınıf II kavitelerin restorasyonunda ilk defa 1968 yılında kullanılmaya başlanmış, daha sonraki yıllarda zamanla popülaritesi artmıştır (Christensen 1998). Kütlesel olarak yerleştirilebilen kompozit rezinlerin sınıf II kavitelerdeki marjinal uyumunun geleneksel tabakalama yöntemiyle yerleştirilen kompozit rezinlerle kıyaslandığı in vitro çalışmada başarı açısından herhangi bir fark bulunamamıştır (Rengo ve ark 2015). Kütlesel olarak yerleştirilebilen kompozit rezinlerin sınıf II restorasyonlarının uzun dönemli klinik başarısına yönelik çalışmaların sayısı ise oldukça azdır.

Cam iyonomer simanlar (CİS), arka bölgedeki dental lezyonların konservatif olarak restore edilmesinde kompozit rezinlere alternatif olarak kullanılabilen materyallerdir (Ergin ve ark 2014). CİS metalik restorasyonlara göre estetik olarak daha ilgi çekici olup çocuk diş hekimliğinde; mine ve dentinle kimyasal bağ kurabilmesi, termal genleşme katsayılarının diş dokularına benzer oluşu, diş dokuları ile biyouyumlu olmaları, florid salınımı ve reşarj özelliğine sahip olmaları, rezinlere göre daha düşük nem hassasiyeti göstermeleri nedeniyle tercih edilmektedir (Anusavice 1996, Croll ve Nicholson 2002, Hübel ve Meyare 2003).

Süt dişlerinin restoratif tedavisinde CİS'ların I, II, III ve V. sınıf kavitelerde kullanılması tavsiye edilmektedir. Bununla birlikte aşırı madde kayıplı süt dişlerinin ve sınıf IV kavitelerin restoratif tedavisinde, kırılma dirençlerinin düşük ve mineye bağlanma kuvvetlerinin zayıf olması nedeniyle kullanımları uygun bulunmamaktadır

(Donly ve Segura 2005, American Academy on Pediatric Dentistry Clinical Affairs Committee-Restorative Dentistry Subcommittee; American Academy on Pediatric Dentistry Council on Clinical Affairs 2008).

Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar son yıllarda piyasaya sunulan, geleneksel cam iyonomer simanların erken dönemde neme karşı hassasiyetini azaltmak, sertliğini ve aşınma direncini yükseltmek ve ciğneme streslerine maruz kalan bölgelerde kullanılabilmelerini sağlamak amacıyla; toz/likit oranı, partikül boyutları ve dağılımında yapılan değişikliklerle güçlendirilmiş materyallerdir (Uzer Çelik ve Ermiş 2008, Friedl 2011). Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanların yüzeyine sürülerek uygulanan koruyucu tabakalar ise materyalin ilk bir aylık sürede olgunlaşıncaya kadar intraoral streslere karşı koyabilmesi amacıyla aşınma direncini yükseltmekte, yüksek hidrofilite kazandırmakta ve cila görevi görerek materyalin estetik özelliklerini arttırmaktadır (Davidson 2009, Bonifacio ve ark 2012, Diem ve ark 2014). Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar, yüksek çürük riskine sahip bireylerde, fiziksel ve mental engeli olan kişilerde, geriatrik hastalarda ve süt dişlerinde daimi restoratif materyal olarak tercih edilebilmektedir (Burke ve Wilson 1999, Ferrari 1999).

1990'ların başlarında yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar bazı gelişmekte olan ülkelerde atravmatik restoratif tedavi tekniğinde kullanılmak üzere piyasa sürüldü. Lo ve ark'ları (2001), süt molarların atravmatik restoratif tedavi tekniği kullanılarak yüksek viskoziteli cam iyonomer siman Gc Fuji IX GP ile restore edildiği çalışmalarında, materyalin 24 aylık klinik başarı oranını sınıf I restorasyonlarda % 92 ve sınıf II restorasyonlarda ise % 75 olarak bulmuşlardır (Lo ve ark 2001). Bazı çalışmalarda ise süt molarların sınıf I kavitelerinin restorasyonunda cam iyonomer simanların kullanılabileceği fakat yüksek kırılma oranına sahip olmasından dolayı sınıf II kavitelerinde kullanılmasının önerilmediği belirtilmiştir (Frankenberger ve ark 1997, Kramer ve ark 2007). Buna karşın Friedl ve ark'ı (2011), yapmış olduğu 2 yıl takipli klinik çalışmada yüksek viskoziteli cam iyonomer simanın daimi premolar ve molar dişlerin sınıf I ve küçük boyutlu sınıf II kavitelerinin restorasyonunda klinik olarak kabul edilebilir sonuçlar sergilediği belirtilmiştir (Friedl ve ark 2011).

Çocuk diş hekimliğinde restoratif tedavi esnasında materyal seçimi yapılırken, özellikle de sınırlı dikkat aralığına sahip çocuklarda çalışırken malzemenin çürük

önleyici özellikler sergilemesi, yeterli klinik performans göstermesi ve kısa çalışma süresine sahip olması çok önemlidir (Gaintantzopoulou ve ark 2016). Bu bilgiler ışığında tez çalışmamızın temel amacı, kütlesel olarak yerleştirilebilen kompozit rezin ile yüksek viskoziteli geleneksel cam iyonomer simanın klinik başarısını çocuk hastaların süt azı dişlerinde geleneksel tabakalama yöntemiyle uygulanabilen kompozit rezinle karşılaştırıp 3 ay, 6 ay ve 1 yıllık izleme süreci sonunda objektif kriterler doğrultusunda değerlendirerek diş hekimlerine rehber bilgiler sunmaktır.

Çalışmamıza çocuk hastaların dahil edilmesinde, yapılmış benzer çalışmalarda olduğu gibi düzenli diş fırçalama alışkanlığı bulunması, düzenli diş hekimi kontrolüne gidilmesi, hasta ve velisinin koopere olması gibi kriterler dikkate alınmıştır. Çalışmada restore edilecek dişin vital olması, radyografik olarak normal lamina dura ve periodontal aralığa sahip olması, hastanın diş gıcırdatma ve diş sıkma gibi parafonksiyonel alışkanlıklarının bulunmaması çalışma kapsamına alınmada dikkat edilen diğer hususlardır (Karaarslan 2008, Çakmak Akgündüz 2011, Sengul ve Gurbuz 2015).

Rezin içerikli restorasyonların başarısını etkileyen birçok klinik faktör bulunmaktadır. Bunlar arasında yer alan nem kontrolünün sağlanabilmesi amacıyla genellikle iki yöntem kullanılmaktadır. Bu yöntemlerden biri restore edilecek dişe lastik örtü takılması, diğeri ise restore edilecek bölgenin pamuk rulo ve tükürük emiciler ile izolasyonu şeklindedir. Lastik örtü uygulaması pekçok araştırıcı tarafından tavsiye edilmekte ve hatta dental tedavi esnasında rutin bir işlem olarak görülmektedir (Wassell ve ark 2000, Rodolpho ve ark 2006, Neta ve ark 2008). Dental işlemler sırasında lastik örtü kullanımıyla kavite preperasyonu ve restorasyon aşamasında daha aseptik bir ortam, daha iyi izolasyon ve daha iyi tedavi etkinliği sağlanmaktadır (Lin ve ark 2011).

Bazı araştırmacılar (Dijken 2000, Pallesen ve Qvist 2003, Çetin ve Ünlü 2009) ise nem izolasyonu için tükürük emici ve pamuk ruloların yeterli olduğunu belirtmişlerdir. Raskin ve ark'nın (2000), gerçekleştirdiği on yıl takipli klinik çalışmada pamuk rulo ve tükürük emici ile sağlanan etkili bir izolasyon altında uygulanan posterior kompozit rezin restorasyonlar ile lastik örtü izolasyonu altında uygulanan restorasyonların klinik başarıları karşılaştırılmış ve aralarında bir fark bulunmadığı rapor edilmiştir (Raskin ve ark 2000). Tez çalışmamızda restore edilecek

dişlerin arayüze uzanan kavitelerinin hiçbirinin dişetine kadar uzanmadığı için tükürük emici ve pamuk rulolar ile bölümlü matriks sistemlerinin yeterli nem kontrolü sağlayabileceği ve çocuk hastalarda lastik örtü takmanın zorluğu sebebiyle lastik örtü uygulaması tercih edilmedi.

Kompozit rezinlerin klinik başarısını etkileyen başka bir faktör de restorasyonun pürüzsüz bir yüzeye sahip olmasıdır. Pürüzlü bir yüzeye sahip restorasyonda plak akümülasyonuna bağlı olarak ikincil çürük, gingival enflamasyon ve zamanla restorasyonda renk değişikliği meydana gelmektedir. Bunun sonucunda da restorasyonun klinik başarısı düşmekte ve daha kısa ömürlü olmaktadır. Kompozit restorasyonlarında artık kısımların düzeltilmesi ve yüzey düzgünlüğünün sağlanabilmesi amacıyla bitirme frezleri, diskleri, polisaj lastikleri ve fırçalarından yararlanılmaktadır (Antonson ve ark 2011). Kompozit rezin restorasyonların bitirilmesinde kullanılan üç farklı yöntem olan disk zımparalar, aşındırıcı toz içeren diskler ve bitirme frezlerinin etkinliği değerlendirilmiş ve sonucunda yüzey pürüzlülüğü açısından önemli bir farklılık olmadığını bildirilmiştir (Hoelscher ve ark 1998). Son yıllardaki çalışmalarda ise kompozit rezin restorasyonlarda estetik sonuçlar için en iyi bitirme ve parlatma işleminin alüminyum oksit içerikli diskler ve polisaj lastikleri ile sağlanabildiği bildirilmiştir (Antonson ve ark 2011, Rochna ve Ruchi 2013). Bu çalışmada, kompozit rezin restorasyonların bitirme işleminde fazlalıkların alınması amacıyla sarı kuşaklı elmas frezler ile arkansas taşı kullanıldı. Çalışmamızda yapılan restorasyonların polisaj işlemleri ise alüminyum oksit içerikli Optidisc cila diskleri ve kompozit bitirme lastikleri ile tamamlandı.

Ryge kriterleri olarak da bilinen USPHS kriterleri klinik çalışmalarda uygulanan restoratif materyallerin performanslarının değerlendirilmesinde yaklaşık 40 yıldır yaygın olarak kullanılmaktadır (Hickel ve ark 2007). Literatürde modifiye USPHS kriterleri veya bunun modifikasyonlarının kompozit rezinlerin klinik başarılarını kontrol etmede kullanılan en yaygın yöntem olduğu ifade edilmektedir (Cvar ve Ryge 2005, De Souza ve ark 2005, Dresch ve ark 2006, Neta ve ark 2008). Çalışmamızda kullandığımız restoratif materyallerin klinik başarısı, dünya çapında birçok çalışmada bu kriterler kullanıldığı ve özellikle çocuk hastalarda uygulanması kolay olduğu için USPHS kriterlerinin modifikasyonu kullanılarak değerlendirildi. Bu klinik değerlendirme benzer çalışmalarda yapılan periyotlarda (3, 6 ve 12 ay) ve

marjinal adaptasyon, marjinal renklenme, renk uyumu, retansiyon, ikincil çürük oluşumu, anatomik form ve restore edilen dişin hassasiyeti kriterleri göz önünde bulundurularak yapıldı. Bu değerlendirmede;

Alfa: Herhangi bir değişiklik ve klinik belirti göstermeyen restorasyonlar,

Bravo: klinik olarak kabul edilebilir değişiklik olan ve yenilemeye gerek olmayan restorasyonlar,

Charlie: Restorasyonun değişmesine neden olacak kadar büyük değişiklikler bulunan restorasyonları ifade etmektedir (Sarrett 2005).

Tez çalışmamızın sonuçlarına genel olarak bakıldığında, klinik olarak değerlendirilen bütün restoratif materyallerin restorasyonlarının hiçbirinde 12 aylık periyotta renk uyumsuzluğu, anatomik form kaybı, ikincil çürük ve postoperatif hassasiyet oluşumu gözlenmedi. Ancak retansiyon kaybı, marjinal uyum ve marjinal renklenme kriterlerinde zamana bağlı olarak farklı skorlar kaydedildi ve kullanılan materyaller arasında istatistiksel fark tespit edildi.

Bu tez çalışmasında geleneksel kompozit rezin Filtek Z550 ile kütlesel olarak yerleştirilebilen kompozit rezinler Sonicfill ve X-tra fil arasında değerlendirilen bütün klinik parametrelerde istatiksel olarak farklılık gözlenmedi. Benzer sonuçlar önceki klinik çalışmalarda da bildirilmiştir (van Dijken ve Pallesen 2014, van Dijken ve Pallesen 2015). Kontrollü, prospektif klinik bir çalışmada van Dijken ve Pallesen arka bölgedeki restorasyonlarda kütlesel olarak yerleştirilebilen akışkan kompozit rezinin etkinliğini değerlendirmiş ve kendinden asitli yapıştırma tekniğini kullanarak 2 mm kalınlığında sertleştirilebilen geleneksel kompozit rezinle 3 yıl boyunca başarısını karşılaştırmıştır. Modifiye edilmiş USPHS kriterleri açısından bulgular değerlendirildiğinde iki restorasyon grubu arasında önemli bir fark olmadığı belirtilmiştir. Araştırmacılar 3 yıl sonunda kütlesel yerleştirme tekniğinin, geleneksel 2 mm kalınlığında yerleştirme tekniği ile kıyaslanabilir derecede yüksek kabul edilebilir klinik sonuçlar sergilediği sonucuna varmışlardır (van Dijken ve Pallesen 2014). Benzer sonuçlar kütlesel olarak yerleştirilebilen akışkan kompozit rezin SDR (Smart Dentine Replacement; Dentsply) ile ormoser bazlı nanohibrit kompozit rezinin sınıf I ve sınıf II kavitelerde 3 yıllık klinik dayanıklılığını karşılaştıran yakın tarihli başka bir çalışmada da gözlenmiştir (van Dijken ve Pallesen 2015). Hem bizim çalışmamızın hem de yukarıdaki çalışmalardan elde dilen sonuçlar kütlesel

yerleştirilebilen kompozitlerin klinikte geleneksel kompozitlere alternatif olabileceğini düşündürmektedir.

Çalışmamızda USPHS kriterleri arasında yer alan renk uyumu diş ile restorasyonun renk ve şeffaflık açısından uyumunu ifade etmektedir. Çalışmada değerlendirilen bütün gruplar 1 yıl sonunda renk uyumu açısından %100 oranında alfa skoru almışlardır. Yılmaz ve ark'ı (2006), çocuk hastaların sınıf I ve sınıf II kavitelerini yüksek viskoziteli cam iyonomer siman Gc fuji IX ile firma talimatlarına göre karıştırarak (toz-likit oranı 1:1) restore etmişler ve 1 yıl sonunda renk uyumu açısından bütün restorasyonlar alfa skoru almıştır (Yılmaz ve ark 2006). Gurgan ve ark (2015), yapmış oldukları 4 yıl takipli klinik çalışmalarında Equia Fil ve posterior kompozit rezin Gradia Direct Posterior'u sınıf I ve sınıf II kavitelere uygulamışlardır. 1 yıl sonunda sınıf II kavitelerde Equia Fil materyali renk uyumu açısından %100 oranında alfa skoru ile başarı sağlamıştır (Gurgan ve ark 2015). Bayraktar ve ark (2016), çalışmalarında kütlesel olarak yerleştirilebilen kompozit rezinler Sonicfill, Tetric Evoceram Bulkfill, Filtek Bulkfil Flowable Restorative ve nanohibrit kompozit rezin Clearfil Photo Posterior ile 200 daimi küçük ve büyük azı dişinin sınıf II kavitelerini restore etmişler ve 1 yıl sonunda bütün gruplarda renk uyumu açısından %100 başarı oranı sağlandığını bildirmişlerdir (Bayraktar ve ark 2016).

Kompozit rezinlerin yapısında yer alan organik rezin matriks ve inorganik doldurucu partiküllerin ışığı kırma indeksleri arasındaki farkın azalmasının polimerizasyon derinliğini ve restorasyonun renk tonu eşleşmesini arttırdığı belirtilmiştir. Kütlesel yerleştirilebilen kompozit rezin Sonicfill'in rezin ve doldurucu arasındaki kırılma indeksinin eşleşmesine bağlı olarak gelişmiş ışık geçirgenliğine sahip olduğu ve daha iyi polimerize olarak materyal ile diş dokusu arasındaki renk tonu uyumunun artabileceği düşünülmektedir (Shortall ve ark 2008, Colak ve ark 2016).

Pala ve ark (2016), yapmış oldukları in-vitro çalışmalarında üç farklı kompozit rezin Filtek Z550, Clearfil Majesty Posterior, G-aenial Posterior'un yüzey sertliği, parlaklığı ve renk stabilitesini farklı polisaj sistemleri ile termalsiklus işlemi altında incelemişler ve renk stabilitesi açısından en yüksek başarıyı Filtek Z550 materyali göstermiştir (Pala ve ark 2016). Gonulol ve ark (2015), çalışmalarında iki nanohibrit kompozit rezin Filtek Z550 ve Tetric N-Ceram ile giomer kompozit Beautifil II

materyalllerinin su emilim, çözünürlük ve renk stabilitelerini laboratuvar ortamında incelemişler ve renk stabilitesi yönünden en yüksek başarıyı Filtek Z550 kompozit rezin göstermiştir (Gonulol ve ark 2015). Yukarıdaki çalışmalardan elde edilen sonuçlar da göstermektedir ki; kütlesel olarak yerleştirilebilen restoratif materyaller Sonicfill, X-tra fil ve Equia Fil ile geleneksel kompozit rezin Filtek Z550, 1 yılık süre sonunda renk uyumu kriterine göre başarılı sonuçlar vermektedirler. Çalışmalardan elde edilen sonuçlar ile bizim sonuçlarımız da uyum göstermektedir.

Diem ve ark (2014), klinik çalışmalarında çocuk hastaların daimi 1. Molar dişlerinin okluzal kavitelerini yüksek viskoziteli cam iyonomer siman Equia Fil ve geleneksel kompozit rezin Solare ile restore edip 3 yıl boyunca takip etmişlerdir. 1 yıl sonunda renk uyumu açısından Equia Fil, Solare'ye göre daha başarısız bulunurken 3 yıl sonunda renk uyumu açısından farklılık bulunmamıştır (Diem ve ark 2014). Bu sonuç, araştırmacılar tarafından cam iyonomer simanın ağız ortamında bulunduğu süre arttıkça matürasyonunu tamamladığını ve bununda translusensliğinin artmasına neden olarak diş dokusu ile renk uyumunun artması şeklinde açıklanmıştır (Mount 2002). Bizim çalışmamızda ise 1 yıl sonunda renk uyumu kriterinde başarı açısından Equia Fil materyali ile kütlesel yerleştirilebilen kompozitler Sonicfill ve X-tra fil ve geleneksel posterior kompozit rezin Filtek Z550 arasında farklılık saptanmadı. Çalışmada bizim çalışmamızdan farklı olarak restorasyonlar daimi 1. molar dişlerin okluzal kavitelerine uygulanmış ve hibrit dolduruculu kompozit rezin kullanılmıştır. Bununla birlikte çalışmaya katılan bireylerin fırçalama ve diyet alışkanlıklarının materyallerin renklenmesi üzerinde etkili bir faktör olduğu bildirilmiştir (Goldberg 1990, Hickel ve Manhart 2001, ADA Council on Scientific Affairs 2003). Bizim çalışmamız ile Diem ve ark'ının (2016) çalışması arasındaki farlılıkların çalışmaya katılan hastalara ait bireysel faktörlerden kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz.

USPHS kriterleri arasında yer alan marjinal renklenme kriteri, çalışmada kullanılan restoratif materyallere göre değerlendirildiğinde, 3, 6 ve 12 ay sonunda gruplar arası istatiksel olarak anlamlı bir fark saptanmadı. Bir yıl sonunda Filtek Z550 %93,75, Sonicfill %94,12, X-tra fil %94,12 ve Equia Fil %88,24 başarı oranına ulaşmıştır. Marjinal renklenme diş yapısı ile restorasyon arasına oral sıvıların sızması veya akması sonucunda oluşmaktadır (Hickel ve ark 2007). Kompozit rezinlerde kenar renklenmesi genellikle polisaj işlemlerindeki başarısızlık, restorasyonun kaviteye

yerleştirilmesindeki yetersizlikler ve polimerizasyon büzülmesi sonucu oluşan stres sonucunda kavite duvarı ile restorasyon arasında oluşan boşluk nedeniyle görülmektedir (Yip ve ark 2003). Kompozit rezinlerin 2mm'lik tabakalar halinde kavitelere uygulanmasının marjinal renklenme insidansını azalttığı yaygın bir biçimde kabul görmektedir (Bayraktar ve ark 2016). Çalışmamızda da kullanılan Filtek Z550 geleneksel kompozit rezin 2 mm'lik tabakalar halinde uygulanmıştır ve marjinal renklenme kriterine ait bulgularda Bayraktar ve ark (2016) çalışmalarıyla uyum göstermektedir. Ancak kütlesel olarak yerleştirilen restoratif materyaller 4 mm'lik tabakalar halinde uygulanmaktadır. Bu materyallerin yeterli polimerize olup olmadıkları ile ilgili literatürdeki çalışmalar şu şekildedir;

Campodonico ve ark (2011) yaptıkları çalışmada X-tra fil adlı kütlesel yerleştirilebilen kompozit rezinin polimerizasyon derinliğinin 3,5 mm olduğunu ve aynı kompozit rezinin kütlesel ve tabakalı teknik ile uygulanmaları karşılaştırıldığında 3,5 mm'ye kadar herhangi bir derinlikte sertlik açısından fark oluşmadığını bildirmişlerdir (Campodonico ve ark 2011). Fleming ve ark (2008) yaptıkları çalışmada X-tra fil adlı kompozit rezinin 4 mm polimerizasyon derinliği gösterdiğini ve 2 mm kalınlığındaki iki farklı geleneksel kompozit rezin ile sertlik değerleri karşılaştırıldığında belirgin farklılık görülmediğini rapor etmişlerdir (Fleming ve ark 2008). Tunçbilek yapmış olduğu çalışmada kütlesel olarak uygulanabilen Sonicfill ve X-tra fil kompozit rezinlerin 4 mm kalınlığında yeterli polimerizasyon derecesine ulaştığını bildirmiştir (Tunçbilek 2012). Yukarıdaki çalışmalardan elde edilen sonuçlar, bizim çalışmamızda kullandığımız Sonicfill ve X-tra fil materyallerinin 4 mm kalınlıkta yerleştirildiğinde yüksek polimerizasyon derecesine sahip olduğunu göstermektedir. Bu sonuçlar ışığında geleneksel kompozit rezin Filtek Z550 ile kütlesel yerleştirilebilen kompozit rezinlerin benzer marjinal renklenme skorları sergilemesi açıklanabilir.

Literatür incelendiğinde de kütlesel yerleştirilen kompozit rezinler ve tabakalı yöntemle uygulanabilen geleneksel kompozit rezinlerin klinik başarılarının karşılaştırıldığı benzer çalışmalarda marjinal renklenme yönünden bizim çalışmamızla benzer bulgular kaydedilmiş ve gruplar arasında istatiksel olarak fark bulunmamıştır (Bayraktar ve ark 2016, van Dijken ve Pallesen 2014).

Bizim çalışmamızda yüksek viskoziteli geleneksel cam iyonomer siman olan Equia Fil'de 3 ay sonunda bütün restorasyonlar marjinal renklenme kriteri açısından %100 oranında alfa skoru ile başarılı iken 6 ay ve bir yıl sonunda marjinal renklenme kriteri 2'şer olguda orta düzeyde yüzeysel renklenme şeklinde bravo skoru ile kaydedilmiş olup, alfa skoru % 88,24 olarak kaydedilmiştir. Geleneksel cam iyonomer simanların neme karşı olan hassasiyetine bağlı olarak ağız ortamında restorasyonlarının çözülme ve/veya su emilimi göstermesi olumsuz özelliklerindendir (Mathis ve Ferracane 1989). Yapılan birçok çalışmada su emilimine bağlı olarak restoratif materyallerin kimyasal yapısında bozulma olabileceği bildirilmiştir (Kanchanavasita ve ark 1997, Mortier ve ark 2005, Ferracane 2006). Materyalin kimyasal yapısının bozulması ve mekanik özelliklerinin zayıflamasına bağlı olarak yüzey pürüzlülüğünde artış ve yüzeysel bozulmaya bağlı olarak renk değişiklikleri olabilmektedir (Mortier ve ark 2005, Ferracane 2006). Literatür incelendiğinde yapılan pek çok çalışmada geleneksel cam iyonomer simanların kompozit rezinlere göre daha fazla oranda su emilim değerleri gösterdiği belirtilmiştir (Yılmaz ve Gökay 1999, Sevilmiş ve Bulucu 2007, Yıkılgan ve ark 2010). Bu bilgiler ışığında çalışmamızda kullanılan yüksek viskoziteli cam iyonomer siman Equia Fil'in diğer restoratif materyallere göre daha fazla marjinal renklenme göstermesinin daha yüksek su emilim değerleri göstermesine bağlı kimyasal yapısında oluşan bozulma ve mekanik özelliklerindeki zayıflamadan kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Gurgan ve ark (2015) yapmış oldukları klinik çalışmalarında daimi dişlerin sınıf I ve sınıf II kavitelerine Equia Fil ve mikrodolduruculu hibrit kompozit rezin Gradia Direct Posterior materyalini uygulamış ve 4 yıl sonunda klinik başarı olarak materyaller arasında istatistiksel fark bulmamışlardır. 1 yıl sonunda Equia Fil materyali marjinal renklenme yönünden sınıf II kavitelerde %93.1 başarı sağlamıştır ve kompozit rezin Gradia Direct Posterior ile aralarında istatistiksel fark saptanmamıştır (Gurgan ve ark 2015). Bizim çalışmamızda da Gurgan ve ark'ının (2015) çalışmalarındakine benzer olarak Equia Fil materyali 1 yıl sonunda marjinal renklenme yönünden %88.24 başarı sağlamıştır tez çalışmamızda bu sonuçlara paralel olarak Equia Fil ile kompozit rezin materyalleri arasında marjinal renklenme yönünden başarı olarak istatiksel fark gözlenmemiştir.

USPHS kriterleri arasında yer alan marjinal uyum kriteri, çalışmada kullanılan restoratif materyallere göre değerlendirildiğinde, 3 ay sonunda gruplar arasında istatiksel olarak anlamlı fark saptanmadı. 6. ve 12. ayda marjinal uyum yönünden gruplar incelendiğinde ise, Equia Fil materyali çalışmada kullanılan diğer restoratif materyallere göre daha düşük oranda alfa skoruna (% 82,35) sahip oldu ve bu istatiksel olarak anlamlı fark oluşturdu. Restoratif materyallerin marjinal duvar adaptasyonu yeterli seviyede olmadığında, restorasyonun düşük arayüzey adaptasyonu ve marjinal kaliteye sahip olmasından dolayı tedavi sonrası sızıntı, diş yapısından kopmalar, tekrarlayan çürük ve pulpa irritasyonu gibi problemler görülebilmektedir (Garcia-Godoy ve ark 2010). Marjinal boşluk oluşumunun klinik önemi ise oklüzal kuvvetlerin etkisiyle boşluk içine sıvı akışının gerçekleşmesi ve sonrasında tübüllerin içine gerçekleşen sıvı hareketine bağlı olarak ortaya çıkan rahatsızlık hissidir (Opdam ve ark 1998). Mükemmel bir marjinal sızdırmazlık klinik olarak mümkün olmasa bile, iyi bir internal ve marjinal adaptasyon restorasyonun performansını arttırabilir (Gaintantzopoulou ve ark 2016).

Kütlesel olarak yerleştirilebilen kompozit rezinler yapılan in-vitro çalışmalarda yeterli oranda marjinal adaptasyon sergilemişler ve marjinal uyum açısından geleneksel kompozit rezinlerle benzer şekilde davranış göstermişlerdir (Campos ve ark 2014, Furness ve ark 2014, Rengo ve ark 2015). Orlowski ve ark'ının (2015) gerçekleştirmiş oldukları in-vitro çalışmada dört farklı kütlesel yerleştirilebilen kompozir rezinin (SonicFill, Tetric EvoCeram Bulk Fill, Filtek Bulk Fill, and SDR) sınıf II restorasyonlarında marjinal sızdırmazlıklarını boya penetrasyonu yöntemi ile karşılaştırmışlardır. Çalışma sonunda sızdırmazlık açısından SDR %93,33 oranında boya penetrasyonu göstermeyen örnekle en yüksek skoru, Sonicfill materyali de %90 oranıyla en yüksek ikinci skoru almıştır. Ayrıca Sonicfill için sonik-aktivasyonla kondensasyonun el ile kondensasyona göre daha yüksek oranda marjinal bütünlük ve düşük boya penetrasyonu gösterdiğini vurgulamışlardır (Eunice ve ark 2012, Orlowski ve ark 2015). Bunula birlikte Sonicfill materyalinin X-tra fil'e göre uygulama esnasında sonik aktivasyon sağlayan ayrı bir başlık gerektirmesi maliyet açısından dezavantaj oluşturmakla beraber restoratif tedavi esnasında başlık ucundan direk kaviteye uygunlamasının oluşturduğu avantaj hekim için kolaylık sağlamaktadır.

Swapna ve ark'ı (2015) yılında yapmış oldukları in-vitro çalışmada üç farklı kütlesel olarak yerleştirilebilen kompozit rezinler Sonicfill, X-tra fil ve Tetric Evo Ceram Bulk Fill'in marjinal sızıntılarını sınıf II kavitelerde karşılaştırmışlardır. Çalışmada her üç materyalde de marjinal sızıntı görülmüş olup, Sonicfill diğer restoratif materyallere göre istatistiksel olarak fark yaratacak şekilde daha az mikrosızıntı göstermiştir (Swapna ve ark 2015). Bizim çalışmamızda ise Sonicfill ve X-tra fil benzer marjinal uyum skorları sergilemiştir. Sonuçlar arasındaki farklılığın çalışmamızın in-vivo koşullarda, Swapna ve arkadaşlarının yapmış oldukları çalışmanın in-vitro koşullarda gerçekleşmesinden kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Bayraktar ve ark'ı (2016) yılında yapmış oldukları klinik çalışmalarında 1 yıl sonunda daimi dişlerde marjinal uyum açısından posterior sınıf II restorasyonlarda geleneksel hibrit ile kütlesel olarak yerleştirilebilen kompozit rezinler arasında benzer sonuçlar elde etmişlerdir. Bayraktar ve arkadaşlarının çalışmasında Sonicfill materyalinin 1 yıl sonunda marjinal uyumun değerlendirilmesinde %100 alfa (A) skoru kaydedilmiş olup, Bayraktar ve ark'ı (2016) çalışmalarında tek aşamalı OptiBond all-in-one adeziv sistemini kullanmışlardır. Bizim çalışmamızda ise iki aşamalı Clearfil Se bond adeziv sistemi kullanılmış, çalışma süt azı dişlerinde gerçekleştirilmiş ve Sonicfill bir yıl sonunda marjinal uyum yönünden %97,02 oranında alfa (A) skoru almıştır. Çalışmamızda Sonicfill materyaline ait marjinal uyum kriteri ile ilgili veriler Bayraktar ve arkadaşlarının çalışmalarının sonuçlarıyla benzerlik göstermektedir.

Geleneksel cam iyonomer simanlar, kurutulmaya karşı hassas olup aynı zamanda aşırı nem varlığında kırılganlık, marjinal yetersizlik, aşınma ve düşük mekanik özellikler göstermesinden dolayı kullanımı stres taşımayan alanlarla sınırlanmaktadır (Ilie ve ark 2012). Geleneksel cam iyonomer siman ile kavite duvarı arasında boşluk oluşumunun, materyalin kurumasına bağlı olarak oluşan büzülmeden kaynaklandığı çeşitli çalışmalarda gösterilmiştir (Sidhu ve ark 1997, Xie ve ark 2008). Çeşitli restoratif materyallerin marjinal uyumunun süt ve daimi dişlerde araştırıldığı in-vitro çalışmada flor salınımı yapan kompozit rezin Unifil Flow ve kompomer Dyract AP'nin, yüksek viskoziteli cam iyonomer siman Fuji IX ve rezin-modifiye cam iyonomer siman Fuji II LC'ye göre hem daimi hem de süt dişlerinde daha iyi marjinal uyum sağlamışlardır (Gjorgievska ve ark 2008).

Yılmaz ve ark'ı (2006) yılında yayınlamış oldukları klinik çalışmalarında yüksek viskoziteli geleneksel cam iyonomer simanı süt azı dişlerinin sınıf I ve sınıf II kavitelerine uygulamışlar ve 1 yıl sonunda sınıf II restorasyonlar marjinal uyum yönünden %90.9 oranında alfa (A) skoru elde etmişlerdir (Yılmaz ve ark 2006). Gurgan ve ark'ı (2015) yılında yaptıkları klinik çalışmada yetişkin hastalarda daimi dişlerin sınıf I ve sınıf II kavitelerine Equia Fil uygulamışlar ve bir yıl sonunda marjinal uyum yönünden sınıf II restorasyonlarda % 86.2 oranında alfa (A) skoru elde etmişlerdir (Gurgan ve ark 2015). Bizim çalışmamızda ise Equia Fil materyali 1 yıl sonunda süt azı dişlerinde sınıf II restorasyonlarda marjinal uyum yönünden % 82,35 oranında alfa (A) skoru elde etmiştir. Çalışmamızda Equia Fil materyaline ait marjinal uyum kriteri ile ilgili veriler yukarıdaki çalışmaların sonuçlarıyla benzerlik göstermektedir.

Gaintantzopoulou ve ark'ı (2016) yapmış oldukları in-vitro çalışmalarında kütlesel olarak yerleştirilebilen kompozit rezin Sonicfill, yüksek viskoziteli cam iyonomer siman Equia Fil ve rezin-modifiye cam iyonomer siman Vitremer'in marjinal uyumlarını süt azı dişlerinin sınıf II kavitelerinde karşılaştırmışlardır. Çalışma sonunda Sonicfill ve Equia Fil materyalleri kavite ve marjinal duvarlara çok iyi adaptasyon göstermiştir (Gaintantzopoulou ve ark 2016). Bizim çalışmamızda ise 3 aylık sonuçlar incelendiğinde Sonicfill ve Equia Fil marjinal uyum açısından %100 alfa skoruna sahip olup çok iyi başarı sergilemişlerdir. Çalışmamızın 6 ve 12 aylık sonuçları incelendiğinde Sonicfill, Equia Fil materyaline göre marjinal uyum kriterinde daha yüksek oranda alfa skoruna ulaşmış olup istatistiksel olarak fark oluşturacak şekilde daha başarılı bulundu. Cam iyonomer simanlarda su emilimi başlıca asit-baz reaksiyonlarının gerçekleştiği matriks içinde gerçekleşmektedir. Dolayısıyla ağız ortamında gerçekleşen su emilimine bağlı olarak cam iyonomer simanın matriks kısmında hidroliz gerçekleşmekte ve zaman içinde bu durum siman kütlelerinin bozulmasına, yüzey özelliklerinin, kenar bütünlüğünün, estetik görünümün kaybına ve sonuç olarak restorasyonlardaki bozulmaların artmasına sebep olmaktadır (Yap ve Lee 1997, Rosenstiel ve ark 1998). Bu bilgiler ışığında çalışmamızda Sonicfill ve diğer kompozit rezin materyaller ile Equia Fil arasında marjinal uyum kriteri yönünden tespit edilen skorlardaki farklılığının zaman içinde ağız ortamında cam iyonomer simanın fiziksel özelliklerinde meydana gelen değişimlerden kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Tez çalışmamızda kullanılan USPHS kriterleri içerisinde yer alan postoperatif hassasiyet ve ikincil çürük kriterlerine göre çalışmada kullanılan restoratif materyaller değerlendirildiğinde, hiçbir restorasyonda 1 yıl boyunca postoperatif hassasiyet ve ikincil çürük oluşumu gözlenmedi. Postoperatif hassasiyet hastanın ağrı eşiğine bağlı olarak değişkenlik gösterebilen bir parametredir ve çocuk hastalarda ağrılı uyaranlara verilen cevaplar çok farklılık göstermektedir.

Restoratif materyallerin kavite duvarlarına yetersiz adaptasyonuna bağlı olarak ağız sıvıları ve bakterilerin kavite içine penetrasyonu sonucunda restorasyonlarda renk değişikliği, postoperatif hassasiyet, pulpa iltihabı ve ikincil çürük görülebilmektedir (Kidd ve ark 1992). Kompozit rezin restorasyonlarda meydana gelen polimerizasyon büzülmesinin neden olduğu streslerin kavite duvarı ile materyal arasında gerilmelere bağlı olarak dolgu-diş dokusu arayüzeyinde açıklık ve boşluk oluşumuna sebebiyet vererek klinik olarak postoperatif hassasiyet ve ikincil çürük gelişiminde rol aldığı bilinmektedir (Feilzer ve ark 1987, Carvalho ve ark 1996, Stefanski ve van Dijken 2012, Can ve ark 2015). İdeal olarak kompozit rezinler polimerizasyon reaksiyonu sırasında yüksek derece dönüşüm göstermeli ve minimal düzeyde polimerizasyon büzülmesi sergilemelidir (Dewaele ve ark 2006). Böylelikle iyi bir marjinal adaptasyona sahip olan restorasyonlarda mikrosızıntı önemli miktarda azalır ve postoperatif hassasiyet ile ikincil çürük oluşumunun önüne geçilmiş olur (Gjorgievska ve ark 2008).

Abed ve ark'ı (2015) gerçekleştirmiş olduğu çalışmada X-tra fil adlı kütlesel yerleştirilebilen kompozit rezinin 4 mm kalınlığında yeterli polimerizasyon derinliğine ulaştığını bildirmiştir (Abed ve ark 2015). Garoushi ve ark'ı (2015) yaptıkları çalışmada kütlesel yerleştirilebilen kompozit rezinler Sonicfill ve X-tra fil materyallerinin polimerizasyon reaksiyonları sırasında monomerlerin dönüşüm oranlarını incelemişlerdir. Farklı kalınlıklarda (1mm, 2mm, 3mm ve 4mm) polimerize edilmesine rağmen X-tra fil'in monomer dönüşüm oranı sabit kalmış ve 4 mm kalınlıkta yeterli polimerizasyon derinliğine ulaştığı bildirilmiştir. Sonicfill materyali ise çalışmada kullanılan bütün materyaller arasında en yüksek monomer dönüşüm derecesini (%76) göstermiştir ve 4 mm kalınlığında yeterli polimerizasyon derinliğine ulaşmıştır (Garoushi ve ark 2015). Nagi ve ark'ı (2015) yapmış oldukları çalışmada X-tra fil kompozit rezinin polimerizasyon derinliğinin 4 mm olduğunu ve 10 sn süreyle

ışınlandığında yeterli polimerizasyon derinliğine ulaştığını bildirmiştir (Nagi ve ark 2015).

Kompozit rezinlerin yüzey mikro-sertliğinin değerlendirilmesi, monomer dönüşüm oranını ve polimerizasyon derinliğini indirekt olarak belirlemede etkili bir yöntem olarak belirtilmiştir (Bouschlincher ve ark 2004). Dionysopoulos ve ark'ı (2016), yapmış oldukları in-vitro çalışmalarında kütlesel yerleştirilebilen yüksek viskoziteli (X-tra fil, EverX Posterior, Tetric EvoCeram Bulk Fill, Beautifil Bulk Restorative) ve akıcı kompozit rezinler (X-tra base, Beautifil Bulk Flowable, Filtek Bulk Fill, Venus Bulk Fill) ile geleneksel nanohibrit kompozit rezin Filtek Z550 materyalinin polimerizasyon derinliğini, mikrosertlik dereceleriyle karşılaştırmışlardır. Elde edilen verilere göre örneklerin üst yüzeyinde en yüksek mikrosertlik değerine Filtek Z550 ulaşırken, 2 mm ve 4 mm derinlikte en yüksek mikrosertlik değerini X-tra fil göstermiştir. Çalışma sonucunda Filtek Z550 materyalinin 2 mm kalınlığında yeterli polimerizasyon derinliğine, X-tra fil materyalinin ise 4 mm kalınlıkta yeterli polimerizasyon derinliğine ulaştığı belirtilmiştir (Dionysopoulos ve ark 2016). Gonulol ve ark'ı (2015), yapmış oldukları çalışmada 3. jenerasyon led ışık cihazı Valo ile farklı modlarda farklı restoratif materyallerin (kompozit rezin Filtek™ Z550, giomer Beautifil II, kompomer Dyract eXtra ve rezin modifiye cam iyonomer siman Photac™ Fil) sertlik değerlerini karşılaştırmışlardır. Materyaller arasından en yüksek sertlik değerine Valo ışık cihazının yüksek enerji modunda nanohibrit geleneksel kompozit rezin Filtek Z550 ulaşmıştır (Gonulol ve ark 2015).

Garcia ve ark'ı (2014) çalışmalarında 5 mm çap ve 2 mm kalınlığında disk şekilli örneklerde üç farklı kütlesel yerleştirilebilen kompozit rezin Sonicfill, Venus Bulkfill, SureFil SDR flow ile geleneksel nanokompozit rezin Filtek Supreme Ultra Flowable materyallerini polimerize ettikten sonra hacimsel büzülme oranlarını karşılaştırmışlardır. Çalışma sonunda Sonicfill %1.76 (±0.53) oranıyla en düşük büzülme değerini göstermiş ve istatistiksel olarak fark bulunmuştur (Garcia ve ark 2014).

Poggio ve ark'ı (2013) yaptıkları in-vitro çalışmada derin sınıf II kaviteleri farklı grup kompozit rezin restorasyonlarla restore etmişlerdir (grup1: Filtek TM Supreme XTE Flowable+ Universal Filtek Supreme XTE, grup2: GrandioSO Heavy

Flow+ GrandioSo, grup3: SDR™ + Esthet-X® HD, grup4:SonicFill, grup5:Grandio). Örneklere termosiklus uyguladıktan sonra stereomikroskopta restorasyonların mikrosızıntılarını boya penetrasyonuna göre değerlendirmişlerdir. Çalışma sonuçlarına göre en fazla boya penetrasyonunun olmadığı örnek sayısı Sonicfill grubunda belirlenmiş ve Sonicfill ile Grandio kompozit rezinler en düşük mikrosızıntı değerlerini sergilemiştir (Poggio ve ark 2013). Atali ve ark'ı (2015) çalışmalarında farklı kütlesel yerleştirilebilen restoratif materyallerin sınıf II restorasyonlarının servikal mikrosızıntı değerlerini boya penetrasyonuna göre karşılaştırmışlardır. Araştırmada geleneksel nanohibrit kompozit Grandio, akıcı nanohibrit kompozit Grandio Flow, kütlesel yerleştirilebilen akıcı kompozitler X-tra Base ve Surefill SDR ile kütlesel yerleştirilebilen kompozitler X-tra fil ve Quixfill kullanılmıştır. Çalışma sonucuna göre X-tra fil grubunda en düşük değerin elde edildiği X-tra base+Grandio grubu ile aralarında istatistiksel olarak fark olmayacak şekilde ikinci en düşük mikrosızıntı değeri bulunmuştur. Materyaller tek olarak kaviteye uygulandığında X-tra fil grubu en düşük mikrosızıntı skorunu elde etmiş olup, diğer kütlesel yerleştirilebilen kompozit rezin Quixfil ile mikrosızıntı değerleri açısından aralarında istatistiksel olarak fark saptandı (Atali ve ark 2015).

Bayraktar ve ark'ı (2016) yılında yapmış oldukları klinik çalışmalarında farklı kütlesel yerleştirilebilen kompozit rezinlerin daimi dişlerde sınıf II restorasyonlarını bir yıl boyunca takip etmişler ve Sonicfill restorasyonlarının hiçbirinde 1 yıl boyunca ikincil çürük gelişimi ve postoperatif hassasiyet oluşumu gözlenmemiştir (Bayraktar ve ark 2016). Çalışmamızda da Sonicfill materyaline ait ikincil çürük ve postoperatif hassasiyet kriterleri ile ilgili veriler Bayraktar ve arkadaşlarının çalışmalarının sonuçlarıyla benzerlik göstermektedir. Ayrıca çalışmamızda kompozit restorasyonlarında bağlayıcı sistem olarak kendinden asitli primer ve bonding ajanı olan iki aşamalı Clearfil SE Bond sistemi kullanılmıştır. Akpata ve Behbehani klinik çalışmalarında sınıf I kaviteleri aynı posterior kompozitle restore etmiş ve farklı bağlayıcı sistemlerin (One-Step Plus ve Clearfil SE Bond) postoperatif hassasiyet ile ilişkisini hastalara soğuk testi uygulayarak incelemişlerdir. Çalışma sonucunda kendinden asitli primer içeren Clearfil SE Bond sisteminin kullanıldığı hastalarda daha az sayıda postoperatif hassasiyet oluşmuş fakat istatistiksel olarak iki grup arasında fark saptanmamıştır (Akpata ve Behbehani 2006). Yukarıdaki çalışmaların sonuçları çalışmamızla uyumlu olup, çalışmamızda kullanılan kütlesel restoratif materyaller ile

Clearfil SE Bond sisteminin restoratif kavite ile yeterli düzeyde bağlanmayı sağlayarak ikincil çürük ve postoperatif hassasiyet kriterlerinde klinikte başarılı sonuçlar verdiklerini düşünmekteyiz.

Geleneksel cam iyonomer siman restorasyonlarında, amalgam ve kompozit rezin restorasyonlarına göre önemli ölçüde daha düşük ikincil çürük insidansının görülmesi dolgu materyalinden flor salınımının yapılması ile açıklanmıştır (Swartz ve ark 1984, Dionysopoulos ve ark 1988, Dionysopoulos ve ark 1994). Geleneksel cam iyonomer simanların kimyasal olarak sertleşmesi, dentin dokusuna bağlanabilme yeteneği ve kompozit rezinlere göre daha az polimerizasyon büzülmesi göstermelerinden dolayı restorasyonlarında diğer restoratif materyallere göre daha az ikincil çürük oluşumu görülmektedir (Mclean ve Wilson 1977, Dionysopoulos ve ark 1996).

Yılmaz ve ark'ı (2006) süt azı dişlerinin sınıf I ve sınıf II kavitelerini yüksek viskoziteli cam iyonomer siman Gc Fuji IX ile firma talimatlarına göre karıştırarak (toz-likit oranı 1:1) restore etmişler, ön sertleşme sürecinde Final Varnish (Voco, Cuxhaven, Almanya) ile örtülemişler ve 12 ay boyunca takip etmişlerdir. On iki ay sonunda 67 restorasyon değerlendirilebilmiştir ve Sınıf I restorasyonlarda sadece 1 ve Sınıf II restorasyonlarda ise 3 dişte ikincil çürük görülmüştür (Yılmaz ve ark 2006).

Yukarıdaki sonuçların yanısıra Gurgan ve ark'ı (2015), yaptıkları 4 yıl klinik takipli çalışmada yetişkin hastalarda daimi dişlerin sınıf I ve sınıf II kavitelerine yüksek viskoziteli geleneksel cam iyonomer siman Equia Fil ve G-coat PLUS kombinasyonunu uygulamışlar ve dört yıl sonunda hiçbir restorasyonda ikincil çürük gelişimine ve postoperatif hassasiyet oluşumuna rastlanmamıştır. (Gurgan ve ark 2015). Scholtanus ve Huysmans'ın yaptığı 6 yıl takipli bir klinik çalışmada, 32 mesiookluzal, 39 distookluzal ve 45 mesiodistookluzal kavite, yüksek viskoziteli Fuji IX GP kapsül cam iyonomer simanla poliakrilik asit yüzey düzenleyici kullanılarak restore edilmiş ve restorasyon yüzeyine ışıkla serleşen Fuji LC Varnish uygulanmıştır. Restorasyonların hiç birinde klinik düzeyde ikincil çürük oluşumuna rastlanmamıştır (Scholtanus ve ark 2007). Çalışmamızda ise yüksek viskoziteli cam iyonomer siman Equia Fil restorasyonlarının hiçbirinde 12 ay sonunda ikincil çürük görülmemiştir. Bu sonuçlar, yukarıdaki çalışmaların sonuçlarıyla benzerlik göstermektedir. Literatür incelendiğinde geleneksel cam iyonomer simanların ikincil çürük insidansının daha

düşük olması dolgu materyalinden flor salınımının yapılması (Swartz ve ark 1984, Dionysopoulos ve ark 1988, Dionysopoulos ve ark 1994), dentin dokusuna bağlanabilmesi ve kimyasal olarak sertleşerek kompozit rezinlere göre daha az polimerizasyon büzülmesi göstermeleri (Mclean ve Wilson 1977, Dionysopoulos ve ark 1996) ile açıklanmıştır.

Çalışmamızda kullandığımız modifiye USPHS kriterleri arasında yer alan anatomik form kriteri restorasyonun mevcut anatomik formun devamı olup olmadığını ifade etmektedir. Çalışmada kullanılan 134 adet restorasyonda anatomik form açısından farklılık bulunmadı. Tüm restorasyonlar için 3, 6 ve 12 aylık değerlendirme sonucunda Alfa (A) skoru kaydedildi. Restorasyonların yüzeyine uygulanan bitirme ve polisaj işlemleri, restorasyonların estetik ve uzun ömürlü olmasında kritik öneme sahip klinik basamaklardır (Venturini ve ark 2006, Catelan ve ark 2010). Bitirme işlemi, restorasyona ideal anatomik özellikleri vermek amacıyla tüm yüzeylerin şekillendirilmesidir. Polisaj ise bitirme enstrümanlarının oluşturduğu pürüzlülüğün ve çiziklerinin giderilmesidir (Venturini ve ark 2006, Korkmaz ve ark 2008). Çoğu araştırmacı esnek Al_2O_3 emdirilmiş disklerin doldurucu partikülü ve matriksi eşit oranda keserek kompozit rezin yüzeyinde en düşük pürüzlülüğü sağlayan enstrümanlar olduğunu kabul etmektedir (Lopes ve ark 2002, Uçtaşli ve ark 2004, Venturini ve ark 2006, da Costa ve ark 2012). Çalışmamızda yapılan kompozit restorasyonların bitirme ve polisaj işlemleri ise alüminyum oksit içerikli Optidisc cila diskleri ve kompozit bitirme lastikleri ile tamamlanmış ve yukarıdaki çalışmaların sonuçlarıyla uyumlu olarak çalışmamızdaki farklı tipteki kompozit rezin restorasyonlarında uygun kontur, form ve yüzey düzgünlüğü elde edilmiş olup 1 yıl sonunda anatomik form kriteri açısından başarısız restorasyon tespit edilmemiştir.

Birçok in-vitro çalışmada kütlesel yerleştirilebilen kompozit rezinler X-tra fil ve Sonicfill ile geleneksel nanohibrit kompozit rezin Filtek Z550'nin polimerizasyon sonrasında yeterli yüzey sertlik değerleri sergiledikleri belirtilmiştir (Campodonico ve ark 2011, Tunçbilek 2012, Gonulol ve ark 2015, Dionysopoulos ve ark 2016). Bors ve ark'ı (2015) gerçekleştirmiş oldukları in-vitro çalışmada dental restoratif materyallerin yüzey morfolojisi ve kimyasal bileşimine erozyonun etkilerini incelemişlerdir. Çalışmalarında nanohibrit geleneksel kompozit rezin Filtek Z550, kütlesel yerleştirilebilen posterior kompozit rezin X-tra fil ve iki tane kompomer Dyract Extra

ile Twinky Star materyallerini kullanmışlardır. Materyaller %1'lik sitrik asit ve %0.02'lik ortofosforik asitde bekletildikten sonra taramalı elektron mikroskobunda yüzey değişiklikleri, edx analizi ile de kimyasal bileşimleri incelenmiştir. Çalışma sonucuna göre X-tra fil ve Filtek Z550 materyalleri kompomerlere göre belirgin derecede daha az yüzey değişikliği göstermiştir (Bors ve ark 2015). Bayraktar ve ark'ı (2016) yılında yapmış oldukları klinik çalışmalarında farklı kütlesel yerleştirilebilen kompozit rezinlerin daimi dişlerde sınıf II restorasyonlarını 1 yıl boyunca takip etmişler ve Sonicfill restorasyonlarında 1 yıl boyunca anatomik form olarak restorasyon diş ile devamlılık göstermiş ve bir kayıp gözlenmemiş, bütün Sonicfill restorasyonları %100 alfa skoru almıştır (Bayraktar ve ark 2016). Yukarıdaki in-vitro ve in-vivo çalışmaların sonuçlarına paralel olarak çalışmamızda kullandığımız kütlesel yerleştirilebilen ve geleneksel kompozit rezinlerin yeterli sertlik değerlerine ulaşmalarından dolayı 1 yıl sonunda restorasyonlarda komşu diş yapısıyla benzer aşınma direnci sergilemiştir ve form kaybı olmamıştır.

Yeni geliştirilen nanodolduruculu yüzey kaplayıcılar cam iyonomer simanların dayanıklılığını arttırmakta ve marjinal sızdırmazlığını geliştirmektedir (Diem ve ark 2013). Birkaç in-vitro çalışmada cam iyonomer simanların yüzeyini örtücü uygulamasının restorasyonun erken dönem aşınma direncini pozitif etkilediği belirtilmiştir (Lohbauer ve ark 2011, Aljamhan 2012, Bagheri 2012). Gurgan ve ark'ı (2015) yılında yaptıkları klinik çalışmada yetişkin hastalarda daimi dişlerin sınıf I ve sınıf II kavitelerine yüksek viskoziteli geleneksel cam iyonomer siman Equia Fil ve G-coat PLUS kombinasyonunu uygulamışlar ve dört yıl sonunda hiçbir restorasyonunda anatomik form kriteri açısından başarısızlık tespit edilmemiş ve bütün restorasyonlar %100 alfa skoru almıştır. Yılmaz ve ark'ı (2006) süt azı dişlerinin sınıf I ve sınıf II kavitelerini yüksek viskoziteli cam iyonomer siman Gc fuji IX ile firma talimatlarına göre karıştırarak (toz-likit oranı 1:1) restore etmişler, ön sertleşme sürecinde Final Varnish (Voco, Cuxhaven, Almanya) ile örtülemişler ve 12 ay boyunca takip etmişlerdir. On iki ay sonunda anatomik form kriteri açısından sınıf I restorasyonlar %88.2 ve sınıf II restorasyonlar % 84.8 oranında alfa skoru almıştır (Yılmaz ve ark 2006). Yılmaz ve arkadaşları çalışmalarında sınıf I ve II restorasyonlarda benzer başarı oranlarının görülmesinin, yüksek viskoziteli cam iyonomer simanın yapısında daha küçük boyutlu partiküllerin kullanılmasının matrikste dağılımını geliştirmiş olmasından (Frankenberger ve ark 1997) ve geleneksel

cam iyonomer simanlara göre daha yüksek aşınma direnci ve eğilme dayanımına sahip olmasından (Kramer ve ark 1996, Frankenberger ve ark 1999, Yilmaz ve ark 2002) kaynaklanabileceğini belirtmişlerdir. Çalışmamızın sonuçları Gurgan ve ark'ının (2015) çalışmasının sonuçlarıyla örtüşmekte olup, Yılmaz ve ark'ının (2006) çalışmasıyla bizim çalışmamız arasındaki sonuç farkının kullanılan yüzey örtücü farkından kaynaklandığını düşünmekteyiz. Yüzey örtücünün restoratif materyalin klinik performansına yönelik yapılan araştırmalar da Gc Coat Plus kullanıldığında cam iyonomer simanların yüksek mikrosertlik ve aşınma direnci değerlerine ulaştığı bulunmuştur (Kanık 2011). Bu tez çalışmasında da Gc Coat Plus kullanılmasının, Equia Fil'in klinik performansına olumlu katkıları olduğunu düşünmekteyiz.

Çalışmamızda yer alan retansiyon kriteri, restorasyonun ağızda tamamen ya da kısmen varlığını ifade etmektedir. Ağızda bulunmayan restorasyonda retansiyon kaybı oluşmuş demektir. Çalışmamızın sonuçları incelendiğinde Equia Fil materyalinin 3 ay sonucunda 1 restorasyonunda Bravo (B) skoru, 6 ay sonraki değerlendirmesinde 3 restorasyonunda daha Bravo (B), 12 ay sonraki değerlendirmesinde 1 restorasyonunda daha Bravo (B) ve 1 restorasyonunda Charlie (C) skoru kaydedilmiş olup, 1 yıl sonunda başarı yönünden %82,35 oranında alfa skoru elde edilmiştir. Çalışmada kullanılan diğer restoratif materyallerin hiçbirinde kayıp gözlenmemiş ve bütün zaman dilimlerinde %100 alfa skoru kaydedilmiştir.

Çalışmamızda kompozit restorasyonların kaviteye uygulanması sırasında bağlayıcı ajan olarak kendinden asitli primer ve bondingten oluşan iki aşamalı Clearfil SE Bond kullanılmıştır. Türkün gerçekleştirmiş olduğu 24 ay klinik takipli çalışmasında hibrit kompozitler Spectrum TPH ve Clearfil AP-X'i 28 hastada 88 tane sınıf V lezyona uygulamış ve bağlayıcı ajanların etkinliğini ölçmek için iki aşamalı Clearfil SE Bond ve tek aşamalı Prime&Bond NT sistemlerini kullanmıştır. Çalışma sonucunda her iki adeziv sistem çok iyi klinik performans sergilemiş ve 2 yıl sonunda retansiyon kriteri açısından Clearfil SE Bond %93 ve Prime&Bond NT %91 başarı sağlamıştır (Türkün 2003). Kiremitçi ve ark'ı (2004) gerçekleştirmiş oldukları in-vitro çalışmalarında üç farklı dentin adeziv sisteminin (total-etch self-priming adeziv sistem Prime&Bond NT, iki aşamalı self-etching primer sistem Clearfil SE Bond, 'all-in-one" self-etching adeziv sistem Prompt L-Pop), kompozit rezinin (TPH Spectrum) mine ve dentine bağlanması üzerindeki etkinliğini incelemişlerdir. Çalışma sonucunda

her iki self-etching adeziv sistem mine ve dentine başarılı bir şekilde bağlanmıştır ve geleneksel total-etch adeziv sistemlerle benzer bağlanma kapasiteleri sergilemiştir (Kiremitçi ve ark 2004). Yukarıdaki çalışmaların sonuçlarına göre çalışmamızda kullandığımız adeziv sistem Clearfil SE Bond mine ve dentin dokularıyla çok iyi bağlanma gerçekleştirebilmektedir ve bu durumun çalışmamızdaki kütlesel yerleştirilebilen ve geleneksel kompozit rezin restorasyonlarının retansiyon kriteri açısından yüksek başarı göstermesini sağladığını düşünmekteyiz.

Colak ve ark'ı (2016) yapmış oldukları in-vitro çalışmada kütlesel yerleştirilebilen kompozit rezinler (Sonicfill ve Tetric EvoCeram Bulk-Fill) ile nanohibrit kompozit rezinlerin (Tetric EvoCeram ve Herculite XRV Ultra) dentin dokusu üzerinde makaslama dayanımını incelemişlerdir. Çalışma sonucunda Herculite XRV Ultra en yüksek makaslama dayanım değerini sergilerken, kütlesel yerleştirilebilen kompozit rezinlerin geleneksel nanohibrit kompozit rezinlerle karşılaştırıldığında kabul edilebilir makaslama dayanıklılık değerleri gösterdiği ve geleneksel kompozitlere güvenilir alternatifler olabilecekleri belirtilmiştir (Colak ve ark 2016). Bayraktar ve ark'ı (2016) yapmış oldukları klinik çalışmalarında farklı kütlesel yerleştirilebilen kompozit rezinlerin daimi dişlerde sınıf II restorasyonlarını bir yıl boyunca takip etmişler ve Sonicfill restorasyonları1 yıl sonunda retansiyon kriteri açısından %100 alfa skoru almıştır (Bayraktar ve ark 2016). Yapılan in-vitro ve in-vivo çalışmaların sonuçları kütlesel yerleştirilebilen kompozit rezinlerin sınıf II kavitelere uygulandığında retansiyon kriteri yönünden başarılı olduğunu göstermektedir. Bu sonuçlar bizim çalışmamızda kullandığımız kütlesel yerleştirilen kompozit rezinlerde 1 yıl boyunca hiç retansiyon kaybının görülmemesini desteklemektedir.

Cam iyonomer simanların mine ve dentine fiziko kimyasal olarak bağlanma özellikleri bulunmaktadır fakat mineye dentinden daha iyi bağlanmaktadır. Bunun sebebi ise minenin dentine oranla daha fazla inorganik yapı içermesi ve morfolojik olarak daha homojen olmasıdır. Dentin bağlantısı yüzey düzenleyici kullanılarak arttırılabilmektedir (Zaimoğlu ve ark 1993, Noort 1994, Zeghbroeck 1994). Birçok in-vitro çalışmada kompozit rezinlerin geleneksel cam iyonomer simanlara göre dentin ve mine dokusuna bağlanma dayanımının daha yüksek olduğu gösterilmiştir (Almuammar ve ark 2001, Rao ve ark 2013, Kaup ve ark 2015).

Kramer ve ark'ı (2007) in-vitro çalışmalarında yüksek viskoziteli cam iyonomer simanların düşük esneme mukavemeti ve yorgunluk performansı göstermesinden dolayı sınıf II kavitelerde kullanımı sırasında önemli oranda kırılma gösterdiği ve sınırlı kullanım alanları olduğunu belirtmişlerdir. Gerçekleştirmiş oldukları in-vivo çalışmada da yüksek viskoziteli cam iyonomer simanın 2 yıl sonunda %40'tan fazla oranda sınıf II restorasyonda kütlesel kırılma veya retansiyon kaybından dolayı başarısız olduğunu belirtmişlerdir (Kramer ve ark 2007). Farklı klinik çalışmalarda da düşük eğilme dayanımı özelliklerinden dolayı benzer başarı oranları görülmüştür (Ostlund ve ark 1992, Espelid ve ark 1999, Hubel ve Mejare 2003).

Kanık 18 ay klinik takipli çalışmasında 52 hastanın daimi azı dişlerindeki sınıf I ve II lezyonlarını öncesinde kavitelere %20'lik poliakrilik asit içeren bir yüzey düzenleyici uygulayarak yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar Fuji IX GP eXtra (GC) ve Riva Self Cure (SDI) ile restore ettikten sonra restorasyonlara nanodolduruculu yüzey örtücü G-Coat PLUS (GC) ve yüzey verniği Fuji Varnish (GC) uygulamışlardır. 18 ay sonunda 248 restorasyonun klinik takibi sağlanmıştır. Çalışma sonunda Fuji IX GP eXtra ve G-Coat PLUS uygulanmış 49 tanesi sınıf II olan toplam 62 restorasyonda 6 ay sonunda retansiyon kaybı açısından 3 restorasyonda bravo skoru, 12 ay sonunda 6 restorasyonda bravo skoru 1 restorasyonda Charlie skoru, 18 ay sonunda ise 5 restorasyonda bravo skoru ve 5 restorasyonda Charlie skoru kaydedilmiştir. Çalışma sonucuna göre yüksek viskoziteli cam iyonomer siman Fuji IX GP eXtra retansiyon açısından %83,87 oranında alfa skoru göstermiştir (Kanık 2011).

Gurgan ve ark'ı (2015) yapmış oldukları klinik çalışmada yetişkin hastalarda daimi dişlerin sınıf I ve sınıf II kavitelerine yüksek viskoziteli geleneksel cam iyonomer siman Equia Fil ve G-coat PLUS kombinasyonunu asit yüzey düzenleyici kullanarak uygulamışlar ve 4 yıl takip etmişlerdir. İlk iki yıl retansiyon açısından başarısızlık görülmezken, 4 yıl sonunda retansiyon açısından sınıf II restorasyonlar da %92.3 oranında alfa skoru kaydedilmiştir.

Yılmaz ve ark'ı (2006), yüksek viskoziteli bir cam iyonomer simanı (Fuji IX) firma talimatlarına göre karıştırarak (toz-likit oranı 1:1) restore ettikleri süt dişlerini (toplam 68 adet Sınıf I ve II restorasyon) ön sertleşme sürecinde Final Varnish (Voco,

Cuxhaven, Almanya) ile örtülemişler ve 12 ay boyunca takip etmişlerdir. On iki ay sonunda, 4 restorasyon (%5,97) yenilenmiştir (Yılmaz ve ark 2006).

Ersin ve ark'ı (2006), bir kompozit rezin (Surefil, Dentsply/DeTrey, Konstanz, Almanya) ve bir yüksek viskoziteli cam iyonomer simanı (Fuji IX GP, GC Europe, Leuven, Belçika) karşılaştırdıkları ve ART yöntemini kullanıldıkları çalışmalarında; 344 Sınıf I ve II restorasyonu 24 ay takip etmişlerdir. Altı ay sonunda; Sınıf I restorasyonlarda her iki materyalde de %100 başarı elde edilirken, Sınıf II restorasyonlarda cam iyonomer simanda %90,2 ve kompozit rezinde %92,3 oranında başarılı sonuç alınmıştır. On ikinci ayda, Sınıf I cam iyonomer siman restorasyonlarda %100 ve kompozit rezinlerde %98 başarı elde edilmiştir. Sınıf II restorasyonlarda ise, başarı oranları sırasıyla %83,1 ve %87,5 bulunmuştur. Yirmi dördüncü ayda; Sınıf I restorasyonlarda cam iyonomer siman ve kompozit rezin için sırasıyla %96,7 ve %91'lik başarı oranları ve Sınıf II restorasyonlarda sırasıyla %76,1 ve %82'lik başarı oranları elde edilmiştir. Sınıf I restorasyonlar istatistiksel olarak daha başarılı bulunmuştur (Ersin ve ark 2006).

Yukarıdaki çalışma sonuçları değerlendirildiğinde yüksek viskoziteli kapsül cam iyonomer siman ve yüzey örtücü kombinasyonlarının Sınıf I kavitelerde endike olduğunu, Sınıf II kavitelerde ise kütlesel yerleştirilebilen kompozit rezinlere göre daha düşük başarı oranı sergilediği görülmektedir. Bu durumun sınıf I kavitelere göre daha geniş ve büyük olan sınıf II kavitelerde cam iyonomer simanın tamamen mine ve dentin dokusuyla desteklenmemesinden, kavite sınırlarının okluzal kontakt noktalarının yer aldığı lateral sırt bölgelerini kapsamasına bağlı olarak yüksek okluzal yüklemeler karşısında yeterli esneme dayanımı gösterememesine bağlı oluşan esneme yorgunluğunun restorasyonda kırılganlığı arttırarak kütlesel kopmaların oluşmasına neden olmasından ve materyalin sertleşme reaksiyonu sırasında neme hassasiyet göstermesinden kaynaklandığını düşünmekteyiz.

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çocuk hastaların süt azı dişlerinin sınıf II kavitelerinin restorasyonunda kütlesel yerleştirilebilen restoratif materyaller ile geleneksel kompozit rezinin kullanıldığı ve USPHS kriterlerine göre 1 yıllık klinik değerlendirilmelerinin yapıldığı tez çalışmamızdan aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir;

-Tüm restorasyonlarda bir yıllık klinik takip süresince, herhangi bir anatomik form kaybı, renk uyumsuzluğu, postoperatif hassasiyet ve ikincil çürük oluşumu meydana gelmemiştir.

-Marjinal renklenme açısından gruplar arasında ve grupların kendi içinde zamansal değişimine bağlı olarak farklılıklar gözlenmiş ancak bu farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmemiştir. Marjinal renklenme yönünden klinik olarak en başarılı grupların %94,12 oranında A (alfa) skorları alan Sonicfill ve X-tra fil grubu olduğu belirlenmiştir.

-Marjinal uyum yönünden gruplar arasında ve grupların kendi içinde zamansal değişimine bağlı olarak farklılıklar gözlenmiş ve Equia Fil grubu %82,35 oranında A (alfa) skoru ile diğer restoratif materyallere göre daha düşük başarı göstermiş ve istatistiksel olarak anlamlı fark oluşmuştur. Diğer restoratif materyaller arasında marjinal uyum yönünden başarı olarak anlamlı fark bulunmamış olup, klinik olarak en başarılı grupların %97,06 oranında A (alfa) skorları alan Sonicfill ve X-tra fil grubu olduğu belirlenmiştir.

-Retansiyon kriterinde Sonicfill, Filtek Z550 ve X-tra fil kompozit restorasyonlarının hiçbirinde kayıp görülmemiş ve %100 oranında A (alfa) skoru alınmış olup, Equia Fil restorasyonlarında 1 yıl sonunda %82,35 oranında A (alfa) skoru elde edilmiş ve başarı yönünden diğer gruplarla arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur.

-Bu sonuçlar neticesinde kütlesel yerleştirilebilen kompozit rezinlerin geleneksel kompozit rezinler kadar klinik olarak başarılı olduğu görülmüş ve süt azı dişlerinin restoratif kavitelerine 4 mm kalınlığında tabakalarda uygulanabilmeleri sebebiyle çocuk hastaların koltukta geçirecekleri süreyi kısaltarak daha konforlu bir tedavi almalarını sağlamalarından dolayı iyi bir restoratif alternatif olduğu sonucu elde edilmiştir.

-Kütlesel yerleştirilebilen yüksek viskoziteli geleneksel cam iyonomer siman Equia Fil'in, marjinal renklenme, marjinal uyum ve retansiyon kriterlerinde kompozit rezinlerden daha düşük başarı oranları göstermesine rağmen; çürük gelişimini inhibe etmesi, uygulama tekniğinin daha az hassasiyet gerektirmesi ve kompozit rezinlere göre daha kolay ve hızlı uygulabilmesi sebebiyle pedodonti kliniklerinde yüksek çürük insidansına sahip ve non-koopere çocuklarda iyi bir restoratif alternatif olduğu sonucuna varılmıştır.

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

6. KAYNAKÇA

Abbas G, Fleming GJ, Harrington E, Shortall AC, Burke FJ, 2003. Cuspal movement and microleakage in premolar teeth restored with a packable composite resin cured in bulk or in increments. J Dent, 31, 437-44.

Abed YA, Sabry HA, Alrobeigy NA, 2015. Degree of conversion and surface hardness of bulk-fill composite versus incremental-fill composite. Tanta Dental Journal, 12(2), 71-80.

ADA Council on Scientific Affairs, 2003. Direct and indirect restorative materials. J Am Dent Assoc 134, 463-72.

Akpata ES, Behbehani J, 2006. Effect of bonding systems on post-operative sensitivity from posterior composites. Am J Dent 19, 151-4.

Al-Ahdal K, Ilie N, Silikas N, Watts DC, 2015. Polymerization kinetics and impact of post polymerization on the Degree of Conversion of bulk-fill resin-composite at clinically relevant depth. Dent Mater. 31(10), 1207-13.

Aljamhan A, 2012. Resin-coated glass ionomer cement abrasion and wear resistance. Journal of Dental Research, 91(Special Issue A), Abstract #1045.

Allukian M, 2000. The neglected epidemic and the surgeon general's report; a call to action for better oral health. Am J Public Health., 90 (6), 843-5.

Almuammar MF, Schulman A, Salama FS, 2001. Shear bond strength of six restorative materials. J Clin Pediatr Dent, 25(3), 221-5.

Altun C, 2005. Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler. Gülhane Tıp Dergisi, 47, 77-82.

Amerıcan Academy Of Pedıatrıc Dentıstry Clınıcal Affaırs Commıttee- Behavıor Management Subcomittee; American Academy Of Pedıatrıc Dentıstry Councıl On Clınıcal Affaırs, 2008-2009. Guideline on behavior guidance for the pediatric dental patient. *Pediatr. Dent*, 30, 125-33.

American Academy on Pediatric Dentistry Clinical Affairs Committee Restorative Dentistry Subcommittee; American Academy on Pediatric Dentistry Council on Clinical Affairs, 2008. Guideline on pediatric restorative dentistry. Pediatr Dent, 31(6), 172-8.

Anusavice K, 1996. Challenges to the development of esthetic alternatives to dental amalgam in an dental research center. Trans. Acad. Dent. Mater, 9, 25–50.

Anstice HM, Nicholson JW, 1995. Investigation of the post-hardening reaction in glass-ionomer cements based on poly (vinyl phosphonic acid). Journal of Materials Science: Materials in Medicine, 6, 420-5.

Antonson SA, Yazıcı AR, Kilinc E, Antonson DE, Hardigan PC, 2011. Comparison of different finishing/polishing systems on surface roughness and gloss of resin composites. J Dent, 39, 9-17.

Anusavice KJ, 1996. Restorative Resins. In: *Philips' Science of Dental Materials*. 9th Ed, Philadelphia: W.B. Saunders Company, 273-299.

Arıkan, S, 2005. Posterior kompozit restorasyonlar. Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 8 (1), 63-70.

Atakul F, Çelebi TB, Gülseren S, 1992. Süt dişlerindeki amalgam ve kompozit dolguların mikrosızıntısının invitro olarak değerlendirilmesi, Dicle Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi, 3, 137- 40.

Atali PY, Sonmez S, Ozturk D, Topbasi FB, 2015. In-Vitro Evaluation of Cervical Micro Leakage of the Class II Bulk Fill Restorations. Paripex-Indian Journal Of Research, 4(10), 172-75.

Awe TC, Lepe X, Johnson GH, Mancl LA, 2005. A three-year clinical evaluation of two-bottle versus one bottle dentin adhesives. J Am Dent Assoc, 136(3), 311-22.

Awe TC, Nicholls JI, 2001. Polymerization shrinkage of densely-filled resin composites. Oper Dent, 26(5), 498-504.

Bagheri R, Tyas MJ, Burrow MF. Subsurface degradation of resin-based composites. Dent Mater 2007; 23: 944-951.

Bagheri R, 2012. Effect of G-Coat Plus on the properties of aesthetic restorations Journal of Dental Research, 91(Special Issue B), Abstract #753.

Balkenhol M, Huang J, Wöstmann B, Hanning M, 2007. Influence of solvent type in experimental dentin primer on the marginal adaptation of class V restorations. *J Dent*, 35, 836-44.

Barbat J, 2001. Digital Radiography. *Australian Endodontic Journal*, 27, 62-5.

Basting RT, Serra MC, Rodrigues AL, 2002. In situ microhardness evaluation of glass-ionomer/composite resin hybrid materials at different post-irradiation times. J Oral Rehabil, 29, 1187-95.

Bayırlı GŞ, Şirin Ş, 1985. İstanbul Üniversitesi. Restoratif tedavi. İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları, 159-81.

Bayne SC, Herman HO, Edward J, 1994. Update on dental composites restorations. J Am Dent Assoc, 125, 687-701.

Bayne SC, Schmalz G, 2005. Reprinting the classic article on USPHS evaluation methods for measuring the clinical research performance of restorative materials, Clinical Oral Investigations, 9, 209-14.

Bayne, SC, Thompson JY, 2006. Biomaterials. In: *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry* Fifth Ed, Ed(s), Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ, Mosby Inc. Missouri, 137-242.

Bayraktar Y, Ercan E, Hamidi MM, Çolak H, 2016. One-year clinical evaluation of different types of bulk-fill composites. J Investig Clin Dent, 0, 1-9.

Bektaş ÖÖ, Siso ŞH, Eren D, 2006. Işık kaynakları, polimerizasyon ve klinik uygulamalar. EÜ Dişhek Fak Derg, 27, 117-24.

Berry TG, Summıtt JB, Chung AKH, Osborne JW, 1998. Amalgam: At The New Millennium. J Am Dent Assoc, 129 (11), 1547-56.

Beun S, Glorieux T, Devaux J, Vreven J, Leloup G, 2007. Characterization of Nanofilled Compared to Universal and Microfilled Composites. Dental Materials, 23, 51-9.

Bharti R, Wadhwani KK, Tikku AP, Chandra A, 2010. Dental amalgam: An update. J Conserv Dent, 13 (4), 204-8.

Bicalho AA, Valdivia AD, Barreto BC, Tantbirojn D, Versluis A, Soares CJ, 2014. Incremental filling technique and composite material–part II: shrinkage and shrinkage stresses. Oper. Dent, 39(2), 83–92.

Boaro LCC, Goncalves F, Guimarães TC, Ferracane JL, Versluis A, Braga RR, 2010. Polymerization stress, shrinkage and elastic modulus of current low-shrinkage restorative composites. Dental materials, 6, 1144-50.

Bonifacio CC, Werner A, Kleverlaan CJ, 2012. Coating glass-ionomer cements with a nanofilled resin. Acta Odontol Scand, 2 Dec, 70(6), 471-7.

Bors A, Székely M, Ponta O, Antoniac I, 2015. Erosion Effects on Morphology and Chemical Composition of Direct Dental Restoratives. Key Engineering Materials, 638, 286-95.

Bouschlincher MR, Rueggeberg FA, Wilson BM, 2004. Correlation of bottom-to-top surface microhardness and conversion ratios for a variety of resin composite compositions. Oper Dent, 29(6), 698-704.

Braga RR, Ballester RY, Ferracane JL, 2005. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review. Dental Materials, 21, 962-970.

Broadbent JM, Thomson WM, Boyens JV, Poulton R, 2011. Dental plaque and oral health during the first 32 years of the life. J Am Dent Assoc, 142, 415- 26.

Bryant, RW, 1992. Direct posterior composite resin restorations: a review. 2. Clinical technique. Aust Dent J, 37(3), 161-71.

Buerkle V, Kuehnisch J, Guelmann M, Hickel R, 2005. Restoration materials for primary molars-results from a European survey. J Dent, Apr;33(4), 275-81.

Burgess JO, Walker R, Davidson JM, 2002. Posterior resin-based composite: review of the literature. Pediatr Dent, 24 (5), 465-79.

Burke FJT, Wilson HNF, 1999. Glass-ionomer restorations in stress-bearing and difficult-to-access cavities. In: Davidson CL, Mjör IA editors. Advances in glass-ionomer cements. Chicago, Quintessence Pub Co, 253-68.

Çakmak Akgündüz T. 2011. Genç daimi azı dişlerinin sınıf II kavitelerine uygulanan düşük polimerizasyon büzülmesi gösteren kompozitlerin klinik değerlendirilmesi. Doktora tezi, Karadeniz Teknik Üniversitesi, Trabzon.

Campodonico CE, Tantbirojn D, Olin PS, Versluis A, 2011. Cuspal deflection and depth of cure in resin-based composite restorations filled by using bulk, incremental and transtooth-illumination techniques. Journal of Dental Association, 142, 1176–82.

Campos EA, Ardu S, Lefever D, Jassé FF, Bortolotto T, Krejci I, 2014. Marginal adaptation of class II cavities restored with bulk-fill composites. J Dent, May;42(5), 575-81.

Can E, Dikici B, Sular K, 2015. Post-Operative Sensitivity in Posterior Composite Restoration. Turkiye Klinikleri J Restor Dent-Special Topics, 1(3), 100-6.

Cara RR, Fleming GJ, Palin WM, Walmsley AD, Burke FJ, 2007. Cuspal deflection and microleakage in premolar teeth restored with resin-based composites with and without an intermediary flowable layer. J Dent, 35(6), 482-9.

Carvalho RM, Pereira JC, Yoshiyama M, Pashley DH, 1996. AreviewofpolymerizationcontractAion: theinfluence of stress development versus stress relief. Oper Dent, 21, 17–24.

Catelan A, Briso ALF, Sundfeld RH, dos Santos PH, 2010. Effect of artificial aging on the roughness and microhardness of sealed composites. J Esthet Restor Dent, 22, 324-31.

Cebe MA, Cebe F, Cengiz MF, Cetin AR, Arpag OF, Ozturk B, 2015. Elution of monomer from different bulk fill dental composite resins. Dent Mater, Jul;31(7), 141-9.

Chen HY, Manhart J, Hickel R, Kunzelmann KH, 2001. Polymerization contraction stress in light-cured packablecomposite resins. Dent Mater, 17(3), 253–9.

Chen MH, 2010. Update on dental nanocomposites. J Dent Res, 89 (6), 549-60.

Christensen GJ, 1998. Amalgam vs. composite resin. Am Dent Assoc, 129 (12) 1757-59.

Chrysanthakopoulos NA, 2011. Reasons for Placement and Replacement of Resin-based Composite Restorations in Greece. J Dent Res Dent Clin Dent Prospect, 5(3), 87-93

Cobb DS, Macgregor KM, Vargas MA, Denehy GE, 2000. The physical properties of packable and conventional posterior resin-based com posites: A comparison. J Am Dent Assoc, 131, 1610- 5.

Colak H, Ercan E, Hamidi MM, 2016. Shear bond strength of bulk-fill and nano-restorative materials to dentin. Eur J Dent, 10(1), 40–5.

Coutinho E, Cardoso MV, De Munck J, Neves AA, Van Landuyt KL, Poitevin A, Peumans M, Lambrechts P, Van Meerbeek B, 2009. Bonding effectiveness and interfacial characterization of a nano-filled resinmodified glass-ionomer. Dental Materials, 25(11), 1347-57.

Craig RG,2000. Direct esthetic Restorative Materials. Restorative Dental Materials, 244-67.

Craig RG, Powers JM, 2002. Restorative dental materials. 11th Ed. St. Louis: The C.V. Mosby Co, 231-257.

Crispin JB, 1994. Contemporary esthetic dentistry: practice fundamentals. 3rd Ed. Tokyo. Quint Pub Co Ltd, 60-71.

Croll TP, 1990. Bonded composite crowns for primary incisors: technique uptade. Quintessence Int, 21, 153-7.

Croll TP, Nicholson JW, 2002. Glass ionomer cements in pediatric dentistry: review of the literature. Pediatr Dent, 24(5), 423-9.

Crowley CM, Doyle J, Towler MR, Hill RG, Hampshire S, 2006. The influence of capsule geometry and cement formulation on the apparent viscosity of dental cements. J Dent, 34, 566-73.

Cvar J, Ryge G, 2005. Reprint of Criteria for the Clinical Evaluation of Dental Restorative Materials. Clinical Oral Investigations, 9, 215-32.

Czasch P, Ilie N, 2013. In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites. Clin Oral Investig, 17(1), 227-35.

Çetin AR, Ünlü N, 2009. One-year clinical evaluation of direct nanofilled and indirect composite restorations in posterior teeth. J Dent Mater, 28, 620–26.

da Costa JB, Goncalves F, Ferracane JL, 2011. Comparison of two-step versus four-step composite finishing/polishing disc systems: evaluation of a new two-step composite polishing disc system. Oper Dent, 36, 205-12.

Davidson CL, 2009.Advances in glass-ionomer cements. J Appl Oral Sci, 14, Suppl:3-9.

Davidson-Kaban SS, Davidson CL, Feilzer AJ, de Gee AJ, 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, 344-52.

Dayangaç GB, 2000. Kompozit rezin restorasyonlar. Güneş Kitabevi Ltd. Şti, Ankara, 2-39.

de Camargo EJ, Moreschi E, Baseggio W, Cury JA, Pascotto RC, 2009. Composite depth of cure using four polymerization techniques. J Appl Oral Sci, 17, 446-50.

Della Bona A, Rosa V, Cecchetti D, 2007. Influence of shade and irradiation time on the hardness of composite resins. Braz Dent J, 18, 231-34.

Deliperi S, Bardwell DN, 2002. An alternative method to reduce polymerization shrinkage in deirect posterior composite restorations. J Am Dent Assoc, 133(10), 1387-98.

de Paula AB, Tango RN, Sinhoreti MA, Alves MC, Puppin-Rontani RM, 2010. Effect of thickness of indirect restoration and distance from the light-curing unit tip on the hardness of a dual-cured resin cement. Braz Dent J, 21, 117-22.

De Souza FB, Guimarães RP, Silva CH, 2005. A clinical evaluation of packable and microhybrid resin composite restorations: one-year report. Quintessence Int, 36, 41-8.

Diem VT, Tyas MJ, Ngo HC, Phuong LH, Khanh ND, 2014. The effect of a nano-filled resin coating on the 3-year clinical performance of a conventional high-viscosity glass-ionomer cement. Clin Oral Investig, 18(3), 753-9.

Dionysopoulosa D, Tolidisa K, Gerasimou P, 2016. The Effect of Composition, Temperature and Post-Irradiation Curing of Bulk Fill Resin Composites on Polymerization Efficiency. Mat Res, 19(2), 466-73.

Dionysopoulos P, Kotsanos N, Koliniotou-Koubia E, Papadogianis Y, 1994. Secondary caries formation in vitro around fluoridereleasing restorations. Oper Dent. Sep-Oct;19(5), 183-8.

Dionysopoulos P, Kotsanos N, Papadogianis Y, 1996. Secondary caries formation in vitro around glass ionomer-lined amalgam and composite restorations. J Oral Rehabil, 23(8), 511-9.

Dionysopoulos P, Topitsoglou-Themeli B, Koliniotou-Koubia E, Papadogianis Y, 1988. Fluoride release from restorative materials containing fluoride. Stomatologia, 45, 329.

Donadio-Moura J, Gouw-Soares S, de Freitas PM, Navarro RS, Powell LG, Eduardo Cde P, 2005. Tensile bond strength of a flowable composite resin to ER:YAG-laser-treated dentin. Lasers Surg Med, 36(5), 351-5.

Donly KJ, Segura A, 2005. Chapter 20: Dental materials. In: Pediatric Dentistry: Infancy Through Adolescence. 4th Ed. Pinkham JR, Casamassimo PS, Fields HW, Nowak AJ, Mc Tigue DJ, Missouri, Elsevier Saunders. p: 325-40.

Douglas WH, Fields RP, Fundingsland J, 1989. A Comparison Between the Microleakage of Direct and Indirect Composite Restorative Systems. J Dent, 17, 184-8.

Dowling AD, Fleming GJP (2009). Are encapsulated anterior glass-ionomer restoratives better than their hand-mixed equivalents?. J Dent, 37:133-140

Dresch W, Volpato S, Gomes JC, Ribeiro NR, Reis A, Loguercio AD, 2006. Clinical evaluation of a nanofilled composite in posterior teeth: 12-month results. Oper Dent, 31, 409-17.

Drummond JL, 2008. Degradation, fatigue, and failure of resin dental composite materials. J Dent Res, 87 (8), 710-719.

Eldeniz AU, Usumez A, Usumez S, Ozturk N, 2005. Pulpal temperature rise during ligth-activated bleaching. J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater 72B, 254-9.

El-Mowafy O, 2000. Management of extensive carious lesions in permanent molars of a child with nonmetallic bonded restorations-a case report. J Can Dent Assoc, 66 (6), 302-7.

El-Safty S, Silikas N, Watts Dc, 2012. Creep deformation of restorative resin-composites intended for bulk-fill placement. Dent Mater, 28(8), 928-35.

Ergin E, Gürgan S, Kütük ZB, Yalçın Çakır F, Öztaş SS, 2014. Güncel bir cam iyonomer restoratif sistemin 36-aylık klinik performansının değerlendirilmesi. Cumhuriyet Dental Journal, 17(3), 244-55.

Ersin NK, Candan Ü, Aykut A, Önçağ Ö, Eronat C, Köse T, 2006. A clinical evaluation of resin-based composite and glass ionomer cement restorations placed in primary teeth using the ART approach. J Am Dent Assoc, 137, 1529-36.

Espelid I, Tveit AB, Tornes KH, Alvheim H, 1999. Clinical behaviour of glass ionomer restorations in primary teeth. J Dent, 27, 437-42.

Eunice C, Margarida A, João C, Filomena B, Anabela P, Pedro A, 2012. 99mTc in the evaluation of microleakage of composite resin restorations with SonicFillTM. An in vitro experimental model. Open J Stomatol, 2, 340-7.

Fabianelli A, Goracci C, Ferrari M, 2003. Sealing ability of packable resin composites in class II restorations. J Adhes Dent, 5, 217-23.

Featherstone JDB, 2008. Dental Caries: A Dynamic Process. Australian Dent J, 53, 286-91.

Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL, 1987. Setting stress incomposite resin in relation to configuration of therestoration. J Dent Res, 66, 1636–9.

Feller RP, Ricks CL, Matthews TG, Santucci EA, 1987. Three-year clinical evaluation of composite formulations for posterior teeth. J Prosthet Dent, 57, 544-50.

Fejerskov O, Kidd E, 2003. *Dental Caries:The Disease And Its Clinical Management.* First ed. Oxford, Blackwell, s. 72.

Ferracane JL, 1994. Elution of leachable components from composites. J Oral Rehabil, 21, 441-52.

Ferracane JL, 1995. Current Trends In Dental Composites, Crit Rev Oral Biol Med, 6(4), 302-18.

Ferracane JL, 2005. Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization. Dent Mater, 21(1), 36-42.

Ferracane JL, 2006. Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer. Networks. Dent Mater, 23, 211-22.

Ferracane JL, 2011. Resin composite-state of the art. Dent Mater, 27, 29-38.

Ferrari M, 1999. Use of glass-ionomers as bondings, linings or bases. In: Davidson CL, Mjör IA, editors. Advances in glass-ionomer cements. Chicago: Quintessence Pub Co, 137-48

Fleming GJP, Awan M, Cooper PR, Sloan AJ, 2008. The potential of a resin-composite to be cured to a 4 mm depth. Dent Mater, 24, 522-9.

Flury S, Hayoz S, Peutzfeldt A, Hüsler J, Lussi A, 2012. Depth of cure of resin composites: is the ISO 4049 method suitable for bulk fill materials? Dent Mater, 28(5), 521-8.

Fortin D, Vargas MA, 2000. The spectrum of composites: New techniques and materials. *J Am Dent Assoc,* 131, 26-30.

Frankenberger R, Kramer N, Grof A, 1999. Cyclic fatique of glass ionomers and compomers (English abstract). Dtsch Zahnarztl, 54, 269-71.

Frankenberger R, Sindel J, Kramer N, 1997. Viscous glass-ionomer cements: a new alternative to amalgam in the primary dentition?. Quintessence International, 28(10), 667– 76.

Friedl K, Hiller KA, Friedl KH, 2011. Clinical performance of a new glass ionomer based restoration system: a retrospective cohort study. Dent Mater, 27, 1031-7.

Furness A, Tadros MY, Looney SW, Rueggeberg FA, 2014. Effect of bulk/incremental fill on internal gap formation of bulk-fill composites. J Dent, Apr;42(4), 439-49.

Gaintantzopoulou MD, Gopinath VK, Zinelis S, 2016. Evaluation of cavity wall adaptation of bulk esthetic materials to restore class II cavities in primary molars. Clin Oral Investig, May 10.

Garcia AH, Lozano MAM, Vila JC, Escribano AB, Galve PF, 2006. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. Med Oral Patol Oral Cir Bucal, 11, 215-220.

Garcia D, Yaman P, Dennison J, Neiva G, 2014. Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk fill flowable composite resins. Oper Dent, Jul-Aug;39(4), 441-8.

García-Godoy F, 2000. Resin-based composites and compomers in primary molars. Dent Clin North Am. Jul;44(3), 541-70.

Garcia-Godoy F, Hicks MJ, 2008. Maintaining the integrity of the enamel surface. Jada, 139, 25-34.

Garcia-Godoy F, Krämer N, Feilzer AJ, Frankenberger R, 2010. Long-term degradation of enamel and dentin bonds: 6-year results in vitro vs. in vivo. Dent Mater, 26, 1113–8.

Garoushi S, Vallittu P, Shinya A, Lassila L, 2015. Influence of increment thickness on light transmission, degree of conversion and micro hardness of bulk fill composites. Odontology, Dec 11.

Giachetti L, Scaminaci Russo D, Bambi C, Grandini R, 2006. A review of polymerization shrinkage stress: current techniques for posterior direct resin restorations. J Contem Den Pract, 7, 79-88.

Gjorgievska E, Nicholson JW, Iljovska S, Slipper IJ, 2008. Marginal adaptation and performance of bioactive dental restorative materials in deciduous and young permanent teeth. J Appl Oral Sci,16(1), 1-6.

Gladwin M, Bagby M, 2009. Clinical aspects of dental materials. Theory, practice, and cases. 3. Basım. Çin: Lippincott Williams & Wilkins, 55-73.

GoldbergAJ. Deterioration of restorative materials and the risk for secondary caries. Adv Dent Res 4: 14-18, 1990.

Gonulol N, Ozer S, Tunc ES, 2015. Effect of a third-generation LED LCU on microhardness of tooth-colored restorative materials. Int J Paediatr Dent, Nov 9.

Gonulol N, Ozer S, Sen Tunc E, 2015. Water Sorption, Solubility, and Color Stability of Giomer Restoratives. J Esthet Restor Dent, 27(5), 300-6.

Goswami M, Rajwar AS, 2015. Evaluation of Cavitated and Non-cavitated Carious Lesions Using The WHO Basic Methods, ICDAS-II and Laser Fluorescence Measurements. J Indian Soc Pedod Prev, 33, 10-4.

Gökçe K, Özel E, 2005. Kompozit restorasyonlarda son gelişmeler. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, 15(3), 52-60.

Guan L, Li J, Wu G, Hong Z, 1992. Initiation of polymerization with ultrasound in dental composite resin. Biomater Artif Cells Immobilization Biotechnol, 20(1), 125-9.

Guggenberger R, May R, Stefan KP, 1998. New trends in glassionomer chemistry. Biomaterials, 19, 479–83.

Gwinnett AJ, Baratieri LN, Monteiro S, Ritter AV, 1994. Adhesive Restorations With Amalgam: Guidelines for the Clinician. Quint Int, 25,687-95.

Halvorson RH, Erickson RL, Davidson CL, 2002. Energy dependent polymerization of resin-based composite. Dent Mater, 18, 463-9.

Haring JF, Jansen L, 2000. Dental Radography Principles and Techniques. 2nd edition. Philadelphia WB Saunders, 1-99.

Hickel R, Dasch W, Janda R, Tyas M, Anusavice K, 1998. New direct restorative materials. FDI Commission Project. Int Dent J, 48 (1), 3-16.

Hickel R, Manhart J. Longevity of restorations in posterior teeth and reasons for failure. J Adhes Dent 3: 45-64, 2001.

Hickel R, Roulet JF, Bayne S, Heintze SD, Mjör I.A, Peters M, Rousson V, Randall R, Schmalz G, Tyas M, Vanherle G, 2007. Recommendations for conducting controlled clinical studies of dental restorative materials. Clin Oral Invest, 11(1), 5–33.

Hicks J, Garcia-Godoy F, Flaitz C, 2004. Biological Factors İn Dental Caries Enamel Structure And The Ceries Process In The Dynamic Process Of Demineralization And Remineralization (Part2). J Clin Ped Dent, 28, 119-24.

Hilton TJ, Ferracane JL, 1999. Cavity preparation factors andmicroleakage of Class II composite restorations filled atintraoral temperatures. Am J Dent, 12(3), 123–30.

Hinoura K, Setcos JC, Phillips RW, 1988. Cavity design and placement techniques for Class 2 composites. Oper Dent, 13(1), 12-9.

Hirata R, Kabbach W, de Andrade OS, Bonfante EA, Giannini M, Coelho PG, 2015. Bulk Fill Composites: An Anatomic Sculpting Technique. J Esthet Restor Dent, 27(6), 335-43.

Hoelscher DC, Neme AM, Pink FE, Hughes PJ, 1998. The effect of three finishing systems on four esthetic restorative materials. Oper Dent, 23, 36-42.

Hubel S, Mejare I, 2003. Conventional versus resin-modified glass-ionomer cement for Class II restorations in primary molars. A 3-year clinical study. Int J Paediatr Dent, 13, 2-8.

Hume WR, Mount GJ, 1988. In vitro studies on the potential for pulpal cytotoxicity of glass-ionomer cements. J Dent Res, 67, 915–8.

Ilie N, Bucuta S, Draenert M, 2013. Bulk-fill Resin-based Composites: An In Vitro Assessment of Their Mechanical Performance. Oper Dent, 38(6), 618-25.

Ilie N, Hickel R, 2011. Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDRTM technology. Dental Materials, 27, 348–55.

Ilie N, Hickel R, Valceanu AS, Huth KC, 2012. Fracture toughness of dental restorative materials. Clin Oral Investig, 16, 489–98.

International Caries Detection and Assessment System (ICDAS) Coordinating Committee. Criteria Manual – International Caries Detection and Assessment System (ICDAS II). Scotland: Dental Health Services Research Unit; 2005. Available from: http://www.icdas.org [Last accessed on 2013 October 22]

Ismail AI, 2004. Visual and Visuo-tactile Detection of Dental Caries. *Journal of Dental Research*, 83, 56-6.

Jackson RD, Morgan M, 2000. The New Posterior Resins and a Simplified Placement technique. Jada, 131: 375-83.

Jagadish S, Yogesh BG, 1990. Fracture resistance of teeth with class 2 silver amalgam, posterior composite and glass cermet restorations. *Operative Dentistry*, 15, 42−7.

Jedrychowski JR, Bleier RG, Caputo AA, 2001. Shrinkage stresses associated with incremental composile filling techniques in conservative class II restorations. ASDC J Dent Child, 68(3), 161 -7.

Jose-Luis R, 2010. Dental technique—restorations with resin-based, bulk fill composites. AEGIS Communications, 31.

Kanchanavasita W, Anstice HM, Pearson GJ, 1997. Water sorption characteristics of resin-modified glass-ionomer cements. Biomater, 18, 343-49.

Kanık Ö, 2011. Yüzey örtücü ile kaplanmış farklı restoratif cam iyonomer simanların özelliklerinin karşılaştırmalı olarak in-vivo ve in-vitro incelenmesi. Doktora Tezi, Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İzmir.

Karaaslan EŞ, 2008. Arka grup dişlerde yapılan II. sınıf kompozit dolgular ve inleylerin bir yıllık klinik takibi. Doktora tezi, 19 Mayıs Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Samsun.

Karaman E, Yazici AR, Ozgunaltay G, Dayangac B, 2012. Clinical evaluation of a nanohybrid and a flowable resin composite in non-carious cervical lesions: 24-month results. J Adhes Dent, 14(5), 485-92.

Kaup M, Dammann CH, Schäfer E, Dammaschke T, 2015.Shear bond strength of Biodentine, ProRoot MTA, glass ionomer cement and composite resin on human dentine ex vivo. Head Face Med, 19, 11-4.

Kent, BE, Lewis BG, Wilson AD, 1979. Glass ionomer cement formulations: The preparation of novel fluoroalumosilicate glasses high in fluorine. J. Dent. Res. 58, 1607–19.

Kidd EA, Pitts BN, 1990.A reappraisal of the bite-wing radiograph in the diagnosis of posterior approximal caries. Br Dent J, 169, 195-200.

Kidd EA, Toffenetti F, Mjör IA, 1992. Secondary caries. Int Dent J, Jun;42(3), 127-38.

Kiremitçi A, Yalçin F, Gökalp S, 2004. Bonding to enamel and dentin using self-etching adhesive systems. Quintessence Int, May, 35(5), 367-70.

Kleverlaan CJ, Van Duinen RN, Feilzer AJ, 2004. Mechanical properties of glass ionomer cements affected by curing methods. Dental Materials, 20(1), 45-50.

Korkmaz Y, Ozel E, Attar N, Aksoy G, 2008. The influence of one-step polishing systems on the surface roughness and microhardness. Oper Dent, 33, 44-50.

Köroğlu A, Ekren O, Kurtoğlu C, 2012. Geleneksel ve adeziv dental simanlar hakkında bir derleme çalışması. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg, 22, 205-16.

Kramer N, Lohbauer U, Frankenberger R, 2007. Restorative materials in the primary dentition of poli-caries patients. Eur Arch Paediatr Dent, Mar;8(1), 29-35.

Kramer N, Pelka M, Kautetzky P, 1996. Wear resistance of compomers and viscous glass-ionomer cements (English abstract). Dtsch Zahnarztl, 52, 186-89.

Kuroe T, Tachibana K, Tanino Y, 2003. Contraction stress of composite resin build-up procedures for pulpless molars. J Adhes Dent, 5, 71-7.

Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G, 1999. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. J Dent Mater, 15, 37-128.

Lang BR, Jaarda M, Wang RF, 1992. Filler particle size and composite resin classification systems. J Oral Rehabil. 19, 569-584.

Lavin AJ, 1983. Covert caries detection. Br Dent J, 155, 111.

Lazarchik DA, Hammond BD, Sikes CL, Looney SW, Rueggeberg FA, 2007. Hardness comparison of bulk-filled/transtooth and incremental-filled/occlusally irradiated composite resins. J Prosthet Dent, 98(2), 129-40.

Lee YK, Yu B, Lım HN, Lım JI, 2011. Difference in the color stability of direct and indirect resin composites. J Appl Oral Sci, 19, 154-60.

Leirskar J, Nordbo H, Mount GJ, Ngo H, 2003. The influence of resin coating on the shear punches strength of a high strength auto-cure glass ionomer. Dent Mater, 19, 87-91.

Leprince J, Palin WM, Mullier T, Devaux J, Vreven J, Leloup G, 2010. Investigating filler morphology and mechanical properties of new low-shrinkage resin composite types. J Oral Rehabil, May 1;37(5), 364-76.

Lin A, McIntyre NS, Davidson RD, 1992. Studies on the adhesion of glass -ionomer cements to dentin. J Dent Res, 71, 1836-41.

Lin HC, Pai SF, Hsu YY, Chen CS, Kuo ML, Yang SF, 2011. Use of lastik örtüs during root canal treatment in Taiwan. J Formos Med Assoc, 110 (6), 397–400.

Lo EC, Luo Y, Fan MW, Wei SH, 2001. Clinical investigation of two glass-ionomer restoratives used with the atraumatic restorative treatment approach in China: two-years results. Caries Research, 35(6), 458-63.

Lohbauer U, 2010. Dental glass ionomer cements as permanent fillig materials? Properties, limitations and future trends. Materials, 3, 76-96.

Lohbauer U, Kramer N, Siedschlag G, Schubert EW, Lauerer B, Muller FA, Petschelt A, Ebert J, 2011. Strength and wear resistance of a dental glass-ionomer cement with a novel nanofilled resin coating, Am J Dent, 24(2), 124-8.

Lopes GC, Franke M, Maia HP, 2002. Effect of finishing time and techniques on marginal sealing ability of two composite restorative materials. J Prosthet Dent, 88, 32-6.

Lowe RA, 2010. The search for a low-shrinkage direct composite. Oral Health Journal, 6(March), 78–82.

Lutz, F, Phillips RW, 1983. A classification and evaluation of composite resin systems. J Prosthet Dent, 50 (4), 480-8.

Mahn E, Rousson V, Heintze S, 2015. Meta-Analysis of the Influence of Bonding Parameters on the Clinical Outcome of Tooth-colored Cervical Restorations. J Adhes Dent, Aug;17(5), 391-403.

Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY, Hickel R, 2000. Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. Dental Materials, 16, 33-40.

Mathis RS, Ferracane JL, 1989. Properties of glass-ionomer / resincomposite hybrid material. Dent Mater, 5, 355-58.

Matsuya, S, Maeda T, Ohta M, 1996. IR and NMR analyses of hardening and maturation of glass-ionomer cement. Journal of Dental Research, 75(12), 1920-27.

Mazaheri R, Pishevar L, Shichani AV, Geravandi S, 2015. Effect of different cavity conditioners on microleakage of glass ionomer cement with a high viscosity in primary teeth. Dent Res J, Jul-Aug;12(4), 337–41.

Mc Cabe JF, 1985. Cure performance of light activated composites by differential thermal analysis (DTA). Dent Mater, 1, 231-4.

Mc Cabe JF, Walls AWG, 2008. Applied dental materials. 9th Ed. Oxford, England: Blackwell Scientific Pub. 178-286.

Mc Comb D, Tam LE, 2001. Diagnosis of occlusal caries: Part I. Conventional methods. J Can Dent Assoc, 67, 454-7.

McLean JW, 1992. The clinical use of glass ionomer cements. Dental Clinic of North America, 36, 693-711.

Mclean JW, Wilson AD, 1977. The clinical development of the glass ionomer cements: formulation and properties. Aust Dent J, Feb;22(1), 31-6.

Miles, DA, 1993. Imaging Using Solid-State Detectors. Dent Clin North Am, 37, 531-40.

Mehl A, Hickel R, Kunzelmann KH, 1997. Physical properties and gap formation of light cured composites with or without softstartpolymerzation. J Dent, 25, 321–30.

Mickenautsch S, Mount G, Yengopal V, 2011. Therapeutic effect of glass-ionomers: an overview of evidence. Aust Dent J, Mar;56(1), 10-5.

Mills RW, Jandt KD, Ashworth SH, 1999. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. Br Dent J, 186, 388-91.

Mirsasaani SS, Ghomi F, Hemati M, Tavasoli T, 2013. Measurement of solubility and water sorption of dental nanocomposites light cured by argon laser. IEEE Trans Nanobioscience, 12, 41-6.

Mjör IA, Dahl JE, Moorhead JE, 2002. Placement and replacement of restorations in primary teeth. Acta Odontol Scand, 60, 25-8.

Mjör IA, Toffenetti F, 1992. Placement and replacement of resinbased composite restorations in Italy. Oper Dent, 17, 82–5.

Mjör IA, Qvist V, 1997. Marginal failures of amalgam and composite restorations. J Dent, 25, 25–30.

Moore BK, Platt JA, Borges G, Chu T-MG, Katsilieri I, 2008. Depth of cure of dental resin composites: ISO 4049 depth and microhardness of types of materials and shades. Oper Dent, 33, 408-12.

Moosavi H, Kimyai S, Forghani M, Khodadadi R, 2013. The clinical effectiveness of various adhesive systems: An 18-month evaluation. Oper Dent, 38(2), 134-41.

Moraes LGP, Rocha RsF, Menrgazzo LM, Araujo EB, Yukimitu K, Moraes JCS, 2008. Infrared spectroscopy: a tool for determination of the degree of conversion in dental composites. J Appl Oral Sci, 16, 145-9

Mortier E, Gerdolle DA, Dahoun A, Panighi MM, 2005. Influence of initial water content on the subsequent water sorption and solubility behaviour in restorative polymers. Am J Dent, 18, 177-81.

Mount GJ, 2002. An atlas of glass-ionomer cements. A clinician's guide. 3rd edn. Martin Dunitz, London, p:1-95

Murdoch-Kinch CA, 2003. Minimal İnvasive Dentistry. Jada, 134:87-95.

Nagaraja Upadhya P, Kishore G, 2005. Glass ionomer cement - the different generations. Trends Biomater. Artif. Organs, 18(2), 158-65.

Nasu T, 1986. Polyacrylic acid-metal adhesive bond joint characterization by x-ray photoelectron spectroscopy. Journal of Biomedical Materials Research, 20(3), 347-62.

Nayır E, 1999. Diş Hekimligi Maddeler Bilgisi, Yedinci Baskı, 135-146.

Neto RG, Santiago SL, Mendonça JS, Passos VF, Lauris JRP, 2008. One year clinical evaluation of two different types of composite resins in posterior teeth. J Contemp Dent Pract, 9, 4-9.

Newman SM, Murray GA, Yates JL, 1983. Visible lights and visible light activated composite resins. J Prosthet Dent, 50, 31-5.

Nicholson JW, 1998. Glass-ionomers in medicine and dentistry. Proc Inst Mech Eng, 212, 121–6.

Nicholson JW, 2002. The Chemistry of Medical and Dental Materials, The Royal Society of Chemistry, UK, 149-185.

Noort VN, 1994. Dental Materials. London, Mosby Year Book Inc, p:106-35.

Nyvad B, Machiulskiene V, Baelum V, 1999. Reliability of a new caries diagnostic system differentiating between active and inactive caries lesions. *Caries Research*, ***33***, 252-60.

O'Brien WJ, 2002. Dental materials and their selection. Polymeric restorative metarials. 3th edition. Canada, 113-6.

Okada K, Tosaki S, Hirota K, Hume WR, 2001. Surface hardness change of restorative filling materials stored in saliva. Dent Mater, 17, 34-9.

Opdam NJ, Roeters FJ, Feilzer AJ, Verdonschot EH, 1998. Marginal integrity and postoperative sensitivity in class 2 resin composite restorations in vivo. J Dent, 26, 555–62.

Orlowski M, Tarczydlo B, Chalas R, 2015. Evaluation of marginal integrity of four bulk-fill dental composite materials: In vitro study. Scientific World Journal, 701262.

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, 81-6.

Ozak ST, Ozkan P, 2013. Nanotechnology and dentistry. Eur J Dent 2013, 7, 145-151.

Ölmez A, Tuna D, 2002. Polimerizasyon büzülmesine etki eden faktörler. Cumhuriyet Üniv Diş Hek Fak Derg, 5, 52-7.

Pala K, Tekçe N, Tuncer S, Serim ME, Demirci M, 2016. Evaluation of the surface hardness, roughness, gloss and color of composites after different finishing/polishing treatments and thermocycling using a multitechnique approach. Dent Mater J, 35(2), 278-89.

Pallesen U, Qvist V, 2003. Composite resin fillings and inlays. An 11-year evaluation. Clin Oral Invest, 7, 71–9.

Patel B, Chhabra N, Jain D, 2016. Effect of different polishing systems on the surface roughness of nano-hybrid composites. J Conserv Dent, 19(1), 37-40.

Perdigão J, Swift EJ, 2006. Fundamental Concepts of Enamel and Dentin Adhesion. In: Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry Fifth Ed, Ed(s), Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ, Mosby Inc. Missouri, 243-79

Pereira AC, Verdonschot EH, 2001. Huysmans, M.C., Caries detections methods: Can they aid decision making of invasive sealant treatmen. Caries Res., 35, 83-89.

Peutzfeldt A, Sahafi A, Asmussen E, 2000. Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units. Dent Mater, 16, 330-6.

Pires-de-Souza Fde C, Drubi Filho B, Casemiro LA, Garcia Lda F, Consani S, 2009. Polymerization shrinkage stress of composites photoactivated by different light sources. Braz Dent J, 20(4), 319-24.

Pitts, NB, Stamm, JW, 2004. International consensus workshop on caries clinical trials (ICW-CCT)-Final consensus statements. Agreeing where the evidence leads. *Journal Dental Research**, 83***, 125-8.

Pitts NB, 1997. Diagnostic tools and measurements - impact on appropriate care. *Community Dentistry and Oral Epidemiology*, 25, 24-35.

Pitts NB, 2004. Modern consepts of caries measurement. *Journal Dental Research, 83,* 43-7.

Pitts NB 2011. Preventive and minimal intervention dentistry in the undergraduate curriculum. *Journal of Dentistry*, 39, 41-8.

Poggio C, Chiesa M, Scribante A, Mekler J, Colombo M, 2013. Microleakage in Class II composite restorations with margins below the CEJ: In vitro evaluation of different restorative techniques. Med Oral Patol Oral Cir Bucal, 1;18(5), 793-8.

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

Poskus LT, Placido E, Cardoso PE, 2004. Influence of placement techniques on Vickers and Knoop hardness of class II composite resin restorations. Dent Mater, 20, 726-32.

Powers J, Sakaguchi LR, 2012. Craig's restorative dental materials. 13th ed. St. Louis: CV Mosby Co, 160-200.

Price RB, Doyle G, Murphy D, 2000. Effects of composite resin thickness on the shear bond strength to dentin. J Can Dent Assoc, 66, 35-9.

Price RB, Murphy DG, Derand T, 2003. Light energy transmission through cured resin composite and human dentin. Quintessence Int, 31, 659-67.

Rao KS, Reddy TP, Yugandhar G, Kumar BS, Reddy SN, Babu DA, 2013. Comparison of shear bond strength of resin reinforced chemical cure glass ionomer, conventional chemical cure glass ionomer and chemical cure composite resin in direct bonding systems: an in vitro study. J Contemp Dent Pract, 1;14(1), 21-5.

Rapisarda E, Bonaccorso A, Tripi TR, Torrisi L, 1999, Comparison of different finishing methods for composites and compomers. Profilometric analysis. Minerva Stomatol, 48(5), 181-89.

Raskin A, Setcos JC, Vreven J, Wilson NHF, 2000. Influence of the isolation method on the 10-year clinical behaviour of posterior resin composite restorations Clin Oral Invest, 4, 148-52.

Rawls HR, Esquivel-Upshaw JF, 2003. Restorative resins. İçinde: Anusavice KJ, editör. Phillip's science of dental materials. 11. Basım. Saunders, 399-437.

Reddy K, Sharma A, 2011. Prevalence of oral health status in visually impaired children. J Indian Soc Pedod Prev Dent, 29 (1), 25-7.

Rengo C, Spagnuolob G, Ametrano G, Goracci C, Nappo A, Rengo S, Ferrari M, 2015. Marginal leakage of bulk fill composites in Class II restorations: A microCT and digital microscope analysis. Int. J. Adhes. Adhes, Volume 60, July, 123–129.

Ritter AV, 2005. Direct resin-based composites: current recommendations for optimal clinical results. Compend Contin Educ Dent. 26(7), 481-90.

Roberson TM, Heymann HO, Ritter AV, 2006. İntroduction to Composite Restorations. In: Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry Fifth Ed, Ed(s), Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ, Mosby Inc. Missouri, 493-527.

Rochna R, Ruchi G, 2013. In vitro evaluation of the effect of two finishing and polishing systems on four esthetic restorative materials. J Conserv Dent, 16(6), 564–7.

Rodolpho PAR, Genci MS, Donassollo TA, Loguercio A, Demarco F, 2006. A clinical evaluation of posterior composite restorations: 17-year findings. J Dent, 34, 427-35.

Rosenstiel SF, Land MF, Crispin MJ, 1998. Dental luting agents: A review of the current literature. J Prosthet Dent, 80, 280-301.

Roulet JF, Noack MJ, 1991. Criteria for substit amalgam with composite resins, Int Dent J, 41, 195-205.

Röntgen, W. C. (1898), Ueber eine neue Art von Strahlen. Ann. Phys., 300: 1–11.

Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis Jr JW, 1994. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. Oper Dent, 19, 26-32.

Ryan EA, Tam LE, McComb D, 2010. Comparative translucency of esthetic composite resin restorative materials. J Can Dent Assoc, 76 (84), 1-6.

Ryge G, 1980. Clinical criteria. Int Dent J, 30, 347−58.

Quellet D, 1995. Considerations and techniques for multiple bulk-fill direct posterior composites. Compendium of Continuing Education in Dentistry, 16, 1212–26.

Qin M, Li J, Zhang S, Ma W, 2008. Risk factors for severe early childhood caries in children younger than 4 Years old in Beijing, China. Pediatr Dent, 30, 122-8.

Saito S, Tosaki S, and Hirota K, 1999. Characteristics of Glass-Ionomer Cements. In Davidson CL, Mjör IA, (Eds.), Advances in Glass-Ionomer Cements. 1th ed. Berlin: Quintessence Publishing Co, Inc, 15-50.

Sakaguchi RL, Douglas WH, Peters MCRB, 1992. Curing lightperformance and polymerization of composite restorativematerials. J Dent, 20(3), 183–8.

Sánchez-Ayala A, Farias-Neto A, Vilanova LS, Gomes JC, Gomes OM, 2013. Marginal microleakage of class V resin-based composite restorations bonded with six one-step self-etch systems. Braz Oral Res, May-Jun;27(3), 225-30.

Sarrett DC, 2005. Clinical challenges and the relevance of materials testing for posterior composite restorations. Dental Materials, 21, 9–20.

Schneider LF, Pfeifer Cs, Consani S, Prahl SA, Ferracane JL, 2008. Influence of photo initiator type on the rate of polymerization, degree of conversion, hardness and yellowing of dental resin composites. Dent Mater, 24, 1169-77.

Scholtanus JD, Huysmans MC, 2007. Clinical failure of Class-II restorations of a highly viscous glass-ionomer material over a 6-year period: A retrospective study. J Dent, 35, 156-62.

Senawongse P, Pongprueksa P, 2007. Surface roughness of nanofill and nanohybrid resin composites after polishing and brushing. J Esthet Restor Dent, 19, 265-275.

Sengul F, Gurbuz T, 2015. Clinical Evaluation of Restorative Materials in Primary Teeth Class II Lesions. J Clin Pediatr Dent, 39(4), 315-21.

Sevilmiş HH, Bulucu B, 2010. Adeziv Materyallerin Su Emilimi Özellikleri. Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Dergisi, Cilt: 31, Sayı: 2, s:16-21.

Shafiei F, Yousefipour B, Farhadpour H, 2015. Marginal microleakage of a resin-modified glass-ionomer restoration: Interaction effect of delayed light activation and surface pretreatment. Dent Res J (Isfahan), 12(3), 224-30.

Sharma S, Padda BK, Choudhary V, 2012. Comparative evaluation of residual monomer content and polymerization shrinkage of a packable composite and an ormocer. J Conserv Dent, Apr;15(2), 161-5.

Sheiham A, 2006. Dental caries affects body weight, growth and quality of life in pre-school children. Dent J, 201 (10), 625-6.

Sherwood AI, 2010. Essentials of Operative Dentistry, first edition. Jaypee Brothers Medical Publishers. 327-79.

Shortall AC, Palin WM, Burtscher P, 2008. Refractive index mismatch and monomer reactivity influence composite curing depth. J Dent Res, 87, 84-8.

Sidhu SK, Sherriff M, Watson TF, 1997. The effects of maturity and dehydration shrinkage on resin-modified glass-ionomer restorations. J Dent Res, 76, 1495–1501.

Six N, Lasfargues JJ, Goldberg M, 2000. In vivo study of the pulp reaction to Fuji IX, a glass ionomer cement. Journal of Dentistry, 28(6), 413-22.

Sporrius O, Grossman ES, 1989. Marginal leakage of composite resin restorations in combination with dentinal enamel bonding agents. Journal of Prosthetic Dentistry, 61, 678-84.

Stahl F, Ashworth SH, Jandt KD, Mills RW, 2000. Light emitting diode (LED) polymerization of dental composites: flexural properties and polymerization potential. Biomaterials, 21, 1379-85.

Stefanski S, van Dijken JWV, 2012. Clinical performance of ananofilled resin composite with and without a flowablecomposite liner. A 2-year evaluation. Clin Oral Investig, 16, 147–53.

Svenson B, Grondahl, HG, Petersson A, Olving A, 1985.Accuracy of radiographic caries diagnosis at different kilovoltages and two film speeds, Swed Dent J, 9 (1), 37-43.

Swapna UM, Koshy S, Kumar A, Naniappa N, Benjamin S, Nainan MT, 2015. Comparing marginal microleakage of three Bulk Fill composites in Class II cavities using confocal microscope: An *in vitro* study. J Conserv Dent, 18(5), 409-13.

Swartz ML, Phillips RW, Clark HC, 1984. Long-term F release from glass ionomer cements. J Dent Res, Feb;63(2), 158-60.

Tarım B, Hafez AA, Cox FC, 1998. Pulpal response to a resin-modified glass-ionomer material on nonexposed and exposed monkey pulps. Quint Int, 29, 535-42.

Tarle Z, Meniga A, Ristic M, Sutalo J, Pichler G, 1998. The effect of photopolymerization method on the qualty of composite resin samples. J Oral Rehabil, 25, 436-42.

Thitamosokul S, Thearmontree A, 2006. A Longitudinal Study of Early Childhood Caries in 9-to 18 -month-old Thai infants. Community Dent Oral Epidemiol, 34, 429-36.

Thylstrup A, Fejerskov O, 1994. Textbook Of Clinical Cariology. 2nd ed. Copenhagen, Blackwell Munksgaard, 1-86.

Tirtha R, Fan PL, Dennison JB, Powers JM, 1982. In vitro depth of cure of photo-activated composites. J Dent Res, 61, 1184-7.

Trushkowsky RD, 2001 Composite Resin: Fundamentals and Direct Technique Restorations. In: *Esthetic Dentistry: A Clinical Approach to Techniques and Materials.* Aschheim KW, Dale BG, Eds. 2nd Ed, USA, Mosby, 62-96.

Topaloğlu A, Eden E, Frencken JE, 2009. Managing dental caries in children in Turkey - a discussion paper. BMC Oral Health, 9,32.

Tunçbilek P, 2012. Kütlesel yerleştirilebilen kompozit rezinlerin polimerizasyon derecelerinin değerlendirilmesi. Doktora tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.

Türkün LS, Kanik O, 2010. Clinical evaluation of new glass ionomer coating combinated systems for 18-months. J Dent Res, 89, Spec Issue: B.

Türkün SL, Aktener BO, Ateş M, 2003. Clinical evaluation of different posterior resin composite materials: a 7-year report. Quint Int, 34, 418–26.

Türkün SL, 2003. Clinical evaluation of a self-etching and a one-bottle adhesive system at two years. J Dent, Nov, 31(8), 527-34.

Uçtaşli MB, Bala O, Güllü A, 2004. Surface roughness of flowable and packable composite resin materials after finishing with abrasive discs. J Oral Rehabil, 31, 1197-202.

Uluakay M, İnan H, Yamanel K, Arhun N, 2011. Kompozit rezinler ve polimerizasyon büzülmesi. ADO Klinik Bilimler Dergisi, 5, 895-902.

Unterbrink GL, Liebenberg WH, 1999. Flowable resin composites as "filled adhesives": literatüre review and clinical recommendations, Quintessence lnt, 30, 249-57.

Updyke J, Dan Sneed W, 2001. Placement of preformed indirect resin composite sheel crown: a case report. Pediatr. Dent, 23, 143-4.

Usumez A, Ozturk AN, Usumez S, Ozturk B, 2004. The efficiency of different light sources to polymerize resin cement beneath porcelain laminate veneers. J Oral Rehabil, 31, 160-5.

Uzer Çelik E, Ermiş B, 2008. Koruyucu rezin uygulamasının yüksek viskoziteli geleneksel cam iyonomer simanın mikrosertliği üzerine etkisinin in vitro olarak değerlendirilmesi. Cumhuriyet Dental Journal, 11(2), 91-5.

Valera FB, Fernandes TMF, De Souza RE, Valera RC, Mondelli J, 2005. Morphometric analysis of the occlusal surface: the influence on the prevalence of carious lesions. *Salusvita Bauru*, 24, 301-8.

Van Dijken JW, 2000. Direct resin composite inlays/onlays: an 11 year follow-up. J Dent, Jul;28(5), 299-306.

van Dijken JW, Pallesen U, 2014. A randomized controlled three year evaluation of "bulk-filled" posterior resin restorations based on stress decreasing resin technology. Dent Mater, 30, 245–51.

van Dijken JW, 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, 81–8.

Van Duinen RN, Kleverlaan CJ, de Gee AJ, Werner A, Feilzer AJ, 2005. Early and long-term wear of 'fast-set' conventional glass-ionomer cements. Dental Materials, 21(8), 716-20.

Van Ende A, De Munck J, Van Landuyt KL, 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, 269-77.

Van Meerbeek B, Van Landuyt K, De Munck J, Hashimoto M, Peumans M, Lambrechts P, Yoshida Y, Inoue S, Suzuki K, 2005. Technique-sensitivity of contemporary adhesives. Dent Mater, 24, 1-13.

van Noort R, 2008. Introduction to dental materials. 3. Basım, Çin, Mosby Elsevier, 99-143

Venturini D, Cenci MS, Demarco FF, Camacho GB, Powers JM, 2006. Effect of polishing techniques and time on surface roughness, hardness and microleakage of resin composite restorations. Oper Dent, 31, 11-7.

Versluis A, Douglas WH, Cross M, Sakaguchi RL, 1996. Does an incremental filling technique reduce polymerization shrinkage stresses. J Dent Res,75(3), 871-8.

Waggoner, W.F. (2005) Restorative Dentistry for the Primary Dentition. Pinkham JR, Casamassimo PS, Fields Jr HW, McTigue DJ, Nowak AJ (Ed.). Pediatric Dentistry: Infancy Through Adolescence, 4th edt. St. Louis: Saunders, p: 341-374.

Wakefield CW, Kofford KR, 2001. Advances in restorative materials. Dental Clinics of North America, 45, 7-27

Walls AWG, Mc Cabe JF, Murray JJ, 1988. The polymerization contraction of visible light-activated composite resin. J Dent, 16, 177-81.

Wassell RW, Walls AWG, Mc Cabe JF, 2000. Direct composite inlays versus conventional composite restorations: 5-year follow-up. J Dent, 28, 375-82.

Watts DC, Amer O, Combe EC, 1984. Characteristics of visible-light-activated composite systems. Br Dent J, 156, 209-215.

Watts DC, Marouf AS, 2000. Optimal specimen geometry in bonded-disk shrinkage-strain measurements on light-cured biomaterials. Dent Mater, 16, 447-51.

Wilson AD, Kent BE, 1972. A new translucent for dentistry. The glass ionomer cement. Br Dent J, 132, 133-5.

Wilson AD, McLean JW, 1988. Glass Ionomer Cement. Chicago: Quintessence Publishing Co, 14.

Wilson K, Antonucci JM, 2006. Interphase structure–property relationships in thermoset dimethacrylatenanocomposites. Dent Mater, 22, 995-1001.

Wilson NHF, Mjör IA, 2000. The teaching of Class I and Class II direct composite restorations in European dental schools. J Dent, 26, 15-21.

Winkler MM, Katona TR, Paydar NH, 1996. Finite element stress analysis of three filling techniques for class V light-cured composite restorations. J Dent Res, 75(7), 1477-83.

Xie D, Zhao J, Yang Y, Park J, Chu TM, Zhang JT, 2008. Preparation and evaluation of a high-strength biocompatible glass-ionomer cement for improved dental restoratives. Biomed Mater, 3(2), 5002-12.

Xie H, Zhang F, Wu Y, Chen C, Liu W, 2008. Dentine bond strength and microleakage of flowable composite, compomer and glass ionomer cement. Aust Dent J, 53, 325–31.

Yap A, Lee CM, 1994. Water sorption and solubility of resin-modified polyalkenoate cements. J Oral Rehabilitation, 24, 310-14.

Yap A, Lee CM, 1997. Water sorption and solubility of resin-modified polyalkenoate cements. J Oral Rehabil, 24, 310-4.

Yap AUJ, Low SJ, Ong LFKL, 2000. Effect of food-simulating liquids on surface characteristics of composite and polyacid-modified composite restoratives. Oper Dent, 25, 170-76

Yap AUJ, Soh KS, 2002. Effectiveness of composite cure with pulse activation and soft-start polymerization. Oper Dent, 27, 44–9.

Yap AU, Pek YS, Cheang P, 2003. Physico-mechanical properties of a fast-set highly viscous GIC restorative. J Oral Rehabil, 30, 1-8.

Yap AU, Ng JJ, Yap SH, Teo CK, 2004. Surface finish of resinmodified and highly viscous glass ionomer cements produced by new onestep systems. Operative Dentistry, 29(1), 87-91.

Yıkılgan I, Gürel MA, Bala O, Ömürlü H, 2007. Farklı estetik restoratif materyallerin se emilimi ve suda çözünürlüklerinin karşılaştırılması. GÜ Diş Hek Fak Derg, 27(2), 93-8.

Yıldırım Y, 2013. Altı yaş dişlerine direkt ve indirekt yöntemlerle uygulanan farklı kompozit sistemlerinin klinik başarısının ve fiziksel özelliklerinin değerlendirilmesi, Doktora Tezi, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Konya.

Yılmaz B, Gökay O, 1999. Farklı Üç Restoratif Dolgu Materyalinin Su Emilimi ve Suda Çözünürlük Değerleri: İn Vitro Çalışma. T Klin Diş Hek Bil, 5, 60-65.

Yilmaz Y, Belduz N, Kocaogulları E, 2002. Çeşitli restoratif cam iyonomer materyallerin marjinal sirt dayanikliliğinin değerlendirilmesi: Bir in-vitro çalişma. Atatürk Univ Dis Hek Fak Derg, 12, 14-21.

Yilmaz Y, Eyuboglu O, Kocogullari ME, Belduz N, 2006. A one-year clinical evaluation of a high-viscosity glass ionomer cement in primary molars. J Contemp Dent Pract, 7(1), 71-8.

Yip KH, Poon BK, Chu FC, Poon EC, Kong FY, Smales RJ, 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 (2), 1581-89.

Yoshikawa T, Burrow MF, Tagami JA, 2001. A ligth curing method for improving marginal sealing and cavity wall adaptation of resin composite restorations. Dent Mater, 17, 359-66.

Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L, 1993. Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. Ankara, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, 305-44.

Zeghbroeck LV, 1994. Cements. J. Esthet. Dent, 7, 49-58.

Zhu S, Platt J, 2011. Curing efficiency of three different curing modes at different distances for four composites. Oper Dent, 36, 362-71.

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), 972-86.

EK-B ASGARİ BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU

Kütlesel olarak yerleştirilebilen restoratif materyallerin klinik ve radyolojik olarak değerlendirilmesi

T.C.
SELÇUK ÜNİVESİTESİ
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU
ASGARİ BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU

Çocuğunuzun Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi tarafından yürütülen bu çalışmaya katılmasını arzu ediyoruz. Aşağıda bu çalışma ile ilgili bazı bilgiler bulacaksınız. Bu bilgiler size veya çocuğunuza çalışmaya katılımda kolaylık sağlanması ve konunun öneminin açıkça anlaşılabilmesi için düzenlenmiştir. Bütün işlemler sadece deneysel amaçlar için yapılacak, tüm klinik muayene işlemleri ücretsiz olarak gerçekleştirilecek ve bulgular size iletilecektir.

Bu araştırmanın amacı azıdişi dişlerinde arayüz çürüğüne sahip 120 bireyde 4 farklı dolgu maddesinin klinik ve radyolojik takibini yapmaktır.Çürükler dişlerin harabiyetine sebep olmaktadır ve tedavi edilmediği takdirde ağrı ve enfeksiyona da sebebiyet veren apse ile sonuçlanmaktadır. Diş hekimi, dişin çürük ve zayıflamış kısımlarının uzaklaştırılmasının ardından diş rengindeki dolgu maddeleri ile dişe dolgu yapmaktadır. Dolgu yapılan süt dişi değişme zamanına kadar fonksiyon görerek alttan gelecek olan daimi dişin yerini korumakta ve bu nedenle oluşabilecek diş çapraşıklıkları önlenebilmektedir.

Tedavi sırasında ağrı hissinin oluşmaması için ilgili bölge lokal olarak uyuşturulabilir ve bu uyuşukluk 2 ila 4 saat sürer. Çocuk diş hekimliğinde tedavi öncesinde yapılacak olan anesteziye bağlı olarak alerjik ve zehirlenme reaksiyonları, geçici yüz felci gibi istenmeyen durumlar, işlem sırasında çevre sert ve yumuşak dokularda yaralanma, işlem sonrasında ağrı ve şişlik gibi sorunlar oluşabilir.

Çocuk hasta diş tedavisi süresince kafasını, el ve/veya ayaklarını hareket ettirerek diş tedavisinin güvenli şekilde yapılmasını engelleyebilir. Bu durumda ağız içindeki yumuşak dokularda (dudak, yanak ve dil) yaralanmalar meydana gelebilir. Bu tarz davranışlar ortaya çıktığında diş hekimlerinin ve yardımcılarının hastanın ellerini tutması, kafayı sabitlemesi ve/veya bacak hareketlerini engellemesi gerekebilir. Ayrıca diş hekimi çocuğun kendisini bir otorite olarak görmesini ve tedaviye kolaylaştırabilecek düzeyde yardımcı olmasını sağlamak amcacıyla değişik ses tonları kullanabilir. Çocuk ve hekim arasındaki iletişimin sağlıklı bir şekilde kurulabilmesi için velilerin bekleme salonuna davet edilmesi gerekmektedir. Hekim gerekli gördüğü durumlarda veliyi tekrar çağırabilir. Yapılan tedavilerin başarısında hastaların ve velilerinin hekim ile işbirliği içerisinde ve uyumlu olmalarının etkisi büyüktür.

Çalışmanın yürütücüsü Doç. Dr. Gül TOSUN'dur ve yardımcı yürütücüsü Dt.Hayri AKMAN'dır. Çalışmaya katılacak bireylerin çalışma kapsamında kalacağı süre 12 aydır. Kontrol seanslarına 1. 3. 6. ve 12. ayda çağrılacaksınız. Çocuğunuzdan araştırma süresince hiçbir kan örneği alınmayacak, hiçbir ilaç kullanması istenmeyecektir.Bu işlem kapsamında çocuğunuzun çürükleri tedavi edilecek ve bunların klinik takibi yapılacaktır. Bu araştırma kapsamında deneysel herhangi bir materyal kullanılmayacaktır. Çocuğunuzun dişlerine uygulanacak dolgu maddelerinin Türkiye'de kullanım izni vardır

ve çocuklarda kullanılması uygun olan materyallerdir. Araştırma kapsamında teşhis amaçlı periapikal röntgen alınacak ve tedavi uygulandıktan sonraki kontrol seanslarında da periapikal röntgen alımı yapılacaktır.
Araştırma kapsamındaki bireylerin özel hayatını korumak amacıyla kod, güvenlik numarası vb. yöntemler uygulanacaktır. Hastalardan alınan bütün kayıtlar araştırma yürütücüsü tarafından toplu halde tutulacak ve saklanacaktır. Bütün işlemler bittikten sonra vaka uygun şekilde arşivlenecektir. Tüm hastaların kişisel bilgileri gizli tutulacaktır. Hastanın doktoru ve vakayı takip ettiği danışmanı tarafından bilgilere ulaşılabilecektir.

İlk seansta çürük dişlere dolgu yapılması ve başlangıç kayıtlarının elde edilmesi 30-60 dakikadır.Daha sonraki kontrol seansları ise ortalama 15 dakikadır.

Bütün kayıtların saklanma süresi en az 5 yıldır. Değerlendirme yapılan bireylerin kendi isteği doğrultusunda çalışma kapsamı dışında kalabilme hakkı vardır. Böyle bir karar Diş Hekimliği Fakültesinin tedavi hizmetlerinden yararlanmanızı etkilemeyecektir.

Verilen randevu tarihlerinde kontrole gelmeyen, tüm uyarılara rağmen ağız temizliğine dikkat etmeyen ve uyum göstermeyen bireyler araştırma kapsamı dışına çıkarılacaktır. Çünkü kötü ağız hijyeni hem tedavinin seyrini etkileyerek tedavi süresini uzatmakta hem de diş çürüklerine hatta diş kayıplarına neden olmaktadır.Bu durum Diş hekimliği Fakültesinin tedavi hizmetlerinden yararlanmanızı etkilemeyecektir.

Çalışmaya dahil olan bireylerin çalışma ile ilgili soruları en kısa sürede yanıtlanacaktır. Sorular doğrudan araştırma yürütücüsüne ve/veya yardımcı araştırıcılara sorulabilir. Bu konuda gerekirse 0332 223 12 90 ve 0537 870 78 32 numaralı telefonu kullanabilirsiniz.

Yukarıdaki "2" sayfadan oluşan metni okudum. Bunlar hakkında bana yazılı ve sözlü açıklamalar yapıldı.Tedavinin başarılı olacağı veya tatminkar sonuç elde edileceği konusunda hiçbir garanti, teminat veya söz verilmedi. Bu koşullar altında "Kütlesel olarak yerleştirilebilen restoratif materyallerin klinik ve radyolojik olarak değerlendirilmesi" isimli klinik araştırmaya kendi rızamla, hiçbir baskı ve zorlama olmaksızın katılmayı kabul ediyorum.

Velayet veya vesayet altında bulunanlar için veli veya vasinin Adı, Soyadı İmzası ve telefonu:

Açıklamaları yapan araştırıcının Adı Soyadı, imzası ve telefonu :

Rıza alma işleminde başından sonuna kadar tanıklık eden kuruluş görevlisinin Adı Soyadı, imzası ve Görevi:

8. ÖZGEÇMİŞ

10 Ekim 1989 tarihinde Alanya'da doğdum. Alanya Hayate Hanım İlköğretim Okulu'nda ilköğretimimi 2003 yılında , Antalya Yusuf Ziya Öner Fen Lise'sinde lise eğitimimi 2007 yılında tamamladım. Aynı yıl yapılan üniversite giriş sınavında Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ni kazandım. 2012 yılında fakülteden mezun oldum. 2013 yılı Nisan ayında yapılan Diş Hekimliğinde Uzmanlık Sınavı'nda Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalını kazandım. Aynı yıl Haziran ayında Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalında uzmanlık eğitimine başladım.