

**T.C.
ORDU ÜNİVERSİTESİ**



**FARKLI FİSSÜR ÖRTÜCÜLERDEN
ARTIK MONOMER SALINIMININ
DEĞERLENDİRİLMESİ**

**DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PEDODONTİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ**

Didem KÜÇÜKASLAN

**TEZ DANIŞMANI
Doç. Dr. ÇİĞDEM GÜLER**

ORDU-2019

T.C.
ORDU ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

FARKLI FİSSÜR ÖRTÜCÜLERDEN
ARTIK MONOMER SALINIMININ
DEĞERLENDİRİLMESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PEDODONTİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ

DİDEM KÜÇÜKASLAN

TEZ DANIŞMANI
Doç. Dr. ÇİĞDEM GÜLER

Bu araştırma Ordu Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi Tarafından
B-1836 proje numarası ile desteklenmiştir.

ORDU-2019

TEZ BİLDİRİMİ

Tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu tezin yazılmasında bilimsel ahlak kurallarına uyulduğunu, başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunulduğunu, tezin herhangi bir kısmının bu üniversite veya başka bir üniversitedeki başka bir tez çalışması olarak sunulmadığını beyan ederim.

Didem Küçükaslan

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince varlığı ve bilgisi ile bana yol gösteren, iyi niyetini ve desteğini esirgemeyen, tezin her aşamasında büyük bir sabırla ve titizlikle yardımcı olan sevgili hocam ve değerli tez danışmanım Doç. Dr. Çiğdem GÜLER'e,

Asistanlığım süresince bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan, değerli hocalarım Doç Dr. Nihal BELDÜZ KARA ve Dr. Öğr. Üyesi Hüseyin ŞİMŞEK'e,

Tez sürecinde benden yardımlarını esirgemeyen değerli Dr. Öğr. Üyesi Süleyman Kutalmış BÜYÜK'e,

Tüm destekleri için Ordu Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimine ve Ordu Üniversitesi Merkez Araştırma Laboratuvarına,

Uzmanlık eğitimim boyunca tanımaktan ve birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum değerli eş kıdemlilerim Dt. Melike GÖNENLİ ve Dt. Mubin TURAL'a,

Tezimin hazırlanma sürecinde bana destek veren ve aynı çalışma ortamını paylaşmaktan keyif aldığım Dt. Ebru ÇETİNKAYA ve Dt. Gülüzar AKSU olmak üzere tüm asistan arkadaşlarıma ve personelimize,

Uzmanlık eğitimim boyunca her konuda desteğini hissettiğim sevgili dostlarım Çağlanur DELİBAŞI, Yeşim Yasemin GÖLLERLİ, Hasene Betül UZER ve İkbâl Sena KESKİN'e,

Her zaman yanımda olduğunu hissettiren, tez dönemim boyunca sevgi ve desteğini eksik etmeyen Arş. Gör Dr. Recep TÜRKEN'e,

Hayatım boyunca benden maddi ve manevi desteklerini esirgemeyen, bu günlere gelmeme vesile olan, dünyadaki en değerli varlıklarım olan canım annem Ayşe KÜÇÜKASLAN, babam Mustafa KÜÇÜKASLAN, kız kardeşlerim Nurselin KÜÇÜKASLAN ve Zeynep Sıla KÜÇÜKASLAN'a,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

FARKLI FİSSÜR ÖRTÜCÜLERDEN ARTIK MONOMER SALINIMININ DEĞERLENDİRİLMESİ

Amaç: Bu çalışma, pit ve fissür örtücü materyallerinden farklı zaman periyotlarında salınan artık monomer miktarlarını belirlemek amacı ile gerçekleştirilmiştir.

Gereç ve Yöntem: Çalışma 12-15 yaşları arasında daimi dişlenme dönemindeki 35 hasta üzerinde yürütülmüştür. Hastalar çalışmada kullanılan fissür örtücülere göre rastgele beş eşit gruba (Grup 1: GC Fuji TRIAGE, Grup 2: Fissurit FX, Grup 3: Clinpro™ Sealant, Grup 4: Helioseal ve Grup 5: Aegis) ayrılmıştır (n=7, alfa 0,05, güç 0,95). Hastalardan alınan tükürük örneklerinde farklı zaman periyotlarında (işlem öncesi, işlem sonrası, işlemden 1 saat sonra, işlemden 24 saat sonra) salınan artık monomerler (TEGDMA, UDMA, Bis-GMA) yüksek basınçlı sıvı kromatografisi (HPLC) ile tespit edilmiştir. İstatistiksel analizler tek yönlü varyans analizi, Tukey HSD ve Friedmann testleri kullanılarak yapılmıştır.

Bulgular: Toplam artık monomer salınımı açısından fissür örtücüler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmüştür ($p<0,001$). GC Fuji TRIAGE hariç diğer tüm fissür örtücülerden yalnızca “işlem sonrası” zaman periyodunda artık monomer salınımının gerçekleştiği gözlenmiştir. TEGDMA ve Bis-GMA monomerlerinin en yüksek salınım değeri Helioseal’de görülürken, UDMA monomerinin en yüksek salınım değeri Aegis’de görülmüştür. Değerlendirilen tüm artık monomerlerin en düşük salınım değeri ise Fissurit FX’de tespit edilmiştir.

Sonuçlar: Çalışmamızın sınırları dahilinde, doldurucu oranı yüksek olan fissür örtücülerden artık monomer salınımının düşük olduğu görülmüştür. Sadece fissür örtücü uyguladıktan sonra artık monomer salınımının tespit edilmesi, test edilen pit ve fissür örtücülerin güvenle kullanılabileceğini göstermektedir. Bununla birlikte, fissür örtücülerin polimerizasyonu sonrası oksijen inhibisyon tabakasını kaldırmaya yönelik ilave önlemler alınmalıdır.

Anahtar Kelimeler: Artık monomer, yüksek basınçlı sıvı kromatografisi, fissür örtücü

ABSTRACT

EVALUATION OF RESIDUAL MONOMER RELEASE FROM DIFFERENT FISSURE SEALANTS

Aim: This study was carried out to determine the amount of residual monomers released at different time periods from different pits and fissure sealants.

Material ve Method: The study was carried out on 35 patients in the permanent dentition, between 12-15 years of age. The patients were randomly divided into five equal groups (Group 1: GC Fuji TRIAGE, Group 2: Fissurit FX, Group 3: Clinpro™ Sealant, Group 4: Helioseal and Group 5: Aegis) according to fissure sealant used in this study (n=7, alpha level of 0.05, and Power of 0.95). In the saliva samples taken from the patients, residual monomers (TEGDMA, UDMA and Bis-GMA) released at different time periods (pre-treatment, post-treatment, 1 hour after the treatment, 24 hours after the treatment) were determined by high pressure liquid chromatography (HPLC). Statistical analyzes were performed using One-Way Anova, Tukey HSD and Friedmann tests.

Result: There was a statistically significant difference between fissure sealants for total residual monomer release ($p < 0.001$). It was observed that all fissure sealants have monomer release only in the “post- treatment” time period, except GC Fuji TRIAGE. The highest release value of TEGDMA and Bis-GMA monomers was seen in Helioseal while the highest release value of UDMA monomer was seen in Aegis. The lowest release value of all the residual monomers evaluated was determined in Fissurit FX.

Conclusion: Within the limitations of this study, it was observed that residual monomer release was low from fissure sealants with high filling rates. Residual monomer release detectioned only after applying the fissure sealant shows that tested pit and fissure sealers can be used safely. However, additional measures should be taken to remove the oxygen inhibition layer after polymerization of the fissure sealants.

Key Words: Residual monomer, high pressure liquid chromatography, fissure sealant

İÇİNDEKİLER

TEZ BİLDİRİMİ	i
TEŞEKKÜR	ii
ÖZET	iii
ABSTRACT	iv
İÇİNDEKİLER	v
ŞEKİLLER DİZİNİ	viii
TABLolar DİZİNİ	x
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	xi
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Pit ve Fissür Çürükleri	3
2.1.1. Pit ve Fissürlerin Yapısal Özellikleri	5
2.2. Pit ve Fissür Çürüklerinin Önlenmesi İçin Uygulanan Yöntemler	7
2.2.1. Ağız ve Diş Bakımı	7
2.2.2. Antimikrobiyal Ajanların Kullanımı	7
2.2.3. Flor Uygulamaları	8
2.3. Pit ve Fissür Örtücüler	9
2.3.1. Pit ve Fissür Örtücülerin Tarihçesi	9
2.3.2. Pit ve Fissür Örtücülerde Bulunması Gereken Özellikler	10
2.3.3. Pit ve Fissür Örtücü Endikasyonları	11
2.3.4. Pit ve Fissür Örtücü Uygulama Basamakları	13
2.3.4.1. Diş Seçimi ve Okluzal Yüzeyin Temizlenmesi	13
2.3.4.2. Nem Kontrolü (İzolasyon)	14
2.3.4.3. Pürüzlendirme ve Bağlanma	15
2.3.4.4. Yıkama ve Kurulama	15
2.3.4.5. Fissür Örtücü Uygulama	15
2.3.4.6. Polimerizasyon	15
2.3.5. Fissür Örtücü Uygulama Teknikleri.....	16
2.3.5.1. İnvaziv Teknik	16
2.3.5.2. İnvaziv Olmayan (Non-İnvaziv) Teknik	17
2.3.5.3. Koruyucu Resin Restorasyon.....	17
2.3.6. Pit ve Fissür Örtücü Olarak Kullanılan Materyaller	18
2.3.6.1. Resin Esaslı Fissür Örtücüler.....	18
2.3.6.2. Cam İyonomer Esaslı Fissür Örtücüler	21
2.3.6.3. Resin Modifiye Cam İyonomer Esaslı Fissür Örtücüler.....	22
2.3.6.4. Kompomer (Poliasitle Modifiye Kompozit Resin) Esaslı Fissür Örtücüler	23

2.3.6.5. Ormoser Esaslı Fissür Örtücüler	24
2.3.6.6. Giomer Esaslı Fissür Örtücüler	25
2.3.6.7. Cam Karbomer Esaslı Fissür Örtücüler	27
2.3.6.8. Amorf Kalsiyum Fosfat (ACP) Esaslı Fissür Örtücüler	28
2.4. Polimer ve Polimerizasyon	29
2.5. Reaksiyona Girmemiş Artık Monomer	31
2.5.1. Bisfenol-A Glisidil Metakrilat (Bis-GMA).....	32
2.5.2. Tri Etilen Glikol Dimetakrilat (TEGDMA)	33
2.5.3. Üretan Dimetakrilat (UDMA).....	33
2.6. Artık Monomerlerin Biyolojik Etkileri	33
2.7. Artık Monomer Miktarının Belirlenmesinde Kullanılan Test Yöntemleri	36
2.8. HPLC	36
2.8.1. Hareketli (Mobil) Faz.....	37
2.8.2. Sabit Faz.....	37
2.8.3. Pompa.....	38
2.8.4. Dedektör.....	38
3. GEREÇ VE YÖNTEM	40
3.1. Gereçler	40
3.1.1. Örneklem Boyutunun Belirlenmesi	40
3.1.2. Hasta Seçim Kriterleri	41
3.1.3. Kullanılan Fissür Örtücü Materyaller	41
3.1.4. Klinik Protokol ve Çalışma Grupları	45
3.1.5. Artık Monomer Miktarının Belirlenmesinde Kullanılan Gereçler.....	48
3.2. Yöntem.....	51
3.2.1. Tükürük Örneklerinin Toplanması.....	51
3.2.2. HPLC Cihazının Ölçüme Hazırlanması	52
3.2.3. Tükürük Örneklerinin Analizi.....	55
3.3. İstatistiksel Değerlendirme	55
4. BULGULAR	57
4.1. TEGDMA Bulguları.....	59
4.2. UDMA Bulguları	61
4.3. Bis-GMA Bulguları.....	63
4.4. Toplam Artık Monomer Bulguları	65
5. TARTIŞMA	67
5.1. Amaç ve Yöntemin Tartışması.....	67
5.2. TEGDMA Bulgularının Tartışılması	74
5.3. UDMA Bulgularının Tartışılması	75
5.4. Bis-GMA Bulgularının Tartışılması	76
5.5. Toplam Artık Monomer Bulgularının Tartışılması.....	78
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	80

7. KAYNAKLAR	82
8. EKLER.....	109
EK 1. Bilgilendirilmiş Onam Formu.....	109
EK 2. Etik Kurul Kararı	110
9. ÖZGEÇMİŞ.....	111



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Fissür morfolojilerinin şematik görünümü

Şekil 2.2. HPLC sistemlerinin şematik görünümü

Şekil 3.1. GC Fuji TRIAGE

Şekil 3.2. Fissurit FX

Şekil 3.3. Clinpro™ Sealant

Şekil 3.4. Helioseal

Şekil 3.5. Aegis

Şekil 3.6. Çalışmada kullanılan ışık cihazı

Şekil 3.7. Çalışmada kullanılan HPLC cihazı

Şekil 3.8. C 18 ters faz analitik kolon

Şekil 3.9. Mikrosantrifüj cihazı

Şekil 3.10. Vorteks

Şekil 3.11. Hassas Terazi

Şekil 3.12. İnkübatör

Şekil 3.13. Sigma Aldrich marka %99,8'lik etanol ve %99,9'luk asetonitril

Şekil 3.14. Standart olarak kullanılan saf monomer çözeltiler

Şekil 3.15. TEGDMA'ya ait lineer kalibrasyon denklem grafiği

Şekil 3.16. UDMA'ya ait lineer kalibrasyon denklem grafiği

Şekil 3.17. Bis-GMA'ya ait lineer kalibrasyon denklem grafiği

Şekil 3.18. TEGDMA'ya ait alıkonma zamanı ve pik alanı

Şekil 3.19. UDMA'ya ait alıkonma zamanı ve pik alanı

Şekil 3.20. Bis-GMA'ya ait alıkonma zamanı ve pik alanı

Şekil 3.21. Tükürük örneklerinin saklandığı amber renkli cam vialler

Şekil 4.1. GC Fuji TRIAGE uygulanan hastadan işlem sonrası alınan tükürük örneğine ait kromatogram

Şekil 4.2. Fissurit FX uygulanan hastadan işlem sonrası alınan tükürük örneğine ait kromatogram

Şekil 4.3. Clinpro™ Sealant uygulanan hastadan işlem sonrası alınan tükürük örneğine ait kromatogram

Şekil 4.4. Helioseal uygulanan hastadan işlem sonrası alınan tükürük örneğine ait kromatogram

Şekil 4.5. Aegis uygulanan hastadan işlem sonrası alınan tükürük örneğine ait kromatogram

Şekil 4.6. İşlem sonrası zaman periyodunda fissür örtücü gruplarının TEGDMA salınım miktarları

Şekil 4.7. İşlem sonrası zaman periyodunda fissür örtücü gruplarının UDMA salınım miktarları

Şekil 4.8. İşlem sonrası zaman periyodunda fissür örtücü gruplarının Bis-GMA salınım miktarları

Şekil 4.9. İşlem sonrası zaman periyodunda fissür örtücü gruplarının toplam artık monomer salınım miktarları

TABLULAR DİZİNİ

Tablo 3.1. Araştırmaya dahil edilen bireylerin grup ve cinsiyet dağılımı

Tablo 3.2. Araştırmaya dahil edilen bireylerin kronolojik yaş ortalaması

Tablo 3.3. GC Fuji TRIAGE materyaline ait özellikler

Tablo 3.4. Fissurit FX materyaline ait özellikler

Tablo 3.5. Clinpro™ Sealant materyaline ait özellikler

Tablo 3.6. Helioseal materyaline ait özellikler

Tablo 3.7. Aegis materyaline ait özellikler

Tablo 3.8. Materyallerin içeriklerine göre çalışma grupları

Tablo 3.9. Materyallerin uygulanma prosedürleri

Tablo 3.10. Tükürük örneklerinin toplandığı zaman periyotları

Tablo 3.11. Standart monomerlere ait özellikler

Tablo 3.12. Monomerlerin lineerlik sonuçları

Tablo 4.1. Çalışma gruplarına ve zaman periyotlarına göre TEGDMA salınım miktarlarının karşılaştırılması

Tablo 4.2. Çalışma gruplarına ve zaman periyotlarına göre UDMA salınım miktarlarının karşılaştırılması

Tablo 4.3. Çalışma gruplarına ve zaman periyotlarına göre Bis-GMA salınım miktarlarının karşılaştırılması

Tablo 4.4. Çalışma gruplarına ve zaman periyotlarına göre toplam monomer salınım miktarlarının karşılaştırılması

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

TEGDMA: Tri Etilen Glikol Dimetakrilat

UDMA: Üretan Dimetakrilat

Bis-GMA: Bisfenol A Glisidil Metakrilat

BPA: Bisfenol A

HEMA: 2-Hidroksi etil metakrilat

ADA: American Dental Association

AAPD: American Academy Of Pediatric Dentistry

LED: Light emitting diodes

QTH: Kuartz tungsten halojen

UV: Ultraviyole

RMCİS: Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman

PRG: Pre-reactive glass

s-PRG: Surface pre-reactive glass

f-PRG: Full pre-reactive glass

Al: Alüminyum

B: Bor

Na: Sodyum

Si: Silisyum

Sr: Stronsiyum

SEM: Taramalı Elektron Mikroskobu

CPP-ACP: Kazein fosfopeptid- Amorföz Kalsiyum Fosfat

HPLC: High pressure liquid chromatography (Yüksek basınçlı likit kromatografisi)

GC: Gas chromatography

ml/dk: Mililitre/dk

ml: Mililitre

cm: Santimetre

mm: Milimetre

mW/cm²: Miliwatt/santimetrekare

nm: Nanometre

SS: Standart sapma

sn: Saniye

µl: Mikrolitre

ppm: parts per million

1. GİRİŞ

Günümüzde diş çürükleri en yaygın kronik çocukluk çağı hastalığı olarak görülür ve diş kaybının ana nedenini oluşturur (Eckert ve ark., 2010). Multifaktöriyel etkenlerle oluştuğu bilinen diş çürüklerinin önlenmesinde son yıllarda önemli ilerlemeler kaydedilmiştir (Kristina, 2015). Gelişmeler sonucunda ara yüz çürüklerinde azalma tespit edilirken, okluzal yüzeylerde çürük artışı gözlemlenmiştir (Eccles, 1989). Bu durum, okluzal yüzeyde bulunan pit ve fissürlerin kompleks morfolojiye sahip olmaları ve bu nedenle çürüğe daha çok hassasiyet göstermeleriyle açıklanmıştır (Welbury ve ark., 2005).

Okluzal çürükleri önlemek için pit ve fissür örtücü tedavisinin etkili bir klinik müdahale olduğu kanıtlanmıştır (Welbury ve ark., 2004). Günümüzde pit ve fissür örtücüler içeriklerine göre rezin içerikli, cam iyonomer içerikli veya hem rezin hem cam iyonomerin özelliklerini içeren hibrit materyaller olarak karşımıza çıkar. Uygulama kolaylığı, yüksek retansiyon ve güçlü karyostatik etkilerinden dolayı en sık tercih edilen rezin esaslı fissür örtücülerdir (Kristina, 2015). Fissür örtücülerin içeriği kompozit rezinlerle benzerlik gösterir ve çoğu fissür örtücü Bisfenol A glisidil metakrilat (Bis-GMA) veya Bis-GMA türevleri gibi dimetakrilatlar içerir (Komurcuoglu ve ark., 2005).

Rezin esaslı materyallerin polimerizasyonu, monomerlerin polimere dönüşmesi ile gerçekleşir. Yetersiz polimerizasyon sonrasında monomer-polimer dönüşümünün tam sağlanamamış olması materyalin mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkiler ve restorasyonlarda başarısızlıklara neden olur. Ayrıca polimerize olmamış monomerlerin ortama salınmasının alerjik, sitotoksik, genotoksik ve karsinojenik etkiler gösterebileceği belirtilmiştir (Hanks ve ark., 1996). Bu sebeple, materyalden ağız ortamına salınan monomerlerin tanımlanması ve miktarlarının belirlenmesi oldukça önemlidir. Bu amaçla rezin materyallerden salınan artık monomerin analizi için kullanılan birçok yöntem vardır. Tekrarlanabilir olması, sonuçlarının güvenilir olması, hızlı, ekonomik ve seçici olmasından dolayı en sık kullanılan yöntem yüksek basınçlı sıvı kromatografisidir (Sideridou ve Achilias, 2005).

Rezin içerikli materyallerden artık monomer salınımının değerlendirildiği çalışmalar genellikle in vitro olarak yürütülmüştür (Görkem Ulu Güzel ve Sönmez, 2018; Komurcuoglu ve ark., 2005; Rueggeberg ve ark., 1999). Bu çalışmaların klinik çalışmalar tarafından desteklenmesi klinisyene materyal seçiminde büyük katkı sağlayacaktır.

Bu alışma özellikle ocuk diş hekimliği koruyucu uygulamalarında sıklıkla kullanılan farklı tipteki pit ve fissür örtücülerin ocuk hastalara uygulanmasını takiben belirli zaman periyotlarında salınan artık monomer miktarını tespit etmek amacı ile gerçekleştirilmiştir.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Pit ve Fissür Çürükleri

Dişin tüberkülleri arasında oluşan oluk şeklindeki derin girintili yarıklar ‘fissür’, gelişimsel olukların birleşim veya bitiş bölgelerinde yer alan küçük çukur bölgeler ise ‘pit’ olarak tanımlanmaktadır (Yavuzyılmaz, 2007). Pit ve fissürler anatomik yapılarından dolayı okluzal yüzeylerde çürük oluşumuna en yakın alanlardır (Manton ve Messer, 1995). Okluzal yüzeylerde çürük görülme insidansının yüksekliği pit ve fissürlerin derinliği ve morfolojileri ile ilişkili olduğundan, bu çürükler aynı zamanda pit ve fissür çürüğü olarak da adlandırılırlar (Carvalho ve ark., 1992).

Okluzal yüzeyler, daimi dişlerin toplam yüzeylerinin sadece %12,5’ini oluşturmasına rağmen, okul çağındaki çocuklarda görülen çürüklerin 2/3’ünden fazlasının okluzal yüzeylerde oluştuğu bildirilmiştir (Ripa, 1985). Çürüğe karşı görülen bu yatkınlık okluzal yüzeylerin kompleks morfolojik yapısı ile açıklanabilir (Ripa, 1973). Bu kompleks yapı dişlerin okluzal yüzeylerinde plak birikimini destekler ve bu bölgelerin flor tedavilerinden daha az yarar görmesine neden olur (Welbury ve ark., 2004). İçme suyu florlanan toplumlarda diş çürüklerinin yaklaşık %90’ı okluzal ve bukko-lingual yüzeylerde oluşmaktadır ve neredeyse tümü pit ve fissür çürükleridir (Brown ve Selwitz, 1995; Kaste ve ark., 1996; Simonsen, 2002). Flor uygulaması yapılan ülkelerde interproksimal çürüğün %60 azaldığı, bukkal, lingual ve okluzal çürüklerin ise %10 azaldığı bildirilmiştir (Pinkham ve ark., 2009). Bu farklılığın nedeni florun, dişlerin pit ve fissürlerdeki mine yüzeylerine düz yüzeylerdeki kadar ulaşamamasıyla açıklanabilir (Lussi, 1991).

Florun remineralizasyon mekanizması ile çürük önleyici özelliği, plak pH değeri 6,7-7,3 gibi yüksek olduğu düzeylerde en iyi etkiyi göstermektedir. Pit ve fissürlerde biriken besin ve mikroorganizmalar bu bölgelerin pH değerini düşürmekte ve bunun sonucunda florun remineralizasyon etkisi azalmaktadır. Ayrıca henüz sürmüş dişlerin fissür tabanında otolize uğramadan kalan Nasmyth zarı florun topikal etkisi ile remineralizasyonu önleyen bir bariyer oluşturur ve dişin çürüğe olan yatkınlığını arttırır (Lingstrom ve ark., 2000; Zaura ve ark., 2002).

Pit ve fissür çürükleri çok erken yaşlarda görülebilmektedir. İki-dört yaşlar arasındaki çocukların yaklaşık %20'sinde çürük tespit edilmiştir. Bu çocuklarda görülen tüm çürük lezyonların %67'sinden fazlası okluzal yüzey çürüklerini oluşturmaktadır (Kaste ve ark., 1996).

Dişler erüpsiyon sırasında plak birikimine yatkın alanlar oluşturur ve bu dönemde çürüğün oluşumuna karşı savunmasızdır (Carvalho ve ark., 1989). Araştırmalar, dişlerde okluzal çürük görülme sıklığının erüpsiyon sırasında, erüpsiyondan hemen sonra ve erüpsiyonu takiben 1-3 yıl arasında en yüksek düzeyde olduğunu göstermiştir (Miller ve Hobson, 1956; Richardson ve McIntyre, 1996). Bununla birlikte, sağlam okluzal ve ara yüze sahip dişlerin yıllık çürük gelişiminin 8 yıldan uzun bir süre boyunca değerlendirildiği bir çalışmada (Vehkalahti ve ark., 1991), okluzal yüzeylerde pit ve fissür çürüğünün görülme sıklığı 8-9 yaşlarında sırasıyla %15 ve %10 olarak bulunmuştur. On yaştan 15 yaşa kadar olan çocukların sağlam daimi birinci büyük azı dişlerinin okluzal yüzeylerinde pit ve fissür çürüğü gelişimi ise her yıl, yılda %4,3'ten %6,8'e yükselmektedir. Bunun tersine interproksimal bölgede görülen çürüklerin yıllık oluşum hızı %2,4'ten %0,3'e düşmektedir.

Ülkemizde yapılan çalışmalar incelendiğinde; 1985 yılında İstanbul'da 6-8 yaş arası çocuklarda yapılan bir çalışmada, %22 oranında okluzal çürük tespit edilmiştir (Gülhan ve ark., 1985). İzmir'de 2000 yılında 1391 çocuğun dahil edildiği bir çalışmada, 6-7 yaş grubu çocuklarda üst çenede %7, alt çenede %11,8 oranında ve 11-12 yaş grubunda ise sırasıyla; %22,9 ve %32,6 oranında çürük belirtilmiştir (Eronat ve ark., 2000). Ankara'da 2003 yılında yapılan bir çalışmada okluzal yüzeydeki çürük varlığı değerlendirilmiş ve bu oran 6 yaş çocuklarında %12,5, 7 yaş çocuklarında %15,8 ve 8 yaş çocuklarında %14,5 olarak bulunmuştur (Tulunoğlu ve ark., 2003).

Geçmişte, pit ve fissürlerde oluşan çürüğün, fissürlerin duvar ve tüberkül eğimlerinde ilerlemeden önce ilk olarak fissürün tabanında oluştuğuna inanılırdı. Ancak günümüzde pit ve fissür çürüğü gelişiminin ilk histolojik belirtileri fissür yarıklarının girişinde izlenmiştir ve genellikle minede karşılıklı tüberkül eğimlerinde iki ayrı bağımsız lezyon şeklindedir. Lezyonlar fissür duvarları boyunca ilerler ve iki

ayrı bağımsız lezyon fissür tabanında birleşerek tek bir çürük lezyonu oluşturur (Pinkham ve ark., 2009). Fissür tabanında bulunan mine, tüberkül eğimindeki mineye göre çürük lezyondan daha çok etkilenir ve çürük mine-dentin sınırına ulaşır. Çürük dentine ulaştığında ilerleme hızı ve genişliği artar ve bir süre sonra klinik muayenede fark edilebilen kavite oluşur (Hicks ve Flaitz, 1986).

2.1.1. Pit ve Fissürlerin Yapısal Özellikleri

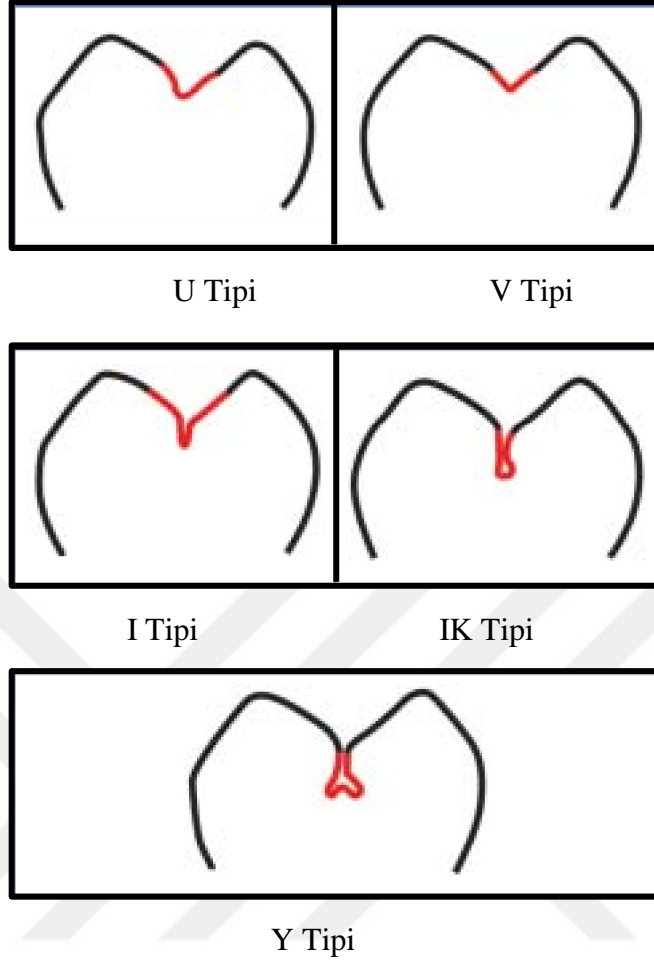
Pit ve fissür yüzeylerinin çürük oluşumuna yatkınlığı, tüberkül eğimlerinin dikliği, dolayısıyla fissürlerin derinliği ve şekliyle ilişkilidir. Pit ve fissürlerin derin ve dar yapısı, bu bölgelerde tükürüğün yıkayıcı etkisinin yetersiz kalması, mekanik temizliğin tam sağlanamaması, bakteri ve plak birikimi için ideal ortamın oluşmasına yol açmaktadır (Mathewson ve Primosch, 1995).

Okluzal yüzeylerin çürük oluşumuna yatkınlığının bir başka nedeni ise, fissürlerde mine kalınlığının düz yüzeylere göre daha ince olmasıdır. Sığ fissürlerin tabanında mine kalınlığı 1,5-2 mm iken derin fissürlerdeki kalınlık 0,2 mm veya daha az olabilmektedir. Derin fissürlerdeki minenin ince yapısı çürüklerin hızla dentine ilerlemesine neden olmaktadır (Newburn, 1989).

Okluzal pit ve fissürlerde erken çürük belirtileri gösteren bir dişte, çürük dekalsifikasyonu aynı anda fissürün tüm uzunluğu boyunca başlamaz. Yaklaşık 90-70 derecelik geniş bir açıda birleşen duvarların oluşturduğu sığ fissürler çürümeye karşı düşük duyarlılık gösterirken, 70 dereceden küçük açıyla oluşan fissürlerde minenin dekalsifikasyonu oldukça yaygındır (Konig, 1963).

Okluzal yüzeylerdeki pit ve fissürler anatomik yapılarına göre 5 tipe ayrılmıştır (Şekil 2.1.): (Nagano, 1961)

- V şeklindeki fissür tipi: Tepesi geniş tabanı dar formdadır (%34).
- IK şeklindeki fissür tipi: Kum saati formundadır (%26).
- I şeklindeki fissür tipi: Tepesinden tabanına doğru dar bir yarık şeklindedir (%19).
- U şeklindeki fissür tipi: Tepesi ve tabanı neredeyse aynı genişliktedir (%14).
- Diğer tipler: Örneğin ters Y şeklindeki fissürler (%7).



Şekil 2.1. Fissür morfolojilerinin şematik görünümü (Avinash ve ark., 2010)

Pit ve fissür tiplerinden, V ve U tipi fissürlerin kendi kendine temizlenebilir özelliğinin varlığı ve diğer tiplere (I, IK ve Y) göre daha az çürük oluşturma riski taşıdıklarını bildirilmiştir (Nagano, 1961).

Fissür şeklinin, fissür örtücü materyalinin penetrasyonu için oldukça önemli olduğu belirtilmiştir (Grewal ve Chopra, 2008).

- V ve U tipi fissürler, fissür örtücü materyali için en iyi penetrasyonu göstermiştir.
- IK ve I tipi fissürler, fissür örtücü materyali için en düşük penetrasyonu göstermiştir.
- Y tipi fissürler için penetrasyon, IK ve I tipi fissürlere göre daha iyiyken V ve U tipi fissürlere göre ise daha düşük tespit edilmiştir.

Pit oluşumları bazen premolar ve molar dişlerin kusplarında görülür. Merkez pit ve fissürlere göre kron içine doğru kısa uzantılar gösterirler ve bu oluşumlar premolar ve molar dişler için benzerlik gösterir (Galil ve Gwinnett, 1975).

2.2. Pit ve Fissür Çürüklerinin Önlenmesi İçin Uygulanan Yöntemler

2.2.1. Ağız ve Diş Bakımı

Ağız ve diş sağlığını bozan en önemli etiyolojik faktörlerden biri mikrobiyal dental plaktır (Güngör ve ark., 1999). Diş yüzeylerinde biriken dental plağın etkili şekilde uzaklaştırılmaması sonucu içerisindeki toksik ürünler ağız diş sağlığını olumsuz yönde etkilemektedir (Kallestal ve Matsson, 1990).

Çocuklarda koruyucu diş hekimliği uygulamaları, mevcut dişleri çürük oluşumundan önce korumaya yönelik hizmetleri kapsamaktadır. Böylece çocuğun daha iyi beslenmesi, açık ve net konuşması, sonuç olarak genel sağlığının pozitif yönde etkilenmesi sağlanır. Çocuk ve diş hekiminin işbirliği ile gerçekleştirilecek olan diş fırçalama, diş ipi kullanma, diyet düzenlemesi, flor uygulamaları ve rutin diş hekimi kontrollerinin aksatılmadan yerine getirilmesi, çocuğa ömür boyu sürecek iyi bir ağız ve diş sağlığı kazandırabilir (Güler ve ark., 2012).

2.2.2. Antimikrobiyal Ajanların Kullanımı

Diş çürüğü plak ile ilişkili bir hastalıktır. Plak mikroorganizmalarına karşı kimyasal maddeler kullanılarak çürük profilaksi uygulaması gerçekleştirilebilir. Yüksek çürük riskli bireylerde, diş fırçalama ile yapılan mekanik temizliği desteklemek amacı ile antimikrobiyal ajanlardan faydalanılmaktadır. Ağız içerisinde kullanılan antiplak ajanlar; ağız gargaraları, spreyleyler, diş macunları, jeller, sakızlar ve çiğnenen pastiller ya da uzun süreli salınım yapan verniklerdir (Fejerskov ve Kidd, 2008).

Kimyasal plak kontrolünde tercih edilen antimikrobiyal ajanlardan biri klorheksidin diglukonattır. Bakteri ile uzun süreli temasında hücre duvarını zayıflatır ve bakteri yapısına zarar verir. Bunun yanında Streptococcus mutans sayısını da kontrol edebildiği bilinmektedir. Günde iki kez yapılan klorheksidin gargara plak oluşumunu neredeyse tamamen engeller. Bu etkiyi sükroz veya glikozun dental

plaktaki pH'ını düşürerek gösterir (Autio-Gold, 2008). Altı yaş dişinin tam olarak sürmediği çocuk hastalarda, fissürleri korumak amacıyla klorheksidin vernik uygulamalarının etkili olabileceği bildirilmiştir (Decker ve ark., 2005).

2.2.3. Flor Uygulamaları

Biyolojik açıdan ele alındığında flor bir eser elementtir. Biyolojik yapılar içinde çok küçük miktarlarda bulunur ve bu oran 'ppm' olarak ifade edilir. Tüm elementler içinde en reaktif ve en elektronegatiflerden biri olan flor, çevresindeki elementlerle çok çabuk reaksiyona girdiğinden doğada daha çok bileşikler halinde bulunur (Kaminsky ve ark., 1990). Flor içerdiği bilinen yaklaşık 150 mineralden en çok görülen formlar; flor spat (CaF_2 , % 49 F), floropatit ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6\text{F}_2$, % 3 F) ve kriyolit (Na_3AlF_6 , % 54 F)'tir (Ertürk, 2006).

Florların çürük önlemedeki rolleri, genel halk sağlığı alanındaki en başarılı uygulamalardan biridir. Flor diş çürüğü insidansını azaltır ve mevcut çürük lezyonların ilerlemesini yavaşlatır veya remineralizasyonunu sağlar. Pit ve fissür örtücüler, dikkatle yapılan oral hijyen uygulamaları, uygun diyet kontrolü çürüğü önlemeye ve kontrolüne katkı sağlar; ancak bu konuda en etkili ve yaygın kullanım flor uygulamalarıdır (Bratthall ve ark., 1996).

Florlar, diş hekimliğinde sistemik ve topikal olmak üzere iki şekilde uygulanmaktadır. Topikal flor uygulama yöntemlerine; diş hekimleri tarafından uygulanan jeller, solüsyonlar, patlar, cilalar, vernikler, restoratif materyaller, yavaş flor salan apareyler ve hastalar tarafından kullanılan florlu diş macunları, gargaralar, diş ipleri, florlu sakızlar örnek verilebilir (Fejerskov ve Kidd, 2008).

Temel bir prensip olarak, florun diş çürükleri üzerindeki yararlı etkileri, dişlerin ağız boşluğunda görünmesinden sonra topikal etkisine bağlıdır. Sistemik flor kullanımına bağlı zararlı etkiler, diş gelişimi sırasında sistemik absorpsiyona bağlı olarak ortaya çıkar ve bu da diş florozuna neden olur (Fejerskov ve Kidd, 2008). Çürük önlemede flor, dişin sürme öncesi dönemde minenin yapısına katılmasından daha çok sürme sonrası dönemde ağız içinde düşük konsantrasyonlarda ve sürekli bulunması ile etkilidir (Ulusoy, 2010; Gaffar ve ark., 1997).

Sürme sonrası dönemde florların dişleri çürüğe karşı dirençli hale getirme mekanizmaları (Jenkins, 1963; Ogaard, 1990; Ten Cate, 1990) ;

- Minenin asit ataklarına karşı direncini artırmak
- Minenin maturasyon düzeyini artırmak
- Başlangıç lezyonlarının remineralizasyonuna katkıda bulunmak
- Mikroorganizmalar üzerine inhibisyon etkisi göstermektir.

Florun topikal etkisi ile mine yüzeyindeki hidroksiapatit kristalleri iyonize olur ve açığa çıkan kalsiyum ile reaksiyona giren flor, kalsiyum florid (CaF_2) kristallerini oluşturur. Oluşan bu tabaka ağız ortamında flor rezervuarı görür ve mine kristallerine flor iyonu salarak florapatite dönüşmelerini sağlar. Yapılan çalışmalarda, minedeki flor konsantrasyonu yüksek seviyelere ulaştığında çürüğe karşı yeterli direncin sağlandığı görülmüştür (Civelek ve ark. 2004; Tatevossian, 1990).

Koruyucu tedavi kapsamındaki flor uygulamaları, diş çürüklerinin insidansında önemli ölçüde azalma sağlarken, pit ve fissür çürüklerinde düz yüzeyler kadar başarı sağlanamadığı bildirilmiştir (Eronat, 1995).

2.3. Pit ve Fissür Örtücüler

Pit ve fissür örtücüler, çürük oluşumuna sebep olan bakteriler ile besin kaynağı arasında bir bariyer görevi görerek çürüğe yatkın okluzal pit ve fissürlerin korunmasını sağlayan materyaller olarak tanımlanmaktadır (Simonsen, 2002).

2.3.1. Pit ve Fissür Örtücülerin Tarihçesi

Pit ve fissür örtücü uygulamaları 18. yüzyılın başlarına uzanmaktadır. Wilson 1895 yılında fissürlerin çinko fosfat siman ile örtülmesini önermiştir (Wilson, 1895). Hyatt ise, çürük oluşumu açısından şüpheli tüm pit ve fissürlerin, profilaktik odontomi olarak tanımladığı mekanik preparasyonun ardından amalgamla restorasyonunu tarif etmiştir (Hyatt, 1923). Bodecker 1929'da, profilatik odontomi tekniğini geliştirmiş ve yalnızca derin fissürlerin aşındırılarak düzleştirildiği 'fissür eradikasyon' tekniğini sunmuştur (Bodecker, 1929).

Dişlerin pit ve fissür yüzeylerinin yüksek çürük duyarlılığı uzun yıllardan beri bilinmektedir ve okluzal çürükleri önlemek için çeşitli teknikler önerilmiştir. Bu tekniklerden hiçbiri, 1955'de Buonocore'un rezin uygulamasından önce mine yüzeyini pürüzlendirmek amacıyla asit kullandığı teknik kadar başarılı olmamıştır (Arhakis ve ark., 2007; Buonocore, 1955). Fissür örtücü materyali olarak siyanoakrilat, poliüretan, polikarboksilat siman ve Bis-GMA kullanılmıştır.

Asitle pürüzlendirme tekniği ile uygulanacak olan ilk fissür örtücüler siyanoakrilat monomer yapısındadır ve 1967 yılında piyasaya sürülmüştür (Cueto ve Buonocore, 1967). Bağlanma kuvveti ve aşınma direncinin düşük olması, zamanla oral kavitede bakteriyel bozulmaya uğraması ve toksik etkilerinden dolayı siyanoakrilatların fissür örtücü materyal olarak kullanılması uygun görülmemiştir. Fissür örtücü olarak denenen poliüretan türevlerinin ise kimyasal stabilizasyonunun sağlanamadığı hatta 2, 3 ay içinde tamamen parçalarına ayrıldığı görülmüştür (Craig, 1997; Lee ve ark., 1972).

Birçok rezin materyal ile yapılan denemelerden sonra 1960'ların sonlarında fissürlere iyi bağlanma özelliği gösteren Bis-GMA rezinleri geliştirilmiştir ve Amerikan Diş Hekimleri Birliği (American Dental Association-ADA) tarafından 1983 tarihinde fissür örtücü olarak kullanımına onay verilmiştir (Pinkham ve ark., 2009). Bis-GMA rezin içerikli fissür örtücüler minenin asitlenmesini takiben güçlü bir şekilde mineye bağlanmakta ve yüksek akışkan özelliği ile fissürlere çok iyi penetre olabilmektedir (Pereira ve ark., 2003).

Yapısındaki flor salınabilme özelliği ile dişleri çürüğe karşı koruyan cam iyonomer simanlar ilk olarak McLean ve Wilson tarafından fissür örtücü materyal olarak kullanılmıştır (Wilson ve Kent, 1972). Cam iyonomerlerin olumsuz özelliklerini azaltmak amacıyla yapısına rezin ilave edilmiş ve hibrit iyonomer olarak adlandırılan rezin modifiye cam iyonomer ve poliasit modifiye kompozit rezin materyaller geliştirilmiştir. Bu materyallerin fissür örtücü tipleri günümüzde kullanılmaya devam etmektedir (Elbay, 2007).

2.3.2. Pit ve Fissür Örtücülerde Bulunması Gereken Özellikler

İdeal bir pit ve fissür örtücüde olması gereken özellikler şu şekilde sıralanabilir (Bromo ve ark., 2011; Perez-Lajarin ve ark., 2003);

- Ağız ve diş dokuları için biyouyumlu olmalıdır.
- Fissürlere iyi yerleşecek şekilde viskozitesi düşük, akışkanlığı yüksek olmalıdır.
- Uygulaması kolay olmalıdır.
- Sertleşmesi sırasında boyutsal değişim göstermemelidir.
- Çeşitli sıvı ve iyonların geçişine izin vermemelidir.
- Termal ve mekanik özellikleri diş dokularına benzemelidir.
- Yeterli tutuculuğa sahip olmalı ve uygulandıktan sonra dişte uzun süre kalmalıdır.
- Ağızdaki tüm fonksiyonel kuvvetlere dirençli olmalıdır.
- Çürük önleyici etkileri olmalıdır.

2.3.3. Pit ve Fissür Örtücü Endikasyonları

Pit ve fissür örtücü uygulama endikasyonları konusunda araştırmacılar arasında görüş birliği sağlanamamış olsa da ADA'nın 2008 yılında yayınladığı rehberde pit ve fissür örtücü uygulanmasına karar verirken; hasta seçimi, diş seçimi, dişlerin sürme düzeyi ve sürme zamanının dikkate alınması gerektiği bildirilmiştir (Beauchamp ve ark., 2008). Ayrıca fissür örtücü uygulamasına karar verirken hastanın tıbbi hikayesi, çürük aktivitesi, ailenin sosyoekonomik durumu, oral hijyen ve beslenme alışkanlığı, flor alım düzeyi göz önünde bulundurulmalıdır (Tinanoff ve Douglass, 2002).

Pit ve fissür morfolojisi iyi değerlendirilmelidir. Sondun takıldığı derin pit ve fissürlere sahip dişler fissür örtücü uygulaması için endikasyon oluştururken, geniş ve kolaylıkla temizlenebilen pit ve fissürlere fissür örtücü uygulanmasının gerekmediği bildirilmiştir (Locker ve ark., 2003).

Sistemik hastalığı bulunan, mental veya fiziksel engeli olan hastaların tüm fissürlerine fissür örtücü uygulanması gerektiği belirtilmiştir (Welbury ve ark., 2004).

Aproksimal çürük teşhisi bulunan dişler için planlanan restorasyon kavitesi, okluzal pit ve fissürleri içermeyen konservatif bir yaklaşıma sahip ise bu pit ve fissürlere fissür örtücü uygulanması gerekmektedir (Locker ve ark., 2003).

Bazı araştırmacılara göre daimi büyük azı dişlerin çürük risk seviyesi sürme sonrası 2-4 yıl içinde en yüksek iken, dişin sürmesinden 4 yıl veya daha fazla süre geçtikten sonra çürük oluşumu gözlenmeyen dişlere fissür örtücü uygulamasının gerek olmadığı bildirilmiştir (Ahovuo-Saloranta ve ark., 2008; Ripa, 1985). Buna karşın çürük riskinin her yaşta var olduğunu savunan araştırmacılar ise, fissür örtücü uygulamasına karar verirken dişin sürmesinden sonra geçen zamandan daha çok çürük risk faktörlerinin değerlendirilmesinin daha uygun olacağını belirtmişlerdir (Locker ve ark., 2003; Welbury ve ark., 2004).

Çocuklarda süt dişlenme dönemindeki çürük varlığının, daimi dişlenme dönemi için çürük riskini artırdığı ileri sürülmektedir (Rethman, 2000). Süt dişlenme döneminde yüksek çürük riskine sahip çocukların ise daimi birinci büyük azı dişleri sürer sürmez fissür örtücü uygulanması gerektiği belirtilmektedir. Ayrıca bireyin herhangi bir birinci büyük azı dişinde okluzal çürük lezyonu tespit edildiğinde tüm daimi birinci ve ikinci büyük azı dişlerine fissür örtücü uygulanması endikedir (Welbury ve ark., 2004). Süt dişlenme dönemini çürüksüz geçiren çocukların daimi birinci büyük azı dişlerine fissür örtücü uygulanmasının gerekmediği bildirilmiştir. Bunun gibi çürük riski bulunmayan bireylerin düzenli aralıklarla kontrol edilmesinin yeterli olduğu ve sadece derin fissürlere koruyucu amaçlı fissür örtücü uygulanması önerilmiştir.

2014 yılında ‘Amerikan Pediatrik Diş Hekimliği Akademisi’nin (American Academy of Pediatric Dentistry-AAPD) yayınladığı rehber, minenin kavitasyon oluşmamış başlangıç çürük lezyonu içeren pit ve fissürlere fissür örtücü uygulamanın çürüğün ilerlemesini engellediğini; ancak kontrol randevuları ile takip edilmesi gerektiğini önermişlerdir (Crall ve Donly, 2015). Yapılan bir çalışmada mine-dentin sınırını az geçmiş çürük lezyonu üzerine uygulanan fissür örtücülerin, kavitasyon oluşmamış lezyonlarda %83, kavitasyon oluşmuş lezyonlarda %65 oranında başarılı olduğu tespit edilmiştir (Griffin ve ark., 2008).

Fissür örtücü uygulamalarında tutuculuğu etkileyen en önemli faktörlerden biri, dişin izolasyonunun sağlanarak tükürükle kontaminasyonunun engellenmesidir. Bu nedenle henüz sürmekte olan dişlerin sürmeyi tamamlayıp oklüzyona gelinceye kadar fissür örtücü uygulanmaları ertelenmelidir (Waggoner ve Siegal, 1996). Yüksek çürük risk grubundaki hastalara ise sürmekte olan dişlere nem duyarlılığı daha az olan cam iyonomer fissür örtücülerin uygulanması ve dişin izolasyonu sağlandığı dönemde rezin esaslı fissür örtücü yapılması önerilmektedir (Erdem ve Gençay, 2013).

2.3.4. Pit ve Fissür Örtücü Uygulama Basamakları

2.3.4.1. Diş Seçimi ve Okluzal Yüzeyin Temizlenmesi

Görsel diş muayenesi, dişin değerlendirilmesi ve tedavi planlaması için başlangıç noktasıdır. Okluzal yüzeylerdeki pit ve fissürlerin değerlendirilmesi, karmaşık morfolojileri nedeniyle zor olmaktadır. Klinik muayenede çürüğün tespiti için dişler kurutulmalı ve iyi aydınlatılmalıdır (Bader ve ark., 2002; Ekstrand ve ark., 2007; Kristina, 2015; Lussi, 1991).

Fissür örtücü materyal dişlere uygulanmadan önce plak ve debrislerin diş yüzeyleri ve fissürlerden uzaklaştırılması gerekmektedir (Simonsen, 2002; Tulga ve Kara, 1998; Waggoner ve Siegal, 1996). Bu amaçla yüzey temizliği için birçok yöntem kullanılmıştır. Bu yöntemler fırça, pomza, air polishing, air abrazyon, lazer uygulamaları, ultrasonik aletler, hidrojen peroksit ve profilaksi patlarıdır (Brockmann ve ark., 1990; Garcia-Godoy ve de Araujo, 1994; Tulga ve Kara, 1998; Waggoner ve Siegal, 1996).

Pomza ve fırça ile yapılan yüzey temizleme sonrası pomza partiküllerinin fissürlerde kalarak fissür örtücülerin tutuculuğunu olumsuz yönde etkilediğini belirten çalışmalar mevcuttur (Bogert ve Garcia-Godoy, 1992; Garcia-Godoy ve de Araujo, 1994). Raadal ve arkadaşları mineye asit uygulamasından önce pelikül ve plakların pomza ile dikkatli bir şekilde uzaklaştırılmasını önermiştir (Raadal ve ark., 2001). Öte yandan, Harris ve Garcia-Godoy mineyi asitle pürüzlendirmenin tek başına yumuşak plağın uzaklaştırılmasını sağladığını ve yüzey temizliği için yeterli olduğunu bildirmişlerdir (Harris ve Garcia-Godoy, 1999).

Fissür örtücü uygulamasından önce yüzeyin temizlenmesi ve pürüzlendirilmesi için air abrazyon önerilmiştir (Goldstein ve Parkins, 1994). Air abrazyon, diş yüzeyine yüksek hızlı hava basıncı ile itilen saflaştırılmış alüminyum oksit parçacıklarının akışı kullanılarak uygulanır (Black, 1945). Mekanik pürüzlendirmenin yanı sıra şüpheli fissürlerde çürüğün kaldırılmasına yardımcı olduğu söylenirse de, birçok çalışma fissür örtücü uygulanmadan önce ek preparasyon gerekliliği konusunda çelişkili sonuçlar bildirmiştir (Berry ve Ward, 1995; Yazici ve ark., 2006; Zyskind ve ark., 1998). Air abrazyonun asitle pürüzlendirme ile birlikte kullanıldığı durumlarda ise en iyi mikrosızıntı ve bağlanma sonuçları elde edilmiştir (Chan ve ark., 1999; Moritz ve ark., 1996).

Bazı çalışmalar (Lygidakis ve ark., 1994; Shapira ve Eidelman, 1986) frez kullanımı ile fissürlerden yüzeysel minenin kaldırılmasının (enameloplasty) fissür örtücünün penetrasyonunu artıracığını savunurken, bunun ek fayda sağlamayacağını bildiren çalışma da mevcuttur (Blackwood ve ark., 2002).

Okluzal fissürlerin aşındırılmadan önce temizlenmesi için %3'lük hidrojen peroksit kullanımı önerilmiştir, ancak bunun retansiyonu olumlu etkilediğine dair kesin bir kanıt yoktur (Christensen, 1992).

2.3.4.2. Nem Kontrolü (İzolasyon)

Fissür uygulama sürecindeki en kritik aşama dişin izolasyonudur (Harris ve Garcia-Godoy, 1999). Asitle pürüzlendirme sırasında veya sonrasında diş yüzeyinin tükürük ile kontaminasyonu, glikoprotein mine yüzeyine çökmesine neden olarak mine ve rezin arasındaki bağlantıyı olumsuz yönde etkilemektedir (Donnan ve Ball, 1988; Silverstone, 1984).

Rubber dam uygun şekilde yerleştirildiğinde, tedavinin başından sonuna en güvenilir nem kontrolünü sağlamaktadır. Ancak genç ve sürmesi tamamlanmamış dişlerde rubber dam klempini yerleştirmek hastayı rahatsız edebilir, hatta bazı durumlarda lokal anestezi uygulamak gerekebilir (Welbury ve ark., 2004). Pamuk rulolar ile dikkatli bir şekilde izolasyon sağlamanın da rubber dama benzer retansiyon sonuçları verdiği bildirilmiştir (Lygidakis ve ark., 1994). Pamuk rulo izolasyonu, dişe klemp yerleştirme ve lokal anestezi gerektirmemesi gibi avantajlar

sağlarken, yeterli izolasyonun sağlanması için bir asistan kullanımı ile dört elli diş hekimliği gerektirmesi en büyük dezavantajdır (Cooper, 1974; Wood ve ark., 1989).

2.3.4.3. Pürüzlendirme ve Bağlanma

Pürüzlendirmenin amacı temiz, kuru, buzlu bir yüzey elde etmektir (Manton ve Messer, 1995). Bu amaçla en sık konsantrasyonu %30-50 arasındaki ortofosforik asit kullanılır. Konsantrasyondaki küçük değişikliklerin pürüzlendirilmiş yüzeyin kalitesini etkilemediği görülmüştür (Waggoner ve Siegal, 1996). Yapılan bir çalışmada ikinci süt azı ve daimi birinci büyük azılara 15, 30, 45, 60 saniyelik aşındırma süreleri uygulanmış ve bir yıl sonraki takibinde retansiyon açısından herhangi bir farklılık görülmemiştir (Duggal ve ark., 1997).

2.3.4.4. Yıkama ve Kurulama

Fissür örtücü üreticilerinin çoğu asidi uzaklaştırmak için diş 20-30 saniye yıkamayı önerir. Dikkat edilmesi gereken en önemli şey yıkama işleminin, pürüzlendirme için kullanılan ajanın diş yüzeyinden tamamen uzaklaştıracak kadar uzun olmasını sağlamaktır. Diş hava ile kurutulduktan sonra kireçli, buzlu bir görünüm elde edilir. Aksi takdirde diş yüzeyine 15-20 saniye boyunca tekrar pürüzlendirme işlemi uygulanmalıdır (Manton ve Messer, 1995; Waggoner ve Siegal, 1996).

2.3.4.5. Fissür Örtücü Uygulama

Fissür örtücülerin uzun vadeli klinik başarısı uygulama sırasındaki problemler ile yakından ilişkilidir. Fissürlerde küçük hava kabarcığı oluşması sıkça rastlanılan problemlerden biridir. Böyle bir durumda polimerizasyondan önce fissür örtücü materyalinin bir fırça ya da özel uçlu bir aplikatör yardımı ile pit ve fissürlere doğru akması sağlanmalıdır (Kristina, 2015).

2.3.4.6. Polimerizasyon

Işıkla sertleşen fissür örtücülerde oluşabilecek kontaminasyonu minimuma indirebilmek için fissür örtücü yerleştirilmesinden hemen sonra üretici firmanın önerileri doğrultusunda polimerizasyon başlatılmalıdır. Fissür örtücü materyalinin pit ve fissürlerin derinliğine iyi penetre olması için polimerizasyon süresinin

mikromekanik tutuculuk için kritik önem taşıdığı bildirilmiştir (Chosack ve Eidelman, 1988).

2.3.5. Fissür Örtücü Uygulama Teknikleri

Pit ve fissür örtücüler invaziv, invaziv olmayan ve koruyucu rezin restorasyonu olmak üzere 3 şekilde uygulanırlar.

2.3.5.1. İnvaziv Teknik

İnvaziv teknik, derin, dar pit ve fissürlerin frez yardımı ile genişletilmesinin ardından fissür örtücünün tatbik edildiği uygulamadır. Bu teknik, fissür girişinin temizlenmesi, başlangıç çürüklerinin incelenmesine olanak sağlaması ve mine-dentin birleşimine doğru olası çürüğün derecesinin belirlenmesi için önerilmiştir (De Craene ve ark., 1988).

İn vitro çalışmalar, hem süt hem de daimi dişlerde invaziv teknik ile uygulanan asit ve fissür örtücü materyalinin fissürlerin daha derinlerine penetrasyonunu sağladığını bildirmişlerdir. Aynı zamanda fissür örtücü materyalinin tutuculuğu için yüzey alanının arttığını göstermişlerdir (Feldens ve ark., 1994; Garcia-Godoy ve de Araujo, 1994).

İnvaziv teknik ile fissürlerdeki organik materyal, plak ve minedeki prizmasız tabaka uzaklaştırıldığından fissür örtücünün penetrasyonunun artırıldığı bildirilmiştir (Burrow ve ark., 2001; Salama ve Al-Hammad, 2002). Ayrıca bu teknik klinik çürük teşhisinin güç olduğu fissürlerde daha güvenli çalışma imkanı sağlamaktadır (Sungurtekin ve ark., 2010).

Bununla birlikte invaziv yöntem ile sağlıklı bir dişin okluzal yüzeyinden fissür tabanını genişletmek için minenin uzaklaştırılması sonucunda fissür sisteminin dengesi bozulmakta ve çocuğun turlu aletler ya da air-abrazyona gereksiz şekilde maruz kalmasına neden olmaktadır. Bu bilgiler doğrultusunda, yeterli bağlanma elde edilmesi için fissürlerdeki organik debrisin çıkarılmasına ihtiyaç duyulduğunda turlu alet ile sağlıklı diş dokusunun çıkarılmasının gereksiz ve istenmeyen uygulama olduğu sonucuna varılmıştır (Kristina, 2015).

2.3.5.2. İnvaziv Olmayan (Non-ınvaziv) Teknik

İnvaziv olmayan teknik, klinik ve radyografik olarak çürük tespit edilmemiş dişlerin çürük açısından şüpheli pit ve fissürlerine herhangi bir doku kaldırılmadan uygulanan fissür örtücü uygulama tekniğidir (Meiers ve Jensen, 1984).

Rezin esaslı ve cam iyonomer esaslı fissür örtücülerin invaziv ve non-invaziv teknikleri kullanılarak mikrosızıntı ve penetrasyonlarının değerlendirildiği bir çalışmada invaziv teknik penetrasyon açısından %80 başarı göstermiş ve mikrosızıntı açısından non-invazive göre biraz daha iyi bulunmuştur (Herle ve ark., 2004). Buna karşın De Craene ve arkadaşları iki yıllık klinik çalışmalarında invaziv teknik ile non-invaziv tekniğin retansiyon açısından önemli farklılıklar göstermediğini belirtmişlerdir (De Craene ve ark., 1989). İnvaziv ve non-invaziv teknikler arasında seçim yapmak halen tartışmalı bir konudur.

2.3.5.3. Koruyucu Rezin Restorasyon

Fissür örtücüler, genellikle çürük olmayan pit ve fissürlerin koruyucu ve önleyici tedavisinde kullanılır. Buna ek olarak minimal veya şüpheli çürükleri olan pit ve fissürleri tedavi etmek için de kullanılabilir (Raadal, 1978). Bu tekniği koruyucu rezin restorasyon olarak kabul eden Simonsen, minimal diş yapısının kaldırılmasıyla erken evrede çürük lezyonları restore etmek ve aynı zamanda muhtemel çürük gelişimine karşı diş korumak için önermiştir (Simonsen, 1978; Swift, 1987).

Koruyucu rezin restorasyon, amalgam restorasyonların sağlıklı diş yapısına zarar vermesi, marjinlerde ve prepare edilmemiş fissürlerde ikincil çürük oluşturma riski, kenar sızıntısı ile tekrarlayan çürük oluşumu gibi problemlerin elimine edildiği koruyucu bir yöntemdir (Swift, 1987).

Koruyucu rezin restorasyonu, şüpheli çürük veya fissürlerin durumunu değerlendirmek, bunun yanında sığ pit ve fissür çürüklerini tedavi etmek için uygulanabilir. Ayrıca dolgu materyalinin nüfuzunu engelleyebilecek veya çürümeye neden olabilecek derin pit ve fissürlerde ve başlangıç çürüğü belirtisi olan opak kireçli görümlü pit ve fissürlerde uygulanabilirken, derin, geniş ve birden fazla yüzeyinde çürük bulunan dişlerde kontrendikedir (Henderson ve Setcos, 1985; Simonsen, 1978).

2.3.6. Pit ve Fissür Örtücü Olarak Kullanılan Materyaller

2.3.6.1. Rezin Esaslı Fissür Örtücüler

Günümüzde fissür örtücü olarak en sık tercih edilen materyal Bis-GMA polimerleridir. Bowen tarafından 1965 yılında, bisfenol A ve glisidil metakrilatın kimyasal reaksiyon ürünü olarak geliştirilmiştir (Bowen, 1982).

Rezin esaslı dental materyaller; organik kısmı oluşturan bir rezin matriks, inorganik kısım olan doldurucular ve bu ikisini birbirine bağlayan ara fazdan oluşurlar. Organik rezin matriks yapısı genellikle Bis-GMA veya üretan dimetakrilat (UDMA) gibi yüksek molekül ağırlıklı monomerlerden oluşmaktadır (Peutzfeldt, 1997).

Günümüzde rezin esaslı fissür örtücüler yapısal özellikleri dikkate alınarak doldurucu oranına, polimerizasyon şekillerine, renklerine ve flor içeriklerine göre sınıflandırılmaktadırlar (Ripa, 1993).

Doldurucu oranlarına göre rezin esaslı fissür örtücüler, doldurucusuz, yarı doldurucu ve doldurucu olarak sınıflandırılırlar (Ripa, 1993).

Fissür örtücü materyallerinin akışkanlık özelliği, mine yüzeyine tutuculuğu ve mikrosızıntıyı etkileyen en önemli faktördür. Doldurucu oranlarının farklılığı materyalin akışkanlığını ve buna bağlı olarak fissürlere penetrasyonunu etkilemektedir. Dolayısıyla doldurucusuz rezinlerin fissürlere daha iyi penetre olabildikleri ve tutuculuklarının da daha iyi olabileceği savunulmuştur (Simonsen, 2002).

Diş hekimliğinde genellikle inorganik partikül içeriği az, viskozitesi düşük, yüzey ıslatabilme yeteneği yüksek olan ve doldurucu içermeyen fissür örtücüler kullanılmaktadır. Ancak doldurucu içermeyen fissür örtücülerin aşınmaya karşı dirençlerinin düşük olması bir dezavantajdır. Aşınma direncinin artırılması ve polimerizasyon büzülmesinin azaltılması amacıyla fissür örtücülere doldurucu ilave edilmesi gündeme gelmiştir. Doldurucu materyal olarak; mikroskobik cam partikülleri, kuvars partikülleri ve kompozit rezinlerde kullanılan diğer doldurucu materyaller katılmaktadır ve böylece fissür örtücüler aşınmaya karşı daha dirençli hale getirilir (Babu ve ark., 2014).

Fissür örtücü uygulama sonrası oklüzyon yüksekliğinden kaçınmak için iyi bir oklüzyon değerlendirmesi yapılmalıdır (Waggoner ve Siegal, 1996). Dolduruculu fissür örtücüler çoğunlukla algılanabilir bir oklüzyon değişikliğine neden olurken doldurucusuz fissür örtücüler okluzal kuvvetlerin etkisiyle uyguladıktan sonra 24-48 saat içerisinde kendiliğinden aşınmakta ve okluzal uyumlamaya gerek kalmamaktadır (Simonsen, 2002).

Farklı doldurucu oranına sahip pit ve fissürlerin mikrosızıntılarının değerlendirildiği bir çalışmada, fissür örtücülerin frez veya air abrazyon ile preparasyon sonrası uygulanması mikrosızıntı açısından daha iyi sonuçlar elde edilmesini sağlamıştır (Hatibovic-Kofman ve ark., 1998).

Polimerizasyon tiplerine göre rezin esaslı fissür örtücüler; 1. Jenerasyon, 2. Jenerasyon ve 3. Jenerasyon fissür örtücüler olarak sınıflandırılır.

1. jenerasyon fissür örtücüler ultraviyole (UV) ışık ile polimerize olan fissür örtücülerdir. Fissür örtücülerin polimerizasyon reaksiyonunu başlatmak için 1970-80'lerin başında ilk olarak 365 nanometre (nm) dalga boyundaki UV ışık kullanılmıştır. Ancak UV ışığın dalga boyunun stabilize edilememesi ve uzun süre UV ışığa maruz kalmanın retina hasarına yol açması nedeniyle bu yöntem terk edilmiştir (Pinkham ve ark., 2009).

2. jenerasyon fissür örtücüler kimyasal olarak polimerize olan fissür örtücülerdir. Otopolimerizasyon sistemler olarak da isimlendirilen bu fissür örtücüler için bir bileşendeki tersiyer amin ile benzoil peroksit içeren başka bir bileşen karıştırılır. Bu iki bileşen arasındaki reaksiyon rezin materyalinin polimerizasyonunu başlatan serbest radikaller üretir (Dean, 2016.). Bu materyaller çoğunlukla 1-2 dakika içerisinde ekzotermik reaksiyonla sertleşir (Pinkham ve ark., 2009).

İki fissür örtücü sisteminin incelendiği yedi yıllık bir çalışmada, ikinci jenerasyon fissür örtücülerin tutuculuk ve çürük önleme bakımından daha üstün koruma sağladığı görülmüştür (Ripa, 1985).

3. jenerasyon fissür örtücüler görünür ışıkla polimerize olan fissür örtücülerdir. Resin monomerinin yapısında polimerizasyon reaksiyonunu başlatan kamforokinon gibi diketon başlatıcı ve reaksiyonu hızlandıran aminler bulunmaktadır. Bu foto başlatıcı sistemler ışık spektrumunun mavi bölgesine oldukça

hassastırlar ve en yüksek polimerizasyon aktivitesini 480 nm dalga boyunda gösterirler (Santini ve ark., 2013).

Polimerizasyon için kullanılan görünür ışık kaynakları; halojen ışık kaynakları ve ışık yayan diyotlar (LED; Light Emitting Diode), kuartz tungsten halojen ışık kaynakları (QTH), plazma ark ışık kaynakları ve lazer ışık kaynaklarıdır (Shah ve ark., 2007). Günümüzde daha az çalışma süresi, daha derin polimerizasyon ve daha küçük termal genleşme katsayısına neden olması bakımından modern LED cihazları tercih edilmektedir (Rahiotis ve ark., 2004).

Işıkla polimerize olan fissür örtücülerin kimyasal olarak sertleşen fissür örtücülere göre avantajları; çalışma süresinin uzun olması, polimerizasyonun hekimin kontrolünde olması, 10-20 saniye kadar kısa sürede sertleşebilmesi, karıştırma işleminin ortadan kalkmasıyla hava kabarcığı oluşumunun elimine edilmesi olarak belirtilmektedir.

Renklerine göre rezin esaslı fissür örtücüler şeffaf, opak veya renkli olarak sınıflandırılabilirler (Dean, 2016.). Opak ve renkli fissür örtücüler, uygulama ve sonraki seanslarda retansiyonlarının kontrol edilebilirliği ve ayrıca hem çocuk hem de aile tarafından rahatlıkla fark edilebilmeleri sebebi ile tercih edilmektedir. (Babu ve ark., 2014; Simonsen, 2002).

Lazer floresanslı aletler kullanılarak fissürlerin incelenmesinde, opak ve renkli fissür örtücülerin çürüğün teşhisini engelleyecekleri belirtilmiştir. Bununla beraber şeffaf, opak ve renkli fissür örtücülerin tutuculuk ve çürük önleyici etkileri açısından herhangi bir farklılık göstermedikleri bildirilmektedir (Pinkham ve ark, 2009).

Fissür örtücüler teknolojik gelişmelerle, polimerizasyon sırasında ve/veya sonrasında renk değişimini sağlayan renklendirici ajanlar içerebilirler. Bu özellik fissür örtücülerin yapısal özelliğini etkilemez, yalnızca fissür örtücü yüzeyinin ayırt edilmesine yarar sağlar (Dean, 2016).

Flor içeren rezin esaslı fissür örtücülerde florun fissür örtücünün yapısına katılması iki yolla gerçekleşmektedir (Morphis ve ark., 2000). İlki polimerize olmamış rezinin yapısına çözünebilir formda flor tuzu eklenmesiyle elde edilir. Fissür örtücü uygulandıktan sonra flor tuzları çözünerek ortama flor iyonları salınır.

İkinci yol ise, bir organik flor bileşiminin rezin yapısına kimyasal olarak bağlanması sonucu iyon değişim reaksiyonu ile yapısındaki flor iyonlarını açığa çıkarması ile gerçekleşir (Jensen ve ark., 1990; Ripa, 1993).

Çürüklerin önlenmesinde dental materyallerden salınan florun rolü, düşük konsantrasyonda ve uzun süreli emilimi ile minedeki demineralizasyonu azaltması ve remineralizasyon sürecini hızlandırmasına dayanmaktadır (Jensen ve ark., 1990).

Garcia-Godoy ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada, fissür örtücü uygulama sonrası ilk 24 saat içinde açığa çıkan flor miktarının maksimum seviyede olduğu ve daha sonra yavaş yavaş azaldığı görülürken, en yüksek konsantrasyon 3,5 µg/ml, en düşük konsantrasyon ise 0,3 µg/ml olarak bulunmuştur (Garcia-Godoy ve ark., 1997). Flor salan fissür örtücülerin uzun süreli salınım yapan flor rezervuarı görevi görememesi sonucu görünür ışıkla sertleşen fissür örtücülere göre ek bir klinik fayda sağlamadığı belirtilmiştir (Muller-Bolla ve ark., 2006; Simonsen, 2002).

Bazı araştırmacılar, flor içeren fissür örtücülerden flor salınımı ile materyalin zamanla bütünlüğünü kaybederek fiziksel özelliklerinde bozulma meydana geleceğini bildirmişlerdir (Morphis ve ark., 2000). Bunun yanında flor içeren fissür örtücülerin geleneksel fissür örtücülere göre daha düşük tutuculuk oranı gösterdiğini belirten çalışmalar mevcutken (Lygidakis ve Oulis, 1999), bazı çalışmalar tutuculukları arasında anlamlı farklılık olmadığını bildirmişlerdir (Morphis ve ark., 2000; Yıldız ve ark., 2004).

2.3.6.2. Cam İyonomer Esaslı Fissür Örtücüler

Cam iyonomer esaslı fissür örtücüler, 1974 yılında McLean ve Wilson tarafından mine ve dentine asitle pürüzlendirme gerektirmeden kimyasal olarak bağlanabilmesi ve yüksek oranda flor salınımı yaparak çürük önleyici özellik sağlaması nedeniyle kullanılmaya başlanmıştır (Aboush ve Jenkins, 1986).

Cam iyonomer esaslı fissür örtücüler toz ve likit karışımı ile asit baz reaksiyonu sonucu elde edilir. Toz kısmı florealüminosilikat cam, likit kısmı poliakrilik asit çözeltisinden oluşur (Wright ve ark., 2016). Bükülme, aşınma ve korozyona düşük direnç gösteren cam iyonomer esaslı fissür örtücülerin en büyük dezavantajı tutuculuklarının yetersizliğidir. Bu olumsuz özellikleri gidermek amacıyla materyale Hidroksietil mateakrilat (HEMA) ilave edilmiştir (Gizani, 2018).

Cam iyonomer esaslı fissür örtücüler yapılarındaki hidrofilik özelliğinden dolayı uygulama sırasında nem ve tükürükten rezin materyallere kıyasla daha az etkilenmektedir (Gizani, 2018). Bu sebeple yüksek çürük aktivitesi olan ve nem kontrolünün sağlanamadığı erüpsiyon dönemindeki daimi azı dişlerin okluzal yüzeylerine geçici fissür örtücü materyali olarak uygulanması önerilmektedir. (Welbury ve ark., 2004). Ayrıca cam iyonomer esaslı fissür örtücüler, izolasyonun sağlanamadığı ve kooperasyon problemi yaşanan çocukların süt azı dişlerindeki fissürler için de tavsiye edilmiştir (Dean, 2016).

Cam iyonomer esaslı fissür örtücülerin geleneksel rezin içerikli fissür örtücülere göre ek avantajı flor salmasıdır (Lindemeyer, 2007). Ayrıca minenin demineralizasyona karşı direncini arttırdığı ve fissür örtücünün klinik olarak parsiyel ya da total kaybında bile fissür derinliklerinde bir miktar kaldığı ve kalan materyalin flor salınımına devam ederek okluzal çürükleri önleyebileceği bildirilmiştir. Bunun aksine rezin esaslı fissür örtücülerin tutuculuklarını kaybetmeleri ile koruyucu etkileri sona ermektedir (Ahovuo-Saloranta ve ark., 2008; Beirut ve ark., 2006; Mejare ve ark., 2003).

Cam iyonomer esaslı fissür örtücülerin sertleşme reaksiyonu sırasında tükürük ile erken kontaminasyonu, tutuculuğunu olumsuz etkileyerek fissür örtücünün erken kaybına yol açmaktadır (Babu ve ark., 2014). Birçok çalışma cam iyonomer esaslı fissür örtücülerin tutuculuklarının rezin içerikliliğe göre daha düşük olduğunu bildirmiştir (Boksman ve ark., 1987; Forss ve ark., 1994; Raadal ve ark., 1996).

2.3.6.3. Rezin Modifiye Cam İyonomer Esaslı Fissür Örtücüler

Geleneksel cam iyonomer simanların flor salınımı ve çürük önleyici etkileri gibi olumlu özelliklerinin devam ettirilerek, düşük aşınma direnci, zayıf estetik görünüm, başlangıç reaksiyonunda neme olan aşırı hassasiyeti gibi olumsuz fiziksel özelliklerini gidermek amacıyla rezin modifiye cam iyonomer simanlar (RMCİS) geliştirilmiştir (Aranda ve Garcia-Godoy, 1995; Futatsuki ve ark., 2001; Papacchini ve ak., 2005).

RMCİS'ler hibrit iyonomerler olarak da adlandırılırlar ve geleneksel cam iyonomerlerin asit-baz reaksiyonuna ek olarak ışıkla sertleşme mekanizmasına

sahiptirler. Rezin komponentin ışıkla aktivasyonu ile başlayan polimerizasyon, yavaş asit-baz reaksiyonu ile devam etmektedir. Materyalin yapısına ilave edilen rezinin çapraz bağlar arasına girmesi sonucu asit-baz reaksiyonunda yavaşlama görülmesine rağmen fiziksel özelliklerin gelişimi sağlanmıştır (Anstice ve Nicholson, 1995).

RMCİS ve rezin içerikli fissür örtücülerin klinik başarılarının değerlendirildiği 2 yıllık bir çalışmada RMCİS esaslı fissür örtücülerin retansiyonunun daha düşük olduğu tespit edilmiştir (Rajic ve ark., 2000). Retansiyondaki olumsuzluklara rağmen RMCİS esaslı fissür örtücüler ile rezin esaslı fissür örtücülerin çürük önleyici özelliklerinin benzer olduğu bildirilmiştir (Yengopal ve ark., 2009).

2.3.6.4. Kompomer (Poliasitle Modifiye Kompozit Rezin) Esaslı Fissür Örtücüler

Kompomerler, geleneksel kompozit rezinlerin iyi estetik özelliklerini ve cam iyonomer simanların adezyon ve flor salınım özelliğini birleştirmek amacıyla tasarlanmış yeni bir materyal olarak 1990'ların başında piyasaya sürülmüştür. Materyalin adı ana komponenti olan kompozitten gelen 'comp' ve iyonomerden gelen 'omer' birleşiminden oluşmuştur (Nicholson, 2007).

Kompomerler temel olarak hidrofobiktir ve diş dokularına bağlanma yeteneği zayıftır (Martin ve ark., 1997). Flor salınım düzeyleri geleneksel kompozit rezinlerden yüksek olsa da cam iyonomer simanlardan önemli ölçüde daha düşüktür ve flor reşarj yeteneğine sahip değildir (Najma Hajira ve Meena, 2015).

Kompomerlerin aşınma direnci, çekme ve bükülmeye karşı dayanıklılık gibi mekanik özellikleri cam iyonomer ve rezin modifiye cam iyonomerlerden daha üstün özelliktedir. Ancak kompozit rezinlerin materyal özelliklerini tam olarak yansıtamamaktadır. Diş yüzeyine kimyasal olarak bağlanan cam iyonomer simanların aksine, optimum adezyonun elde edilebilmesi için kompomer uygulamadan önce mine ve dentin yüzeyine bonding ajanı uygulanması gerekmektedir (Hickel ve Manhart, 1999).

Kompomerlerin kimyasal özellikleri geleneksel cam iyonomerlere kıyasla rezin kompozitlere daha yakındır. Estetik özellik ve bitirme/parlatma işlemleri

açısından kompomerler geleneksel ve rezin modifiye cam iyonomerlerden daha üstündürler (Marks ve ark., 2000). Kompomerlerin geliştirilmesinden sonra fissür örtücü olarak kullanılabilmeleri amacıyla akıcı formları üretilmiştir.

Kompomer esaslı fissür örtücülerin rezin esaslı ve ormoser esaslı fissür örtücüler ile karşılaştırıldığı bir klinik çalışmada, materyaller retansiyon, marjinal bütünlük ve çürük oluşumu açısından 12 ve 24 aylık periyotlarla değerlendirilmiştir. Kompomer esaslı fissür örtücüler retansiyon açısından diğer materyallere göre daha düşük sonuçlar gösterirken, marjinal bütünlük ve çürük oluşumu bakımından benzer sonuçlar göstermiştir (Yılmaz ve ark., 2010).

2.3.6.5. Ormoser Esaslı Fissür Örtücüler

“Organically-Modified Ceramics” kelimelerinin ilk hecelerinden adını alan ormoser, biyouyumlu ve polimerizasyon büzülmesinin önemli ölçüde azaltıldığı bir materyal olarak 1998 yılında tanıtılmıştır (Hickel ve ark., 1998; Manhart ve ark., 2000).

Geleneksel kompozitlerin aksine, ormoser matriksi sadece organik değil aynı zamanda inorganik komponent de içerir. Bu sayede monomerler artık monomer salınımını azaltan matrikse daha iyi gömülmektedir (Zimmerli ve ark., 2010).

Ormoserler temel olarak organik ve inorganik kısımlar ve polisiloksanlar olmak üzere üç bileşenden oluşurlar. Bu bileşenlerin oranları materyalin mekanik, termal ve optik özelliklerini etkilemektedir. Organik polimerler polarite, çapraz bağlanma, sertlik ve optik özellikleri etkilerken, cam ve seramik bileşenler gibi inorganik bileşenler ise termal genleşme ve kimyasal stabiliteden sorumludur. Polisiloksanlar ise esnekliği ve işlenebilirliği etkilemektedir (Zimmerli ve ark., 2010).

Ormoser restorasyonların değerlendirildiği bir ve iki yıllık klinik çalışmalarda, materyal zayıf marjinal adaptasyon ve adezyon göstermesi nedeniyle sınıf V restorasyonların endikasyonu konusunda şüphe uyandırmıştır (Rosin ve ark., 2007; Rosin ve ark., 2003). Yapılan başka bir çalışmada ise ormoser ve Bis-GMA içerikli sistemler arasında restorasyonun uzun ömürlülüğü arasında fark bulunmamıştır (Bottenberg ve ark., 2007).

Ormoserler; mine ve dentine kabul edilebilir düzeyde adezyon sağlaması, biyouyumlu olması, kondanase edilebilir ve kolay manüple edilebilir olması, polimerizasyon büzülmesinde önemli ölçüde azalma göstermesi ve estetik açıdan iyi sonuçlar vermesi gibi avantajlara sahiptir (Altun, 2005). Böylece restoratif olarak kullanılan materyalin fissür örtücü olarak kullanılabilen tipleri geliştirilmiştir.

Ormoser ve cam iyonomer içerikli fissür örtücülerle yapılan iki yıllık bir klinik çalışma sonucunda retansiyon ve marjinal bütünlük bakımından benzer sonuçlar elde edilmiş, ancak çürük önleyici olarak cam iyonomer içerikli fissür örtücülerin daha başarılı olduğu bildirilmiştir (Guler ve Yilmaz, 2013).

2.3.6.6. Giomer Esaslı Fissür Örtücüler

Flor iyonunun mine-dentin yapısını güçlendirmesi ve dekalsifiye mine ile dentinin remineralizasyonuna yardımcı olması gibi etkileriyle karyostatik aktiviteleri olduğu bilinmektedir (Fejerskov ve ark., 1981).

Flor iyonu salınımı, cam doldurucularının çekirdek yüzeylerindeki asit-baz reaksiyon fazının oluşumundan kaynaklanmaktadır. Kompozit rezin sistemlerin fiziksel özellikleri korunarak, geleneksel cam iyonomerler gibi flor salınımı ve reşarj etme özelliklerinin kazandırılması amacıyla yapılarına önceden reaksiyona girmiş cam (Pre-Reactive, Glass-PRG) doldurucular eklenerek giomer materyali geliştirilmiştir (Itota ve ark., 2004a; Najma Hajira ve Meena, 2015). Giomerler (Glass iyonomer + polymer), flor salma özelliği olan ve PRG dolduruculardan oluşan adeziv materyallerdir (Ikemura ve ark., 2003).

PRG doldurucular, su varlığında fluoroaluminasilikat cam ile polialkenoik asit arasındaki asit-baz reaksiyonu sonucu oluşan ıslak silikalı bir hidrojel ile elde edilirler. Mevcut ıslak siliköz hidrojel dondurma ve kurutma işlemleri ile neminden arındırılıp belirli boyutlarda öğütülerek silanize edilir ve oluşan PRG doldurucular rezin içerisine katılır (Ikemura ve ark., 2003).

PRG doldurucular, cam iyonomerin asitle reaksiyon derecesine bağlı olarak yüzey reaksiyon tipi (Surface reaction type, S-PRG) ve tam reaksiyon tipi (Full reaction type, F-PRG) olmak üzere iki gruba ayrılırlar (Ikemura ve ark., 2008). Son zamanlarda üç katmanlı yapıdan oluşan modifiye S-PRG doldurucular geliştirilmiş ve bu yapı sayesinde materyal nemin zararlı etkilerinden korunmuştur. Bunun

yanında uzun süreli dayanıklılığı sağlayarak flor salınım ve reşarj gerçekleşmesine izin veren bir çeşit stabil cam iyonomer oluşturulmuştur. Fujimoto, modifiye S-PRG doldurucular ile flor iyonu salınımının yanında alüminyum (Al), bor (B), sodyum (Na), silisyum (Si), ve stronsiyum (Sr) gibi iyonların da salındığını bildirmiştir. Al iyonu hipersensitivite kontrolü sağlarken, B iyonu bakteriyel adezyonu önler, Sr ise asit tamponlama etkisi ile aside karşı direnci artırır. (Fujimoto ve ark., 2010).

Farklı tip fissür örtücülerin kullanıldığı bir çalışmada cam iyonomer fissür örtücülerin flor salınımının en yüksek düzeyde olduğu, rezin içerikli fissür örtücülerin ise flor reşarj özelliği göstermediği bildirilmiştir (Koga ve ark., 2004). Buna karşın cam iyonomer fissür örtücüler rezin içeriklilere kıyasla önemli ölçüde zayıf retansiyon özellik gösterirken, yüksek mikrosızıntı değerleri bildirilmiştir (Kuşgöz ve ark., 2010; Subramaniam ve ark., 2008). Bu olumsuz özellikleri elimine etmek amacıyla, son zamanlarda S-PRG dolduruculu rezin içerikli fissür örtücüler geliştirilmiştir (Ito ve ark., 2011).

Itota ve arkadaşları giomerlerden salınan toplam flor miktarının kompomer ve rezin kompozitlerden daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir (Itota, 2004a). Yapay tükürükle flor salınımının değerlendirildiği başka bir çalışmada ise 1 ppm'lik değer yalnızca geleneksel cam iyonomer siman, rezin modifiye cam iyonomer siman ve giomerler ile elde edilmiştir (Najma Hajira ve Meena, 2015).

Giomer esaslı fissür örtücüler, ilk olarak BeautiSealant adıyla piyasaya sunulmuştur. Self-etch tekniği ile uygulanan bu materyal, kendine ait bir primer ile kullanıldığı takdirde asitle pürüzlendirme ve yıkama işlemleri gerektirmemektedir. (Shofu, 2014). Bu basamağın elimine edilmesi, asitle pürüzlendirme işlemi sırasında ortaya çıkabilecek olumsuzlukları ortadan kaldırırken, klinik işlem süresini azaltarak hasta ve hekim için zaman tasarrufu sağlar (Dhillon ve Pathak, 2012; Özer S ve ark., 2016). Bu durum materyalin çocuk hastalarda kolay uygulanması açısından avantaj sağlamaktadır.

Giomer esaslı fissür örtücü materyalinin laktik asit solüsyonu ile teması sonucu başlangıç pH değeri 4 olan solüsyon çeşitli iyonların salınımıyla hızla yükselerek nötr pH değerine ulaşmaktadır (Kaga ve ark., 2014). S-PRG dolduruculu rezin içerikli fissür örtücülerden yüksek miktarda salınan Sr ve B iyonları diş

mineralizasyonunda önemli bir rol oynadığı; hatta flor ile birlikte mine remineralizasyonunu arttırdığı bildirilmiştir (Shimazu ve ark., 2011). Ayrıca, Sr, F ve B iyonlarının antibakteriyel etkiye sahip oldukları belirtilmiştir.

2.3.6.7. Cam Karbomer Esaslı Fissür Örtücüler

Cam karbomerler düşük çözünürlük, yüksek aşınma direnci, basınç ve eğilme kuvvetini artırmak amacıyla cam iyonmer simanlardan geliştirilerek özel olarak tasarlanmış monomer içermeyen biyoaktif materyallerdir (Kristina, 2015). Bu materyal nano boyutta toz partiküller ve florapatit içerirken, likit olarak poliakrilik asitten oluşur (Altan ve ark., 2013).

Materyalin partiküllerinin nano boyutlu olması temas yüzeyini artırır ve bu sayede likiti poliakrilik asit ile temasa geçmesi durumunda sertleşme mekanizmasını kolaylaştırırken aynı zamanda daha hızlı remineralizasyon etki gösterilmesini sağlar (Koenraads ve ark., 2009).

Cam karbomerlerin klinik uygulaması geleneksel cam iyonmer simanlara benzerdir; ancak sertleşme reaksiyonu sırasında ısı uygulaması önerilir. Isı kullanımının cam karbomer ve geleneksel cam iyonmer simanların matriks oluşum reaksiyonunu hızlandırması beklenir (Menne-Happ ve Ilie, 2013).

Yapılan bir çalışmada cam karbomer, hızlı sertleşen geleneksel cam iyonmer simanlardan daha düşük mikrosızıntı değerleri göstermiştir (Gorseta ve ark., 2014). Ayrıca cam karbomerler geleneksel cam iyonmerlere göre daha yüksek eğilme ve kesme dayanımı göstermiştir (Glavina ve ark., 2009; Gorseta ve ark., 2009). Ek olarak, bu materyalin mine içerisindeki apatit kristalleri ile yer değiştirerek mine benzeri yapı oluşturabileceği bildirilmiştir (Van Duinen ve ark., 2004).

Cam karbomer ve rezin esaslı fissür örtücünün 1 yıllık klinik takibinin yapıldığı bir çalışmada, retansiyon oranı ve ikincil çürük oluşumu karşılaştırıldığında her iki grup için retansiyon oranı %75 olarak belirlenmiş ve sekonder çürük oluşumu açısından da benzer sonuçlar göstermiştir. (Gorseta ve ark., 2014). Buna karşılık Chen ve arkadaşlarının klinik çalışmasında ise cam karbomer, cam iyonmer ve rezin içerikli fissür örtücüler karşılaştırılmış ve iki yılın sonunda en düşük retansiyonu cam karbomer içerikli fissür örtücüler göstermiştir (Chen ve ark., 2012).

Cam karbomer esaslı fissür örtücüler nispeten düşük retansiyon göstermelerine rağmen, uygulanan dişlerde düşük oranda çürük oluşumu gözlenmiştir. Bu durum, materyalin klinik olarak tamamen kaybı söz konusu olsa bile fissürlerde gözle görülmeyecek kadar küçük partikül fissür örtücü materyali kalabilmesiyle açıklanmıştır (Park ve ark., 1993).

Yapılan SEM (Taramalı Elektron Mikroskobu) analizi, fissür örtücülerde kayıpların meydana gelmesi durumunda fissürlerde çürük önleyici etkiye sahip olabilecek yeterli materyal kalıntısı olduğunu göstermiştir (Gorseta ve ark., 2014).

Çocuk diş hekimliğinde bu materyalin önemli bir avantajı, kooperasyon sorunu yaşanan çocuklarda uygulama esnasında nem toleransı sağlamasıdır. (Subramaniam ve ark., 2015). Bununla birlikte cam karbomer fissür örtücüler, çocuklarda sağlık risklerine neden olabilen Bisfenol-A monomerlerini ve organik çözücülerini içermez (Eng ve ark., 2013).

2.3.6.8. Amorf Kalsiyum Fosfat (ACP) Esaslı Fissür Örtücüler

Süt ve süt ürünlerinin çürük önleyici etkiye sahip olduğu uzun yıllardır bilinmektedir. Bu amaçla, sütteki kazein proteininin tripsin enzimi ile parçalanması sonucu sütte koruyucu özelliği olan kazein fosfopeptid (CPP) elde edilmiştir. CPP, kalsiyum fosfatı stabilize edebilmek için kazein fosfopeptid-amorf kalsiyum fosfat (CPP-ACP) kompleksini oluşturur (Reynolds, 1998).

Son yıllarda, kalsiyum ve fosfat dahil olmak üzere çürük önleyici bileşenlerinin salınması yoluyla diş yapısının onarımını uyarabilen biyolojik olarak aktif restoratif materyaller geliştirilmektedir. Bu materyaller genellikle "akıllı kompozitler" olarak adlandırılır ve bir polimer bağlayıcı içinde kapsüllenmiş biyoaktif doldurucu olarak amorf kalsiyum fosfat (ACP) içerirler (Schumacher ve ark., 2007).

ACP kompozitlerinden salınan kalsiyum ve fosfat iyonları, özellikle bakteriyel plak veya asidik gıdaların neden olduğu ağız ortamında meydana gelen değişikliklere cevaben dişlerde ve kemikte doğal olarak bulunan hidroksiapatite benzeyen apatitik bir mineral olarak diş yapılarında birikirler (Skrtec ve ark., 1996). ACP kompozitleri kaviteasyonun az olduğu çürüklerin tedavisinde ve plakların birikimini önlemek amacıyla dişlerin pit ve fissürlerinde kullanılır. Ayrıca ortodontik

yapıştırıcı olarak kullanılabilirler, bant ve braketlerin etrafında yaygın olarak görülen mine demineralizasyonunu önlerler. Ayrıca, bu remineralize/ antidemineralize ACP kompozitleri, amalgam veya rezin kompozitlerin altına kaide materyali olarak veya çürüğe yatkın olan tükürük disfonksiyonu olan hastalarda geçici restorasyonlar olarak kullanılabilir (Skrtic ve ark., 2004).

Çürük lezyonları remineralize etme veya çürük gelişimini en aza indirme potansiyeline sahip ajanlar olarak; tükürük veya diğer kaynaklardan sağlanan kalsiyum ve fosfat iyonları, topikal veya sistemik alınan flor iyonları sayılabilir. Tükürükte bulunan kalsiyum fosfat iyonları, diş yapısındaki mineral kaybına karşı doğal bir savunma oluşturur. Ek bir çürük kontrolü yöntemi olarak, oral ortamda mevcut olan flor, demineralizasyonu azaltıp ve remineralizasyonu güçlendirerek diş yapısında önemli bir rol oynar (Silva ve ark., 2010). Yapılan bir çalışma, diş macunu veya ağız gargaraları ile alınan kalsiyum ve fosfat iyonlarının remineralizasyonu gerçekleştirdiğini ve aynı zamanda flor geri emilimini artırdığını göstermiştir (Schemehorn ve ark., 1999).

Kishor ve arkadaşları, 6-9 yaş aralığındaki çocukların 1. azı dişlerine uyguladığı ACP ve flor esaslı rezin fissür örtücüleri karşılaştırmış ve istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulamamıştır. Ancak ACP içerikli fissür örtücülerin daha iyi retansiyon gösterdiklerini bildirmiştir (Kishor ve ark., 2013). ACP ve flor esaslı rezin fissür örtücülerin çürük önleyici etkilerinin incelendiği başka bir çalışmada ise iki remineralizasyon ajanının birlikte kullanımının demineralizasyonu önlemede oldukça etkili olduğunu savunmuşlardır (Delben ve ark., 2015).

2.4. Polimer ve Polimerizasyon

Polimerler; çok sayıda aynı veya farklı atomik grupların kimyasal bağlarla, az veya çok düzenli bir biçimde bağlanarak oluşturduğu uzun zincirli yüksek molekül ağırlıklı bileşiklerdir. Polimerler ‘monomer’ denilen birimlerin bir araya gelmesiyle oluşmaktadır. Tek bir polimer zincirinde binlerce veya milyonlarca monomer bulunur (Altay ve Okudan, 2011).

Polimerizasyon tepkimeleri sonucu monomer molekülleri polimere dönüşür ve bu olaya polimerizasyon (polimerleşme) denir. Polimerlerin sentezi temelde basamaklı polimerizasyon (kondensasyon polimerizasyonu) ve katılma

polimerizasyonu (zincir polimerizasyonu) olarak iki yöntemle gerçekleşir. Katılma polimerizasyonu ayrıca kendi içerisinde iki alt gruba ayrılır. Zincir büyümesini sağlayan aktif merkezler radikalik karakterde ise, radikalik zincir polimerizasyonu (radikalik polimerizasyon), iyonik karakterde ise, iyonik zincir polimerizasyonu (iyonik polimerizasyon) tanımlamaları kullanılır (Saçak, 2002).

Polimerler genel olarak çizgisel, dallanmış ve çapraz bağlı yapılar olarak 3 farklı formda bulunmaktadır. Çapraz bağ oranının fazla olması ağ yapılı polimere yol açar (Saçak, 2002). Çizgisel ve dallanmış formdaki yapılarda atomlar birbirine zayıf fiziksel bağlarla bağlanmıştır. Çapraz bağlantılı yapılar ise kovalent bağlarla bağlanmış atomların bir ağ yapısı oluşturması sonucu oluşur. Çapraz bağlantılı polimerler çizgisel formdaki polimerlerle karşılaştırıldığında daha iyi mekanik özelliklere sahiptir ve dolayısıyla rezin materyallerin dayanıklılığını arttırdığı için önemlidir (Paul ve ark., 1999).

Polimer sentezinde birden fazla tür monomer kullanılabilir. Zincir boyunca tek bir kimyasal yapı yer alırsa homopolimer, iki farklı monomer birimi söz konusu ise kopolimer adını alır (Saçak, 2002).

Polimerizasyon oluşumu başlıca üç kısımdan oluşur. Bunlar; başlama, çoğalma ve sonlanma basamaklarıdır.

Başlatıcılar monomerin kimyasal yapısını etkileyerek, monomer içinde bulunan atomları başka atomlar ile bağ kuracak hale getirirler. Böylece monomerler uygun kimyasallarla polimerleşecek hale getirilmiş olur. Oluşan aktif monomerler, başka monomerlerle birleşerek iki veya daha fazla monomer zinciri oluştururlar. Monomer zincirinde bulunan aktif uçlar pasifleşerek yapı daha karalı bir hal alır. Böylece polimerizasyon tamamlanır (Saçak, 2002).

'Polimerizasyon derecesi' ya da 'konversiyon' terimleri polimerizasyon süresince monomerlerin polimere dönüşüm miktarına verilen addır. Aynı zamanda karbon çift bağlarının tek bağlara dönüşme miktarının yüzde cinsinden karşılığıdır. Reaksiyon boyunca polimere dönüşmeden kalan artık monomerler materyal yapısında bozukluğa yol açarak restorasyonun başarısızlıkla sonuçlanmasına neden olacaktır. Polimerizasyon derecesi yüksek olduğunda reaksiyona girmeyen artık monomer miktarı azalmakta ve rezin materyalin fiziksel özellikleri gelişmektedir. Bu

nedenle ideal bir rezin materyalin yüksek polimerizasyon derecesine sahip olması yani monomerlerin en yüksek düzeyde polimerize edilmesi gerekmektedir (Dewaele ve ark., 2006)

2.5. Reaksiyona Girmemiş Artık Monomer

İdeal olarak gerçekleşen bir polimerizasyon işleminde monomerlerin tüm karbon çift bağları reaksiyona girerek polimer zincirine katılması beklenir. Fakat polimerizasyon reaksiyonu esnasında moleküllerin polimer zincirine katılmasıyla viskozite artmakta ve monomerlerin polimere dönüşümü yavaşlamaktadır. Bu durum polimerizasyon işleminin sonuna doğru materyalin içerisinde reaksiyona girmemiş monomer miktarının reaksiyonun başlangıç anına göre azalmış olmasına ve artmış viskoziteden dolayı monomerlerin hareketliliğini kısıtlanması sonucu monomerin polimerizasyon alanlarına difüzyonunun yavaşlamasına bağlı olabilmektedir. Sonuç olarak bir miktar monomer, reaksiyona katılmayıp ‘artık monomer’ olarak kalabilmektedir (Botsalı, 2008; Altunsoy ve ark., 2013).

Oksijen varlığında rezin içerisindeki serbest radikaller oksijenle reaksiyona girmeye daha eğilimlidir. Bu nedenle polimerizasyon sırasında bu radikaller oksijenle reaksiyona girerek reaktif olmayan peroksi radikalleri oluştururlar ve oksijenle temas eden yüzeylerde polimerizasyon tam olarak gerçekleşmez. Bu olaya ‘polimerizasyonun oksijen tarafından inhibisyonu’, yüzeyde oluşan tabakaya da ‘oksijen inhibisyon tabakası’ adı verilmektedir (Rueggeberg ve Margeson, 1990). Oksijen inhibisyon tabakasının restorasyonların erken döneminde salınan yüksek miktardaki artık monomerden sorumlu olduğu bildirilmiştir (Komurcuoglu ve ark., 2005). Bu nedenle rezin materyal uygulamalarında klinik prosedür olarak oksijen inhibisyon tabakası uzaklaştırılmalıdır.

Işıqla polimerize olan sistemlerde reaksiyona giren monomer çift bağlarının yüzdesi %55-80 arasında değişmektedir (Ferracane, 1994; Peutzfeldt, 1997). Karbon çift bağlarının reaksiyona girmesini etkileyen birçok faktör vardır; rezin materyalin kompozisyonu, ışığa duyarlı başlatıcıların ve inhibitörlerin tipi ve oranları, ışığın dalga boyu, yoğunluğu ve uygulama süresi, ortam ısısı, ortamda oksijenin varlığı (Komurcuoglu ve ark., 2005; Stansbury ve Dickens, 2001).

Polimerizasyonu tamamlanmamış artık monomerlerin salınımı rezin materyalden dışarıya doğru olmaktadır. Materyalin yüzeyinde ve iç yapısında oluşan deformasyonlar sonucu rezin materyallerden artık monomer salınımı zaman içerisinde gerçekleşmektedir. Reaksiyona girmeyen monomerler polimer matriks içerisinde dağılmış halde bulunmaktadır. Materyalin yapısını oluşturan monomerlerin tipi, büyüklüğü ve birbirleriyle kombinasyonu, materyalin yüzeyinde oluşan aşınma miktarı ve tükürük kompozisyonundaki değişiklikler gibi faktörlere bağlı olarak rezin materyalden değişen miktarlarda artık monomer salınımı gerçekleşebilmektedir (Tuna ve Gençbay, 2006).

Rezin içerikli fissür örtücüler kompozitlerle karşılaştırıldığında daha fazla rezin matriks ve daha az doldurucu partikül içerir. Bu durumla orantılı olarak daha yüksek miktarda monomer içerirler (Görkem Ulu Güzel ve Sönmez, 2018). Yapılan çalışmalarda, rezin esaslı restoratif materyallerden artık monomer ve bozulma ürünlerinin salındığı gözlemlenmiştir (Görkem Ulu Güzel ve Sönmez, 2018; Sideridou ve Achilias, 2005). Reaksiyona girmemiş bu artık monomerlerin ağız ortamına salınmasının biyolojik dokular üzerinde bazı riskler doğurduğu bilinmektedir (Eliades ve ark., 1995; Komurcuoglu ve ark., 2005).

2.5.1. Bisfenol-A Glisidil Metakrilat (Bis-GMA)

Bis-GMA molekülü Bowen tarafından 1960 yılında Bisfenol-A ve glisidil metakrilatın epoksi reçineye eklenmesiyle sentezlenmiştir ve rezin materyallerde kullanılan birden fazla çift bağ içeren metakrilatlardan biridir (Bowen, 1982). Yapısında rijiditeyi sağlayan iki fenil grubu ile moleküller arası hidrojen bağlantısını oluşturan hidroksil grubu moleküle visköz özellik kazandırır (Soderholm ve Mariotti, 1999). Bis-GMA oldukça visköz ve molekül ağırlığı yüksek olan bir monomer olduğundan polimerizasyon büzülmesi düşüktür. Bu özellikler sertleşmenin hızlı olmasını ve yüksek mekanik özellikte polimerin oluşmasını sağlamaktadır (Tanaka ve ark., 1991). Ayrıca Bis-GMA yapısında epoksi grubu yerine metakrilat gruplarının bulunması ağız ortamında polimerizasyonun daha hızlı gerçekleşmesini sağlamaktadır (Soderholm ve Mariotti, 1999).

Bis-GMA monomeri polimerizasyon büzülmesinin azaltılması ve polimerizasyon sırasında çapraz bağlantı yapabilme kabiliyeti gibi önemli

avantajlarının yanı sıra yüksek viskozitesi sebebiyle monomere doldurucu eklenmesini güçleştirmesi gibi dezavantajlara sahiptir (Asmussen ve Peutzfeldt, 1998). Bu problemin giderilmesi için, yüksek viskoziteli Bis-GMA monomerini seyreltmek ve daha fazla doldurucu ile birleştirilmesini sağlamak amacıyla yapısına daha düşük viskoziteli trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) gibi farklı bir monomer ilave edilmiştir (Soderholm ve Mariotti, 1999).

2.5.2. Tri Etilen Glikol Dimetakrilat (TEGDMA)

TEGDMA, monomerlerle çok sayıda bağ oluşturabilen fonksiyonel bir moleküldür. TEGDMA molekülü, Bis-GMA gibi yüksek viskoziteli monomerlerin viskozitesini azaltmak amacıyla rezin matrikse ilave edilmektedir. Ancak polimerizasyon büzülmesini arttırması bu molekülün dezavantajıdır (Peutzfeldt, 1997).

2.5.3. Üretan Dimetakrilat (UDMA)

2-hidroksil metakrilat ve 2,4,4-trimetilheksametilenediisosiyanatın reaksiyon ürünü olan UDMA, polimer matriksin içinde Bis-GMA ile aynı amaç için kullanılır (Sideridou ve Achilias, 2005). Bis-GMA ile karşılaştırıldığında benzer molekül ağırlığına sahip olmasına rağmen daha düşük viskoziteye sahiptir. Resin materyallerin yapısında UDMA tek başına veya Bis-GMA ve TEGDMA gibi diğer monomerlerle kombinasyon halinde kullanılır (Asmussen ve Peutzfeldt, 1998).

UDMA molekülü alifatik çekirdek yapısı ve iki üretan bağıyla da hidrojen bağı oluşturabilir ve bu sayede yüksek çift bağ konsantrasyonuna sahiptir (Barszczewska-Rybarek, 2009). Aynı zamanda esnek üretan bağı sayesinde, UDMA içeren resin materyalin dayanıklılığı artar (Barszczewska-Rybarek, 2009). Bunun yanında resin materyallere UDMA monomerinin eklenmesi ile materyalin adezyon kapasitesinin arttığı, ağız ortamındaki renk değişikliklerinden daha az etkilendiği, aşınma dayanımının ve sertliğinin daha fazla olduğu bildirilmektedir (Tuna ve Gençay, 2006)

2.6. Artık Monomerlerin Biyolojik Etkileri

Resin esaslı materyallerin diş hekimliğinde yaygın bir biçimde kullanılmaya başlanması, bu materyallerin biyouyumluluk açısından güvenilirliklerinin

sorgulanmasına neden olmuştur. Biyouyumluluk, bir materyalin canlı dokularla temas halindeyken lokal ve sistemik olarak toksik, alerjik, mutajenik ve karsinojenik etkilere yol açmaması olarak tanımlanmaktadır (Hanks ve ark., 1996).

Diş hekimliğinde kullanılan materyallere karşı hastalarda alerjik reaksiyon gelişebileceği pek çok çalışmada bildirilmiştir (Hensten-Pettersen, 1998; Schmalz ve Arenholt-Bindslev, 1998). Dental materyaller içeriğindeki toksik, alerjenik maddelerden dolayı ciltte bazı problemlere yol açabilir ve bu durum genellikle alerjik kontakt dermatit şeklinde görülür. Ön diş restorasyonu yapılan bir hastanın dudaklarını emmesi ile oluşan alerjik reaksiyon sonrası uygulanan patch testi TEGDMA monomerine pozitif yanıt vermiştir (Hensten-Pettersen, 1998).

Sitotoksosite; canlı hücreler üzerindeki toksik etkiyi ifade eder. Ratanasathien ve arkadaşlarının fareler üzerinde monomerlerin sitotoksik etkilerini inceledikleri bir çalışmada 24 ve 72 saatlik zaman periyodu sonunda, sitotoksosite göstergesi olan TC50 değerleri açısından monomerlerin toksisite dereceleri büyükten küçüğe Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, HEMA şeklinde sıralanmıştır ve bu monomerlerin sitotoksik etkiye sahip olduklarını bildirmişlerdir (Ratanasathien ve ark., 1995). Bu konuyla ilgili olarak primer insan gingival fibroblast hücre kültürü ile yapılan bir çalışmada, kompozit rezinlerden artık monomer ve oligomer salınımının hücre kültüründe önemli bir sitotoksositeye neden olduğu gösterilmiştir. Ayrıca monomerin polimere dönüşüm yüzdesi arttıkça sitotoksitenin azaldığı bildirilmiştir (Caughman ve ark., 1991).

Bisfenol-A (BPA) östrojene benzer (ksenöstrojen) bir sentetik yapıya sahiptir. Yapılan araştırmalar sonucunda insan ve hayvanların hormon sistemine ciddi zararlar verdiği, sadece üremeyi değil aynı zamanda vücut gelişimini ve davranışları da etkilediği bildirilmiştir (Arnich ve ark., 2011; Akyüz ve ark., 2011). Diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan fissür örtücü ve kompozit rezin materyallerinin yapısında da BPA bulunur. Yapılan bir çalışma, Bis-GMA esaslı bir fissür örtücü materyalinden salınan artık monomerlerin kültürde üretilmiş insan göğüs kanseri hücrelerinde artışa neden olduğunu ve erkek farede üreme organlarında bozukluğa yol açarak sperm sayısında azalma görüldüğü bildirilmiştir. Olea ve arkadaşları, hücresel davranışlardaki bu değişikliklerin bazı fissür

örtücülerde bulunan BPA ve türevlerinin östrojenitesine bağlı olduğunu ileri sürmüşlerdir (Olea ve ark., 1996).

BPA, yapılan in vitro deneylerde ksenöstrojen olarak görev görerek östrojen reseptörlerine bağlanır ve östrojene duyarlı hücrelerin büyümesini aktive eder. Fissür örtücülerle yapılan bir çalışmada, tükürük analizi sonucunda BPA'nın geçici bir süre arttığı ve bu durumun da östrojenik aktiviteyi artırdığı gözlenmiştir (Arenholt-Bindslev ve ark., 1999). Buna karşın yapılan diğer bir çalışmada BPA içerikli rezinlerin östrojene duyarlı hücreleri etkilediği, fakat östrojenik etkinin kısa süreli riskinin önemsiz olduğu sonucuna varılmıştır (Soderholm ve Mariotti, 1999).

Fung ve arkadaşlarının yaptığı bir klinik çalışmada rezin içerikli fissür örtücü materyali 40 bireye uygulanmış ve tedaviden sonra belirli periyotlarda tükürük ve kan örnekleri toplanmıştır. BPA, toplanan tükürük örneklerinde yalnızca 1 ve 3 saatlik periyotlarda tespit edilmiş ve tüm periyotlarda alınan kan örneklerinde ise tespit edilemediği bildirilmiştir. Bu sonuçlar doğrultusunda araştırmacılar, BPA'nın oral ortama salınsa da absorbe edilmediğini, sistemik dolaşımda tespit edilemeyecek kadar düşük miktarda bulunabileceğini ve potansiyel bir östrojenik etkiye neden olamayacağını belirtmişlerdir (Fung ve ark., 2000).

Çeşitli çalışmalar farklı analizler kullanılarak TEGDMA ve UDMA'nın farklı hücre tiplerinde genotoksik etkilerini bildirmiştir (Kleinsasser ve ark., 2004; Wisniewska-Jarosinska ve ark., 2011). "Comet Analiz" canlı hücrelerde DNA hasar tespitinde kullanılan, hızlı, basit ve çok hassas flouresan mikroskobik yöntemdir. Kleinsasser ve ark. 'comet analizi' kullanarak artık monomerlerin insan lefositlerindeki etkisini incelemiş ve TEGDMA'nın genotoksik etkisinin UDMA'dan daha fazla olduğunu bildirmiştir (Kleinsasser ve ark., 2004).

Karyojenik mikroorganizmalar, restoratif işlem sonrası meydana gelen polimerizasyon büzülmesi ile oluşan materyal ve kavite duvarı arasındaki boşluğa yerleşerek sekonder çürük oluşumuna neden olmaktadır (De Munck ve ark., 2005). Bu mikroorganizmalar için artık monomerler ise iyi bir substrat işlevi görmektedir. Yapılan in vitro bir çalışmada TEGDMA'nın *Lactobacillus acidophilus* ve *Streptococcus sobrinus* gibi karyojenik mikroorganizmaların üremesini olumlu

yönde etkilediği, Bis-GMA'nın ise Lactobacillus acidophilus'un üremesini inhibe ettiği bildirilmiştir (Hansel ve ark., 1998; Gül ve Akgül, 2013).

2.7. Artık Monomer Miktarının Belirlenmesinde Kullanılan Test Yöntemleri

Rezin esaslı materyallerin polimerizasyon derecesini belirlemek veya polimerizasyon derinliği hakkında bilgi sahibi olabilmemiz için günümüzde birçok teknik kullanılmaktadır. Bu tekniklerden bazıları şunlardır:

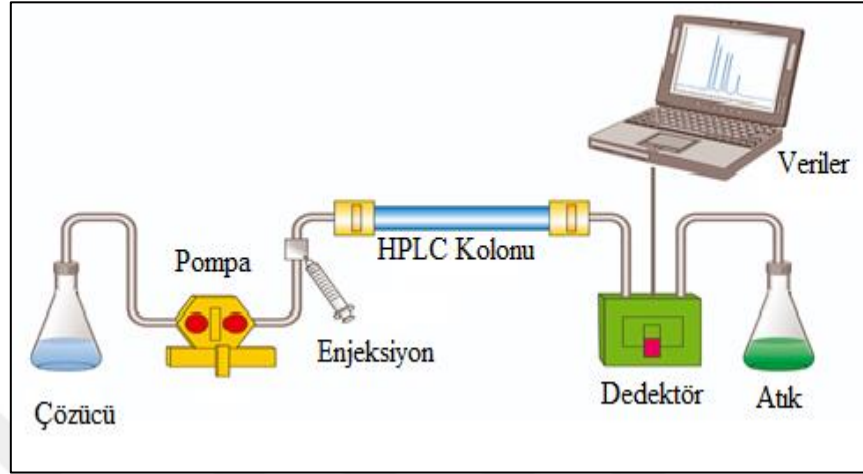
1. Ayırıcı Termal Analiz
2. Fourier Dönüşüm Spektroskopisi (FT-IR)
3. Katı Faz Nükleer Manyetik Rezonans (NMR)
4. UV Spektrofotometre
5. Çoklu İnternal Refleksiyon Spektroskopisi (MIRS)
6. Çift Bağ Değişimi
7. Yüzey Sertliği Ölçümü
8. Kromatografiler
 - Gaz Kromatografisi (GC)
 - Likit Kromatograf/Kütle Spektrometri (LC-MS)
 - Elektrospray İyonizasyon/Kütle Spektrometrisi
 - Micellar Elektrokinetik Kromatografisi
 - Yüksek Basıncılı Likit Kromatografisi (HPLC)

HPLC rezin esaslı materyallerden salınan artık monomerlerin analizi için en sık tercih edilen yöntemdir. Bu yöntem, monomerler mobil faz içerisinde çözünebildiğinden kontrolün daha kolay sağlanması, tekrarlanabilir olması, sonuçlarının güvenilir olması, hızlı, ekonomik ve seçici olmasından dolayı tercih edilmektedir (Sideridou ve Achilias, 2005).

2.8. HPLC

Kromatografisi, bir karışımda bulunan bileşenleri birbirinden ayıran ve bu sayede ayrılmış olan bileşenlerin kalitatif ve kantitatif analizlerinin yapılabildiği yöntemlerin genel adıdır. Yüksek basınçlı sıvı kromatografisi, günümüzde çok yaygın olarak kullanılan ve özellikle de bileşenlerin uçucu olması gerekmediği için makromoleküllerin ayrılmasında en çok tercih edilen kromatografik ayırma

yöntemlerinden birisidir (Snyder ve Kirkland, 1979) . HPLC; hareketli faz, sabit faz, pompa ve dedektör olmak üzere 4 ana elemandan oluşmaktadır (Şekil 2):



Şekil 2.2. HPLC sistemlerin şematik görünümü

2.8.1. Hareketli (Mobil) Faz

Analizi yapılacak örnek bileşenlerini, kolon boyunca taşıyan, çeşitli fiziksel ve kimyasal özelliklere sahip çözelti veya çözücü karışımlarından oluşur. Ölçümde kullanılacak hareketli fazın seçiminde, örnek madde bileşenlerinin özellikleri, kullanılacak sabit faz ve dedektörün özellikleri gibi birçok parametreye dikkat edilmelidir.

Hareketli faza geçilmeden önce çözelti içerisindeki çözünmüş gazların uzaklaştırılması gerekmektedir. Bu işlem yapılmadığı takdirde kolonda hava kabarcıklarının oluşması ve çözücü akış hızında azalma meydana gelmesi hatalı sonuçlara yol açar. Hareketli fazdaki çözünmüş gazları uzaklaştırmak amacıyla vakum pompası, destilasyon cihazı, ısıtma sistemi, ultrason gibi çeşitli sistemler kullanılmaktadır (Gündüz, 2007).

2.8.2. Sabit Faz

Kromatografi tekniğine göre tasarlanmış farklı materyallerden farklı ölçülerde imal edilmiş 'kolon' adı verilen sabit fazlar mevcuttur. Bu faz, hareketli faz içerisinde belli basınç ve hızla gelen bileşenlerle etkileşime girilerek onların yavaşlaması ve belli bir ölçüde alıkonularak daha geç ilerlemesine neden olur. Bu

gecikmeye ‘alikonma zamanı’ denir. Alikonma zamanı, analizi yapılan maddenin sabit fazı terk etmesi için geçen süreyi göstermektedir. Böylece belirli sabit analitik koşullar altında, her molekül için parmak izi niteliği taşıyan bir “alikonma zamanı” belirlenmektedir.

HPLC uygulamalarında kullanılan kolonların çapları ve uzunlukları yapılacak işleme göre değişir. Ancak tipik bir HPLC kolonu 3-4 mm çapında, 10-40 cm uzunluğunda paslanmaz çelikten yapılmıştır. Metalik boru şeklinde olup iç yüzeyleri çok değişik özelliklerde kaplama materyalleri ile kaplanarak analizi yapılacak bileşenler için uygun hale getirilmektedir. Kolon içerisinde bulunan dolgu partiküllerinin yarıçapları 3-20 µm arasında olmaktadır. Dolgu partiküllerinin yarıçapı ne kadar küçük olursa kolonun verimliliği o kadar artmaktadır; fakat çok küçük taneciklerin kullanılması kolonda oluşan geri basıncı artırabilir. Bu nedenle dolgu malzemeleri seçimine dikkat edilmelidir (Gündüz, 2007).

2.8.3. Pompa

HPLC uygulamalarında hareketli fazı oluşturan çözücü karışımlarının, kolon içinden belirli bir hızda ve basınçta akışını sağlayan sistemlere pompa sistemi denir. Pistonlu, vidalı (şırınga tipi) ve pnömatik olmak üzere üç tip pompa sistemi mevcuttur (Snyder ve Kirkland, 1979).

2.8.4. Dedektör

Kolon boyunca taşınan maddeye ait bileşenlerin miktar tayininin yapıldığı hassas bir detektör, modern sıvı kromatografisinin önemli bir donanımıdır (Snyder ve Kirkland, 1979). Analizde kullanılacak dedektörün türü, analiz edilecek maddenin fiziksel ve kimyasal özelliklerine göre belirlenmektedir.

HPLC için ideal bir dedektör; geniş konsantrasyon aralığında yüksek hassasiyete ve düşük gürültü seviyesine sahip olmalı, tespit edilen pik noktası hakkında niteliksel bilgi sağlamalı ve mobil fazdan bağımsız olarak yanıt verebilmelidir. Böyle bir dedektör sıcaklık ve mobil faz akışındaki değişikliklerden etkilenmemelidir (Snyder ve Kirkland, 1979).

Sıvı kromatografi dedektörleri genel ve özel amaçlı olmak üzere iki tiptir. Genel amaçlı dedektörler, hareketli fazın kırma indisini, dielektrik sabitini,

yoğunluğunu ölçen dedektör sistemleridir. Buna karşılık özel amaçlı dedektörler, analitin UV absorpsiyonunu, floresansını ve difüzyon akımını ölçer. HPLC’de kullanılan dedektörler; UV Dedektör, Floresans Dedektör, İnfrared Dedektörleri, Kırma indisi Dedektörleri, Elektrokimyasal Dedektör ve Kütle Spektroskopik Dedektör şeklinde sıralanabilir (Gündüz, 2007). Çalışmamızda UV esaslı Diyod-Array Dedektör (DAD) kullanılmıştır.

HPLC sistemlerinde analiz kısaca şu şekilde özetlenebilir;

- Analizi yapılacak olan örneklerin farklı konsantrasyonlarda standart çözeltileri hazırlanması ve kolona enjekte edilmesi, hareketli faz sıvısı pompa vasıtasıyla yüksek basınç altında kolondan geçirilerek uygun dedektöre tanıtılması,
- Böylece bileşenlerin kolondaki alıkonma sürelerine göre pik yüksekliğinin veya alanın dedektör tarafından belirlenmesi,
- Pik yüksekliği veya alanına karşılık gelen kalibrasyon grafiğinin çizilmesi,
- Kalibrasyon grafiği ile analiz edilen örneğin konsantrasyonunun belirlenmesi (Yıldız ve ark., 1997).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu tez çalışması, Ordu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalına rutin diş tedavileri için başvuran, amacımıza uygun olacak şekilde belirlenen kriterleri taşıyan ve çalışmamıza katılmayı kabul eden hastalar üzerinde yürütülmüştür. Ordu Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurul Başkanlığı'nın 12/04/2018 tarih ve 2018/78 sayılı karar uyarınca gerekli etik kurul onayı alındıktan sonra çalışmaya başlanmıştır.

3.1. Gereçler

3.1.1. Örneklem Boyutunun Belirlenmesi

Çalışmaya başlamadan önce doğru örneklem boyutunun belirlenmesi ve çalışmanın güvenilirliğini sağlamak amacıyla istatistiksel güç analizi yapılmıştır. Örneklem boyutunu belirlemek amacıyla Cebe ve arkadaşları tarafından yapılan çalışma dikkate alınmıştır (Cebe ve ark., 2015). Yapılan güç analizi ile anlamlılık düzeyi 0,05, güç %95 alınarak gerekli olan minimum örnek sayısı grup başına 5 olarak belirlenmiştir. Çalışma esnasında karşılaşılabilecek olası aksaklıkları minimize etmek açısından her gruptaki hasta sayısı 7 olacak şekilde toplam 35 hasta katılımı sağlanmıştır. Örnek büyüklüğünü hesaplamak için G*Power 3.1.9.2 istatistik programı ve F tests - ANOVA: Fixed effects, omnibus, one-way modülü kullanılmıştır.

Tablo 3.1. Araştırmaya dahil edilen bireylerin cinsiyet dağılımı

	GC Fuji TRIAGE	Fissurit FX	Clinpro™ Sealant	Helioseal	Aegis
Kız	4	5	2	3	4
Erkek	3	2	5	4	3
Toplam	7	7	7	7	7

Tablo 3.2. Araştırmaya dahil edilen bireylerin kronolojik yaş ortalaması

	GC Fuji TRIAGE	Fissurit FX	Clinpro™ Sealant	Helioseal	Aegis
Kız	13,58±1,28	14,43±1,60	13,11±0,97	12,16±0,25	13,54±1,09
Erkek	13,91±1,18	12,18±1,32	12,90±0,76	13,92±1,14	13,37±1,24
Toplam	13,72± 1,15	13,78± 1,78	12,95± 0,75	13,16± 1,24	13,47± 1,06

3.1.2. Hasta Seçim Kriterleri

Çalışmaya, Ordu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalına rutin kontrol için başvuran, daimi dişlenme döneminde olan, herhangi bir diş tedavi hikayesi bulunmayan ve çürüksüz daimi birinci azı dişlere sahip, fissür örtücü uygulama endikasyonu bulunan hastalar dahil edilmiştir.

Pit ve fissür örtücü uygulaması öncesinde hastaların ebeveynlerinden ayrıntılı tıbbi ve dental anamnezler alınmıştır. Herhangi bir akut veya kronik sistemik rahatsızlığı bulunmayan hastalar çalışmaya dahil edilmiştir. Bu çalışma, yaşları 12-15 arasında değişen 18 kız, 17 erkek olmak üzere toplam 35 çocuk hasta üzerinde yürütülmüştür.

Araştırmaya dahil edilen tüm hastalar ve ebeveynleri yapılacak tedavi ile ilgili yazılı ve sözlü olarak bilgilendirilmiş ve ebeveynlere bilgilendirilmiş onam formları imzalatıldıktan sonra klinik işlemlere geçilmiştir.

3.1.3. Kullanılan Fissür Örtücü Materyaller

Bu çalışmada 5 farklı özelliğe sahip fissür örtücü kullanılmıştır. Tüm fissür örtücüler üretici firmanın önerileri doğrultusunda uygulanmıştır.

- 1- Kimyasal olarak sertleşen, flor içeren, cam iyonomer içerikli **GC Fuji TRIAGE** (GC Fuji TRIAGE, Pink, GC US),
- 2- Işıkla polimerize olan, flor içeren ve yüksek doldurucu içeriğine sahip olan rezin esaslı **Fissurit FX** (VOCO, Hamburg, Germany),

- 3- Işıkla polimerize olan, polimerizasyon sırasında renk değişim özelliğine sahip olan, flor içeren ve düşük doldurucu içeriğine sahip rezin esaslı **Clinpro™ Sealant** (3M ESPE, St. Paul, MN, USA),
- 4- Işıkla polimerize olan, flor içermeyen, doldurucusuz, rezin esaslı **Helioseal** (Ivoclar/Vivadent, Liechtenstein, Germany) ve
- 5- Işıkla polimerize olan, amorföz kalsiyum fosfat içerikli **Aegis** (Keystone Bosworth®Company, USA) fissür örtücü.

Kullanılan tüm pit ve fissür örtücülerin fotoğrafları Şekil 3.1-3.5’de ve içerikleri Tablo 3.3-3.7’de sunulmuştur.



Şekil 3.1. GC Fuji TRIAGE

Tablo 3.3. GC Fuji TRIAGE’ye ait özellikler

Ticari Adı	GC Fuji TRIAGE
Üretici Firma	GC Corporation, Tokyo, Japan
Kimyasal içeriği	Poliakrilik asit, polikarboksilik asit, Alüminoflorosilikat ve distile su
Doldurucu Partikül	Toz: alümina-floro-silikat Likit: poliakrilik asit



Şekil 3.2. Fissurit FX

Tablo 3.4. Fissurit FX'e ait özellikler

Ticari Adı	Fissurit FX
Üretici Firma	VOCO, Hamburg, Germany
Kimyasal içeriği	Bis-GMA, TEGDMA, UDMA, % 2 NaF
Doldurucu Partikül	%55 oranında inorganik ve cam iyonomer doldurucu



Şekil 3.3 Clinpro™ Sealant

Tablo 3.5. Clinpro™ Sealant'a ait özellikler

Ticari Adı	Clinpro™ Sealant
Üretici Firma	3M ESPE, St. Paul, MN, USA
Kimyasal içeriği	Bis-GMA, TEGDMA, Tetrabütülamonyum tetrafloroborat, Titanyum Dioksit
Doldurucu Partikül	%6 oranında güçlendirilmiş inorganik doldurucu (Silane edilmiş amorf silika)



Şekil 3.4. Helioseal

Tablo 3.6. Helioseal'a ait özellikler

Ticari Adı	Helioseal
Üretici Firma	Ivoclar/Vivadent, Liechtenstein, Germany
Kimyasal içeriği	Bis-GMA, TEGDMA (> %97), Titanyum Dioksit (%2), Stabilizatör ve Katalizör (%1)
Doldurucu Partikül	Doldurucusuz



Şekil 3.5. Aegis

Tablo 3.7. Aegis'e ait özellikler

Ticari Adı	Aegis
Üretici Firma	Keystone Bosworth@Company, USA
Kimyasal içeriği	UDMA, Mono- ve di-metakrilat rezin
Doldurucu Partikül	%38 amorfoz kalsiyum fosfat doldurucu partikül

3.1.4. Klinik Protokol ve Çalışma Grupları

Çalışmanın dahil edilme kriterlerini sağlayan 35 çocuk hastanın, toplam 140 daimi birinci büyük azı dişine, non-invaziv yöntemle fissür örtücü uygulanmıştır. Fissür örtücü uygulama işleminden önce tüm dişlerin okluzal yüzeyleri çürük teşhis cihazıyla (DIAGNOdent Pen, Kavo, Bieberach, Germany) değerlendirilmiş ve mine yüzeyi 'sağlam' kabul edilen dişlere sahip hastalar çalışmaya dahil edilmiştir. Çalışma dahilindeki tüm diş yüzeyleri kıl fırça ve suyla temizlenmiş, dişlerin nem ve tükürük kontaminasyonundan engellenmesi amacıyla steril pamuk rulo ile izolasyonu sağlanmıştır.

Fissür örtücü tipi dikkate alınarak her grupta 7 hasta olacak şekilde 5 çalışma grubu oluşturulmuştur. Grup numaralarının bulunduğu mühürlü zarflar hastaya sunulmuş ve hasta tarafından seçilen zarfa göre hastanın tedavi grubu belirlenmiştir. Her hastada tek tip fissür örtücü, üretici firmanın önerileri doğrultusunda











uygulanmıştır. Her hasta grubunda polimerizasyon Valo Cordless (Ultradent, South Jordan, UT, USA) ışık cihazı ile sağlanmıştır. Polimerizasyon sonrası oksijen inhibisyon zonunun kaldırılması amacıyla fissür örtücü uygulanan diş yüzeyleri nemli pamuk rulo ile ovalanmış ve hastaların ağızlarını su ile çalkalatılması sağlanmıştır.

Tablo 3.8. Materyallerin içeriklerine göre çalışma grupları	
Gruplar	Kullanılan Fissür Örtücü Tipi
Grup 1 (Kontrol)	Cam iyonomer esaslı fissür örtücü
Grup 2	Rezin ve flor esaslı doldurucu oranı yüksek fissür örtücü
Grup 3	Rezin ve flor esaslı doldurucu oranı düşük fissür örtücü
Grup 4	Rezin esaslı flor içermeyen doldurucusuz fissür örtücü
Grup 5	Amorfoz kalsiyum fosfat esaslı fissür örtücü



Şekil 3.6. Çalışmada kullanılan ışık cihazı

Tablo 3.9. Materyallerin uygulanma prosedürleri

	Uygulama Prosedürü	İşlem öncesi	İşlem sonrası
GC Fuji TRIAGE (GC, Tokyo, Japan)	<ul style="list-style-type: none">• Pamuk rulo ile izolasyon• 15 sn kavite kondisyoneri uygulama• Durulama ve kurulama• Fissür örtücü uygulama• Yaklaşık 2^{1/2} dk polimerizasyonu için bekleme		
Fissurit FX (Voco, Germany)	<ul style="list-style-type: none">• Pamuk rulo ile izolasyon• 15-30 sn süreyle %37'lik fosforik asit jel• 20 sn hava-su spreji uygulama• Fissür örtücü uygulama• Yaklaşık 15 sn bekleme• LED ile 20 sn polimerizasyon		
Clinpro™ Sealant (3M ESPE, St. Paul, MN, USA)	<ul style="list-style-type: none">• Pamuk rulo ile izolasyon• 15-30 sn süreyle %37'lik fosforik asit jel• 20 sn hava-su spreji uygulama• Fissür örtücü uygulama• Yaklaşık 15 sn bekleme• LED ile 20 sn polimerizasyon		
Helioseal (Ivoclar/ Vivadent, Liechtenstein, Germany)	<ul style="list-style-type: none">• Pamuk rulo ile izolasyon• 15-30 sn süreyle %37'lik fosforik asit jel• 20 sn hava-su spreji uygulama• Fissür örtücü uygulama• Yaklaşık 15 sn bekleme• LED ile 20 sn polimerizasyon		
Aegis (Keystone Bosworth® Company, USA)	<ul style="list-style-type: none">• Pamuk rulo ile izolasyon• 15-30 sn süreyle %37'lik fosforik asit jel• 20 sn hava-su spreji uygulama• Fissür örtücü uygulama• Yaklaşık 15 sn bekleme• LED ile 20 sn polimerizasyon		

Çalışmaya dahil edilen tüm hastalardan artık monomer miktarının tespiti ve karşılaştırılması için 4 farklı zaman periyodunda tükürük örnekleri toplanmıştır. Her grup için belirlenen tükürük örneklerinin toplanma zamanı Tablo 3.10.'daki gibidir.

Tablo 3.10. Tükürük örneklerinin toplandığı zaman periyotları

T1	Fissür örtücü uygulamadan hemen önce
T2	Fissür örtücü uygulamasından hemen sonra
T3	Fissür örtücü uygulamasını takiben 1 saat sonra
T4	Fissür örtücü uygulamasını takiben 24 saat sonra

3.1.5. Artık Monomer Miktarının Belirlenmesinde Kullanılan Gereçler

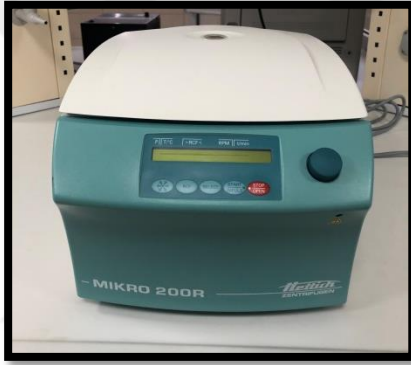
- HPLC cihazı (Dionex Ultimate 3000, Thermo Fisher Scientific, ABD)
- Analitik kolon (250x4,6mm Thermo Fisher Scientific, Sunnyvale, CA, USA)
- Hassas terazi (XP2U Ultra-Mikro Terazi, Mettler Toledo, ABD)
- İnkübatör (IN75, Memmert, Schwabach, Almanya)
- Mikrosantrifüj cihazı (220-R, Hettich-Zentrifugen, Tuttlingen, Almanya)
- Vorteks (MX-F, Dragon Lab. Tumwater, ABD)



Şekil 3.7. Çalışmada kullanılan HPLC cihazı



Şekil 3.8. C18 Ters Faz Analitik Kolon



Şekil 3.9. Mikrosantrifüj Cihazı



Şekil 3.10. Vorteks



Şekil 3.11. Hassas Terazi



Şekil 3.12. İnkübatör

Ayrıca kimyasal olarak aşağıdaki sıvılar kullanılmıştır (Şekil 3.13-3.14)

- Bis-GMA (Sigma Aldrich, St Louis, MO, ABD)
- TEGDMA (Sigma Aldrich, St Louis, MO, ABD)
- UDMA (Sigma Aldrich, St Louis, MO, ABD)
- %99,9'luk asetonitril (Sigma Aldrich, 34851)
- %99,8'lik etanol (Sigma Aldrich,34852)



Şekil 3.13. Sigma Aldrich marka %99,8'lik etanol ve %99,9'luk asetonitril



Şekil 3.14. Standart olarak kullanılan saf monomer çözeltileri

Tablo 3.11. Standart monomerlere ait özellikler			
	Bis-GMA	TEGDMA	UDMA
Ticari Adı	Bisfenol A Glisidil Dimetakrilat	Trietilen Glikol Dimetakrilat	Üretan Dimetakrilat
Üretici Firma Ürün No	Sigma-Aldrich 494356	Sigma-Aldrich 261548	Sigma-Aldrich 436909
Molekül Ağırlığı	512,59 gr/mol	286,33 gr/mol	470,57 gr/mol

3.2. Yöntem

Çalışmamızdaki fissür örtücü materyali uygulamaları ve uygulamayı takiben tükürük örneklerinin toplanması Ordu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı Kliniğinde gerçekleştirilmiştir. Fissür örtücülerden salınan artık monomer miktarını belirlemek için yapılan analiz işlemleri ise Ordu Üniversitesi Merkez Araştırma Laboratuvarında gerçekleştirilmiştir.

3.2.1. Tükürük Örneklerinin Toplanması

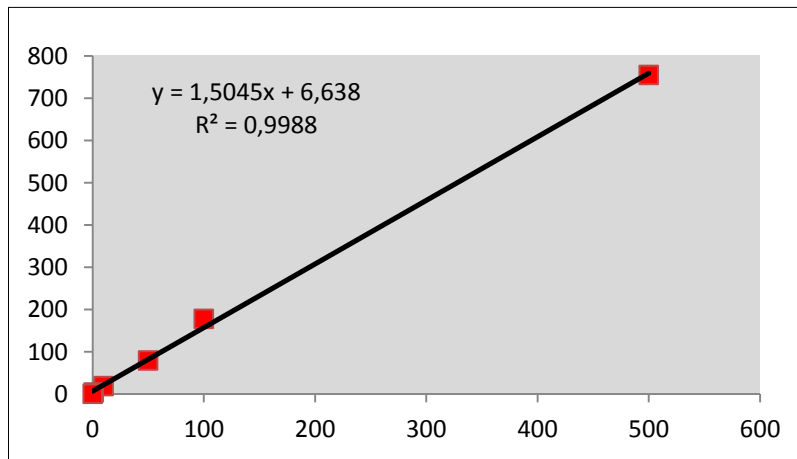
Çalışmaya dahil edilen tüm hastalardan 4 farklı zaman periyodunda uyarılmamış tükürük örnekleri toplanmıştır. Hastaların randevuları sabah saatlerine ayarlanmış, en az 2 saatlik açlık gerekliliği ve dişlerini fırçalamamaları bilgisi verilmiştir. Tükürük örnekleri, tükürük stimüle edilmeden hastalar dik oturur

pozisyonda iken 5 dk boyunca polipropilen tüplere tükürtülerek toplanmıştır. Toplanan tükürükler mikropipet yardımıyla eppendorf tüplere aktarılmıştır ve çalışma gününe kadar -80 °C’de dondurucuda bekletilmiştir.

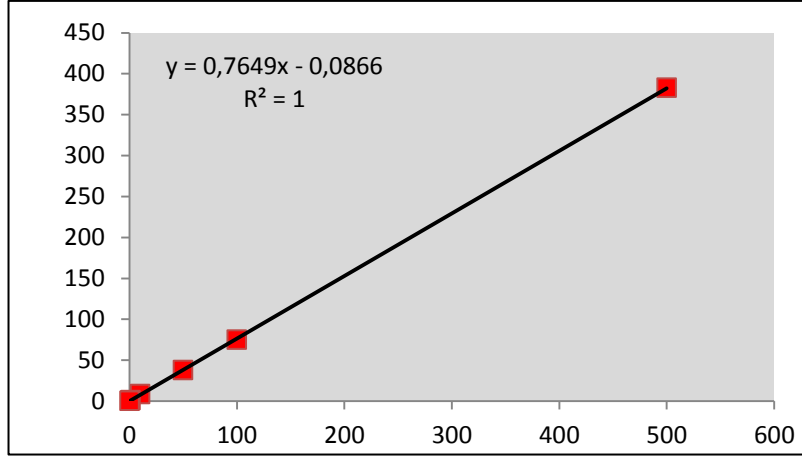
3.2.2. HPLC Cihazının Ölçüme Hazırlanması

Cihazın kromatografik şartlarının oluşturulması ve kalibrasyonunun yapılabilmesi amacıyla monomere ait standart çözeltiler seyreltilerek HPLC cihazına tanıtıldı. Seyreltme işlemi ile TEGDMA, UDMA ve Bis-GMA monomerlerinin 0,1, 1, 10, 50, 100 ve 500 ppm’lik çözeltileri elde edilerek HPLC cihazına enjekte edildi. Analiz süresince faz A (asetonitril-su 50:50, v/v) ve faz B (asetonitril-su 75:25, v/v) olarak iki tip mobil faz kullanıldı. Akış hızı 1 ml/dk olup enjeksiyon hacmi 25 µl olarak belirlendi. Kolon fırınının sıcaklığı 37 °C’dir. Kromatogramlar her bir monomerin en iyi absorpsiyon gösterdiği dalga boyu olan 210 nm’de elde edildi.

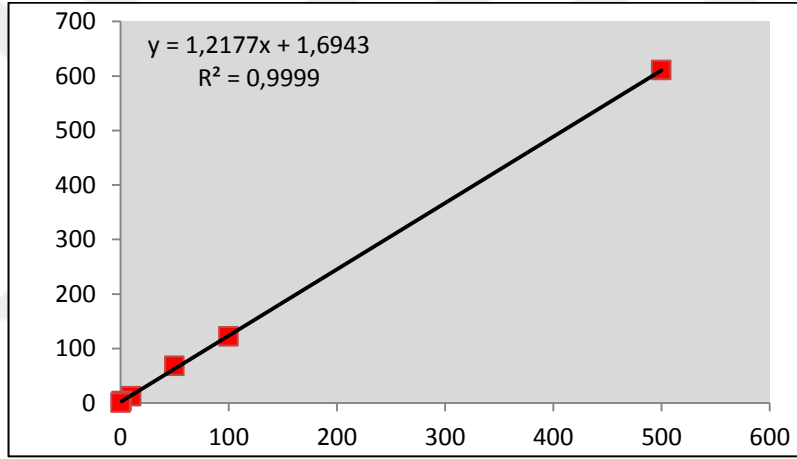
Bu işlemler sayesinde her bir monomerin alıkonma süreleri ve pik değerleri elde edildi. HPLC cihazına farklı konsantrasyonlarda tanıtılan her bir standart çözeltinin pik alanına karşılık gelen konsantrasyonuna göre lineer kalibrasyon eğrileri belirlendi. Monomerlerin standart çözeltilerindeki konsantrasyonların lineer regresyon analizi yapıldı ve monomere ait korelasyon katsayıları ve kalibrasyon denklemleri elde edildi. Lineer kalibrasyon denklemleri ile kromatogramlarda elde edilen alanlara karşılık gelen konsantrasyonlar µg/ml (ppm) cinsinden hesaplandı.



Şekil 3.15. TEGDMA'ya ait lineer kalibrasyon denklemleri grafiği



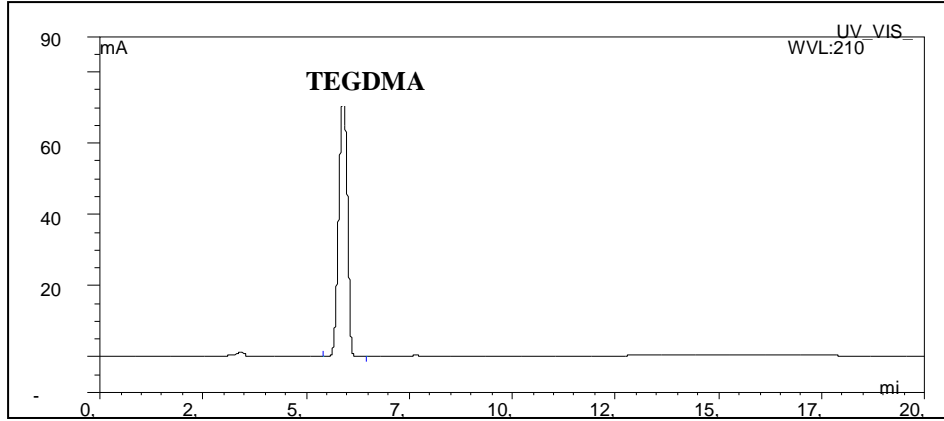
Şekil 3.16. UDMA'ya ait lineer kalibrasyon denklem grafiği



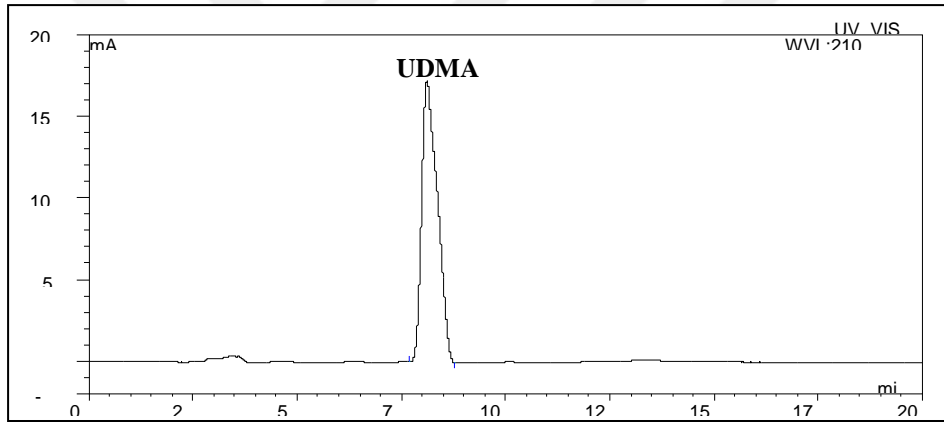
Şekil 3.17. Bis-GMA'ya ait lineer kalibrasyon denklem grafiği

Tablo 3.12. Monomerlerin lineerlik sonuçları			
Monomer	Dalga Boyu λ (nm)	Korelasyon Katsayısı (R^2)	Denklem
TEGDMA	210	0,9988	$y = 1,5045x + 6,638$
UDMA	210	1	$y = 0,7649x - 0,0866$
Bis-GMA	210	0,9999	$y = 1,2177x + 1,6943$

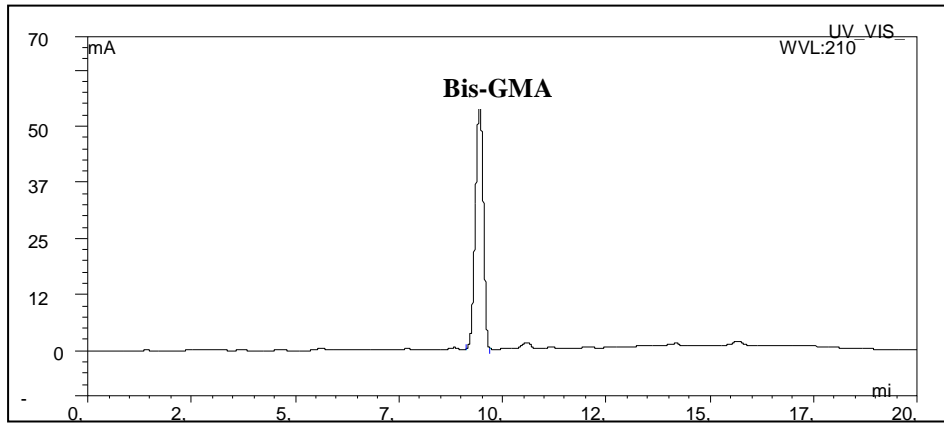
(y= Alan x= Konsantrasyon)



Şekil 3.18. TEGDMA'ya ait alıkonma zamanı ve pik alanı



Şekil 3.19. UDMA'ya ait alıkonma zamanı ve pik alanı



Şekil 3.20. Bis-GMA'ya ait alıkonma zamanı ve pik alanı

3.2.3. Tükürük Örneklerinin Analizi

Tükürük örnekleri -80 °C'den alınıp önce -20 °C'ye sonra da oda sıcaklığına getirilmiştir. Vorteksle iyice karıştırılan tükürük örneğinden mikropipet ile 250 µl örnek alınmış ve kapaklı, amber renkli cam vialle aktarılmıştır. Daha sonra bu örneğin üzerine 750 µl etanol-su (75:25, v/v) karışımı eklenerek monomerin ekstraksiyon işlemi başlatılmıştır. Karışım 37°C'de 24 saat inkübe edilmiş ve sonrasında 1100g'de, 25 °C'de 15 dk santrifüj edilerek üstte kalan süpernatant temiz 2 ml'lik amber renkli cam viallere aktararak HPLC cihazına enjeksiyonu sağlanmıştır. Monomerlerin, kolonda alıkonma zamanına göre pik alanları ölçülerek konsantrasyonları belirlenmiş ve böylece örneklerin monomer analizi tamamlanmıştır.



Şekil 3.21. Tükürük örneklerinin saklandığı amber renkli cam vialler

3.3. İstatistiksel Değerlendirme

Tüm istatistiksel analizler SPSS 20.0 yazılım programı kullanılarak yapılmıştır. Veriler, 'ortalama ± standart sapma' şeklinde özetlenmiştir. Normal dağılıma uygunluk Shapiro-Wilk testiyle yapılmıştır. Varyansların homojenliği Levene testiyle kontrol edilmiştir. Çalışmaya katılan hastaların yaş dağılımı One Way Anova, cinsiyet dağılımı Ki-kare testi ile değerlendirilmiştir. Her bir zaman periyodunda fissür örtücü grupları arasında artık monomer salınım miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olup olmadığını tespit edebilmek için

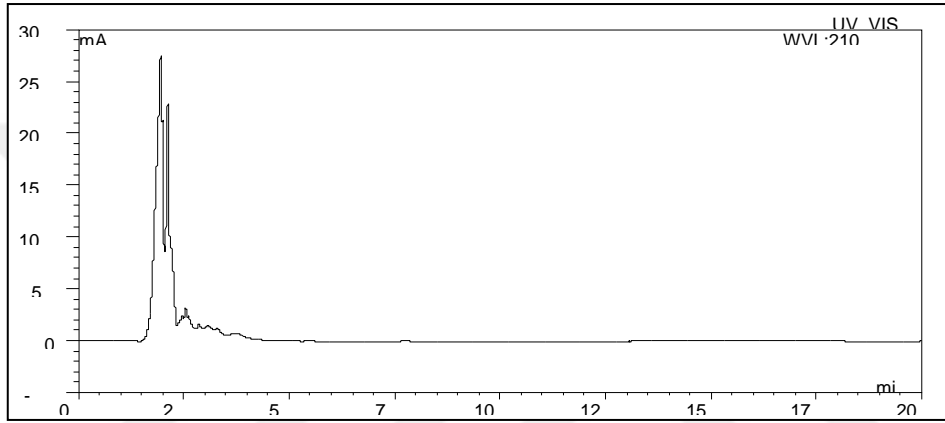
“One-Way Anova” testi kullanılmıştır. Farklılığın tespit edilmesi durumunda ise, farklılığın hangi gruptan kaynaklandığını tespit edebilmek için “Tukey HSD testi” kullanılmıştır. Her bir fissür örtücünün kendi içinde zaman periyotları arası artık monomer salınım miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olup olmadığını tespit edebilmek için Friedman testi kullanılmıştır. $p < 0,05$ değerleri istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.



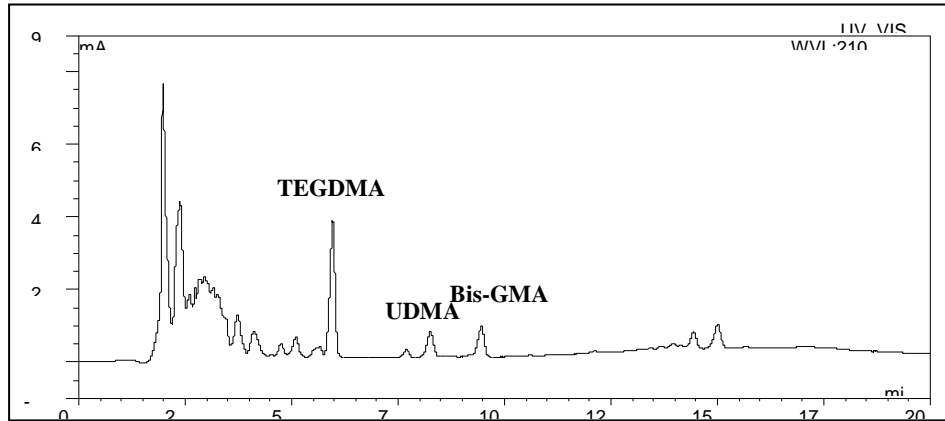
4. BULGULAR

Çalışmamızda oluşturulan gruplarda reaksiyona girmemiş artık monomer olarak TEGDMA, UDMA, Bis-GMA ve toplam artık monomer salınım değerleri HPLC ile elde edilmiş ve sonuçlar istatistiksel olarak analiz edilmiştir.

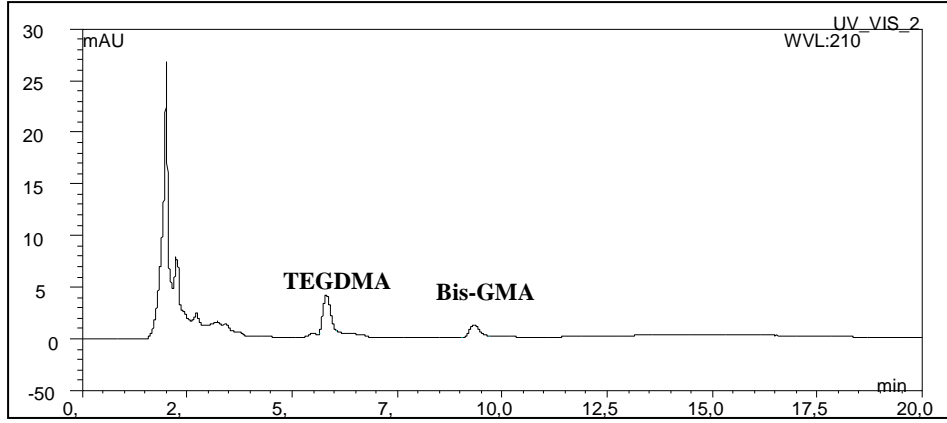
Çalışmaya dahil edilen bireylerin yaş ve cinsiyet dağılımında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p>0,05$).



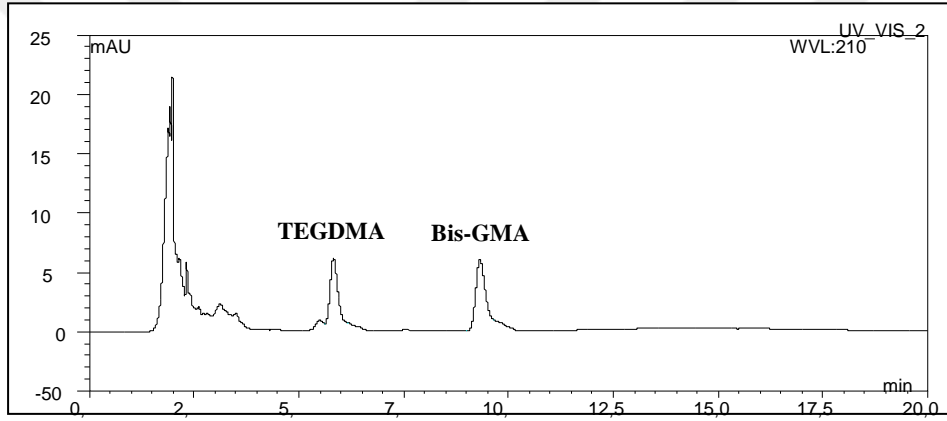
Şekil 4.1. GC Fuji TRIAGE uygulanan hastadan işlem sonrası alınan tükürük örneğine ait kromatogram



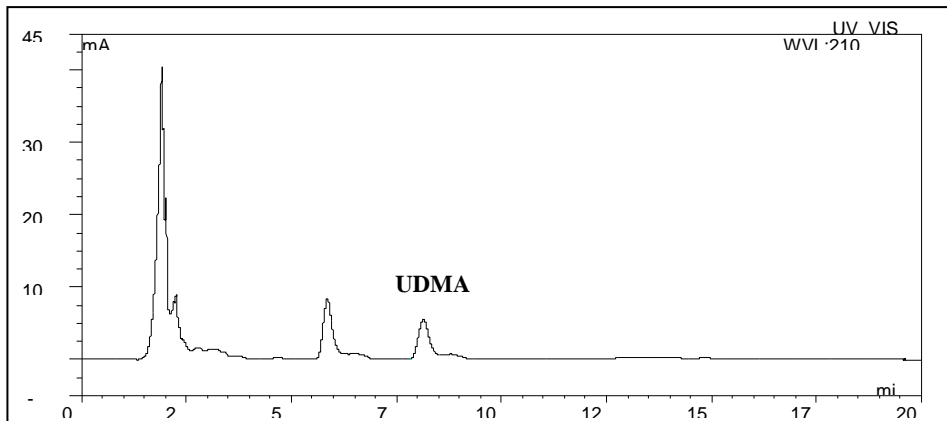
Şekil 4.2. Fissurit FX uygulanan hastadan işlem sonrası alınan tükürük örneğine ait kromatogram



Şekil 4.3. Clinpro™ Sealant uygulanan hastadan işlem sonrası alınan tükürük örneğine ait kromatogram



Şekil 4.4. Helioseal uygulanan hastadan işlem sonrası alınan tükürük örneğine ait kromatogram



Şekil 4.5. Aegis uygulanan hastadan işlem sonrası alınan tükürük örneğine ait kromatogram

4.1. TEGDMA Bulguları

Tablo 4.1.'de tüm grupların zaman periyotlarına göre TEGDMA salınım değerleri verilmiştir. TEGDMA salınımı G2, G3 ve G4'de görülürken G1 ve G5'te görülmemiştir.

Her fissür örtücünün kendi içinde zaman periyotları arası TEGDMA salınım miktarları arasında fark olup olmadığını karşılaştırmak için "Friedman testi" kullanılmıştır. Bu teste göre; TEGDMA salınımı görülen tüm gruplarda, zaman periyotları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit edilmiştir ($p<0,001$). Farklılık "işlem sonrası" zaman periyodundan kaynaklanmıştır.

Her bir zaman periyodunda fissür örtücü grupları arasında TEGDMA salınım miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olup olmadığı "One-Way Anova" testi kullanılarak tespit edilmiştir. Buna göre; her bir materyalin kendi içinde zaman periyotlarına göre anlamlı farklılık 'işlem sonrası' zaman periyodunda tespit edilmiştir ($p<0,001$). Aynı zaman periyodu içinde gruplar arasındaki farklılığın hangi gruptan kaynaklandığını tespit edebilmek için ise "Tukey HSD testi" kullanılmıştır. Yapılan analiz sonucunda kontrol grubuna kıyasla; işlem sonrası zaman periyodunda farklılık; Grup 2, Grup 3 ve Grup 4'ten kaynaklanmıştır ($p<0,001$). Bununla birlikte Grup 2 ve Grup 3 arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($p>0,05$). En az TEGDMA salınım miktarı Grup 2'de (Fissurit FX) ve en çok TEGDMA salınım miktarı Grup 4'te (Helioseal) gerçekleşmiştir.

Tablo 4.1. Çalışma gruplarına ve zaman periyotlarına göre TEGDMA salınım miktarlarının karşılaştırılması

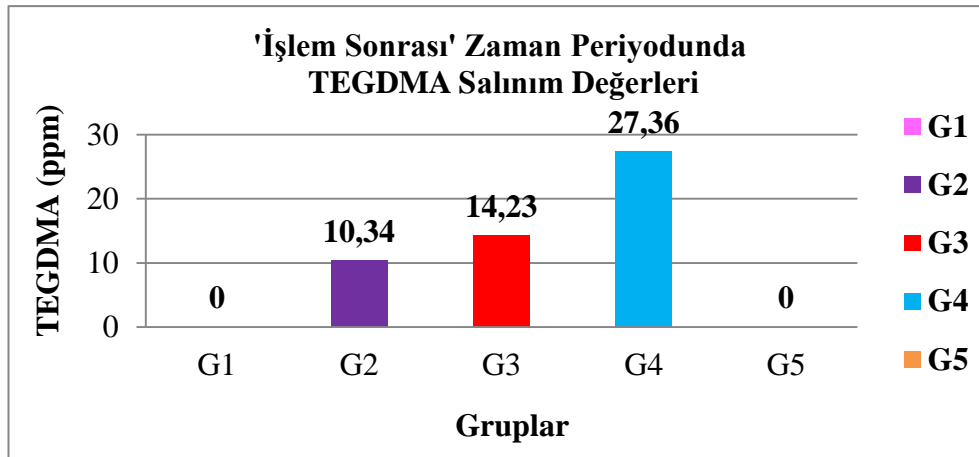
Zaman Periyodu	G1 (n=7)	G2 (n=7)	G3 (n=7)	G4 (n=7)	G5 (n=7)	P (OWA)
T1	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	–
T2	0,00 ^a	10,34±6,00 ^b	14,23±5,91 ^b	27,36±3,34 ^c	0,00 ^a	<0,001*
T3	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	–
T4	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	–
P (F)	–	<0,001*	<0,001*	<0,001*	–	

G1: GC Fuji TRIAGE (Kontrol) G2: Fissurit FX G3: Clinpro™ Sealant G4: Heliöseal ve G5: Aegis

T1: İşlem öncesi, T2: İşlem sonrası, T3: İşlemden 1 saat sonra ve T4: İşlemden 24 saat sonra

* p<0,001 seviyede anlamlı, OWA: One-Way Anova, F: Friedman

Her bir satırda farklı üst simge (a, b, c); ilgili zaman periyodunda çalışma grupları arasında TEGDMA salınım değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılığı göstermekteyken, aynı harfler anlamlı bir farklılık olmadığına işaret etmektedir.



Şekil 4.6. İşlem sonrası zaman periyodunda fissür örtücü gruplarının TEGDMA salınım miktarları G1: GC Fuji TRIAGE (Kontrol) G2: Fissurit FX G3: Clinpro™ Sealant G4: Heliöseal G5: Aegis

4.2. UDMA Bulguları

Tablo 4.2.'de tüm grupların zaman periyotlarına göre UDMA salınım değerleri verilmiştir. UDMA salınımı G2 ve G5'te görülürken, G1, G3 ve G4'de görülmemiştir.

Her fissür örtücünün kendi içinde zaman periyotları arası UDMA salınım miktarları arasında fark olup olmadığını karşılaştırmak için "Friedman testi" kullanılmıştır. Bu teste göre; UDMA salınımı görülen tüm gruplarda zaman periyotları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit edilmiştir ($p<0,001$). Farklılık "işlem sonrası" zaman periyodundan kaynaklanmıştır.

Her bir zaman periyodunda fissür örtücü grupları arasında UDMA salınım miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olup olmadığı "One-Way Anova" testi kullanılarak tespit edilmiştir. Buna göre; her bir materyalin kendi içinde zaman periyotlarına göre anlamlı farklılık 'işlem sonrası' zaman periyodunda tespit edilmiştir ($p<0,001$). Aynı zaman periyodu içinde gruplar arasındaki farklılığın hangi gruptan kaynaklandığını tespit edebilmek için ise "Tukey HSD testi" kullanılmıştır. Yapılan analiz sonucunda kontrol grubuna kıyasla; işlem sonrası zaman periyodunda farklılık; Grup 5'ten kaynaklanmıştır ($p<0,001$). En az UDMA salınım miktarı Grup 2'de (Fissurit FX) ve en çok UDMA salınım miktarı Grup 5'te (Aegis) gerçekleşmiştir.

Tablo 4.2. Çalışma gruplarına ve zaman periyotlarına göre UDMA salınım miktarlarının karşılaştırılması

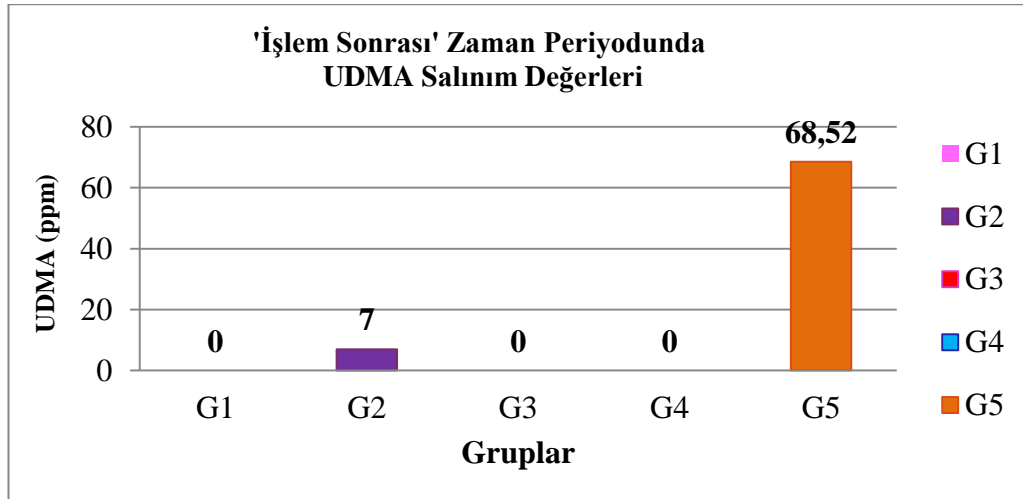
Zaman Periyodu	G1 (n=7)	G2 (n=7)	G3 (n=7)	G4 (n=7)	G5 (n=7)	P (OWA)
T1	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	–
T2	0,00 ^a	7,00±4,86 ^a	0,00 ^a	0,00 ^a	68,52±17,23 ^b	<0,001*
T3	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	–
T4	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	–
P (F)	–	<0,001*	–	–	<0,001*	

G1: GC Fuji TRIAGE (Kontrol) G2: Fissurit FX G3: Clinpro™ Sealant G4: Helioseal ve G5: Aegis

T1: İşlem öncesi, T2: İşlem sonrası, T3: İşlemden 1 saat sonra ve T4: İşlemden 24 saat sonra

*: p<0,001 seviyede anlamlı, OWA: One-Way Anova, F: Friedman

Her bir satırda farklı üst simge (a, b, c); ilgili zaman periyodunda çalışma grupları arasında UDMA salınım değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılığı göstermekteyken, aynı harfler anlamlı bir farklılık olmadığına işaret etmektedir.



Şekil 4.7. İşlem sonrası zaman periyodunda fissür örtücü gruplarının UDMA salınım miktarları G1: GC Fuji TRIAGE (Kontrol) G2: Fissurit FX G3: Clinpro™ Sealant G4: Helioseal G5: Aegis

4.3. Bis-GMA Bulguları

Tablo 4.3.'de tüm grupların zaman periyotlarına göre Bis-GMA salınım değerleri verilmiştir. Bis-GMA salınımı Grup 2, Grup 3 ve Grup 4'te görülürken, Grup 1 ve Grup 5'te görülmemiştir.

Her fissür örtücünün kendi içinde zaman periyotları arası Bis-GMA salınım miktarları arasında fark olup olmadığını karşılaştırmak için "Friedman testi" kullanılmıştır. Bu teste göre; Bis-GMA salınımı görülen tüm gruplarda zaman periyotları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit edilmiştir ($p<0,001$). Farklılık "işlem sonrası" zaman periyodundan kaynaklanmıştır.

Her bir zaman periyodunda fissür örtücü grupları arasında Bis-GMA salınım miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olup olmadığı "One-Way Anova" testi kullanılarak tespit edilmiştir. Buna göre; her bir materyalin kendi içinde zaman periyotlarına göre anlamlı farklılık 'işlem sonrası' zaman periyodunda tespit edilmiştir ($p<0,001$). Aynı zaman periyodu içinde gruplar arasındaki farklılığın hangi gruptan kaynaklandığını tespit edebilmek için ise "Tukey HSD testi" kullanılmıştır. Yapılan analiz sonucunda kontrol grubuna kıyasla; işlem sonrası zaman periyodunda farklılık; Grup 4'ten kaynaklanmıştır ($p<0,001$). En az Bis-GMA salınım miktarı Grup 2'de (Fissurit FX) ve en çok Bis-GMA salınım miktarı Grup 4'te (Helioseal) gerçekleşmiştir.

Tablo 4.3. Çalışma gruplarına ve zaman periyotlarına göre Bis-GMA salınım miktarlarının karşılaştırılması

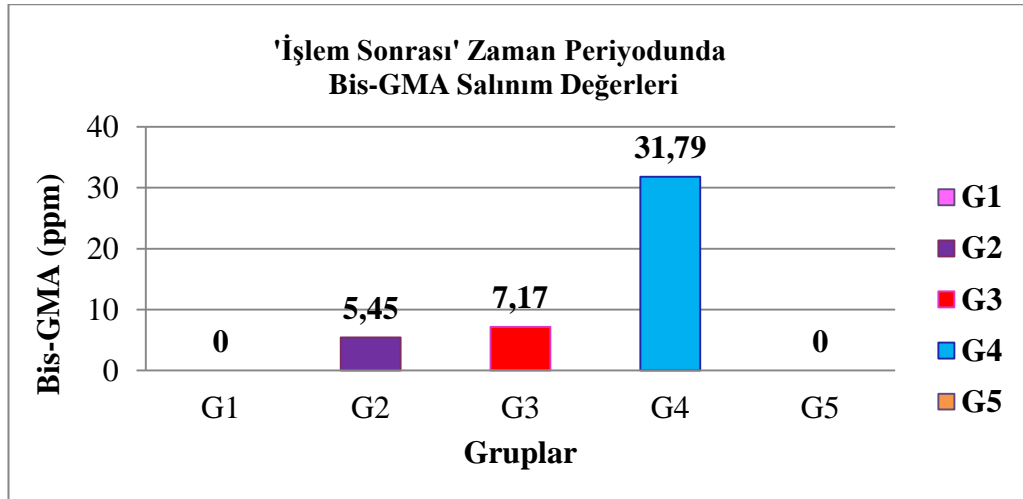
Zaman Periyodu	G1 (n=7)	G2 (n=7)	G3 (n=7)	G4 (n=7)	G5 (n=7)	P (OWA)
T1	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	–
T2	0,00 ^a	5,45±2,86 ^a	7,17±2,66 ^a	31,79±14,68 ^b	0,00 ^a	<0,001*
T3	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	–
T4	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	–
P (F)	–	<0,001*	<0,001*	<0,001*	–	

G1: GC Fuji TRIAGE (Kontrol) G2: Fissurit FX G3: Clinpro™ Sealant G4: Heliöseal ve G5: Aegis

T1: İşlem öncesi, T2: İşlem sonrası, T3: İşlemden 1 saat sonra ve T4: İşlemden 24 saat sonra

*: p<0,001 seviyede anlamlı, OWA: One-Way Anova, F: Friedman

Her bir satırda farklı üst simge (a, b, c); ilgili zaman periyodunda çalışma grupları arasında Bis-GMA salınım değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılığı göstermekteyken, aynı harfler anlamlı bir farklılık olmadığına işaret etmektedir.



Şekil 4.8. İşlem sonrası zaman periyodunda fissür örtücü gruplarının Bis-GMA salınım miktarları G1: GC Fuji TRIAGE (Kontrol) G2: Fissurit FX G3: Clinpro™ Sealant G4: Heliöseal G5: Aegis

4.4. Toplam Artık Monomer Bulguları

Tablo 4.4’te tüm grupların zaman periyotlarına göre toplam artık monomer salınım değerleri verilmiştir. Artık monomer salınımı kontrol grubu olan Grup 1 hariç tüm gruplarda görülmüştür.

Her fissür örtücünün kendi içinde zaman periyotları arası toplam artık monomer salınım miktarları arasında fark olup olmadığını karşılaştırmak için “Friedman testi” kullanılmıştır. Bu teste göre; artık monomer salınımı görülen tüm gruplarda zaman periyotları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit edilmiştir ($p<0,001$). Farklılık “işlem sonrası” zaman periyodundan kaynaklanmıştır.

Her bir zaman periyodunda fissür örtücü grupları arasında artık monomer salınım miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olup olmadığı “One-Way Anova” testi kullanılarak tespit edilmiştir. Buna göre; her bir materyalin kendi içinde zaman periyotlarına göre anlamlı farklılık ‘işlem sonrası’ zaman periyodunda tespit edilmiştir ($p<0,001$). Aynı zaman periyodu içinde gruplar arasındaki farklılığın hangi gruptan kaynaklandığını tespit edebilmek için ise “Tukey HSD testi” kullanılmıştır. Yapılan analiz sonucunda kontrol grubuna kıyasla; işlem sonrası zaman periyodunda farklılık; Grup 2, Grup 3, Grup 4 ve Grup 5’ten kaynaklanmıştır ($p<0,001$). Bununla birlikte, hem Grup 2 ve Grup 3 arasında hem de Grup 4 ile Grup 5 arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($p>0,05$). En az toplam artık monomer salınım miktarı Grup 3’de (Clinpro™ Sealant) ve en çok toplam artık monomer salınım miktarı Grup 5’te (Aegis) gerçekleşmiştir.

Tablo 4.4. Çalışma gruplarına ve zaman periyotlarına göre toplam monomer salınım miktarlarının karşılaştırılması

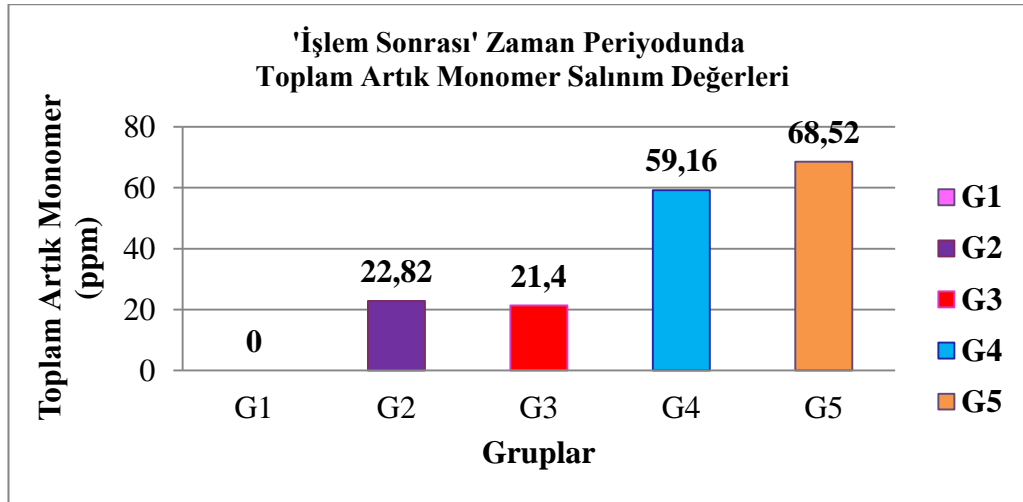
Zaman Periyodu	G1 (n=7)	G2 (n=7)	G3 (n=7)	G4 (n=7)	G5 (n=7)	P (OWA)
T1	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	–
T2	0,00 ^a	22,82±9,45 ^b	21,40±8,13 ^b	59,16±12,96 ^c	68,52±17,23 ^c	<0,001*
T3	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	–
T4	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	–
P (F)	–	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	

G1: GC Fuji TRIAGE (Kontrol) G2: Fissurit FX G3: Clinpro™ Sealant G4: Helioseal ve G5: Aegis

T1: İşlem öncesi, T2: İşlem sonrası, T3: İşlemden 1 saat sonra ve T4: İşlemden 24 saat sonra

*: p<0,001 seviyede anlamlı, OWA: One-Way Anova, F: Friedman

Her bir satırda farklı üst simge (a, b, c); ilgili zaman periyodunda çalışma grupları arasında toplam monomer salınım değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılığı göstermekteyken, aynı harfler anlamlı bir farklılık olmadığına işaret etmektedir.



Şekil 4.9. İşlem sonrası zaman periyodunda fissür örtücü gruplarının toplam artık monomer salınım miktarları G1: GC Fuji TRIAGE (Kontrol) G2: Fissurit FX G3: Clinpro™ Sealant G4: Helioseal G5: Aegis

5. TARTIŞMA

Günümüzde koruyucu yöntemlerin en başında gelen pit ve fissür örtücü uygulamaları, florun ulaşamadığı derin pit ve fissürleri çürüğe karşı korumada oldukça başarılıdır (Ripa, 1985; Waggoner ve Siegal, 1996). Son yıllarda çeşitli tipte fissür örtücülerin geliştirilmesi, bu materyallerin biyouyumluluklarının sorgulanması ihtiyacını ortaya çıkarmıştır.

5.1. Amaç ve Yöntemin Tartışması

Işıklı sertleşen rezin esaslı fissür örtücülerin kullanımı oldukça yaygındır. Yetersiz polimerizasyon sonucunda materyalin içeriğinde monomer-polimer dönüşümünü tamamlayamayan monomerlerin ortama artık monomer olarak salındığı bilinmektedir. Artık monomer salınımı materyalin hem mekanik özelliklerinde bozulmaya neden olmakta hem de biyolojik olarak zararlı etkilere yol açmaktadır. Bu tez çalışmasında; farklı fissür örtücülerin hastalara uygulanması sonrasında, yapılarındaki reaksiyona girmemiş artık monomerlerin ağız ortamına salınımı ile tükürük içerisindeki miktarı farklı zaman periyotlarında incelenmiştir.

Rezin esaslı fissür örtücüler genellikle daha çok rezin matriks ve az miktarda doldurucu partikül içerirler ve böylece yüksek miktarda monomere sahiptirler. Materyalin doldurucu oranı azaldıkça bununla orantılı olarak artık monomer miktarının artacağı bildirilmiştir (Görkem Ulu Güzel ve Sönmez, 2018). Fissür örtücü ve kompozitlerden salınan artık monomerlerin östrojenik etkisinin incelendiği bir çalışmada, uygulanan fissür örtücülerin 50 µg/ml dozda sitotoksite gösterdiği, kompozit materyallerin maksimum 1 mg/ml dozda bile hücre (insan meme kanseri hücresi) proliferasyonunu indüklemediği görülmüştür (Olea ve ark., 1996). Bu durum kompozitlerin yaklaşık %55-80 oranında inorganik partikül içermesiyle açıklanmıştır. Piyasada farklı doldurucu oranına ve flor salınımına göre çeşitli rezin içerikli fissür örtücüler bulunmaktadır. Çalışmamızda flor içeren, rezin esaslı, doldurucu oranı yüksek olan Fissurit FX ve doldurucu oranı düşük olan ClinproTM Sealant materyallerinden salınan artık monomer miktarları karşılaştırıldı. Ayrıca çalışmaya rezin esaslı, doldurucu ve flor içermeyen fissür örtücü olarak Helioseal materyali dahil edilmiştir. ACP esaslı fissür örtücü olarak piyasaya sürülen Aegis materyali ile ilgili artık monomer çalışmasına rastlanmamıştır. %38 oranında

amorfoz kalsiyum fosfat doldurucu içeren Aegis materyali artık monomer salınımı açısından değerlendirilmesi amacıyla çalışmamızda yer almıştır. Çalışmamızda kontrol grubu olarak rezin içermeyen cam iyonomer esaslı fissür örtücü olan GC Fuji TRIAGE materyali seçilmiştir.

Bu çalışmada yer alan 5 farklı fissür örtücünün içerdiği monomerler ve yüzdeleri üretici firmaların bildirdiğine göre; Fissurit FX TEGDMA (%10-25), UDMA (%10-25), Bis-GMA (%5-10), Clinpro™ Sealant TEGDMA (%40-50), Bis-GMA (%40-50), Helioseal TEGDMA (%25-50), Bis-GMA (%50-100) şeklindedir. Aegis fissür örtücü materyalinin içerdiği UDMA monomerinin miktar bilgisi verilmemiştir. GC Fuji TRIAGE cam iyonomer esaslı fissür örtücü materyalidir ve monomer içermemektedir (Unal ve ark., 2015; Sener ve ark., 2014).

Günümüzde rezin esaslı fissür örtücülerin polimerizasyonunda en sık halojen ve LED ışık kaynakları kullanılmaktadır. Halojen ampuller yaklaşık 40 ile 100 saat arasında sınırlı bir çalışma ömrüne sahiptir ve bu sistemlerin ampul, reflektör, filtre donanımları yüksek çalışma sıcaklıkları ve çalışma döngüleri sırasında üretilen yüksek miktarda ısı nedeniyle zamanla bozulabilmektedir (Jandt ve ark., 2000). Halojen ışık kaynaklarında oluşan problemlerin üstesinden gelmek için, ışık yayan diyot teknolojisi geliştirilmiştir (Mills, 1995). Yaklaşık 1000 mW/cm² ışık gücü yoğunluğuna ve 470 nm dalga boyuna rastlayan dar bir ışık spektrumuna sahiptirler. Etkinlik süreleri 10.000 saatin üzerindedir ve bu süre içerisinde ışık gücünde azalma görülmemektedir (Bouillaguet ve ark., 2005; Mills ve ark., 1999). Bunun yanında, LED ışık kaynakları polimerizasyon sürelerinin kısa olması ve bu sırada ısı oluşturmamaları gibi avantajlara sahiptir. LED ışık kaynaklarının tüm bu olumlu özellikleri göz önünde bulundurarak çalışmamızda standart güç modunda LED ışık kaynağı (Valo Cordless, Ultradent, South Jordan, UT, USA) kullandık. Çalışmamızda polimerizasyon kaynağından kaynaklanabilecek olumsuzlukları standardize edebilmek için tüm ışık ile polimerize olan pit ve fissür örtücüler aynı ışık kaynağı ile polimerize edilmiştir.

Ulu Güzel ve arkadaşları 3 farklı fissür örtücü materyalini LED ışık kaynağı ile standart modda 20 sn ve 40 sn, plazma ark ışık kaynağı ile ekstra güç modunda 3 sn polimerize ederek 1, 3 ve 7 gün sonunda materyallerden salınan artık monomer

miktarını belirlemişlerdir. Üretici firmanın ışınlama süreleri için tavsiyesi çalışmada kullanılan 3 fissür örtücü materyali için de 20 saniyeydi ve 40 sn ışınlama daha az artık monomer salınımına neden olsa da fark istatistiksel olarak anlamlı bulunamamıştır. Ayrıca ekstra güç modunda kullanılan plazma ark ışık kaynağı, materyallerin tüm zaman noktalarında daha fazla artık monomer salınımına yol açmıştır (Görkem Ulu Güzel ve Sönmez, 2018). Benzer şekilde; Munksgaard ve arkadaşları plazma ark ve halojen ışık kaynağı kullanarak rezin kompozitlerden artık monomer salınımını değerlendirdiklerinde, plazma ark ışık kaynağının yeterli polimerizasyon sağlamayarak daha fazla monomer salınımına neden olduğunu bildirmişlerdir (Munksgaard ve ark., 2000). Çalışmamızda tek tip LED ışık kaynağı kullanıldı ve üretici firmaların önerileri doğrultusunda polimerizasyon süreleri 20 sn olarak gerçekleştirildi.

Rezin esaslı dental materyallerden artık monomer salınımı, polimerizasyon esnasında oluşan oksijen inhibisyon tabakasından ya da polimer ağ içerisinde reaksiyona girmeden kalan monomerlerin zamanla açığa çıkmasından meydana gelir (Hanks ve ark., 1991). Rezin materyallerden artık monomer salınımını azaltmak amacıyla oksijen inhibisyon tabakasının uzaklaşması için farklı yöntemler uygulanmıştır (Rueggeberg ve ark., 1999). Komurcuoglu ve arkadaşları 3 farklı fissür örtücü materyalinde artık monomer eliminasyon yöntemlerinin etkinliğini değerlendirmişlerdir. Test edilen üç yöntem tüm artık monomerlerin eliminasyonu için yetersiz olmasına rağmen, pamuk rulolarla ovalamanın profilaksi patı ile fırçalama ve polisaj lastiği kullanımından daha etkili olduğu bulunmuştur (Komurcuoglu ve ark., 2005). Bizim çalışmamızda fissür örtücü uygulanan diş yüzeyleri işlem sonrasında nemli pamuk rulolar ile ovalanmış ve hastaların ağızlarını su ile çalkalatılması sağlanmıştır.

Literatürde fissür örtücü uygulamalarından sonra reaksiyona girmemiş monomerlerin zaman içerisindeki salınım miktarlarını değerlendiren kısıtlı sayıda klinik çalışmalar mevcuttur. Fissür örtücü uygulama sonrası BPA salınımına bağlı östrojenik aktivitenin incelendiği bir çalışmada tükürük örnekleri; işlem öncesi, işlem sonrası, işlemden 1 saat sonra ve işlemden 24 saat sonra olacak şekilde incelenmiştir (Arenholt-Bindslev ve ark., 1999). Olea ve arkadaşlarının 18 hasta üzerinde fissür örtücü uyguladığı bir çalışmada ise tedavi öncesi ve 1 saat sonrasında alınan tükürük

örneklerindeki BPA seviyeleri incelenmiştir (Olea ve ark., 1996). Fung ve arkadaşları sağlıklı 40 bireye fissür örtücü uygulamış; tedaviden önce, 1 saat, 3 saat, 1 gün, 3 gün, 5 gün sonra kan ve tükürük örneklerinde BPA varlığını incelemiştir. (Fung ve ark., 2000). Joskow ve arkadaşları ise iki farklı fissür örtücü materyalini bireylere uygulamışlar, tükürük ve idrar örneklerinde BPA seviyelerini belirlemişlerdir. Tükürük örneklerinin incelenmesi için seçilen zaman periyotları tedavi öncesi, hemen sonrası ve 1 saat sonrasıdır (Joskow ve ark., 2006). Bu tez çalışmasında Arenholt-Bindslev ve arkadaşlarının yaptığı çalışma dikkate alınarak fissür örtücü materyallerinden artık monomer salınım miktarlarının değerlendirildiği zaman periyotları; işlem öncesi, işlem sonrası, işlemden 1 saat sonra ve işlemden 24 saat sonra olarak belirlenmiştir.

Rezin esaslı dental materyallerden salınan artık monomer miktarının analizi için kullanılan en uygun yöntemlerin sıvı (HPLC) ve gaz (GC) kromatografik yöntemler olduğu bildirilmiştir (Sideridou ve Achilias, 2005). GC daha çok uçucu ve düşük molekül ağırlıklı maddelerin analizinde kullanılır. Bis-GMA ve UDMA gibi difonksiyonel monomerlerin tespiti için uygun görülmemektedir. Ayrıca gaz kromatografisi ile yapılan analizlerde bu monomerlerin kolon materyaline yapışabileceği ya da enjeksiyon taşıyıcı bölümde polimerize olarak ısı ve buharlaşma artışına neden olacağı bildirilmiştir (Muller ve ark., 1997). Çalışmamızda farklı fissür örtücülerden salınan Bis-GMA, TEGDMA ve UDMA monomerlerinin miktarını belirlemek için HPLC analizi kullanılmıştır.

HPLC ile yapılan kantitatif analizlerde ayrıştırılan maddenin miktarı pik alanı ve pik yüksekliği ölçülerek hesaplanır. Ayrıştırılan maddenin miktar tayini internal (iç) standart yöntemi, eksternal (dış) standart yöntemi ve standart ilavesi yöntemi ile yapılmaktadır (Hamid ve Hume, 1997; Rueggeberg ve ark., 1999). Bizim çalışmamızda analizler eksternal (dış) standart yöntemi ile gerçekleştirildi. Bu yöntem ile maddeye ait standart/standartların belli miktarları sisteme önceden enjekte edilerek standarta ait bir pik alanı/yüksekliği değeri elde edildi ve bu değere göre kalibrasyon eğrisi hazırlandı. Çalışmamızda tükürük örneklerindeki monomer miktarı, standart pik alanı/yüksekliği ile oranlanarak elde edilen kalibrasyon eğrisi ile hesaplanmıştır.

Kromatografi tekniğine göre tasarlanmış farklı materyallerden farklı ölçülerde imal edilmiş ‘kolon’ adı verilen sabit fazlar mevcuttur. HPLC analizinde genellikle C4 ve C18 kolonları ile ters faz kromatografisi kullanılır. C4 kolonlar genellikle protein gibi büyük moleküllerin ölçümünde kullanılırken, C18 kolonu dental monomerler gibi küçük moleküller için kullanılmaktadır (Botsalı, 2008; Hamid ve Hume, 1997). Munksgaard ve arkadaşları C18 kolon (10 cm x 4 mm), Al-Hiyasat ve arkadaşları C18 kolon (125 mm x 4 mm), Tabatabaee ve arkadaşları C18 kolon (259 mm x 4,6 mm) kullanmışlardır (Munksgaard ve ark., 2000; Al-Hiyasat ve ark., 2005; Tabatabaee ve ark., 2009). Çalışmamızda da artık monomer ölçümleri HPLC cihazına bağlanmış C18 ters faz analitik kolonu (partikül boyutu 5 µm, boyutları 25 cm x 4.6 mm) kullanılarak gerçekleştirildi.

HPLC cihazıyla yapılan analizlerde monomerlerin absorbans gösterdiği dalga boyu ve akış hızı analitik ölçümler için önem taşımaktadır. Yapılan çalışmalara bakıldığında; Arenholt-Bindslev ve arkadaşları 1,3 ml/dk akış hızı 275-300 nm dalga boyu, Olea ve arkadaşları 1 ml/dk akış hızı 254-280 nm dalga boyu, Fung ve arkadaşları 1 ml/dk akış hızı 278-315 nm dalga boyu, Ortengren ve arkadaşları 0,8 ml/dk akış hızı 205-225 nm dalga boyu, Tabatabaee ve arkadaşları 1 ml/dk akış hızı ve 210 nm dalga boyunu kullanarak ölçümlerini gerçekleştirmişlerdir (Arenholt-Bindslev ve ark., 1999; Fung ve ark., 2000; Olea ve ark., 1996; Ortengren ve ark., 2001; Tabatabaee ve ark., 2009). Çalışmamız incelenen literatürlerle uyumlu olarak 1 ml/dk akış hızında ve 210 nm dalga boyundaki ölçümlerle gerçekleştirilmiştir.

HPLC analizinde, rezin içerikli dental materyallerden salınan artık monomerlerin ayrıştırılmasında mobil faz olarak etanol-su, metanol-su, asetonitril-su gibi karışımlar kullanılmaktadır. Literatürler incelendiğinde, sabit bileşimli tek bir çözücü içeren izokratik uygulama olarak; Arenholt-Bindslev ve arkadaşları metanol/fosforik asit (%55/45, v/v), Nalçacı ve arkadaşları metanol/su (%80/20, v/v), Cebe ve arkadaşları asetonitril/su (%80/20, v/v), Benetti ve arkadaşları asetonitril/su (%55/30, v/v) karışımını kullanmışlardır (Arenholt-Bindslev ve ark., 1999; Benetti ve ark., 2009; Cebe ve ark., 2015; Nalcaci ve ark., 2006). Bunun yanında polarlıkları birbirinden farklı iki veya daha fazla çözücü sistemlerini içeren gradient uygulama teknikleri kullanıldığı görüldü. Al-Hiyasat ve arkadaşları faz A asetonitril/su (20/100 v/v) ve faz B asetonitril (%100), Nathanson ve arkadaşları faz A asetonitril/su

(%50/50 v/v) ve faz B asetonitril (%100) kullanmışlardır (Al-Hiyasat ve ark., 2005; Nathanson ve ark., 1997). Literatürler dikkate alınarak ve mobil faz oranları modifiye edilerek çalışmamızda piklerin iyi ayrışım gösterdiği faz A asetonitril/su (%50/50 v/v) ve faz B asetonitril/su (%75/25) çözücü oranları kullanılmıştır.

HPLC cihazına örneklerin verilmesi esnasında kullanılan enjeksiyon hacimleri çalışmalarda çeşitlilik göstermektedir. Fung ve arkadaşları 50 µl enjeksiyon, Nalçacı ve arkadaşları 25 µl enjeksiyon, Olea ve arkadaşları 20 µl enjeksiyon, Manojlovic ve arkadaşları 10 µl enjeksiyon, Nathanson ve arkadaşları 5 µl enjeksiyon hacmini kullanmışlardır (Fung ve ark., 2000; Manojlovic ve ark., 2011; Nalçacı ve ark., 2006; Nathanson ve ark., 1997; Olea ve ark., 1996). Çalışmamız Nalçacı ve arkadaşlarının çalışmasına uyumlu olarak 25 µl enjeksiyon hacmi ile yürütülmüştür.

Rezin esaslı dental materyallerin zamanla ağız içinde bir miktar çözüldükleri, bu çözünme ile salınan monomerlerin miktarı üzerinde tükürüğün organik çözücü özelliğinin önemli bir etkiye sahip olduğu bildirilmiştir (Soderholm ve Mariotti, 1999). Bu amaçla in-vitro çalışmalarda oral koşulları taklit etmek amacıyla çoğu zaman çözücü olarak yapay tükürük, distile su, asetonitril, etanol, metanol, tetrahidrofur ve kloroform gibi çözücüler kullanılmaktadır (Sideridou ve Achilias, 2005; Tanaka ve ark., 1991). Ancak bu kimyasalların etkileri değişkendir, polimer ağ ve reaksiyona girmemiş monomerlerin salınımı üzerinde olumsuz etkilere yol açabilirler (Ferracane, 2006). Wu ve arkadaşları dental materyaller için %75'lik etanol-su karışımının en iyi çözücü olduğunu belirtmiştir (Wu ve McKinney, 1982). Ayrıca ABD Gıda ve İlaç Birliği (Food ve Drug Administration-FDA) %75'lik etanol-su karışımını ağız ortamını en iyi taklit etmesi sebebiyle çözücü olarak kullanılmasını önermiştir ve bu karışım araştırmacılar tarafından birçok çalışmada kullanılmıştır (Cebe ve ark., 2015; Lagocka ve ark., 2018; Lempel ve ark., 2016) Bu çözelti karışımı çalışmalarda ekstraksiyon çözücüsü olarak da kullanılmıştır (Ferracane ve Condon, 1990; Lee ve ark., 1998). Çalışmamızda hastalardan toplanan tükürük örneklerinden monomer ekstraksiyonu sağlamak amacıyla %75'lik etanol-su karışımı kullanılmıştır.

Rezin esaslı dental materyallerden salınan artık monomerlerin dokular üzerindeki sitotoksik etkileri birçok araştırmacı tarafından kanıtlanmıştır (Caughman ve ark., 1991; Hanks ve ark., 1991; Ratanasathien ve ark., 1995; Schwengberg ve ark., 2005).

Caughman ve arkadaşları rezin kompozitlerin, primer insan dişeti fibroblast kültürü üzerindeki sitotoksik potansiyelini monomer dönüşüm derecesi ile ilişkilendirmiştir. Çalışmada %45 ve %88 arasında değişen farklı doldurucu oranlarına sahip üç kompozit materyali yer alır. Her kompozit için monomer dönüşüm yüzdesi arttıa hücresel toksisitenin azaldığı bildirilmiştir. Ancak benzer dönüşüm oranına sahip farklı kompozitler için toksisiteyi belirleyen tek faktörün doldurucu oranı olmadığı sonucuna varılmıştır (Caughman ve ark., 1991). Bizim alışmamızda da %55 oranında doldurucu içeren Fissurit FX ve %6 oranında doldurucu içeren Clinpro™ Sealant fissür örtücü materyalleri kıyaslandığında; Fissurit FX materyalinden salınan toplam artık monomer miktarının daha fazla olması doldurucu oranının materyalin sitotoksik etkisi için tek başına yeterli olmayacağı, bunun yanında içeriğindeki monomer miktarının önemini göstermektedir. Bu sonuç, Fissurit FX materyalinin çalışmada incelenen TEGDMA, UDMA ve Bis-GMA monomerlerinin n de içermesinden kaynaklanmış olabilir.

Rezin içerikli materyallerin içeriğindeki doldurucu oranı azaldıkça, monomer miktarının artacağı ve dolayısıyla daha çok artık monomer salınımı meydana geleceği yapılan çalışmalarda bildirilmiştir (Al-Hiyasat ve ark., 2005; Görkem Ulu Güzel ve Sönmez, 2018). Al-Hiyasat ve arkadaşları 3 akıcı kompozit ve 2 geleneksel kompoziti kıyaslamış ve doldurucu oranı daha düşük olan akıcı kompozitlerin fazla monomer açığa çıkardığı ve sitotoksik olduklarını bildirmiştir. Tabatabaee ve arkadaşları nanohibrit ve akışkan kompozitlerden salınan artık monomer miktarını incelemişler ve doldurucu oranı düşük olan akışkan kompozitin daha fazla artık monomer salınımına neden olduğunu belirtmişlerdir (Tabatabaee ve ark., 2009). Bu çalışmalarla uyumlu olarak, çalışmamızda incelediğimiz doldurucu içermeyen Helioseal materyali yüksek doldurucu oranına sahip Fissurit FX'e göre daha fazla artık monomer salınımı göstermiştir.

5.2. TEGDMA Bulgularının Tartışılması

TEGDMA salınımı TEGDMA içerikli tüm gruplardan (Grup 2: Fissurit FX, Grup 3: Clinpro™ Sealant, Grup 4: Helioseal) yalnızca işlem sonrası zaman periyodunda tespit edilmiştir.

Fissür örtücülerden salınan TEGDMA değerleri karşılaştırıldığında; en yüksek salınım değerini doldurucu içermeyen Helioseal materyali göstermiştir. Fissurit FX ve Clinpro™ Sealant materyalleri kıyaslandığında ise aralarında TEGDMA salınım açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmazken, nispeten Clinpro™ Sealant daha fazla TEGDMA salınımına neden olmuştur. Doldurucu içermeyen Helioseal ise bu iki materyalden istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık göstermiştir.

Literatürler incelendiğinde; TEGDMA monomerinin küçük molekül ağırlığına sahip olması ve yüksek hareket kabiliyeti sayesinde Bis-GMA gibi daha büyük ve hacimli moleküllerden daha hızlı bir şekilde salınım göstereceği ifade edilmiştir (Ferracane, 1994; Geurtsen, 1998). Munksgaard ve arkadaşlarının rezin kompozitlerden salınan Bis-GMA ve TEGDMA monomer miktarlarını karşılaştırdıkları bir çalışmada, TEGDMA'nın Bis-GMA'ya göre daha çok salınım gösterdiğini bildirmişlerdir (Munksgaard ve ark., 2000). Al-Hiyasat ve arkadaşlarının rezin kompozitlerden salınan artık monomerlerin sitotoksitelerini değerlendirdikleri çalışmada TEGDMA'nın tüm materyallerden salındığı, Bis-GMA ve UDMA'ya göre yüksek konsantrasyon değerleri gösterdiği bildirilmiştir (Al-Hiyasat ve ark., 2005) Bizim çalışmamızda Fissurit FX ve Clinpro™ Sealant materyallerinden salınan TEGDMA, Bis-GMA'dan neredeyse iki kat daha fazla salınım göstermiştir. Dolayısıyla yukarıda bahsedilen çalışmaların sonuçları bizim sonuçlarımızı destekler niteliktedir. Bununla birlikte, Bis-GMA'nın hidrofobik doğası nedeniyle, bu moleküllerin tükürük içerisine salınımı daha düşük olacaktır. TEGDMA monomerinin Bis-GMA ve UDMA monomerlerine kıyasla daha düşük hidrofobikliği nedeniyle, tükürük içerisine daha çok salınım göstermesi şaşırtıcı değildir.

Nathanson ve arkadaşlarının fissür örtücülerden salınan artık monomerleri değerlendirdikleri in-vitro çalışmada, değerlendirilen tüm fissür örtücü materyallerinden TEGDMA salınımının gözlemlendiği, en yüksek salınım hızının ise ilk

4 dk içinde gerçekleştiği ve daha sonrasında salınımın anlamlı derecede azaldığı bildirilmiştir (Nathanson ve ark., 1997). Bu çalışmanın sonuçlarının kümülatif değerler olduğu dikkate alınır; bizim çalışmamızda TEGDMA salınımının yalnızca işlem sonrası tükürük örneklerinde tespit edilmesi ile uyum gösterdiğini söyleyebiliriz.

Ranasathien ve arkadaşları fare fibroblastları üzerinde dentin bonding ajanlarından salınan artık monomerin etkisini inceledikleri çalışmada TEGDMA'nın sitotoksik etki değerini 124,5 µmol/l (35,64 ppm) olarak tespit etmiştir. Noda ve arkadaşları dental rezinlerin, THP-1 insan monositleri üzerine etkilerini inceledikleri çalışmalarında TEGDMA'nın sitotoksik etki değerini 4000µM (1144 ppm) olarak tespit etmişlerdir (Noda ve ark., 2002). Bizim çalışmamızda TEGDMA'nın en yüksek salınım değeri işlem sonrası zaman periyodunda Helioseal grubunda 27,36 ppm olarak tespit edilmiştir. Elde edilen sonuç diğer sitotoksite çalışmalarıyla kıyaslandığında çalışmamızda incelenen materyallerden salınan TEGDMA'nın sitotoksik açıdan risk oluşturmadığını söyleyebiliriz.

5.3. UDMA Bulgularının Tartışılması

Dental kompozitlerde kullanılan diğer bir difonksiyonel monomer olan UDMA, orta moleküler kütleye (471 g/mol) sahiptir (Atai ve ark., 2005). UDMA, Bis-GMA ile kıyaslandığında daha düşük vizkoziteye ve esnek üretan bağına sahip olması nedeniyle kompozitlerin dayanıklılığını artırdığı bildirilmiştir (Barszczewska-Rybarek, 2009).

Bu tez çalışmasında beş farklı fissür örtücüde polimerizasyon sonrası UDMA salınım miktarına ait bulgular farklı zaman periyotlarında değerlendirilmiştir. UDMA salınımı UDMA içerikli tüm gruplardan (Grup 2: Fissurit FX, Grup 5: Aegis) yalnızca işlem sonrası zaman periyodunda tespit edilmiştir. Fissür örtücülerden salınan UDMA değerleri karşılaştırıldığında en yüksek salınım değerini ACP esaslı Aegis materyali göstermiştir.

Al-Hiyasat ve arkadaşları rezin kompozitlerden salınan artık monomerlerin sitotoksitesini değerlendirdikleri çalışmada, salınan UDMA miktarı tüm çalışma grupları için Bis-GMA'dan yüksek değerler göstermiştir (Al-Hiyasat ve ark., 2005). Sideridou ve arkadaşlarının rezin kompozitlerden salınan artık monomer miktarlarını

karşılaştığı çalışmada UDMA monomerinin beklenenden daha yüksek miktarda, TEGDMA'ya benzer salınım gösterdiği bildirilmiştir (Sideridou ve Achilias, 2005). Bu çalışmaların sonuçlarıyla uyumlu olarak çalışmamızda incelenen Fissurit FX materyalinde UDMA monomeri Bis-GMA'dan yüksek salınım göstererek TEGDMA'ya benzer sonuçlar vermiştir.

Yoshii ve arkadaşlarının dental rezinlerdeki akrilat ve metakrilatların sitotoksitelerini test ettikleri çalışmada UDMA monomerinin sitotoksite değeri (IC50) 0,09 mmol/l (42,35 ppm) olarak bildirilmiştir (Yoshii, 1997).

İnsan dişeti fibroblastları üzerinde dental kompozitlerin sitotoksitesini inceleyen başka bir çalışmada UDMA için sitotoksite değeri (EC50) 0,2 mmol/l (94,11 ppm) olarak tespit edilmiştir (Urcan ve ark., 2010).

Bizim çalışmamızda Fissurit FX materyalinden UDMA salınım değerleri işlem sonrasında 7,00 ppm olarak tespit edilmiştir ve bu değerin sitotoksik açıdan risk oluşturmadığı görülmektedir.

Downes ve arkadaşları rezin materyallerin çözücü ile dengelenmesi için yaklaşık 2 hafta gerektiğini belirtirken (Downes ve ark., 1995), çalışmalarda ortama salınan monomer miktarının çoğunun ilk birkaç saat içinde gerçekleştiği görülmüştür (Fung ve ark., 2000; Hamid ve Hume, 1997). İlk birkaç saat içinde gözlenen bu monomer salınım artışının genellikle oksijen inhibisyon tabakasından elde edildiği bildirilmiştir. Rueggeberg ve arkadaşları oksijen inhibisyon tabakasından artık monomer salınımı için ilk 5 dakikalık sürenin yeterli olduğunu göstermiştir (Rueggeberg ve ark., 1999). Aegis materyalinden salınan yüksek miktardaki UDMA değerinin işlem sonrası zaman periyodundan sonra görülmemesi salınımın çoğunun oksijen inhibisyon tabakasından kaynaklandığını düşündürmektedir. Bu nedenle olası riskleri ortadan kaldırmak amacıyla fissür örtücü uygulama işlemlerinden sonra oksijen inhibisyon tabakasının kaldırılması gerekliliğinin önemi anlaşılmaktadır.

5.4. Bis-GMA Bulgularının Tartışılması

Bu tez çalışmasında, içerikleri farklı 5 pit ve fissür örtücü materyalinden salınan Bis-GMA monomeri hastalardan toplanan tükürük örneklerinde farklı zaman periyotlarında değerlendirilmiştir. Bis-GMA salınımı Bis-GMA içerikli tüm fissür

örtücü gruplarından (Grup 2: Fissurit FX, Grup 3: Clinpro™ Sealant, Grup 4: Helioseal) yalnızca işlem sonrası zaman periyodunda tespit edilmiştir. Fissür örtücülerden salınan Bis-GMA değerleri karşılaştırıldığında; en yüksek salınım değerini doldurucu içermeyen Helioseal materyali göstermiştir. Doldurucu oranı %55 olan Fissurit FX ve doldurucu oranı %6 olan Clinpro™ Sealant materyalleri kıyaslandığında ise aralarında Bis-GMA salınımı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmazken, nispeten Clinpro™ Sealant daha fazla Bis-GMA salınımına neden olmuştur. Doldurucu içermeyen Helioseal ise bu iki materyalden istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık göstermiştir. Bu durumun ise doldurucu oranından kaynaklandığını söyleyebiliriz. Doldurucu oranı arttıkça materyalden artık monomer salınımının azalacağı, aynı şekilde materyalin organik içeriği arttıkça monomer salınımının artacağı bilinmektedir (Moreira Fdo ve ark., 2010; Vallittu, 1999).

Fung ve arkadaşlarının fissür örtücülerden salınan monomer miktarını inceledikleri çalışmada, tükürük örneklerinden yalnızca 1 ve 3 saatlik zaman periyodunda BPA tespit edilmiştir (Fung ve ark., 2000). Buna karşın Arenholt-Bindslev ve arkadaşları Delton fissür örtücü materyalinin uygulamasından hemen sonra alınan tükürük örneklerinde az miktarda (0,3-2,8 ppm) BPA tespit etmişler, 1. ve 24. saatlerde ise monomer salınımının saptanamadığını bildirmişlerdir (Arenholt-Bindslev ve ark., 1999). Bu çalışma ile uyumlu olarak, çalışmamızda da tüm monomer salınımları yalnızca işlem sonrası zaman periyodundaki tükürük örneklerinde tespit edilmiştir.

Muller ve arkadaşlarının kompozit rezinlerden distile su içerisine salınan artık monomer miktarını inceledikleri bir çalışmada en az salınım miktarını Bis-GMA monomeri göstermiştir. Bu durumun Bis-GMA'nın hidrofobik yapısından kaynaklandığını, Bis-GMA'ya göre daha az hidrofobik olan TEGDMA miktarının daha yüksek salınım değerleri gösterdiği bildirilmiştir (Muller ve ark., 1997). Bizim çalışmamızda da Fissurit FX ve Clinpro™ Sealant grupları için Bis-GMA monomerinin TEGDMA'dan daha az salınım gösterdiği tespit edilmiştir.

Rezin esaslı materyallerde oluşan karbon çift bağlarının (C=C) karbon tek bağlarına (C-C) çevrilme oranına "dönüşüm oranı" adı verilmektedir. Literatürde

monomerlerin dönüşüm oranının TEGDMA için %42, Bis-GMA için %54-85, UDMA için %76-87 olduğu ifade edilmiştir (Floyd ve Dickens, 2006). Bu dönüşüm oranlarıyla uyumlu olarak çalışmamızda Fissurit FX ve Clinpro™ Sealant materyalleri için Bis-GMA, TEGDMA'ya göre daha düşük salınım göstermiştir. Ancak Helioreal materyalinde Bis-GMA monomer salınımı TEGDMA'ya göre daha yüksek değerler göstermiştir. Bu sonucun üretici firmadan edinilen bilgiye göre; Helioreal materyalinin %50-100 oranında Bis-GMA, %25-50 oranında TEGDMA monomeri içermesinden kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Dodds ve Lawson 1936'nın başlarında, iki hidroksi grubu içeren BPA'nın östrojenik etkiye neden olabileceğini bildirmişlerdir (Dodds ve Lawson, 1936). BPA, Bis-GMA sentezinde yer aldığından Bis-GMA içeren dental materyallerin östrojenitesinin değerlendirilmesi ihtiyacı ortaya çıkmıştır.

Tarumi ve arkadaşları 2 farklı fissür örtücü materyalinden salınan Bis-GMA monomerinin HeLa hücrelerindeki östrojenik aktiviteye etkisini incelemiş ve Bis-GMA'nın 5 ppm ve üzerindeki değerlerin negatif kontrol grubuyla kıyaslandığında östrojenik aktiviteyi önemli derecede arttırdığı bildirilmiştir (Tarumi ve ark., 2000).

5.5. Toplam Artık Monomer Bulgularının Tartışılması

Bis-GMA ve UDMA, rezin içerikli dental materyallerin yapısında temel monomer olarak yaygın şekilde kullanılır, ancak yüksek viskoziteleri ve çoklu fonksiyonel grupları, TEGDMA gibi düşük viskoziteli bir seyreltici monomerin kullanılmasını gerektirir (Floyd ve Dickens, 2006).

Bu tez çalışmasında beş farklı fissür örtücü materyalinden polimerizasyon sonrası salınan toplam artık monomer miktarına ait bulgular farklı zaman periyotlarında değerlendirilmiştir. Kontrol grubu olan Grup 1 (GC Fuji TRIAGE) hariç tüm gruplardan artık monomer salınımı görülürken, monomerler yalnızca işlem sonrası zaman periyodunda tespit edilmiştir. İşlem sonrası en çok toplam artık monomer salınımı Aegis (Grup 5) materyalinde, en az salınım Clinpro™ Sealant (Grup 3) materyalinde görülmüştür. Toplam artık monomer salınım değerleri arasındaki fark değerlendirildiğinde Fissurit FX (Grup 2) ve Clinpro™ Sealant (Grup 3) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamamıştır ($p>0,05$). Doldurucu oranı arttıkça salınan artık monomer miktarının azalacağı birçok

çalışmada bildirilirken, %55 oranında doldurucu içeren Fissurit FX ile %6 oranında doldurucu içeren Clinpro™ Sealant artık monomer salınımı açısından benzer salınım değerleri göstermiştir. Bu durumun Clinpro™ Sealant materyalinde Bis-GMA ve TEGDMA salınımı görülürken, Fissurit FX'ten hem Bis-GMA ve TEGDMA hem de UDMA salınımı göstermesinden kaynaklandığını düşünmekteyiz. Doldurucu içermeyen Helioseal (Grup 4) ve %38 oranında ACP doldurucu partikülü içeren Aegis (Grup 5) fissür örtücü materyallerinden salınan artık monomer değerleri benzer sonuçlar göstermiş ve aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmemiştir ($p>0,05$).

Nathanson ve arkadaşlarının fissür örtücülerden salınan artık monomeri inceledikleri çalışmada değerlendirdikleri Helioseal materyali Bis-GMA ve TEGDMA salınım değerleri benzer olsa da Bis-GMA çok az yüksek değer göstermiştir (Nathanson ve ark., 1997). Bizim çalışmamızda da Helioseal materyalinden Bis-GMA çok az yüksek değer göstererek TEGDMA ile benzer sonuçlar göstermiştir. Aegis fissür örtücü materyali için ise daha önce yapılmış herhangi bir artık monomer çalışması mevcut değildir. Üretici firmadan edinilen bilgiye göre ağırlığının %50-60'ı kadar metakrilat rezin içermektedir. Literatürler incelendiğinde materyalin UDMA monomeri ve mono-di metakrilat rezin içerdiği bildirilmiştir (Sen Tunc ve ark., 2012; Unal ve Oztas, 2015). Materyalin içeriği ve artık monomer salınımını değerlendirmek için daha fazla çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Beş farklı fissür örtücü materyalinden 4 farklı zaman periyodunda TEGDMA, UDMA, Bis-GMA ve toplam artık monomer salınım miktarları değerlendirildiğinde;

- Kontrol grubu olan cam iyonmer içerikli fissür örtücü GC Fuji TRIAGE hariç diğer tüm fissür örtücülerden artık monomer salınımı gözlenmiştir.
- Artık monomerlerin salınımı yalnızca “işlem sonrası” zaman periyodunda gözlenmiştir.
- Toplam artık monomer salınımı açısından gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0,001$).
- En fazla salınan artık monomer UDMA’dır (68,52 ppm).
- En az salınan artık monomer Bis-GMA’dır (5,45 ppm).
- En fazla artık monomer salınımı Aegis materyalinde görülürken, en az monomer salınımı Clinpro™ Sealant materyalinde tespit edilmiştir.
- TEGDMA içeren materyaller (Fissurit FX, Clinpro™ Sealant, Helioreal) arasında TEGDMA salınımı en çok Helioreal, en az Fissurit FX grubunda gözlenmiştir.
- UDMA içeren materyaller (Fissurit FX, Aegis) arasında UDMA salınımı en az Fissurit FX grubunda gözlenmiştir.
- Bis-GMA içeren materyaller (Fissurit FX, Clinpro™ Sealant, Helioreal) arasında Bis-GMA salınımı en çok Helioreal, en az Fissurit FX materyalinde tespit edilmiştir.
- Doldurucu oranı yüksek olan Fissurit FX, çalışmamızda değerlendirilen monomer için en az salınım değerleri gösterdiği için sitotoksite açısından kaygı oluşturmadan güvenilir bir şekilde kullanılabilir.
- Çalışmamızda yalnızca işlem sonrası zaman periyodunda artık monomer salınımı tespit edilip, daha ileri zaman periyotlarında tespit edilmemesi nedeniyle, artık monomer salınımı ile ilgili yapılacak olan yeni çalışmalarda işlem sonrası zaman periyotlarının daha kısa aralıklarla belirlenmesi yararlı olacaktır.

- Çalışmamızda artık monomer salınımının işlem sonrası 1 saat ve işlem sonrası 24 saat zaman periyotlarında hiçbir materyal için tespit edilememesi, kullanılan fissür örtücülerin uzun süreli sitotoksik etkinin söz konusu olmayacağını ve güvenle kullanılabileceklerini göstermiştir.
- Fissür örtücü uygulama işlemlerinden hemen sonra oksijen inhibisyon zonunu kaldırma prosedürlerine dikkat edilmesi, artık monomerlerin zararlı etkilerini büyük oranda elimine edeceğini düşünmekteyiz.



7. KAYNAKLAR

Aboush YE, Jenkins CB. (1986). An evaluation of the bonding of glass-ionomer restoratives to dentine and enamel. *Br Dent J*, 161(5), 179-184.

Ahovuo-Saloranta A, Hiiri A, Nordblad A, Makela M, Worthington HV. (2008). Pit and fissure sealants for preventing dental decay in the permanent teeth of children and adolescents. *Cochrane Database Syst Rev*, 8(4), CD001830.

Akyüz S, Yarat A, Egil E. (2011). Bisfenol-A İçerikli Dental Materyallere Güncel Yaklaşım. *Journal of Marmara University Institute of Health Sciences*, 1(2), 190-195.

Al-Hiyasat AS, Darmani H, Milhem MM. (2005). Cytotoxicity evaluation of dental resin composites and their flowable derivatives. *Clin Oral Investig*, 9(1), 21-25.

Altan H, Altan A, Arslanoglu Z. (2013). Glass Ionomer Cement, Derivates and Glass Carbomer Cement. *Journal of Clinical Sciences*, 6(4), 1319-1322.

Altay A, Okudan A. (2011). NIPAAm/MMA/X Hidrojelinin Faz Geçiş Sıcaklığı (LCST) ve Termal Özelliklerine NTBA ve AA monomerlerinin Etkisinin İncelenmesi. *Tarım Bilimleri Araştırma Dergisi*, 4(2), 31-34.

Altun C. (2005). Kompozit Dolgu Materyallerinde Son Gelişmeler. *Gülhane Tıp Dergisi*, 47(1), 77-82.

Altunsoy M, Botsalı MS, Tosun G, Yaşar A. (2013). Farklı polimerizasyon sürelerinin adeziv sistemlerden salınan artık monomer miktarına etkisi. *Acta Odontologica Turcica*, 30(1), 6-12.

Anstice HM, Nicholson JW. (1995). Investigation of the post-hardening reaction in glass-ionomer cements based on poly(vinyl phosphonic acid). *J Mater Sci:Mater Med*, 6, 420-425.

- Aranda M, Garcia-Godoy F. (1995). Clinical evaluation of the retention and wear of a light-cured pit and fissure glass ionomer sealant. *J Clin Pediatr Dent*, 19(4), 273-277.
- Arenholt-Bindslev D, Breinholt V, Preiss A, Schmalz G. (1999). Time-related bisphenol A content and estrogenic activity in saliva samples collected in relation to placement of fissure sealants. *Clin Oral Investig*, 3(3), 120-125.
- Arhakis A, Damianaki S, Toumba KJ. (2007). Pit and Fissures Sealants: Types, Effectiveness, Retention, and Fluoride Release: A Literature Review. *Balk J Stom*, 11, 151-162.
- Arnich N, Canivenc-Lavier MC, Kolf-Clauw M., Coffigny H, Cravedi J P, Grob K, Tulliez J. (2011). Conclusions of the French Food Safety Agency on the toxicity of bisphenol A. *Int J Hyg Environ Health*, 214(3), 271-275.
- Asmussen E, Peutzfeldt A. (1998). Influence of UEDMA BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. *Dent Mater*, 14(1), 51-56.
- Atai M, Watts DC, Atai Z. (2005). Shrinkage strain-rates of dental resin-monomer and composite systems. *Biomaterials*, 26(24), 5015-5020.
- Autio-Gold, J. (2008) The role of chlorhexidine in caries prevention. *Oper Dent*, 33(6), 710-716.
- Avinash J, Marya CM, Dhingra S, Gupta P, Kataria S, Meenu Bhatia HP. (2010). Pit and Fissure Sealants: An Unused Caries Prevention Tool. *J Oral Health Comm Dent*, 4(1), 1-6.
- Babu G, Mallikarjun S, Wilson B, Premkumar C. (2014). Pit and fissure sealants in pediatric dentistry. *SRM Journal of Research in Dental Sciences*, 5(4), 253-257.
- Bader JD, Shugars DA, Bonito AJ. (2002). A systematic review of the performance of methods for identifying carious lesions. *J Public Health Dent*, 62(4), 201-213.

Barszczewska-Rybarek IM. (2009). Structure-property relationships in dimethacrylate networks based on Bis-GMA, UDMA and TEGDMA. *Dent Mater*, 25(9), 1082-1089.

Beauchamp J, Caufield PW, Crall JJ, Donly K, Feigal R, Gooch B, Ismail A, Kohn W, Simonsen R, (2008). Evidence-based clinical recommendations for the use of pit-and-fissure sealants: a report of the American Dental Association Council on Scientific Affairs. *J Am Dent Assoc*, 139(3), 257-268.

Beirut N, Frencken JE, van't Hof MA, Taifour D, van Palenstein Helderma WH. (2006). Caries-preventive effect of a one-time application of composite resin and glass ionomer sealants after 5 years. *Caries Res*, 40(1), 52-59.

Benetti AR, Asmussen E, Munksgaard EC, Dewaele M, Peutzfeldt A, Leloup G, Devaux J. (2009). Softening and elution of monomers in ethanol. *Dent Mater*, 25(8), 1007-1013.

Berry EA 3rd, Ward M. (1995). Bond strength of resin composite to air-abraded enamel. *Quintessence Int*, 26(8), 559-562.

Black RB. (1945). Technic for nonmechanical preparation of cavities and prophylaxis. *JADA*, 32, 955-965.

Blackwood JA, Dilley DC, Roberts MW, Swift EJ Jr. (2002). Evaluation of pumice, fissure enameloplasty and air abrasion on sealant microleakage. *Pediatr Dent*, 24(3), 199-203.

Bodecker C. (1929). The eradication of enamel fissures. *Dental Items Interest*, 51, 856-863.

Bogert TR, Garcia-Godoy F. (1992). Effect of prophylaxis agents on the shear bond strength of a fissure sealant. *Pediatr Dent*, 14(1), 50-51.

Boksman L, Gratton DR, McCutcheon E, Plotzke OB. (1987). Clinical evaluation of a glass ionomer cement as a fissure sealant. *Quintessence Int*, 18(10), 707-709.

Botsalı MS. (2008). Rezin Esaslı Fissur Örtücülerin Farklı Isık Kaynakları Le Polimerizasyonu Sonrasında Açığa Çıkan Artık Monomer Miktarının, Yüzey Sertliğinin Ve Baglanma Dayanımının Arastırılması (*Doktora Tezi*), Selçuk Üniversitesi, Konya.

Bottenberg P, Alaerts M, Keulemans F. (2007). A prospective randomised clinical trial of one bis-GMA-based and two ormocer-based composite restorative systems in Class II cavities: three-year results. *J Dent*, 35(2), 163-171.

Bouillaguet S, Caillot G, Forchelet J, Cattani-Lorente M, Wataha JC, Krejci I. (2005). Thermal risks from LED- and high-intensity QTH-curing units during polymerization of dental resins. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 72(2), 260-267.

Bowen RL. (1982). Composite and sealant resins--past, present, and future. *Pediatr Dent*, 4(1), 10-15.

Bratthall D, Hansel-Petersson G, Sundberg H. (1996). Reasons for the caries decline: what do the experts believe? *Eur J Oral Sci*, 104(4 (Pt 2)), 416-422; discussion 423-415, 430-412.

Brockmann SL, Scott RL, Eick JD. (1990). A scanning electron microscopic study of the effect of air polishing on the enamel-sealant surface. *Quintessence Int*, 21(3), 201-206.

Bromo F, Guida A, Santoro G, Peciarolo MR, Eramo S. (2011). Pit and fissure sealants: review of literature and application technique. *Minerva Stomatol*, 60(10), 529-541.

Brown LJ, Selwitz RH. (1995). The impact of recent changes in the epidemiology of dental caries on guidelines for the use of dental sealants. *J Public Health Dent*, 55(5 Spec No), 274-29

Buonocore MG. (1955). A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res*, 34(6), 849-853.

Burrow MF, Burrow JF, Makinson OF. (2001). Pits and fissures: etch resistance in prismless enamel walls. *Aust Dent J*, 46(4), 258-262.

Carvalho JC, Ekstrand KR, Thylstrup A. (1989). Dental plaque and caries on occlusal surfaces of first permanent molars in relation to stage of eruption. *J Dent Res*, 68(5), 773-779.

Carvalho JC, Thylstrup A, Ekstrand KR. (1992). Results after 3 years of non-operative occlusal caries treatment of erupting permanent first molars. *Community Dent Oral Epidemiol*, 20(4), 187-192.

Caughman WF, Caughman GB, Shiflett RA, Rueggeberg F, Schuster GS. (1991). Correlation of cytotoxicity, filler loading and curing time of dental composites. *Biomaterials*, 12(8), 737-740.

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*, 31(7), e141-149.

Chan DC, Summitt JB, Garcia-Godoy F, Hilton TJ, Chung KH. (1999). Evaluation of different methods for cleaning and preparing occlusal fissures. *Oper Dent*, 24(6), 331-336.

Chen X, Du M, Fan M, Mulder J, Huysmans MC, Frencken JE. (2012). Effectiveness of two new types of sealants: retention after 2 years. *Clin Oral Investig*, 16(5), 1443-1450.

Chosack A, Eidelman E. (1988). Effect of the time from application until exposure to light on the tag lengths of a visible light-polymerized sealant. *Dent Mater*, 4(5), 302-306.

Christensen GJ. (1992). Fluoride made it; why haven't sealants? *J Am Dent Assoc*, 123(2), 89-90.

Civelek A, Özel E, Kavaloglu Çıldır Ş. (2004). Diş Hekimliğinde Topikal Florür Uygulamaları. *Ondokuz Mayıs Univ Dis Hekim Fak Dergisi*, 103-109.

- Cooper TM. (1974). Four-handed dentistry in the team practice of dentistry. *Dent Clin North Am*, 18(4), 739-753.
- Craig RG. (1997). Restorative Dental Materials (2.bs). USA: Mosby-Year Book, Inc Courier Westford.
- Crall JJ, Donly KJ. (2015). Dental sealants guidelines development: 2002-2014. *Pediatr Dent*, 37(2), 111-115.
- Cueto EI, Buonocore MG. (1967). Sealing of pits and fissures with an adhesive resin: its use in caries prevention. *J Am Dent Assoc*, 75(1), 121-128.
- De Craene GP, Martens C, Dermaut R. (1988). The invasive pit-and-fissure sealing technique in pediatric dentistry: an SEM study of a preventive restoration. *ASDC J Dent Child*, 55(1), 34-42.
- De Craene GP, Martens LC, Dermaut LR, Surmont PA. (1989). A clinical evaluation of a light-cured fissure sealant (Helioseal). *ASDC J Dent Child*, 56(2), 97-102.
- De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek B. (2005). A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res*, 84(2), 118-132.
- Dean JA, (2016). McDonald and Avery's Dentistry for the Child and Adolescent (10. bs). Amsterdam, The Netherlands: Elsevier Health Sciences.
- Decker EM, von Ohle C, Weiger R, Wiech I, Brex M. (2005). A synergistic chlorhexidine/chitosan combination for improved antiplaque strategies. *J Periodontal Res*, 40(5), 373-377.
- Delben AC, Cannon M, Vieira AE, Basso MD, Danelon M, Santo MR, Stock SR, Xiao X, De Carlo F. (2015). Analysis of anticaries potential of pit and fissures sealants containing amorphous calcium phosphate using synchrotron microtomography. *Oper Dent*, 40(2), 218-223.

Dewaele M, Truffier-Boutry D, Devaux J, Leloup G. (2006). Volume contraction in photocured dental resins: the shrinkage-conversion relationship revisited. *Dent Mater*, 22(4), 359-365.

Dhillon JK, Pathak A. (2012). Comparative evaluation of shear bond strength of three pit and fissure sealants using conventional etch or self-etching primer. *J Indian Soc Pedod Prev Dent*, 30(4), 288-292.

Dodds EC, Lawson W. (1936). Synthetic strogenic Agents without the Phenanthrene Nucleus. *Nature*, 137, 996.

Donnan MF, Ball IA. (1988). A double-blind clinical trial to determine the importance of pumice prophylaxis on fissure sealant retention. *Br Dent J*, 165(8), 283-286.

Downes S, Patel M, Di Silvio L, Swai H, Davy K, Braden M. (1995). Modifications of the hydrophilicity of heterocyclic methacrylate copolymers for protein release. *Biomaterials*, 16(18), 1417-1421.

Duggal MS, Tahmassebi JF, Toumba KJ, Mavromati C. (1997). The effect of different etching times on the retention of fissure sealants in second primary and first permanent molars. *Int J Paediatr Dent*, 7(2), 81-86.

Eccles MF. (1989). The problem of occlusal caries and its current management. *N Z Dent J*, 85(380), 50-55.

Eckert GJ, Jackson R, Fontana M. (2010). Sociodemographic variation of caries risk factors in toddlers and caregivers. *Int J Dent*, 2010.

Ekstrand KR, Martignon S, Ricketts DJ, Qvist V. (2007). Detection and activity assessment of primary coronal caries lesions: a methodologic study. *Oper Dent*, 32(3), 225-235.

Elbay M. (2007). Florid İçeren Fissür Örtücülerin Klinik Başarılarının Ve Bu Materyallerin Florid Salım/Tekrar Yüklenebilme Özelliklerinin Araştırılması. Doktora Tezi, Selçuk Üniversitesi, Konya.

Eliades T, Eliades G, Brantley WA, Johnston WM. (1995). Polymerization efficiency of chemically cured and visible light-cured orthodontic adhesives: degree of cure. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 108(3), 294-301.

Eng DS, Lee JM, Gebremariam A, Meeker JD, Peterson K, Padmanabhan V. (2013). Bisphenol A and chronic disease risk factors in US children. *Pediatrics*, 132(3), e637-645.

Erdem AP, Gençay K. (2013). Kanıta dayalı diş hekimliği kapsamında cam iyonomer simanların önerilen klinik kullanım alanları. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.*, 23(1), 123-130.

Eronat N. (1995). Fissür örtücülerin diş çürüklerinin önlenmesindeki yeri. *İzmir Dişhekimleri Odası Dergisi*, 7(4), 15-18.

Eronat N, Uğur Z, Ertuğrul F, Koparal E. (2000). Dental status in 6-7 and 11-12 year old Turkish school children in İzmir. *MÜ Dişhek Fak Derg*, 4, 102-106.

Ertürk MSÖ. (2006). *Florozisli ve Sağlıklı Süt ve Daimi Dişlerde Flor Miktarının ve Dentin Geçirgenliğinin İn Vitro Karşılaştırılması*. (Doktora Tezi), T.C. Süleyman Demirel Üniversitesi.

Fejerskov O, Thylstrup A, Larsen MJ. (1981). Rational use of fluorides in caries prevention. A concept based on possible cariostatic mechanisms. *Acta Odontol Scand*, 39(4), 241-249.

Fejerskov O, Kidd E. (2008). *Dental Caries: The Disease and Its Clinical Management* (2. bs). Copenhagen, Denmark: Blackwell Munksgaard.

Feldens EG, Feldens CA, de Araujo FB, Souza MA. (1994). Invasive technique of pit and fissure sealants in primary molars: a SEM study. *J Clin Pediatr Dent*, 18(3), 187-190.

Ferracane JL. (1994). Elution of leachable components from composites. *J Oral Rehabil*, 21(4), 441-452.

- Ferracane JL. (2006). Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dent Mater*, 22(3), 211-222.
- Ferracane JL, Condon JR. (1990). Rate of elution of leachable components from composite. *Dent Mater*, 6(4), 282-287.
- Floyd CJ, Dickens SH. (2006). Network structure of Bis-GMA- and UDMA-based resin systems. *Dent Mater*, 22(12), 1143-1149.
- Forss H, Saarni UM, Seppa L. (1994). Comparison of glass-ionomer and resin-based fissure sealants: a 2-year clinical trial. *Community Dent Oral Epidemiol*, 22(1), 21-24.
- Fujimoto Y, Iwasa M, Murayama R, Miyazaki M, Nagafuji A, Nakatsuka T. (2010). Detection of ions released from S-PRG fillers and their modulation effect. *Dent Mater J*, 29(4), 392-397.
- Fung EY, Ewoldsen NO, St Germain HA Jr, Marx DB, Miaw CL, Siew, Chou HN, Gruninger SE, Meyer DM. (2000). Pharmacokinetics of bisphenol A released from a dental sealant. *J Am Dent Assoc*, 131(1), 51-58.
- Futatsuki M, Nozawa M, Ogata T, Nakata M. (2001). Wear of resin-modified glass ionomers: an in vitro study. *J Clin Pediatr Dent*, 25(4), 297-301.
- Gaffar A, Afflitto J, Nabi N. (1997). Chemical agents for the control of plaque and plaque microflora: an overview. *Eur J Oral Sci*, 105(5 Pt 2), 502-507.
- Galil KA, Gwinnett AJ. (1975). Three-dimensional replicas of pits and fissures in human teeth: scanning electron microscopy study. *Arch Oral Biol*, 20(8), 493-495.
- Garcia-Godoy F, de Araujo FB. (1994). Enhancement of fissure sealant penetration and adaptation: the enameloplasty technique. *J Clin Pediatr Dent*, 19(1), 13-18.
- Garcia-Godoy F, Abarzua I, De Goes MF, Chan DC. (1997). Fluoride release from fissure sealants. *J Clin Pediatr Dent*, 22(1), 45-49.

- Geurtsen W. (1998). Substances released from dental resin composites and glass ionomer cements. *Eur J Oral Sci*, 106(2 Pt 2), 687-695.
- Gizani S. (2018). Pit and Fissure Sealants., *Pit and Fissure Sealants*. Cham: Springer International Publishing. S:23-34.
- Glavina D, Gorseta K, Negovetic Vranic D, Skrinjaric I. (2009). Enamel shearbond strength of glass carbomer after heating with three polymerization unit. *Int J Paed Dent.*, 19-41.
- Goldstein RE, Parkins FM. (1994). Air-abrasive technology: its new role in restorative dentistry. *J Am Dent Assoc*, 125(5), 551-557.
- Gorseta K, Glavina D, Skrinjaric I. (2009). Microleakage of newly developed nano ionomer and glass ionomer cement restoration. *Proceedings of the 22nd Congress of the IADR*.
- Gorseta K, Glavina D, Borzabadi-Farahani A, Van Duinen RN, Skrinjaric I, Hill RG, Lynch E. (2014). One-year clinical evaluation of a Glass Carbomer fissure sealant, a preliminary study. *Eur J Prosthodont Restor Dent*, 22(2), 67-71.
- Görkem Ulu Güzel K, Sönmez I. (2018). Assessment of monomer release from 3 different fissure sealants. *J Appl Biomater Funct Mater*, 16(2), 90-96.
- Grewal N, Chopra R. (2008). The effect of fissure morphology and eruption time on penetration and adaptation of pit and fissure sealants: An SEM study. *J Indian Soc Pedod Prev Dent*, 26(2), 59-63.
- Griffin SO, Oong E, Kohn W, Vidakovic B, Gooch BF, Bader J, Clarkson J, Fontana MR, Meyer DM, Rozier RG, Weintraub JA, Zero DT. (2008). The effectiveness of sealants in managing caries lesions. *J Dent Res*, 87(2), 169-174.
- Guler C, Yilmaz Y. (2013). A two-year clinical evaluation of glass ionomer and ormocer based fissure sealants. *J Clin Pediatr Dent*, 37(3), 263-267.

Gül P, Akgül N. (2013). Kompozit Materyallerin Biyouyumluluğu Hakkında Literatür Derlemesi. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.*, 78-86.

Güler Ç, Eltas A, Güneş D, Görgeç VA, Ersöz M. (2012). Malatya İlindeki 7-14 Yaş Arası Çocukların Ağız-Diş Sağlığının Değerlendirilmesi. *İnönü Üniversitesi Sağlık Bilimleri Dergisi*(2), 19-24.

Gülhan A, Sandallı N, Akıncı T, Üçok Z. (1985). İstanbul Çevresindeki Korunmaya Muhtaç Çocuklarda Ağız Ve Diş Sağlığı. *MÜ Dişhek. Fak. Derg*(1), 68-78.

Gündüz T. (2007). *İnstrümental Analiz*: Gazi Kitabevi Yayınları.

Güngör K, Tüter G, Bal B. (1999). Eğitim düzeyi ile ağız sağlığı arasındaki ilişkinin değerlendirilmesi. *GÜ Diş Hek Fak Derg.*, 16, 15-20.

Hamid A, Hume WR. (1997). A study of component release from resin pit and fissure sealants in vitro. *Dent Mater*, 13(2), 98-102.

Hanks CT, Strawn SE, Wataha JC, Craig RG. (1991). Cytotoxic effects of resin components on cultured mammalian fibroblasts. *J Dent Res*, 70(11), 1450-1455.

Hanks CT, Wataha JC, Sun Z. (1996). In vitro models of biocompatibility: a review. *Dent Mater*, 12(3), 186-193.

Hansel C, Leyhausen G, Mai UE, Geurtsen W. (1998). Effects of various resin composite (co)monomers and extracts on two caries-associated micro-organisms in vitro. *J Dent Res*, 77(1), 60-67.

Harris NO, Garcia-Godoy F. (1999). *Primary preventive dentistry*. London: Asimon and Schuster Company.

Hatibovic-Kofman S, Wright GZ, Braverman I. (1998). Microleakage of sealants after conventional, bur, and air-abrasion preparation of pits and fissures. *Pediatr Dent*, 20(3), 173-176.

Henderson HZ, Setcos JC. (1985). The sealed composite resin restoration. *ASDC J Dent Child*, 52(4), 300-302.

Hensten-Pettersen A. (1998). Skin and mucosal reactions associated with dental materials. *Eur J Oral Sci*, 106(2 Pt 2), 707-712.

Herle GP, Joseph T, Varma B, Jayanthi M. (2004). Comparative evaluation of glass ionomer and resin based fissure sealant using noninvasive and invasive techniques--a SEM and microleakage study. *J Indian Soc Pedod Prev Dent*, 22(2), 56-62.

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. (1999). Glass-ionomers and compomers in pediatric dentistry. Davidson CL, Mjör IA (Ed). *Advances in glass-ionomer cements*. Berlin: Quintessence Pub. Co. S:201-206.

Hicks MJ, Flaitz CM. (1986). Caries-like lesion formation in occlusal fissures: an in vitro study. *Quintessence Int*, 17(7), 405-410.

Hyatt TP. (1923). Prophylactic odontomy: the cutting into the tooth for the prevention of disease. *The Dental Cosmos*, 65, 234-241.

Ikemura K, Tay FR, Kouro Y, Endo T, Yoshiyama M, Miyai K, Pashley DH. (2003). Optimizing filler content in an adhesive system containing pre-reacted glass-ionomer fillers. *Dent Mater*, 19(2), 137-146.

Ikemura K, Tay FR, Endo T, Pashley DH. (2008). A review of chemical-approach and ultramorphological studies on the development of fluoride-releasing dental adhesives comprising new pre-reacted glass ionomer (PRG) fillers. *Dent Mater J*, 27(3), 315-339.

Ito S, Iijima M, Hashimoto M, Tsukamoto N, Mizoguchi I, Saito T. (2011). Effects of surface pre-reacted glass-ionomer fillers on mineral induction by phosphoprotein. *J Dent*, 39(1), 72-79.

Itota T, Carrick TE, Rusby S, Al-Naimi, OT, Yoshiyama M, McCabe JF. (2004). Determination of fluoride ions released from resin-based dental materials using ion-selective electrode and ion chromatograph. *J Dent*, 32(2), 117-122.

- Itota T, Carrick TE, Yoshiyama M, McCabe JF. (2004). Fluoride release and recharge in giomer, compomer and resin composite. *Dent Mater*, 20(9), 789-795.
- Jandt KD, Mills RW, Blackwell GB, Ashworth SH. (2000). Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). *Dent Mater*, 16(1), 41-47.
- Jenkins GN. (1963). Theories on the mode of action of fluoride in reducing dental decay. *J Dent Res*, 2, 444-452.
- Jensen ME, Wefel JS, Triolo PT, Hammesfahr PD. (1990). Effects of a fluoride-releasing fissure sealant on artificial enamel caries. *Am J Dent*, 3(2), 75-78.
- Jensen OE, Billings RJ, Featherstone JD. (1990). Clinical evaluation of Fluoroshield pit and fissure sealant. *Clin Prev Dent*, 12(4), 24-27.
- Joskow R, Barr DB, Barr JR, Calafat AM, Needham LL, Rubin, C. (2006). Exposure to bisphenol A from bis-glycidyl dimethacrylate-based dental sealants. *J Am Dent Assoc*, 137(3), 353-362.
- Kaga M, Kakuda S, Ida Y, Toshima H, Hashimoto M, Endo K, Sano H. (2014). Inhibition of enamel demineralization by buffering effect of S-PRG filler-containing dental sealant. *Eur J Oral Sci*, 122(1), 78-83.
- Kallestal C, Matsson L. (1990). Periodontal conditions in a group of Swedish adolescents. (II). Analysis of data. *J Clin Periodontol*, 17(9), 609-612.
- Kaminsky LS, Mahoney MC, Leach J, Melius J, Miller MJ. (1990). Fluoride: benefits and risks of exposure. *Crit Rev Oral Biol Med*, 1(4), 261-281.
- Kaste LM, Selwitz RH, Oldakowski RJ, Brunelle JA, Winn DM, Brown LJ. (1996). Coronal caries in the primary and permanent dentition of children and adolescents 1-17 years of age: United States, 1988-1991. *J Dent Res*, 75 Spec No, 631-641.
- Kishor A, Goswami M, Chaudhary S, Manuja N, Arora R, Rallan M. (2013). Comparative evaluation of retention ability of amorphous calcium phosphate

containing and illuminating pit & fissure sealants in 6-9 year old age group. *J Indian Soc Pedod Prev Dent*, 31(3), 159-164.

Kleinsasser NH, Wallner BC, Harreus UA, Kleinjung T, Folwaczny M, Hickel R, Kehe K, Reichl FX. (2004). Genotoxicity and cytotoxicity of dental materials in human lymphocytes as assessed by the single cell microgel electrophoresis (comet) assay. *J Dent*, 32(3), 229-234.

Koenraads H, Van der Kroon G, Frencken JE. (2009). Compressive strength of two newly developed glass-ionomer materials for use with the Atraumatic Restorative Treatment (ART) approach in class II cavities. *Dent Mater*, 25(4), 551-556.

Koga H, Kameyama A, Matsukubo T, Hirai Y, Takaesu Y. (2004). Comparison of short-term in vitro fluoride release and recharge from four different types of pit-and-fissure sealants. *Bull Tokyo Dent Coll*, 45(3), 173-179.

Komurcuoglu E, Olmez S, Vural N. (2005). Evaluation of residual monomer elimination methods in three different fissure sealants in vitro. *J Oral Rehabil*, 32(2), 116-121.

Konig KG. (1963). Dental morphology in relation to caries resistance with special reference to fissures as susceptible areas. *J Dent Res*, 2, 461-476.

Kristina G. (2015). Fissure Sealing in Occlusal Caries Prevention. Viridi M. Emerging Trends in Oral Health Sciences and Dentistry. InTech. S:3-20.

Kuşgöz A, Tüzüner T, Ulker M, Kemer B, Saray O. (2010). Conversion degree, microhardness, microleakage and fluoride release of different fissure sealants. *J Mech Behav Biomed Mater*, 3(8), 594-599.

Lagocka R, Mazurek-Mochol M, Jakubowska K, Bendyk-Szeffe, M, Chlubek D, Buczkowska-Radlinska J. (2018). Analysis of Base Monomer Elution from 3 Flowable Bulk-Fill Composite Resins Using High Performance Liquid Chromatography (HPLC). *Med Sci Monit*, 24, 4679-4690.

- Lee H, Ocumpaugh DE, Swartz ML. (1972). Sealing of developmental pits and fissures. II. Fluoride release from flexible fissure sealers. *J Dent Res*, 51(1), 183-190.
- Lee SY, Huang HM, Lin CY, Shih YH. (1998). Leached components from dental composites in oral simulating fluids and the resultant composite strengths. *J Oral Rehabil*, 25(8), 575-588.
- Lempel E, Czibulya Z, Kovacs B, Szalma J, Toth A, Kunsagi-Mate S, Varga Z, Böddi K. (2016). Degree of Conversion and BisGMA, TEGDMA, UDMA Elution from Flowable Bulk Fill Composites. *Int J Mol Sci*, 17(5).
- Lindemeyer RG. (2007). The use of glass ionomer sealants on newly erupting permanent molars. *J Can Dent Assoc*, 73(2), 131-134.
- Lingstrom P, van Ruyven FO, van Houte J, Kent R. (2000). The pH of dental plaque in its relation to early enamel caries and dental plaque flora in humans. *J Dent Res*, 79(2), 770-777.
- Locker D, Jokovic A, Kay EJ. (2003). Prevention. Part 8: The use of pit and fissure sealants in preventing caries in the permanent dentition of children. *Br Dent J*, 195(7), 375-378.
- Lussi A. (1991). Validity of diagnostic and treatment decisions of fissure caries. *Caries Res*, 25(4), 296-303.
- Lygidakis NA, Oulis KI. (1999). A comparison of Fluroshield with Delton fissure sealant: four year results. *Pediatr Dent*, 21(7), 429-431.
- Lygidakis NA, Oulis KI, Christodoulidis A. (1994). Evaluation of fissure sealants retention following four different isolation and surface preparation techniques: four years clinical trial. *J Clin Pediatr Dent*, 19(1), 23-25.
- Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY, Hickel R. (2000). Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. *Dent Mater*, 16(1), 33-40.

- Manojlovic D, Radisic M, Vasiljevic T, Zivkovic S, Lausevic M, Miletic V. (2011). Monomer elution from nanohybrid and ormocer-based composites cured with different light sources. *Dent Mater*, 27(4), 371-378.
- Manton DJ, Messer LB. (1995). Pit and fissure sealants: another major cornerstone in preventive dentistry. *Aust Dent J*, 40(1), 22-29.
- Marks LA, Verbeeck RM, De Maeyer EA, Martens LC. (2000). Effect of a neutral citrate solution on the fluoride release of resin-modified glass ionomer and polyacid-modified composite resin cements. *Biomaterials*, 21(19), 2011-2016.
- Martin R, Paul SJ, Luthy H, Scharer P. (1997). Dentin bond strength of Dyract Cem. *Am J Dent*, 10(1), 27-31.
- Mathewson RJ, Primosch RE. (1995). *Fundamentals of Pediatric Dentistry* (3rd ed.). Quintessence.
- Meiers JC, Jensen ME. (1984). Management of the questionable carious fissure: invasive vs noninvasive techniques. *J Am Dent Assoc*, 108(1), 64-68.
- Mejare I, Lingstrom P, Petersson LG, Holm AK, Twetman S, Kallestal C, Nordenram G, Lagerlöf F, Söder B, Norlund A, Axelsson S, Dahlgren, H. (2003). Caries-preventive effect of fissure sealants: a systematic review. *Acta Odontol Scand*, 61(6), 321-330.
- Menne-Happ U, Ilie N. (2013). Effect of gloss and heat on the mechanical behaviour of a glass carbomer cement. *J Dent*, 41(3), 223-230.
- Miller J, Hobson P. (1956). Determination of the Presence of Caries in Fissures. *Br Dent J*, 3, 15-18.
- Mills RW. (1995). Blue light emitting diodes--another method of light curing? *Br Dent J*, 178(5), 169.
- Mills RW, Jandt KD, Ashworth SH. (1999). Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *Br Dent J*, 186(8), 388-391.

- Moreira Fdo C, Antoniosi Filho NR, Souza JB, Lopes LG. (2010). Sorption, solubility and residual monomers of a dental adhesive cured by different light-curing units. *Braz Dent J*, 21(5), 432-438.
- Moritz A, Gutknecht N, Schoop U, Goharkhay K, Wernisch J, Sperr W. (1996). Alternatives in enamel conditioning: a comparison of conventional and innovative methods. *J Clin Laser Med Surg*, 14(3), 133-136.
- Morphis TL, Toumba KJ, Lygidakis NA. (2000). Fluoride pit and fissure sealants: a review. *Int J Paediatr Dent*, 10(2), 90-98.
- Muller-Bolla M, Lupi-Pegurier L, Tardieu C, Velly AM, & Antomarchi C. (2006). Retention of resin-based pit and fissure sealants: A systematic review. *Community Dent Oral Epidemiol*, 34(5), 321-336.
- Muller H, Olsson S, Soderholm KJ. (1997). The effect of comonomer composition, silane heating, and filler type on aqueous TEGDMA leachability in model resin composites. *Eur J Oral Sci*, 105(4), 362-368.
- Munksgaard EC, Peutzfeldt A, Asmussen E. (2000). Elution of TEGDMA and BisGMA from a resin and a resin composite cured with halogen or plasma light. *Eur J Oral Sci*, 108(4), 341-345.
- Nagano T. (1961). Relation between the Form of Pit and Fissure and the Primary Lesion of Caries. *Dent. Abstr.*, 6, 426.
- Najma Hajira NSW, Meena N. (2015). GIOMER- The Intelligent Particle (New Generation Glass Ionomer Cement). *Int J Dent Oral Health* 2(4).
- Nalcaci A, Ulusoy N, Atakol O. (2006). Time-based elution of TEGDMA and BisGMA from resin composite cured with LED, QTH and high-intensity QTH lights. *Oper Dent*, 31(2), 197-203.
- Nathanson D, Lertpitayakun P, Lamkin MS, Edalatpour M, Chou LL. (1997). In vitro elution of leachable components from dental sealants. *J Am Dent Assoc*, 128(11), 1517-1523.

Newburn E. (1989). *Cariology*. Chicago: Quintessence Pub. Co.

Nicholson JW. (2007). Polyacid-modified composite resins ("compomers") and their use in clinical dentistry. *Dent Mater*, 23(5), 615-622.

Noda M, Wataha JC, Kaga M, Lockwood PE, Volkmann KR, Sano H. (2002). Components of dentinal adhesives modulate heat shock protein 72 expression in heat-stressed THP-1 human monocytes at sublethal concentrations. *J Dent Res*, 81(4), 265-269.

Ogaard B. (1990). Effects of fluoride on caries development and progression in vivo. *J Dent Res*, 69 Spec No, 813-819; discussion 820-813.

Olea N, Pulgar R, Perez P, Olea-Serrano F, Rivas A, Novillo-Fertrell A, Pedraza V, Soto AM, Sonnenschein C. (1996). Estrogenicity of resin-based composites and sealants used in dentistry. *Environ Health Perspect*, 104(3), 298-305.

Ortengren U, Wellendorf H, Karlsson S, Ruyter IE. (2001). Water sorption and solubility of dental composites and identification of monomers released in an aqueous environment. *J Oral Rehabil*, 28(12), 1106-1115.

Özer S, Gönülol N, Şen Tunç E, Ay T. (2016). Farklı polimerizasyon protokolleri ve yüzey uygulama metodlarının iki farklı fissür örtücünün makaslama bağlanma dayanım kuvveti üzerine etkisi. *Acta Odontol Turc*, 33(1), 18-23.

Papacchini F, Goracci C, Sadek FT, Monticelli F, Garcia-Godoy F, Ferrari M. (2005). Microtensile bond strength to ground enamel by glass-ionomers, resin-modified glass-ionomers, and resin composites used as pit and fissure sealants. *J Dent*, 33(6), 459-467.

Park K, Georgescu M, Scherer W, Schulman A. (1993). Comparison of shear strength, fracture patterns, and microleakage among unfilled, filled, and fluoride-releasing sealants. *Pediatr Dent*, 15(6), 418-421.

- Paul SJ, Leach M, Rueggeberg FA, Pashley DH. (1999). Effect of water content on the physical properties of model dentine primer and bonding resins. *J Dent*, 27(3), 209-214.
- Pereira AC, Pardi V, Mialhe FL, Meneghim Mde C, Ambrosano GM. (2003). Glass-ionomers have cariostatic effect. *Evidence-Based Dentistry*, 4, 79.
- Perez-Lajarin L, Cortes-Lillo O, Garcia-Ballesta C, Cozar-Hidalgo A. (2003). Marginal microleakage of two fissure sealants: a comparative study. *J Dent Child (Chic)*, 70(1), 24-28.
- Peutzfeldt A. (1997). Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci*, 105(2), 97-116.
- Pinkham JR, Casamassimo PS, Fields HW, McTigue DJ, Nowak AJ. (2009). Çocuk Diş Hekimliği: Bebeklikten Ergenliğe (Tortop T, Tulunoğlu Ö, Çev.). 4.bs. Ankara: Atlas Kitapçılık.
- Raadal M. (1978). Follow-up study of sealing and filling with composite resins in the prevention of occlusal caries. *Community Dent Oral Epidemiol*, 6(4), 176-180.
- Raadal M, Espelid I, Mejare I. (2001). The caries lesion and its management in children and adolescents. Koch G, Poulsen S. Pediatric Dentistry: a clinical approach. Copenhagen: Munksgaard. S:173-212.
- Raadal M, Utkilen AB, Nilsen OL. (1996). Fissure sealing with a light-cured resin-reinforced glass-ionomer cement (Vitrebond) compared with a resin sealant. *Int J Paediatr Dent*, 6(4), 235-239.
- Rahiotis C, Kakaboura A, Loukidis M, Vougiouklakis G. (2004). Curing efficiency of various types of light-curing units. *Eur J Oral Sci*, 112(1), 89-94.
- Rajic Z, Gvozdanic Z, Rajic-Mestrovic S, Bagic I. (2000). Preventive sealing of dental fissures with Heliosil: a two-year follow-up. *Coll Antropol*, 24(1), 151-155.

- Ratanasathien S, Wataha JC, Hanks CT, Dennison JB. (1995). Cytotoxic interactive effects of dentin bonding components on mouse fibroblasts. *J Dent Res*, 74(9), 1602-1606.
- Reichl FX, Seiss M, Kleinsasser N, Kehe K, Kunzelmann KH, Thomas P, Spahl W, Hickel R. (2008). Distribution and excretion of BisGMA in guinea pigs. *J Dent Res*, 87(4), 378-380.
- Rethman J. (2000). Trends in preventive care: caries risk assessment and indications for sealants. *J Am Dent Assoc*, 131 Suppl, 8s-12s.
- Reynolds EC. (1998). Anticariogenic complexes of amorphous calcium phosphate stabilized by casein phosphopeptides: a review. *Spec Care Dentist*, 18(1), 8-16.
- Richardson PS, McIntyre IG. (1996). Susceptibility of tooth surfaces to carious attack in young adults. *Community Dent Health*, 13(3), 163-168.
- Ripa LW. (1973). Occlusal sealing: rationale of the technique and historical review. *J Am Soc Prev Dent*, 3(1), 32-39.
- Ripa LW. (1985). The current status of pit and fissure sealants. A review. *J Can Dent Assoc*, 51(5), 367-375, 377-380.
- Ripa LW. (1993). Sealants revisited: an update of the effectiveness of pit-and-fissure sealants. *Caries Res*, 27 Suppl 1, 77-82.
- Rosin M, Schwahn C, Kordass B, Korschake C, Greese U, Teichmann D, Hartmann A, Meyer G. (2007). A multipractice clinical evaluation of an ORMOCER restorative--2-year results. *Quintessence Int*, 38(6), e306-315.
- Rosin M, Steffen H, Korschake C, Greese U, Teichmann D, Hartmann A, Meyer G. (2003). One-year evaluation of an Ormocer restorative-a multipractice clinical trial. *Clin Oral Investig*, 7(1), 20-26.
- Rueggeberg FA, Dlugokinski M, Ergle JW. (1999). Minimizing patients' exposure to uncured components in a dental sealant. *J Am Dent Assoc*, 130(12), 1751-1757.

Rueggeberg FA, Margeson DH. (1990). The effect of oxygen inhibition on an unfilled/filled composite system. *J Dent Res*, 69(10), 1652-1658.

Saçak M. (2002). Polimer Kimyası. Ankara: A.Ü.F.F Döner Sermaye İşletmesi Yayınları.

Salama FS, Al-Hammad NS. (2002). Marginal seal of sealant and compomer materials with and without enameloplasty. *Int J Paediatr Dent*, 12(1), 39-46.

Santini A, Gallegos IT, Felix CM. (2013). Photoinitiators in dentistry: a review. *Prim Dent J*, 2(4), 30-33.

Schemehorn BR, Orban JC, Wood GD, Fischer GM, Winston AE. (1999). Remineralization by fluoride enhanced with calcium and phosphate ingredients. *J Clin Dent*, 10(1 Spec No), 13-16.

Schmalz G, Arenholt-Bindslev D. (1998). Dental filling materials. Hazards to patients and to environment? Introduction. *Eur J Oral Sci*, 106(2 Pt 2), 677.

Schumacher GE, Antonucci JM, O'Donnell JN, Skrtic D. (2007). The use of amorphous calcium phosphate composites as bioactive basing materials: their effect on the strength of the composite/adhesive/dentin bond. *J Am Dent Assoc*, 138(11), 1476-1484.

Schwengberg S, Bohlen H, Kleinsasser N, Kehe K, Seiss M, Walther UI, Hickel R, Reichl FX. (2005). In vitro embryotoxicity assessment with dental restorative materials. *J Dent*, 33(1), 49-55.

Sen Tunc E, Bayrak S, Tuloglu N, Ertas E. (2012). Evaluation of microtensile bond strength of different fissure sealants to bovine enamel. *Aust Dent J*, 57(1), 79-84.

Sener Y, Botsal MS, Kucukyilmaz E, Tosun G, Savas S. (2014). Polymerization shrinkage of six different fissure sealants. *J Restor Dent*, 2(2).

Shah S, Roebuck EM, Nugent Z, Deery C. (2007). In vitro microleakage of a fissure sealant polymerized by either a quartz tungsten halogen curing light or a plasma arc curing light. *Int J Paediatr Dent*, 17(5), 371-377.

Shapira J, Eidelman E. (1986). Six-year clinical evaluation of fissure sealants placed after mechanical preparation: a matched pair study. *Pediatr Dent*, 8(3), 204-205.

Shimazu K, Ogata K, Karibe H. (2011). Evaluation of the ion-releasing and recharging abilities of a resin-based fissure sealant containing S-PRG filler. *Dent Mater J*, 30(6), 923-927.

Shofu Dental Corporation. Erişim: 10 Aralık 2014, http://www.shofu.com/shofu_images/Literature/beautisealant%20brochure.pdf.

Sideridou ID, Achilias DS. (2005). Elution study of unreacted Bis-GMA, TEGDMA, UDMA, and Bis-EMA from light-cured dental resins and resin composites using HPLC. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 74(1), 617-626.

Silva KG, Pedrini D, Delbem AC, Ferreira L, Cannon M. (2010). In situ evaluation of the remineralizing capacity of pit and fissure sealants containing amorphous calcium phosphate and/or fluoride. *Acta Odontol Scand*, 68(1), 11-18.

Silverstone LM. (1984). State of the art on sealant research and priorities for further research. *J Dent Educ*, 48(2 Suppl), 107-118.

Simonsen RJ. (1978). Preventive resin restorations (I). *Quintessence Int Dent Dig*, 9(1), 69-76.

Simonsen RJ. (2002). Pit and fissure sealant: review of the literature. *Pediatr Dent*, 24(5), 393-414.

Skrtic D, Antonucci JM, Eanes ED, Eidelman N. (2004). Dental composites based on hybrid and surface-modified amorphous calcium phosphates. *Biomaterials*, 25(7-8), 1141-1150.

- Skrtic D, Hailer AW, Takagi S, Antonucci JM, Eanes ED. (1996). Quantitative assessment of the efficacy of amorphous calcium phosphate/methacrylate composites in remineralizing caries-like lesions artificially produced in bovine enamel. *J Dent Res*, 75(9), 1679-1686.
- Snyder LR, Kirland J. (1979). *Introduction to modern liquid chromatography*. New York: Wiley-Interscience.
- Soderholm KJ, Mariotti A. (1999). BIS-GMA--based resins in dentistry: are they safe? *J Am Dent Assoc*, 130(2), 201-209.
- Stansbury JW, Dickens SH. (2001). Determination of double bond conversion in dental resins by near infrared spectroscopy. *Dent Mater*, 17(1), 71-79.
- Subramaniam P, Girish Babu KL, Jayasurya S. (2015). Evaluation of Solubility and Microleakage of Glass Carbomer Sealant. *J Clin Pediatr Dent*, 39(5), 429-434.
- Subramaniam P, Konde S, Mandanna DK. (2008). Retention of a resin-based sealant and a glass ionomer used as a fissure sealant: a comparative clinical study. *J Indian Soc Pedod Prev Dent*, 26(3), 114-120.
- Sungurtekin E, Öznurhan F, Öztaş N. (2010). Pit Ve Fissür Sealant Uygulamaları: Sistematik Bir Derleme. *GÜ Diş Hek Fak Derg* 27(2), 145-149.
- Swift EJ Jr. (1987). Preventive resin restorations. *The Journal of the American Dental Association*, 114(6), 819-821.
- Tabatabaee MH, Mahdavi H, Zandi S, Kharrazi MJ. (2009). HPLC analysis of eluted monomers from two composite resins cured with LED and halogen curing lights. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 88(1), 191-196.
- Tanaka K, Taira M, Shintani H, Wakasa K, Yamaki M. (1991). Residual monomers (TEGDMA and Bis-GMA) of a set visible-light-cured dental composite resin when immersed in water. *J Oral Rehabil*, 18(4), 353-362.

Tarumi H, Imazato S, Narimatsu M, Matsuo M, Ebisu S. (2000). Estrogenicity of fissure sealants and adhesive resins determined by reporter gene assay. *J Dent Res*, 79(11), 1838-1843.

Tatevossian A. (1990). Fluoride in dental plaque and its effects. *J Dent Res*, 69 Spec No, 645-652; discussion 682-643.

Ten Cate JM. (1990). In vitro studies on the effects of fluoride on de- and remineralization. *J Dent Res*, 69 Spec No, 614-619; discussion 634-616.

Tinanoff N, Douglass JM. (2002). Clinical decision making for caries management in children. *Pediatr Dent*, 24(5), 386-392.

Tulga F, Kara D. (1998). Farklı yüzey hazırlama tekniklerinin ve asitleme sürelerinin fissür örtücülerin bağlanma kuvvetleri üzerine etkilerinin sürekli dişlerde değerlendirilmesi (Bölüm I). *Gazi Üniversitesi Dişhek Fak Derg*, 15(1-2-3), 27-39.

Tulunoğlu Ö, Bodur H, Ulusu T, Ciğer R, Odabaş M. (2003). Okul öncesi (3-6 yaş) ve okul çağındaki (7-8 yaş) çocuklarda dişyüzeylerindeki çürük dağılımının ve prevalansının karşılaştırılması olarak değerlendirilmesi. *GÜ Dişhek Fak Derg*(3), 11-16.

Tuna EB, Gençay K. (2006). Kompozit materyallerden artık monomerlerin salınımını etkileyen faktörler. *Türk Dişhekimliği Dergisi*, 66, 226-228.

Ulusoy AT. (2010). Pedodontide güncel koruyucu yaklaşımlar. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak Derg*, 3, 28-37.

Unal M, Oznurhan F, Kapdan A, Durer S. (2015). A comparative clinical study of three fissure sealants on primary teeth: 24-month results. *J Clin Pediatr Dent*, 39(2), 113-119.

Unal M, Oztas N. (2015). Remineralization Capacity of Three Fissure Sealants with and without Gaseous Ozone on Non-Cavitated Incipient Pit and Fissure Caries. *J Clin Pediatr Dent*, 39(4), 364-370.

- Urcan E, Haertel U, Styllou M, Hickel R, Scherthan H, Reichl FX. (2010). Real-time xCELLigence impedance analysis of the cytotoxicity of dental composite components on human gingival fibroblasts. *Dent Mater*, 26(1), 51-58.
- Vallittu PK. (1999). Unpolymerized surface layer of autopolymerizing polymethyl methacrylate resin. *J Oral Rehabil*, 26(3), 208-212.
- Van Duinen RN, Davidson CL, De Gee AJ, Feilzer AJ. (2004). In situ transformation of glass-ionomer into an enamel-like material. *Am J Dent*, 17(4), 223-227.
- Vehkalahti MM, Solavaara L, Rytomaa I. (1991). An eight-year follow-up of the occlusal surfaces of first permanent molars. *J Dent Res*, 70(7), 1064-1067.
- Waggoner WF, Siegal M. (1996). Pit and fissure sealant application: updating the technique. *J Am Dent Assoc*, 127(3), 351-361, quiz 391-352.
- Welbury R, Duggal M, Hosey MT. (2005). *Pediatric Dentistry (3 bs)*. New York: Oxford University Press.
- Welbury R, Raadal M, Lygidakis NA. (2004). EAPD guidelines for the use of pit and fissure sealants. *Eur J Paediatr Dent*, 5(3), 179-184.
- Wilson AD, Kent BE. (1972). A new translucent cement for dentistry. The glass ionomer cement. *Br Dent J*, 132(4), 133-135.
- Wilson IP. (1895). Preventive dentistry. *Dental Digest*, 1, 70-72.
- Wisniewska-Jarosinska M, Poplawski T, Chojnacki CJ, Pawlowska E, Krupa R, Szczepanska J, Blasiak J. (2011). Independent and combined cytotoxicity and genotoxicity of triethylene glycol dimethacrylate and urethane dimethacrylate. *Mol Biol Rep*, 38(7), 4603-4611.
- Wood AJ, Saravia ME, Farrington FH. (1989). Cotton roll isolation versus Vac-Ejector isolation. *ASDC J Dent Child*, 56(6), 438-441.
- Wright JT, Crall JJ, Fontana M, Gillette EJ, Novy BB, Dhar V, Donly K, Hewlett ER, Quinonez RB, Chaffin J, Crespino M, Iafolla T, Siegal MD, Tampi MP, Graham

L, Estrich C, Carrasco-Labra A. Evidence-based clinical practice guideline for the use of pit-and-fissure sealants: A report of the American Dental Association and the American Academy of Pediatric Dentistry. *J Am Dent Assoc.* 2016;147(8):672-682

Wu W, McKinney JE. (1982). Influence of chemicals on wear of dental composites. *J Dent Res*, 61(10), 1180-1183.

Yavuzylmaz, H. (2007). *Diş Morfolojisi-Fizyolojisi ve Oklüzyon.*

Yazici AR, Kiremitci A, Celik C, Ozgunaltay G, Dayangac B. (2006). A two-year clinical evaluation of pit and fissure sealants placed with and without air abrasion pretreatment in teenagers. *J Am Dent Assoc*, 137(10), 1401-1405.

Yengopal V, Mickenautsch S, Bezerra AC, Leal SC. (2009). Caries-preventive effect of glass ionomer and resin-based fissure sealants on permanent teeth: a meta analysis. *J Oral Sci*, 51(3), 373-382.

Yıldız A, Genç Ö, Bektaş S. (1997). *Enstrümantal Analiz Yöntemleri.* Ankara: Hacettepe Üniversitesi Yayınları.

Yildiz E, Dorter C, Efes B, Koray F. (2004). A comparative study of two fissure sealants: a 2-year clinical follow-up. *J Oral Rehabil*, 31(10), 979-984.

Yilmaz Y, Belduz N, Eyuboglu O. (2010). A two-year evaluation of four different fissure sealants. *Eur Arch Paediatr Dent*, 11(2), 88-92.

Yoshii E. (1997). Cytotoxic effects of acrylates and methacrylates: relationships of monomer structures and cytotoxicity. *J Biomed Mater Res*, 37(4), 517-524.

Zaura E, Buijs MJ, ten Cate JM. (2002). The effects of the solubility of artificial fissures on plaque pH. *J Dent Res*, 81(8), 567-571.

Zimmerli B, Strub M, Jeger F, Stadler O, Lussi A. (2010). Composite materials: composition, properties and clinical applications. A literature review. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*, 120(11), 972-986.

Zyskind D, Zyskind K, Hirschfeld Z, Fuks AB. (1998). Effect of etching on leakage of sealants placed after air abrasion. *Pediatr Dent*, 20(1), 25-27.



BİLGİLENDİRİLMİŞ OLUR FORMU

Bu katıldığınız çalışma bilimsel bir araştırma olup, araştırmanın adı ‘Farklı Fissür Örtücülerden Artık Monomer Salınımının Değerlendirilmesi’dir. Bu araştırmanın amacı farklı pit ve fissür örtücüden artık monomer salınımı değerlendirilmesidir. Bu çalışmada size koruyucu fissür örtücü tedavileri uygulanacaktır. Bu çalışmada yer almanız öngörülen süre 24 saat olup, çalışmada yer alacak gönüllülerin sayısı 35’dir.

Bu araştırma ile ilgili olarak araştırmacının önerilerine uymak sizin sorumluluklarımızdır.

Bu çalışmada sizin için herhangi bir risk oluşturmamaktadır; aksine uygulanan tedavi ile daimi dişlerin çürükten korunması sağlanmaktadır. Hastadan işlem sonrası alınan tükürük örnekleri üzerinde inceleme yapılacaktır.

Araştırma sırasında sizi ilgilendirebilecek herhangi bir gelişme olduğunda, bu durum size veya yasal temsilcinize derhal bildirilecektir. Araştırma hakkında ek bilgiler almak için ya da çalışma ile ilgili herhangi bir sorun, istenmeyen etki ya da diğer rahatsızlıklarınız için 04522121283 no.lu telefondan Dt. Didem KÜÇÜKASLAN’a başvurabilirsiniz.

Bu çalışmada yer almanız nedeniyle size hiçbir ödeme yapılmayacaktır; ayrıca, bu çalışma kapsamındaki bütün muayene, tetkik, testler ve tıbbi bakım hizmetleri için sizden veya bağlı bulunduğunuz sosyal güvenlik kuruluşundan hiçbir ücret istenmeyecektir.

Bu çalışmada yer almak tamamen sizin isteğinize bağlıdır. Araştırmada yer almayı reddedebilirsiniz ya da herhangi bir aşamada çalışmadan ayrılabilirsiniz; bu durum herhangi bir cezaya ya da sizin yararlarınıza engel duruma yol açmayacaktır. Araştırmacı bilginiz dahilinde veya isteğiniz dışında, uygulanan tedavi şemasının gereklerini yerine getirmemeniz, çalışma programını aksatmanız veya tedavinin etkinliğini artırmak vb. nedenlerle sizi çalışmadan çıkarabilir. Biyotıp Sözleşmesi VII Bölüm Madde 22’de belirtildiği üzere “Bir müdahale sırasında insan vücudunun herhangi bir parçası alındığında bu parça yalnızca uygun bilgilendirme ve muvafakat alma işlemlerini uyulduğu takdirde çıkarılma amacından başka bir amaç için saklanabilir ve kullanılabilir”. Araştırmanın sonuçları bilimsel amaçla kullanılacaktır; çalışmadan çekilmeniz ya da araştırmacı tarafından çıkarılmanız durumunda, sizle ilgili tıbbi veriler de gerekirse bilimsel amaçla kullanılabilir.

Size ait tüm tıbbi ve kimlik bilgileriniz gizli tutulacaktır ve araştırma yayımlansa bile kimlik bilgileriniz verilmeyecektir, ancak araştırmanın izleyicileri, yoklama yapanlar, etik kurullar ve resmi makamlar gerektiğinde tıbbi bilgilerinize ulaşabilir. Siz de istediğinizde kendinize ait tıbbi bilgilere ulaşabilirsiniz.

Çalışmaya Katılma Onayı:

Yukarıda yer alan ve çalışmaya başlanmadan önce gönüllüye verilmesi gereken bilgileri okudum ve sözlü olarak dinledim. Aklıma gelen tüm soruları araştırmacıya sordum, yazılı ve sözlü olarak bana yapılan tüm açıklamaları ayrıntılarıyla anlamış bulunmaktayım. Çalışmaya katılmayı isteyip istemediğime karar vermem için bana yeterli zaman tanındı. Bu koşullar altında, bana ait tıbbi bilgilerin gözden geçirilmesi, transfer edilmesi ve işlenmesi konusunda araştırma yürütücüsüne yetki veriyor ve söz konusu çalışmaya ilişkin bana yapılan katılım davetini hiçbir zorlama ve baskı olmaksızın büyük bir gönüllülük içerisinde kabul ediyorum.

Gönüllünün, Adı-Soyadı: Adresi: Tel.-Faks: Tarih ve İmza:	Açıklamaları yapan araştırmacının, Adı-Soyadı: Didem KÜÇÜKASLAN Görevi: Araştırma Görevlisi Adresi: Ordu Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi Tel.-Faks:04522121283 Tarih ve İmza:
Velayet veya vesayet altında bulunanlar için veli veya vasinin, Adı-Soyadı: Adresi: Tel.-Faks: Tarih ve İmza:	Olur alma işlemine başından sonuna kadar tanıklık eden kuruluş görevlisinin/görüşme tanığının, Adı-Soyadı: Görevi: Adresi: Tel.-Faks: Tarih ve İmza:

* Bu örnek form araştırmacılara fikir vermek için formda bulunması gereken asgari bilgiler verilerek hazırlanmıştır, gerektiğinde eklemeler yapılmalıdır. İstendiğinde Etik Kurul sekreterliğinden ya da Tıp Fakültesi web sayfasından temin edilerek ve üzerinde gerekli düzenlemeler yapılmak suretiyle kullanılabilir (örn. bu paragraf, metindeki noktalı kısımlar ve parantezler çıkarılmalı ve uygun şekilde düzenlenmelidir). Gönüllünün beyan ve imzası, bilgilendirme metninin devamı şeklinde olmalıdır; kesinlikle ayrı sayfalarda olmamalıdır.
Güncelleme tarihi 28.11.2013



T.C.
ORDU ÜNİVERSİTESİ
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARARLARI

Toplantı Tarihi	Toplantı Sayısı	Toplantı Saati	Karar Sayısı
12/04/2018	09	15.30	2018-78

Ordu Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Dr. Öğr. Üyesi Ahmet KARATAŞ başkanlığında toplanarak aşağıdaki kararları almıştır.

KARAR NO: 2018/ 78

Sorumlu yürütücü Doç.Dr.Çiğdem GÜLER'in, KAEK 90 Nolu başvurusunun değerlendirilmesi sonucu "*Farklı Fissür Örtücülerden Artık Monomer Salınımının Değerlendirilmesi*" başlıklı araştırmasının etik ilke ve kurallara uygunluk açısından yapılabilirliğine ve konunun ilgili öğretim üyesine tebliğine toplantıya katılanların oy birliği ile karar verildi.

e-imzalıdır

Dr. Öğr. Üyesi Ahmet KARATAŞ
Ordu Üniversitesi
Klinik Araştırmalar Etik Kurul Başkanı

9. ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Didem KÜÇÜKASLAN
Doğum Yeri : 28.03.1991
Yabancı Dili : İngilizce
E-posta : kucukaslandidem@hotmail.com
İletişim Bilgileri : Cumhuriyet Mahallesi, Ordu Üniversitesi Diş Hekimliği
Fakültesi.

Öğrenim Durumu:

Derece	Bölüm/Program	Üniversite	Yıl
Lisans	Diş Hekimliği	Ondokuz Mayıs Üniversitesi	2010-2015
Uzmanlık	Pedodonti	Ordu Üniversitesi	2016-

İş Deneyimi:

Görev	Görev Yerleri	Yıl
Arş. Gör.	Ordu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı	2016-

Ulusal ve uluslararası bilimsel toplantılarda sunulan bildiri kitabında basılan bildiriler:

Kucukaslan D, Guler C, Kara N.B., 'Evaluation Of Knowledge Level And Awareness Of Parents About Avulsion And Coronal Fracture', 22nd Bass Congress, Thessaloniki, 2017. (Sözlü Bildiri)

Kucukaslan D, Simsek H, Buyuk S.K., Guler C , Kara N.B. ‘ Ektopik Erüpsiyonlu Mandibular Lateral Dişı Olan Hastada Alternatif Bir Tedavi Yaklaşımı’ TDB 23. Uluslararası Dişhekimliği Birliği Kongresi, İstanbul, 2017. (Poster Sunumu)

Kucukaslan D, Simsek H, Guler C. ‘Fiberle Güçlendirilmiş Adeziv Köprüler: Bir Vaka Serisi’ TDB 24. Uluslararası Dişhekimliği Birliği Kongresi, Ankara, 2018. (Poster Sunumu)

Kucukaslan D, Guler C, ‘ Assessment of Validity of Demirjian and Willems Methods for Dental Age Estimation a Group of Children in the Eastern Black Sea Region’, 25th Congress of Turkish Society of Pediatric Dentistry & Internatiaonal Association of Pediatric Dentistry Regional Meeting’ Istanbul,2018. (Sözlü Bildiri)