



**DEPROTEİNİZASYON AJANI HİPOKLORÖZ ASİTİN PİT VE FİSSÜR
ÖRTÜCÜ İKİ FARKLI SELF ADEZİV AKIŞKAN KOMPOZİT İLE
KULLANIMININ MİNEYE BAĞLANMA ÜZERİNE ETKİSİ**

SİMGE POLAT

**UZMANLIK TEZİ
ÇOCUK DİŞ HEKİMLİĞİ ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

MART 2022

ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu,

bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Simge POLAT

28.03.2022

**DEPROTEİNİZASYON AJANI HİPOKLORÖZ ASİTİN PİT VE FİSSÜR ÖRTÜCÜ
İKİ FARKLI SELF ADEZİV AKIŞKAN KOMPOZİT İLE KULLANIMININ MİNEYE
BAĞLANMA ÜZERİNE ETKİSİ**

(Uzmanlık Tezi)

Simge POLAT

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

Mart 2022

ÖZET

Bu çalışmanın amacı, deproteinizasyon ajanı hipokloröz asit ve sodyum hipokloritin, pit ve fissür örtücü iki farklı self adeziv akışkan kompozitin mineye bağlanma üzerine etkisini değerlendirmektir. Toplam 36 adet daimi çürüksüz ve restorasyonsuz 3. molar dişler çalışmaya dahil edilerek, rastgele altı gruba ayrıldı. Grup 1: %37'lik fosforik asit + Vertise™ Flow; Grup 2: 200 ppm Hipokloröz asit + %37'lik fosforik asit + Vertise™ Flow; Grup 3: %5,25'lik Sodyum hipoklorit + %37'lik fosforik asit + Vertise™ Flow; Grup 4: %37'lik fosforik asit + Constic; Grup 5: 200 ppm Hipokloröz asit + %37'lik fosforik asit + Constic; Grup 6: %5,25'lik Sodyum hipoklorit + %37'lik fosforik asit + Constic olarak oluşturuldu. Her grupta n=12 olacak şekilde dikdörtgen prizması şeklinde bloklar elde edildi. Deproteinizasyon ajanı uygulanan gruplar (Grup 2,3 ve 5,6) Grup 1 ve Grup 4'e göre istatistiksel olarak daha yüksek mikro gerilim bağlanma dayanımı değerleri gösterdi ($P<0,05$). Sadece asit uygulanan Vertise flow grubuna (Grup 1) göre sadece asit uygulanan Constic grubunun (Grup 4) mikro gerilim bağlanma dayanım değerlerinin daha yüksek olduğu görüldü ($p=0,014$). 200 ppm HOCl + asit uygulanan Vertise™ Flow grubu (Grup 2) ile 200 ppm HOCl + asit uygulanan Constic grubu (Grup 5) arasında mikro gerilim bağlanma dayanım değerleri arasında istatistiksel olarak fark bulundu ($p=0,242$). %5,25'lik NaOCl + asit uygulanan Vertise™ Flow grubu (Grup 3) ile %5,25'lik NaOCl + asit uygulanan Constic grubu (Grup 6) arasında da mikro gerilim bağlanma dayanım değerleri yönünden istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı bulundu ($p=0,045$). Sonuç olarak, deproteinizasyon ajanı uygulanan gruplar birbiri ile benzer, bunun yanında asit ve fissür örtücü uygulananlara göre istatistiksel olarak mikro gerilim bağlanma dayanım değerleri anlamlı şekilde daha yüksek bulundu.

Bilim Kodu : 10101.03
Anahtar Kelimeler : NaOCl: Sodyum hipoklorit, HOCl: Hipokloröz asit, H₃PO₄: Fosforik asit
Sayfa Adedi : 86
Danışman : Prof. Dr. Çağdaş ÇINAR

**THE EFFECT OF THE USE OF THE DEPROTEINIZATION AGENT
HYPOCHLOROUS ACID AND TWO DIFFERENT PIT AND FISSURE SEALANT
SELF-ADHESIVE FLOWABLE COMPOSITES UPON ITS BONDING WITH THE
ENAMEL**

(Speciality Thesis)

Simge POLAT

GAZİ UNIVERSITY

FACULTY OF DENTISTRY

March 2022

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the effects of deproteinization agents hypochlorous acid and sodium hypochlorite on enamel bonding of two different self-adhesive flowable composites for pit and fissure sealants. A total of 36 permanent caries and non-restorative third molar teeth were included in the study and randomly divided into six groups. Group 1: 37% phosphoric acid + Vertise™ Flow; Group 2: 200 ppm Hypochlorous acid + 37% phosphoric acid + Vertise™ Flow; Group 3: 5.25% Sodium hypochlorite + 37% phosphoric acid + Vertise™ Flow; Group 4: 37% phosphoric acid + Constic; Group 5: 200 ppm Hypochlorous acid + 37% phosphoric acid + Constic; Group 6: It was formed as 5.25% sodium hypochlorite + 37% phosphoric acid + Constic. Bars in the form of rectangular prisms were obtained with n=12 in each group. Deproteinization agent applied groups (Groups 2, 3 and 5,6) showed statistically higher microtensile bond strength values compared to Group 1 and Group 4 ($P<0.05$). It was observed that the microtension bond strength values of the Constic group (Group 4), which was applied only acid, were higher than the Vertise™ Flow group (Group 1), which was applied only acid ($p=0.014$). A statistical difference was found between the microtension bond strength values between the Vertise™ Flow group (Group 2) applied 200 ppm HOCl + acid and the Constic group (Group 5) applied 200 ppm HOCl + acid ($p=0.242$). It was also found that there was no statistically significant difference between the Vertise™ Flow group (Group 3) applied with 5.25% NaOCl + acid and the Constic group (Group 6) applied with 5.25% NaOCl + acid in terms of microtension bond strength values ($p=0.045$). As a result, the groups treated with deproteinization agents were similar to each other, and the microtension bond strength values were found to be statistically higher than those treated with acid and fissure sealant.

Science Code : 10101.03

Key Words : NaOCl: Sodium hypochlorite, HOCl: Hypochlorous acid, H_3PO_4 : Phosphoric acid

Page Number : 86

Supervisor : Prof. Dr. Çağdaş ÇINAR

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca ve tezimin yazım aşamasında bilgi ve emeklerini esirgemeyen, desteğini her daim yanımda hissettiğim değerli hocam ve tez danışmanım Prof. Dr. Çağdaş ÇINAR'a,

Değerli bilgilerini aktararak, eğitimim boyunca yaptığım çalışmalarda bana yol gösteren ve yönlendiren değerli hocalarım Prof. Dr. Alev ALAÇAM, Prof. Dr. Neşe AKAL, Prof. Dr. Nurhan ÖZTAŞ KIRMIZI, Prof. Dr. Haluk BODUR, Prof. Dr. Mesut ODABAŞ, Prof. Dr. Didem ATABEK, Doç. Dr. Mehmet BANİ'ye,

Pedodonti ailesinin bir üyesi olmamda destek ve sevgisiyle katkısı bulunan Dr. Dt. Nagehan AKTAŞ, Dr. Dt. Derya KOTAN, Dr. Dt. Yasemin AKIN, Dr. Dt. Zeliha PALAZ'a,

Uzmanlık öğrencisi olarak başladığım ilk günden beri birlikte çalışmaktan keyif aldığım arkadaşlarım Dt. Merve USLU, Dt. Gülsen YILDIRIM, Dt. Burcu AYTAZ, Dt. Gamze Nazlı YANAR, Dt. Damla Gökçe DURNA, Dt. Nur Özge ÖZTÜRK, Dt. Nazile PEHLİVAN, Dt. Hamide CÖMERT, Dt. Seda ŞİRİN, Dt. Sude Deniz BOSTANCI, Dt. Reyhan DURMUŞ, Dt. Seren USTAOĞLU, Dt. Yeşim TUNÇYÜREK, Dt. Sena SEZİKLİ, Dt. Halime VAYVAYLI, Dt. Ecem ÇELEBİ, Dt. Şeyma YILDIRIM'a sonsuz emek, sevgi ve destekleri ile beni bugünlere getiren ve layık olmaya çalıştığım, varlıklarıyla bana güç veren sevgili annem Mümine MERCAN, babam Fikret MERCAN, kardeşim Doğu MERCAN'a

Her koşulda yanımda olduğunu hissettiren, bana her zaman moral, destek, sabır ve anlayış gösteren ve sevgisiyle bana güç katan sevgili eşim Mert POLAT'a,

Sonsuz teşekkürlerimle...

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT	v
TEŞEKKÜR	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ	ix
ŞEKİLLERİN LİSTESİ	x
RESİMLERİN LİSTESİ	xi
SİMGELER VE KISALTMALAR	xii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Mine.....	3
2.1.1. Mine yüzeyinin asitlenmesi.....	4
2.1.2. Mine yüzeyinin deproteinizasyonu.....	8
2.2. Diş Çürüğü.....	13
2.2.1. Pit ve fissür çürükleri	14
2.2.2. Pit ve fissür çürüklerinden korunmada fissür örtücülerin kullanımı	15
2.2.3. Geleneksel cam iyonomer içerikli fissür örtücüler	17
2.2.4. Rezin modifiye cam iyonomer esaslı fissür örtücüler	17
2.2.5. Poliasit modifiye rezin fissür örtücüler.....	18
2.2.6. Rezin esaslı fissür örtücüler.....	18
2.3. Bağlanma Dayanım Testleri.....	21
2.3.1. Makro makaslama bağlanma dayanım testi	21
2.3.2. Mikro makaslama bağlanma dayanım testi.....	22
2.3.3. Makro gerilim bağlanma dayanım testi	23

	Sayfa
2.3.4. Mikro gerilim bağlanma dayanım testi	24
2.3.5. Push-Out test.....	25
3. GEREÇ VE YÖNTEM	27
3.1. Dişlerin Seçilmesi ve Saklanması	27
3.2. Deney Örneklerinin Oluşturulması	28
3.3. Mikro gerilim Bağlanma Dayanım Testi	34
3.4. Fissür Örtücülerin Mine Yüzeyinden Kopma Tipinin Belirlenmesi.....	35
4. İSTATİSTİKSEL ANALİZ	37
5. BULGULAR	39
6. TARTIŞMA.....	43
7. SONUÇ.....	61
KAYNAKLAR.....	63
EKLER.....	81
EK-1. Etik Kurul Onayı.....	82
ÖZGEÇMİŞ	86

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan materyallerin içerikleri ve üretici firmaları ...	27
Çizelge 3.2. ICDAS Skorlarına göre çürük değerlendirilmesi	28
Çizelge 3.3. Çalışmamızdaki grupların uygulama aşamaları.....	31
Çizelge 3.4. Fissür örtücülerin mine yüzeyinden kopma tipinin belirlenmesinde kullanılan kriterler	36
Çizelge 5.1. Fissür örtücü ve solüsyonlar mikro gerilim bağlanma dayanım değerleri ölçümleri	39
Çizelge 5.2. Mine yüzeyine uygulanan fissür örtücülerin kopma tipi başarısızlık yüzdeleri (%)	41

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 5.1. Tüm grupların mikro gerilim bağlanma dayanım değerleri.....	39



RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 2.1. ICDAS II kodları	14
Resim 3.1. Çalışmamızda kullanılan yatay döner zımparalama cihazı	29
Resim 3.2. Çalışmada kullanılan fosforik asit	29
Resim 3.3. Vertise™ Flow	29
Resim 3.4. Constic DMG	30
Resim 3.5. 200 ppm HOCl solüsyonu.....	30
Resim 3.6. %5,25'lik NaOCl solüsyonu	30
Resim 3.7. Çalışmamızda kullanılan kesit alma cihazı	34
Resim 3.8. Mikro gerilim bağlanma dayanım test cihazı.....	35
Resim 3.9. Örneklerin yapıştırıldığı metal bloklar	35
Resim 3.10. Örneklerle uygulanan gerilim kuvveti sonrası kopma anı	35
Resim 5.1. Grup 1'e ait adeziv tip kopma gerçekleşen blok örneği	41
Resim 5.2. Grup 4'e ait koheziv tip kopma gerçekleşen blok örneği.....	41
Resim 5.3. Grup 5'e ait karma tip kopma gerçekleşen blok örneği.....	41

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler

Açıklamalar

C	Karbon
Ca	Kalsiyum
Cl	Klor
CO₃⁻²	Karbonat
H₃PO₄	Fosforik asit
HClO	Hipoklorit asit
HOCl	Hipokloröz asit
K	Potasyum
Mg	Magnezyum
MPa	Megapaskal
NaOCl	Sodyum hipoklorit
NaOH	Sodyum Hidroksit
P	Fosfor
PO₄⁻³	Fosfat

Kısaltmalar

Açıklamalar

µGBD	Mikro gerilim bağlanma dayanım testi
µMBD	Mikro makaslama bağlanma dayanım testi
AAPD	Amerikan Çocuk Diş Hekimliği Akademisi
ART	Atravmatik Restoratif Tedavi
BAKH	Büyük azı-keser hipomineralizasyonu
EPA	Amerika Birleşik Devletleri Çevre Koruma Ajansı
GPDM	Gliserol fosfat dimetakrilat
ICDAS	Uluslararası Çürük Tespit ve Değerlendirme Sistemi
LED	Light Emitting Diode
QTH	Quartz Tungsten Halojen

Kısaltmalar**Açıklamalar****RMCİS**

Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman

SIOİ

İtalyan Pediatrik Diş Hekimliği Derneği



1. GİRİŞ

Ağız ve diş sağlığı, genel sağlığın ayrılmaz bir parçasıdır. Diş çürüğü, oluşumunda birçok etkenin rol oynadığı, dişlerin sert dokularının fiziksel ve kimyasal yıkımına neden olan kronik ve önlenebilir bir hastalıktır [1]. Gelişmiş ülkelerde diş çürüğü, okul çağı çocuklarının %60-90'ını etkilerken yetişkinlerin de büyük kısmının en önemli sağlık problemlerinden birini oluşturmaktadır. Diş çürüklerinin önlenmesine yönelik koruyucu diş hekimliği uygulamaları tüm dünyada giderek yaygınlaşmaktadır. Çürük oluşumu, mineral dengesini remineralizasyon veya demineralizasyona doğru itme eğilimindeki birçok değişkenden etkilenen dinamik bir süreçtir [2].

Son yıllarda, gelişmiş ülkelerde, çürük prevalansında anlamlı ölçüde azalma gözlenmesine karşın okluzal yüzeylerdeki çürük insidansı halen yüksek seyretmektedir [3]. Dişlerin okluzal yüzeyleri, pit ve fissür morfolojik oluşumlarıyla karakterizedir. Pit ve fissür bölgeleri, tüm diş yüzeylerinin sadece %12,5'ini oluşturmalarına rağmen tüm diş çürüklerinin %85'ten fazlası pit ve fissür yüzeylerinde oluşmaktadır. Pit ve fissürlerin çürük gelişimi açısından yüksek eğilimli bölgeler olması, bakteri ve gıda retansiyonu için uygun bir alan olduğu düşünülen ve debrislerin mekanik olarak uzaklaştırılmasını güçleştiren karmaşık morfolojilerine bağlanmaktadır [4].

Yüksek okluzal çürük insidansından sorumlu bir diğer faktör ise yüzey geriliminden dolayı fissürlere tükürük erişiminin az olmasıdır. Dolayısıyla bunun sonucunda remineralizasyon engellenmekte ve fluorür etkisi azalmaktadır. Fissür tabanının mine-dentin sınırına yakınlığı çürüklerin dentine hızla yayılabilmesine neden olabilmektedir. Bu bölgelerde çürük oluşumunun önlenmesi için kullanılan etkili yöntem pit ve fissür örtücülerdir. Pit ve fissür örtücüler, çürük riski altında olduğu düşünülen diş yüzeylerinde, çürük oluşumunu önlemek veya mineyle sınırlı başlangıç çürük lezyonlarının ilerlemesini durdurmak için uzun yıllardır kullanılan bir yöntemdir [5,6].

Pit ve fissür örtücülerin uygulanması sırasında, ön uygulama olarak minenin asitle pürüzlendirilmesi kaçınılmaz bir adımdır. Bu uygulama ile minede mikro poroziteler

oluşmakta ve minenin ıslanabilirliğinin artmasıyla fissür örtücü materyalinin bağlanma dayanımı artmaktadır. Fissür örtücülerin etkinliği, materyalin dişe olan tutuculuğu ve diş yüzeyi ile arasındaki sızdırmazlık yeteneği ile ölçölmektedir [7]. Tutuculuk oranları, çalışma alanının uygun izolasyonu, mine yüzeylerinin hazırlanması, fissür örtücü materyalin viskozitesi ve mine yüzeyine uygulanan ek işlemlere bağlı olarak değişmektedir [8].

Asitle pürüzlendirmeden önce mine yüzeyine uygulanan deproteinizasyon ajanının fissür örtücünün mineye olan bağlanma dayanımını arttırdığı gösterilmiştir. Asitle pürüzlendirme öncesinde organik maddelerin mine yüzeyinden uzaklaştırılması, mine üzerinde daha iyi asitle pürüzlenme deseni sağlayarak bağlanma dayanımını arttırmaktadır. Hipokloröz asit (HOCl) ve sodyum hipokloritin (NaOCl) mükemmel bir protein denaturantı olduğu bilinmektedir. Sodyum hipoklorit, oda sıcaklığında organik bileşikleri etkin bir şekilde uzaklaştıran, spesifik olmayan bir proteolitik ajandır. Hafif asidik HOCl özeltisi, NaOCl özeltisi durumunda olduğu gibi, aynı zamanda güçlü bir deproteinizatör ve etkili bir biyolojik oksitleyici ajandır. Deproteinizasyon ajanı olarak bilinen HOCl ve NaOCl, mineye asit uygulamadan önce hem mine yapısının hem de pelikölün organik komponentlerini uzaklaştırarak adezyonu arttırmak için olası bir strateji olabilir [9].

Bu çalışmanın amacı, daimi dişlerde deproteinizasyon ajanı hipokloröz asit ve sodyum hipokloritin, pit ve fissür örtücü iki farklı self adeziv akışkan kompozitin mineye bağlanma dayanımı üzerine etkisini değerlendirmektir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Mine

Vücudun en sert dokusu olma özelliğini taşıyan mine dokusu; dentin ve pulpa gibi canlı diş dokularını korumanın yanı sıra renk ve şekil özellikleriyle de estetik açıdan büyük önem taşımaktadır. Bu nedenle diş minesinin ömür boyu korunması diş hekimliğinin en önemli amaçlarından biridir. Kristalize mineral yapıdan meydana gelmiş olan mine dokusu; okluzal kuvvetlere, asitlerin oluşturduğu demineralizasyona ve çürük ataklarına karşı remineralizasyon kabiliyetiyle direnç gösterir [10].

Diş minesi, diş kronunu kaplayan epitelyal kaynaklı, yüksek mineralizasyona sahip bir dokudur. Mine dokusu, ameloblastlar tarafından üretilmektedir ve diş kronu tamamlandıktan sonra fonksiyonlarını kaybetmektedirler. Tükürüğün sağladığı koruyucu ve remineralizasyon potansiyeli dışında herhangi bir fizyolojik onarım sürecine sahip değildir. Bu nedenle formasyon sonrası mine dokusu kendi kendini onaramaz yalnızca mineral kaybı ya da kazancı gözlenebilmektedir [11].

Mine, ana bileşeni kalsiyum fosfat kompleksi olan hidroksiapatitten oluşmuş bir matriks içinde yer alan kristalize yapıda bir dokudur. Minenin mineral içeriğinin %80-90'ını oluşturan kalsiyum hidroksiapatitin kimyasal formülü $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ 'dir [12]. Hidroksiapatitin kristal yapısı kalsiyum, fosfat ve hidroksil iyonlarından başka karbonat, sodyum, fluorür ve diğer iyonları da içerdiğinden karmaşık bir yapıya sahiptir. Hidroksiapatitin yapısında karbonat iyonunun varlığı, çözünürlüğün artmasıyla sonuçlanır [13]. Karbonatlanmış apatit kristalinde, saf hidroksiapatitin tersine, yer değiştirme öncelikle, fosfat (PO_4^{-3}) iyonunun yerini karbonat (CO_3^{-2}) iyonunun almasıyla gerçekleşmektedir. Böylelikle kristal yapı bozulur ve kimyasal bağlar zayıflayarak asitlere karşı savunmasız hale gelir [14].

Kimyasal olarak mine, yüksek oranda mineralize kristal bir yapıya sahiptir. Kristal ağ şeklindeki hidroksiapatit, en fazla bulunan mineral bileşen olup hacimce minenin %90-92'sini oluşturmaktadır. Diş minesinin geri kalan bileşenleri ise,

hacimce %1-2 oranında organik matriks proteinleri ve %4-12 oranında sudan oluşur [15]. Yapısal olarak mine; mine prizması, prizma kını ve interprizmatik matriksten oluşmaktadır. Mine prizmaları mine-dentin sınırından başlayarak mine yüzeyine kadar uzanmaktadır. Genişlikleri 4-6 µm arasında değişen bu prizmalar, hekzagonal yerleşimli sayısız hidroksiapatit kristalinden oluşmuştur [16]. Yüzeyden dentine doğru gidildikçe kristallerin yoğunluğu azalırken; porozite, sıvı ve organik materyal yoğunluğu artar. Yüksek porozitenin belirtisi olan görece düşük mineral ve yüksek protein içeriği, zayıf prizmatik yapının göstergesidir [17].

Mine prizmaları arasında por adı verilen küçük boşluklar bulunmaktadır. Bu boşluklar mineye geçirgenlik özelliği sağlamanın yanı sıra mine dokusunun yoğunluk ve sertliği üzerinde de etki göstermektedir. Mine; küçük asit molekülleri, fluorür, kalsiyum, fosfat gibi çeşitli iyonları belirli oranda yapısına alacak olması sebebiyle demineralizasyon ve remineralizasyon potansiyeli gösteren bir dokudur [18].

2.1.1. Mine yüzeyinin asitlenmesi

Mineye adezyon, Buonocore'in %85'lik fosforik asit (H_3PO_4) uygulaması ve ardından rezin uygulamasını bildirdiği 1955'ten önce dental restoratif materyallerin ana eksikliği idi. Bu yöntemin, rezinin mineye bağlanma dayanımını önemli ölçüde arttırdığı gösterilmiştir. Bu çalışma, mineye adezyonun temeli olarak kabul edilmektedir [19].

Fosforik asit kullanımı, dolgu materyalinin adezyonuna yardımcı mikro gözenekler oluşturmak için kullanılan, geleneksel bir yöntemdir [20]. Ancak organik kalıntılar, fissür morfolojisi ve aprizmatik mine yapısı nedeniyle yetersiz adezyon oluşabilmektedir. Fosforik asit organik maddeleri uzaklaştırmadığı için etkili pürüzlendirme sağlanamaz, dolayısıyla bu durum yetersiz adezyon ile sonuçlanır [21].

Mine yüzeylerine asit uygulanmasıyla; ilk olarak, pelikül tabakası kaldırılır. İkinci olarak, mine yüzeyi asit ile gözenekli hale getirilir [22].

Silverstone ve diğerleri, %30-40 oranında fosforik asit uygulanan mine prizmalarının 3 farklı şekilde değişikliğe uğradığını bildirmişlerdir. En sık görülen Tip 1; mine prizmalarının kor kısmı çözünerek uzaklaşmış ancak dış kısmı bozunmadan kalmış bal peteği görünümündedir. Tip 2; kor kısmı çözünmeden kalırken, mine prizmalarının periferlerinde çözünme oluşmuş ve kaldırım taşı görüntüsü ortaya çıkmaktadır. Tip 3 ise Tip 1 ve Tip 2 kombinasyonu şeklindedir ve prizmaların morfolojisine uyum göstermeyen silik bir çözünme söz konusudur. Ayrıca araştırmacı, gözenekli yüzeylerin daha büyük ve derin retantif alanları sağlaması nedeniyle en tutucu pürüzlenme desenlerinin Tip 1 ve 2 olduğunu göstermiştir. Tip 3 pürüzlenme deseninin, diğer iki asitleme paternine göre mikro mekanik tutuculuktan yoksun olduğunu ifade etmişlerdir [23].

Minede asit uygulanma sonrası oluşan mikro porozitelerle adeziv arasında, saçak şeklinde uzantılar aracılığıyla mikro mekanik tutuculuk sağlanmaktadır. Mine yüzeyinde 5-50 µm derinliğinde mikro poroziteler oluşur ve 10 µ'luk doku kaybı meydana gelerek mine prizmalarının gövdeleri açılır. Böylece artan serbest yüzey enerjisi ile adezivler, yüksek yüzey enerjisine sahip mine dokusunu daha iyi ıslatabilir ve oluşan mikro porozitelere kolayca akabilmektedir. Rezin ve minenin bağlanması mikro poroziteler içerisindeki rezinin polimerize olması sonucu rezin taglarının oluşmasıyla meydana gelir [24].

Mine yüzeyine uygulanan asidin etkinliği; kullanılan asidin tipi, asidin formu (jel, yarı jel veya sulu solüsyon), asidin konsantrasyonu, yıkama süresi, minenin kimyasal yapısı, asitlemenin süre veya daimi dişlerde yapılması, mine hipomineralizasyonu, fluorür uygulanmış olması ve asitleme öncesi mine yüzeyine yapılan işlemler gibi birçok faktöre bağlıdır [25].

Diş minesine, fosforik aside alternatif başka asitler de uygulanmıştır. Örneğin %50'lik sitrik asidin 5 dk süreyle uygulanmasının yeterli pürüzlendirme sağladığı bildirilmekle birlikte, klinik uygulama süresinin uzunluğun özellikle çocuk hastalarda dezavantaj oluşturulacağı düşünülmektedir [26]. Bir araştırmada %10'luk maleik asidin 15 s uygulanması sonucu daha az mineral kaybı olduğu bildirilmiştir [26].

Fosforik asidin %50'lik konsantrasyonda 60 saniye süreyle uygulanması ortamdan kolayca uzaklaştırılabilen monokalsiyum fosfat monohidrat çökeltisinin oluşmasına sebep olurken; %27'nin altındaki konsantrasyonlarda kullanımı, ortamdan uzaklaştırması zor olan ve adezyonu olumsuz etkileyebilecek dikalsiyum fosfat monohidrat çökeltilerinin oluşmasına neden olabilir [27].

Silverstone ve diğerleri fosforik asidin %30-40 arasındaki konsantrasyonlarının mine-rezin bağlantısı için en ideal konsantrasyon olduğunu bildirmişlerdir [23]. Ayrıca %40'ın üzerindeki fosforik asit konsantrasyonları düşük konsantrasyonlara göre daha az kalsiyum çözmekte ve asitleme daha az başarılı olmaktadır [28]. Literatürde bazı çalışmalarda daha düşük konsantrasyonlarda da benzer bağlanma değerinin sağlandığı gösterilmekle birlikte, günümüzdeki fosforik asit jellerinin çoğunun konsantrasyonu %30-40 arasındadır [29].

Mineye uygulanan %37'lik fosforik asidin en ideal uygulama süresini bulmak için birçok çalışma yapılmıştır. Bazı araştırmacılar bu süreyi 60 saniye olarak önermiş olsa da [30]; Nordenvall ve diğerleri 15 saniyelik uygulama süresinin de minede aynı yüzey özelliklerini oluşturduğunu göstermişlerdir [31]. Shaffer ve diğerleri ve Gilpatrick, 15 saniye ve 60 saniye uygulama sürelerinin bağlanma kuvveti ve mikrosızıntı açısından benzer sonuçları olduğunu bildirmişlerdir [32, 33]. Wang ve diğerleri ise 60 saniye uygulamanın mine yüzeyinde fazla çözünmeye neden olduğunu ve bağlanma kuvvetini azalttığını rapor etmişlerdir [34].

Adeziv materyallerin süt ve daimi diş minesine bağlanma açısından farklılıklar gösterdiği bilinmektedir. Çeşitli çalışmalarda, süt dişlerinin mine yüzeyinde yüksek miktarda organik yapı ve prizmatik mine tabakası varlığı nedeniyle minedeki organik yapının değiştirilmesi gerektiği gösterilmiştir [35]. Süt dişlerindeki, prizmatik mine tabakası, küçük diş boyutu ve geçirgenliği azalmış dentin tübüllerinin sayısı gibi kimyasal, fizyolojik ve mikromorfolojik farklılıklarından dolayı süt dişlerinde daha düşük bağlanma kuvveti olduğu düşünülmektedir [35].

Minenin mikroskobik yapısını mine prizmaları oluşturmaktadır. Tüberkül tepelerinde dik konumda bulunan mine prizmaları, daimi dişlerde servikal alanda yatay pozisyonda bulunurken; süt dişlerinde, daimi dişlere göre daha dik açılanma

göstermektedir. Bu durum, süt dişlerinde asit uygulamasını zorlaştırmaktadır [26]. Bu nedenle süt dişlerinde gerek mine prizmalarının dağılımı, gerekse aprizmatik mine tabakasının kalınlığı nedeniyle, süt dişi minesinin asit uygulama süresinin daimi dişlere göre farklı olması gerektiği bildirilmiştir [26].

Mine yapısındaki farklılığı hipomineralize minede değerlendirecek olursak; normal mine ile karşılaştırıldığında, hipomineralize mine'nin mineral içeriğinde ortalama %28 azalma, %80 daha fazla karbonatlı apatit ve protein içeriğinde 3-15 kat artış gösterilmiştir. Aynı zamanda hipomineralize mine'nin sertliği de normal mine'den önemli ölçüde daha düşüktür. Hipomineralize mine'nin kimyasal analizi hem Ca, P konsantrasyonlarında hem de ortalama Ca/P oranında bir azalma olduğunu göstermiştir; C, Mg ve K konsantrasyonları ise normal mine'ye göre artmıştır [36].

Büyük azı-keser hipomineralizasyonundan (BAKH) etkilenen dişlerde, hipomineralize mine'ye bağlanma, değişen fiziksel ve kimyasal özelliklerden dolayı da zordur. Hipomineralize mine'deki artan protein içeriği, mineye bağlanmanın ana zorluğudur [37,38]. Hipomineralize mine'ye bağlanma üzerine yapılan bir çalışmada [39], adezivlerin normal mine'ye göre hipomineralize mine'ye bağlanmasının daha düşük olduğu sonucuna varmışlardır.

Fluorür uygulanmış dişlerin fonksiyonel veya estetik nedenlerle kompozit rezin ile restore edilmesi gerektiğinde restorasyonlar çoğunlukla asitle aşındırılmış mineden elde edilen mikro mekanik retansiyona bağlıdır [7]. Fluorür uygulanmış dişlerin hipermineralize yüzey tabakasındaki fluorapatit, asit ile çözünmeye daha dirençli olduğundan, fluorür uygulanmış diş minesinin aşındırılma süresinin iki katına çıkarılması önerilmiştir [40].

Çözünme etkinliği, fluorür uygulanmış minede değişkenlik göstermektedir ve florozisin şiddetine bağlıdır. Bu nedenle, klinik uygulamada, beyaz çizgiler veya opak alanlara sahip hafif florozisli dişlerin aşındırılma süresi, fluorür uygulanmamış dişlerle aynı olmalıdır. Ancak, tamamen opak mineli orta derecede fluorür uygulanmış dişlerin pürüzlendirme süresi en az iki katına çıkarılmalıdır. Diş minesinde çukurlu veya fokal kayıplı şiddetli florozis için, hipermineralize yüzey tabakası organik ağ ile birlikte hafif floroziste olduğu gibi yüzey altı mine

aşındırılmalı; alternatif olarak, pürüzlendirme süresi, hem hipermineralize yüzey tabakasını hem de organik ağı uzaklaştırmak ve aynı zamanda hepsi bir adımda tipik pürüzlenme desenleri üretmek için en az 90 saniye uzatılmalıdır [40].

Fosforik asit uygulaması, daha çok minenin inorganik kısmına etki ederken organik yapıya etkisi bulunmamaktadır. Dış organik tabaka varlığının, konvansiyonel %37'lik H_3PO_4 'ün etkili pürüzlü yüzeyin oluşmasını engelleyebileceği düşünülerek mine yüzeyine bağlanmayı arttırmak için deproteinizasyon fikri ortaya atılmıştır [41].

2.1.2. Mine yüzeyinin deproteinizasyonu

Günümüzde, mine deproteinizasyonu, materyal adezyonu ve retansiyonunu arttırmak için umut verici bir seçenek olarak görünmektedir. Mine deproteinizasyonu, istenen Tip 1 veya Tip 2 pürüzlenme deseninin oluşturulmasına yardımcı olan ve mine yüzeyinden organik madde tabakasının kaldırılmasını sağlayan bir işlemdir. Mine yüzeyinde bulunan organik kalıntının bir kısmı asitte çözünmeyen proteinlerden ve etkili asit pürüzlendirilmesini engelleyebilen kazanılmış pelikülden oluşur [42].

Asit uygulaması, minede retantif yüzey oluşturulması ve dolayısıyla uygulanacak restoratif materyalin bağlanma başarısında oldukça etkilidir. Ancak son zamanlarda yapılan çalışmalar fosforik asit uygulamanın tüm adezyon yüzeyinde başarılı bir adezyon sağlayamadığı; mine yüzeyinin %69'dan daha fazlasının hiç asitlenmediği, %7'sinde hafif bir pürüzlenme oluştuğu, sadece %2'lik bir bölgenin ideal olarak asitlendiğini göstermiştir [43, 44]. Bu sonuçlar, klinikte adeziv restorasyonların başarısızlık sebeplerinden birini açıklamaktadır [45].

Deproteinizasyon işleminin mine yüzeyine bağlanmayı artırması, asit uygulama öncesi deproteinizasyon ajanının interprizmatik boşluklarda bol miktarda bulunan organik maddeleri uzaklaştırmasına bağlıdır. Asit uygulanması, hem mine prizmalarının merkezini hem de prizmatik boşlukları etkilemekte ve bu durum dental materyalin bağlanma dayanımını arttırmaktadır [46, 47].

Sodyum hipoklorit

Sodyum hipoklorit, yüksek pH değeri sayesinde bakterilerin sitoplazmik membranında, hücre metabolizması ve lipit peroksidasyonunda bozulmalara yol açarak antimikrobiyal etki göstermektedir. Bunun yanında bakteriyel enzimlerin sülfidril gruplarında geri dönüşümsüz oksidasyona da yol açmaktadırlar [48]. Sodyum hipoklorit solüsyonlarının antibakteriyel özellikleri, doku çözme kapasiteleri ve kostik potansiyelleri, konsantrasyonları ile doğru orantılıdır. Sodyum hipokloritin etkinliği; düşük pH ve yüksek konsantrasyonlarda artmaktadır [49,50]. Sodyum hipokloritin toksisite için ideal pH değerinin 11-12 olması gerektiği belirtilmiştir [51].

Solera ve Silva-Herzog tarafından NaOCl etki mekanizması; $\text{NaOCl} + \text{HO} \rightarrow \text{NaOH}$ (Sodyum Hidroksit) + HClO (Hipoklorit asit) olarak belirtilmiştir [52]. Sodyum hipoklorit, yüzey geriliminin düşmesine sebep olan yağ asitlerine etki ederek sabun oluşturur (sabunlaşma reaksiyonu). Hipoklorit asit (HClO) ise aminoasitlerin yapısını bozar. Klor (Cl) iyonu hücre metabolizmasını ve enzimatik reaksiyonları inhibe eder. Hidroksil iyonu kalsiyum iyonuna bağlanarak oluşan kalsiyum hidroksit (Ca(OH)_2), proteinleri denatüre eder.

Fosforik asidin mine yüzeyindeki etkisi çoğunlukla mineralize yani inorganik kısmında gerçekleşir. Ne yazık ki asit, mine yüzeyindeki %1'den daha az olan organik maddeyi ortadan kaldırmaz. Organik dokuları kök kanal boşluğundan uzaklaştırmak için NaOCl kullanıldığından, organik içeriğin mine yüzeyinden uzaklaştırılmasındaki rolü verimli sonuçlar vermektedir [53]. Bir deproteinizasyon ajanı olarak %5,25 NaOCl kullanılması, asit uygulamadan önce hem mine yapısındaki hem de mine yüzeyindeki pelikülün organik elementlerini uzaklaştırarak adezyonu olumlu etkilemede başarılı bir yöntemdir.

Espinosa ve diğerleri tarafından asit uygulamadan önce mine yüzeyine 60 s süreyle %5,25'lik NaOCl uygulamasının asitleme etkinliğini arttırdığı gösterilmiştir. NaOCl uygulandığında Tip 1 ve Tip 2 pürüzlenme deseni ortaya çıkarken, NaOCl uygulanmadığında Tip 3 pürüzlenme deseni oluşmuştur. Espinosa ve diğerleri yaptıkları bu çalışma sonuçlarına göre, artmış bağlanma dayanımının, %37'lik

fosforik asit ile asitlemeden önce mine yüzeyinin %5,25'lik NaOCl ile deproteinizasyonu sonrası elde edilebileceğini bildirmişlerdir [54].

Valencia ve diğerleri, 60 saniye boyunca %5,25'lik NaOCl ile mine deproteinizasyonun, dişlerin okluzal yüzeylerindeki organik materyali temizlemenin etkili bir yol olduğunu ve tüm yüzeylerin %72,38'inde Tip 1 ve 2 pürüzlenme deseninin elde edildiğini bildirmişlerdir [55].

Justus ve diğerleri, normal mine yüzeyi ile mine yüzeyini asit uygulamadan önce %5,25'lik NaOCl uygulan mine yüzeyini karşılaştırmışlardır ve NaOCl uygulamasının Rezin Modifiye Cam İyonmer Simanların (RMCİS) mineye bağlanma dayanımını arttırdığını bildirmişlerdir [56].

Venezie ve diğerleri tarafından yapılan çalışmada, Amelogenesis Imperfektalı diş yüzeyine asit uygulanmadan önce NaOCl uygulandığında, asidin etkinliğinin arttığı gösterilmiştir [57]. Böylece NaOCl ile deproteinizasyon sonrası Amelogenesis Imperfektalı ve florozisli mine yüzeylerine kompozit rezinlerin bağlanma dayanımının arttığını bildirmişlerdir [58].

Garrocho-Rangel ve diğerleri, deproteinizasyon ajanı olarak NaOCl kullanımı ve fissür örtücülerin retansiyonu ve mikrosızıntısı üzerindeki etkisini araştırmışlardır. Sodyum hipoklorit deproteinizasyonunun retansiyon üzerinde önemli bir etkisi olmamasına rağmen, uygulamasının mikrosızıntıyı önemli ölçüde azalttığını bildirmişlerdir [47].

Sonuç olarak fazla proteinlerin uzaklaştırılması, diş yüzeyine materyal adezyonunu arttırmaktadır [54]. Ancak sodyum hipoklorit güçlü bir oksitleyici ajandır ve özellikle küçük çocuklarda dikkatli kullanılmadığı takdirde ağız yumuşak dokularını etkileyebilmektedir. Sodyum hipokloritin olumsuz yumuşak doku reaksiyon riski, kötü kokusu ve tadı olması alternatif bir materyal arayışına yol açmıştır.

Hipokloröz asit

Hipokloröz asit, istilacı patojenlerin üstesinden gelmek ve enfeksiyonla savaşmak için vücudun bağışıklık sistemi hücreleri, nötrofilik polimorfonükleer lökositler

tarafından oksidatif reaksiyonlar sonucu üretilir [59,60]. Hipokloröz asit, çok düşük klor konsantrasyonunda bile hızlı bir reaksiyonun sergilendiği çok çeşitli mikroorganizmalara karşı etkilidir [61]. Ayrıca, tiyol, tiyoeter, nükleotidler, amino grupları ve karbonhidratlar gibi kolayca reaksiyona girdiği birçok molekül olmasıyla birlikte HOCl güçlü bir oksitleyici ve deproteinizasyon ajanı olarak kabul edilir [59]. Bunun yanında, antimikrobiale özelliğe sahip NaOCl ve HOCl ile karşılaştırıldığında memeli hücrelerine sitotoksikite açısından HOCl'nin, daha güvenilir olduğu gösterilmiştir. Bugüne kadar, saf HOCl, muhtemelen saklama zorluğu nedeniyle ticari bir farmasötik formülasyon olarak geliştirilmemiştir. Sodyum hipoklorit, Na^+ ve OCl^- 'ye ayrışır ve suda HOCl oluşturur. Bununla birlikte, OCl^- iyonları, aşırı alkalilikleri (pH 10.8-13.2) nedeniyle neredeyse yalnızca NaOCl sulu çözeltilerinde bulunur [62]. Hipokloröz asitin bakterilerin inaktivasyonundan sorumlu olduğu bildirilirken, OCl^- 'nin çözünmemiş HOCl'den daha az etkili olduğu bildirilmektedir [63].

Hipokloröz asit, doymamış lipid tabakasına seçici olarak bağlanır ve ardından hücresel bütünlüğü bozar. Hipokloröz asit, 3 ve 6 pH seviyeleri arasında, maksimum antimikrobiyal özelliklere sahiptir. Hipokloröz asit güçlü bir oksitleyici ajandır. Sulu çözeltide H^+ ve OCl^- 'ye ayrışır, protein denatürasyonuna sebep olur [64].

Hipokloröz asit ayrıca kloraminler ve nitrojen merkezli radikaller oluşturarak klorlama yoluyla virüsleri yok eder, tek ve çift zincirli DNA kırılmalarına neden olarak nükleik asidi etkileyerek, virüsü zararsız hale getirir [65].

Amerika Birleşik Devletleri Çevre Koruma Ajansı (EPA), COVID-19'a karşı hipokloröz asit dahil çok sayıda dezenfektan tavsiye etmektedir [64].

Son zamanlarda, NaOCl'nin elektroliz edilmesiyle geliştirilen hafif asidik HOCl çözeltileri, dezenfektan olarak yaygın kullanılmaktadır [66].

Hipokloröz asitin koronavirüsler de dahil olmak üzere çeşitli virüsleri 1 dakikadan daha kısa sürede etkisiz hale getirdiği gösterilmiştir [67]. 200 ppm'lik bir konsantrasyonda HOCl, norovirüsleri ve diğer enterik virüsleri taşıyan inert

yüzeyleri 1 dakikalık temas süresi içinde dekontamine etmede etkilidir. Ayrıca 10 kat seyreltildiğinde, 20 ppm'deki HOCl çözeltileri, virüs taşıyan çevresel yüzeyleri 10 dakikalık temas süresinde dekontamine ettiği bildirilmiştir [68]. Sotiriou ve diğerleri dental tedavi prosedürleri sırasında havada asılı kalan partikül boyutunun 0.5 µm den daha küçük olduğunu bildirmişlerdir [69]. Cerrahi olmayan tedaviler sırasında ultrasonik ve sonik alet kullanımının en yüksek konsantrasyonda partikül oluşturduğu bildirilmiş olup, bunun yanında hava-su spreyi ve yüksek hızlı el aleti aerosolizasyonu izlemektedir [70].

Rossi-Fedele ve diğerleri, HOCl'in raf ömrü ile ilgili yaptıkları çalışmada HOCl çözeltisi güneş ışığına maruz kaldığında 4. günde klor azalmasının başladığı; güneş ışığından korunduğunda ise klor azalmasının 14. günden sonra başladığını gözlemlemişlerdir [71]. OCl⁻ oranının azalması nedeniyle pH azaldıkça yarı ömür artar [64].

Hipokloröz asit çözeltileri, UV radyasyonuna, güneş ışığına veya hava ile temasa maruz kaldığında veya çözeltinin sıcaklığı 25°C'nin üzerine çıktığında daha az kararlıdır. Hipokloröz asit çözeltileri serin ve karanlık yerlerde saklanmalı ve hava ile teması en aza indirilmelidir. Üretim için, mümkün olduğu kadar küçük organik ve inorganik iyon konsantrasyonları içeren su olmalıdır [68].

Dental tedavi prosedürlerinde HOCl, etkili antimikrobiyal ve deproteinize edici özelliklerinin bir sonucu olarak rejeneratif endodontik tedavide umut verici sonuçlar göstermesinin yanında [72], periodontitis tedavisinde de terapötik ajan olarak kullanımı önerilmiştir [59].

Hipokloröz asit, NaOCl ve klorheksidin ile karşılaştırıldığında *Porphyromonas gingivalis*'in lipopolisakarit konsantrasyonunu önemli ölçüde düşürdüğü ve ağız dokuları tarafından tolere edilebilen bir ajan olduğu gösterilmiştir. Ayrıca HOCl'in, diş fırçalarındaki bakterileri önemli ölçüde azalttığı bildirilmiştir [64]. Ayrıca ağız gargarası olarak kullanılan HOCl'in sistemik olarak herhangi bir yan etki oluşturmadığı bildirilmiştir [73].

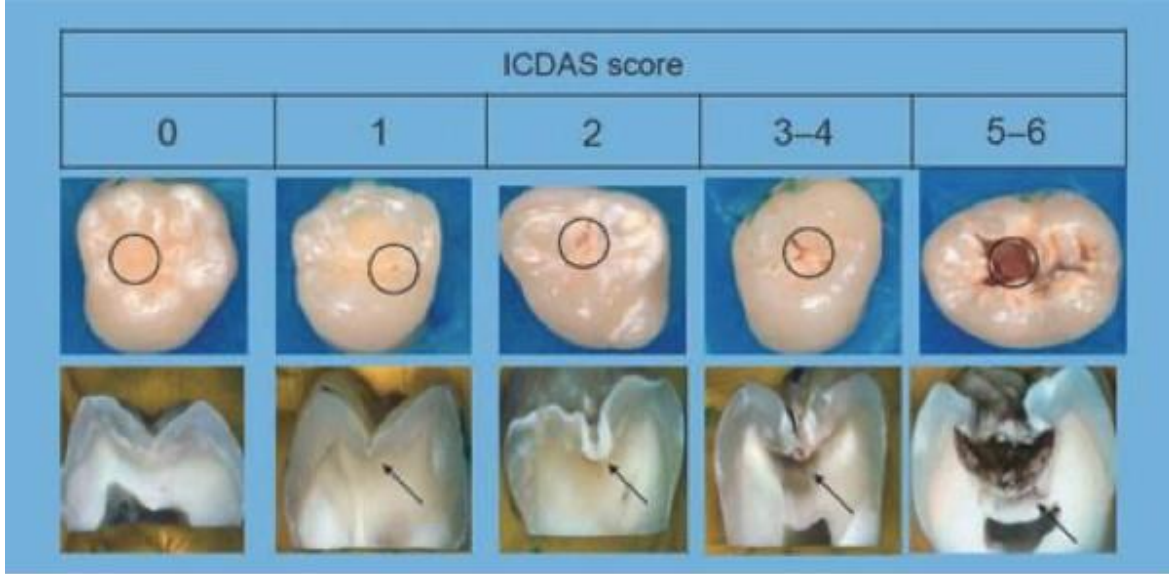
Klinik diş hekimliğinde HOCl, antimikrobiyal ve deproteinize edici özelliklerinin bir sonucu olarak oldukça etkin olduğu gösterilmiştir. Düşük asiditeye sahip HOCl, olağanüstü özelliklere sahip bir antiseptik irrigandır, sadece biyouyumluluk ve düşük sitotoksisite sergilemekle kalmaz aynı zamanda fizyolojik konsantrasyon aralıklarında hızlı ve oldukça etkili bir antimikrobiyal aktiviteye sahiptir [74].

2.2. Diş Çürüğü

Diş çürüğü, dünyadaki çoğu popülasyonu etkileyen çok faktörlü kronik bir ağız hastalığıdır [75].

Çürük, dental plak biyofilmindeki spesifik asidojenik bakteriler, fermente olabilen karbonhidratlar ve diş yapısı arasındaki etkileşim sonucu oluşur. Biyofilm bakterileri, diş yüzeyinde mineral kaybına (demineralizasyon) neden olabilen organik asitler üretir. Uygun koşullarda, remineralizasyon yani mineral kazanımı mümkündür. Demineralizasyon süreci devam ederse, görsel olarak saptanabilen çürük lezyonları meydana gelir. Çürük lezyonunun gelişimi, ilerleyebilen, durabilen veya geri dönebilen dinamik bir süreçtir [76].

Diş çürüğünün tanımı ve çürük sürecinin değerlendirilmesi, Uluslararası Çürük Tespit ve Değerlendirme Sistemi (ICDAS) ile yapılmaktadır. ICDAS'a göre, koronal çürük kodları lezyonun ciddiyetine bağlı olarak 0 ile 6 arasında değişir: 0 ile 3 arasındaki kodlar, minede çürük için sağlam bir diş yüzeyi (mikro kaviteyolu veya mikro kaviteyolsuz) içerir; 4 ile 6 numaralı kodlar dentindeki çürükleri içerir [76].



Kod 0: Çürük belirtisi yok

Kod 1: Minde gözle görülen ilk değişiklik

Kod 2: Minde gözle görülen belirgin değişiklik Kod 3: Gözle görülebilen lokalize mine yıkımı

Kod 4: Dentinden yansıyan karanlık gölge görünümü Kod 5: Gözle görülen dentinle birlikte belirgin kavite

Kod 6: Gözle görülebilen dentinle birlikte belirgin geniş kavite [77]

Resim 2.1. ICDAS II kodları

1970'lerden bu yana, çoğu sanayileşmiş ülkede çürük prevalansı azalmıştır, bu durum yaşam koşullarındaki ve ağız hijyenindeki gelişmeler gibi genel faktörlere ve fluorürlerin yaygın kullanımıyla gerçekleşen daha iyi hastalık yönetimi gibi halk sağlığı önlemlerine bağlanmıştır [78]. Ancak diş çürükleri bazı insanlar ve toplumlar için hala bir problemdir; örneğin, birçok Doğu Avrupa ve Güney Amerika ülkesinde 12 yaşındaki çocuklar arasında çürük prevalansının orta veya yüksek olduğu bildirilmiştir. Hatta daha önce çürük prevalansının oldukça düşük olduğu ülkelerde çürüklerde artış olduğu da bildirilmiştir [79].

2.2.1. Pit ve fissür çürükleri

Daimi dişlerde çürük gelişimi açısından riskin en yüksek olduğu dönem, diş sürmesinden sonraki ilk birkaç yıldır [80,81]. Diş çürüğünü önlemeye yönelik çabaların çoğu çocuklara ve ergenlere yönelik olmalıdır. Diş çürüklerinde tespit edilen artış, çürük lezyonlarının genellikle dişler tamamen sürmeden önce başladığı, anatomileri biyofilm oluşumunu destekleyen birinci azı dişlerinin pit ve fissür yüzeyleriyle sınırlıdır [76].

2.2.2. Pit ve fissür çürüklerinden korunmada fissür örtücülerin kullanımı

Diş çürükleri birçok şekilde önlenebilmektedir. Çürük önleyici yaklaşımlarda birincil önleme, daha az şeker tüketiminin teşvik edilmesiyle çürük başlangıcını önlemeye yönelik müdahaleler; ikincil önleme ise erken hastalık tespiti ve erken çürüğün kaviteye ilerlemesini engellemeye yönelik müdahaleler olarak tanımlanmaktadır [82]. Posterior dişlerin okluzal yüzeyleri, plak bakterilerini barındırabilen, fırçalama sırasında ulaşılabilen derin, dar pit ve fissür anatomileri nedeniyle çürük gelişimine en yatkın bölgelerdir [83].

Pit ve fissür örtücüler, gıdaların ve bakterilerin dişin çiğneme yüzeyindeki bu hassas bölgelere girmesini ve çürümeye neden olmasını engelleyen sert bir kalkan oluşturarak plak ve asitlere karşı koruyucu bariyer görevi görür. Mevcut araştırmalar, fissür örtücüler kavitesiz çürük lezyonlarına yerleştirildiğinde çürük ilerlemesini engelleyerek etkili bir önleyici yaklaşım olduğunu göstermektedir [84].

Wright, sağlam okluzal yüzeylerde veya kavitesiz pit ve fissür çürük lezyonlarında sealant uygulanan çocuk veya ergenlerde süt veya daimi azı dişlerinde yeni çürük lezyonları geliştirme riskinin, iki yıllık takip sonucunda, fissür örtücü uygulanmamış kontrol grubuna kıyasla %76 oranında azaldığını bildirmiştir. 7 yıl veya daha fazla takipten sonra bile, kontrol grubundaki %74'lük çürük insidansına kıyasla, deney grubunda çürük insidansı yaklaşık %29'dur [85].

Herhangi bir çürük önleyici müdahalenin etkinliği, bireyin (ve popülasyonun) gerçek çürük riskine bağlıdır, yani belirli bir takip süresi içinde herhangi bir müdahale olmaksızın bile yeni lezyon geliştirme riski düşükse, ek önleyici müdahaleye gerek olmamaktadır. Çürük risk değerlendirmesi için mevcut yöntemler, geçmiş çürük deneyimi, sosyodemografi, ağız hijyeni ve beslenme alışkanlıkları, ağız bakterileri ve tükürük özellikleri hakkında bilgi gibi bir dizi stratejiyi içermektedir [81]. Ancak faktörler sabit değildir, örneğin bireyin ağız hijyeni ve beslenme alışkanlıkları takip sırasında değişebilir, çürük riskini azaltabilir veya artırabilir.

Ahovuo-Saloranta ve diğerkleri, yüksek çürük riski olan çocuklarda pit ve fissür örtücü uygulamanın yararlı olduğunu, ancak daha düşük çürük riski olan dişlere pit ve fissür örtücü uygulamanın faydalarının daha az olduğunu vurgulamaktadır [86].

İtalyan Pediatrik Diş Hekimliği Derneği (SIOI) tarafından hazırlanan ağız sağlığını geliştirmeye yönelik yönergelerde, yalnızca 7 yaşın üzerindeki yüksek riskli hastalara pit ve fissür örtücü (ve fluorür vernikler, jel ve gargara) uygulanmasını önermektedir [87]. Amerikan Çocuk Diş Hekimliği Akademisi (AAPD)'nin önerdiği gibi hastanın riske dayalı çürük önleme stratejilerini belirleyerek bireysel çürük riskinin ölçülmesi gerekmektedir [88].

Fissür örtücüler, özellikle diş çürüğü riski yüksek olan bireylerde daimi molar dişlerde çürük oluşumunu önlemek için yaygın olarak kullanılmaktadır. Daimi birinci büyük azı dişleri, diş minesinin olgunlaşmamış olması ve çocukların sürmekte olan dişi temizlemesi zor olduğu için sürme aşamasında çürüklere karşı oldukça hassastır [89].

Sealantlar, pit ve fissürlerdeki mikroorganizmaların ve onların besin substratlarının etkileşimini bloke ederek minenin demineralizasyonunu önleyen fiziksel koruyucu bir tabaka görevi görür [90]. Pit ve fissür örtücülerin başarısı, etkili bir marjinal örtücülük, retansiyon ve fissür örtücü ile mine arasındaki adezyon özelliği, mikrosızıntıya karşı direnç gibi faktörlere bağlıdır [91].

Yeni sürmüş daimi dişlerde mine tam olarak oluşmaz ve bu nedenle çürüğe yatkınlıkları yüksektir. Fissür örtücüler, örtücü diş yüzeyinde kaldığı sürece okluzal yüzeyde %100 çürük önleme özelliğine sahiptir. Bağlanma dayanımı ilk yıllarda %85-100 civarındadır bu değer beş yıl sonra yaklaşık %50'ye düşer; bu nedenle sızdırmazlık amacıyla kullanılan materyallerin 5 yıl sonra değiştirilmesi tavsiye edilmektedir [92].

Büyük azı-keser hipomineralizasyonundan etkilenen dişlerde, fissür örtücüler, özellikle dişler tamamen sürmüşken, nem kontrolü yeteri kadar sağlanabildiğinde ve mine yapısında bozulma meydana gelmeden önce faydalı olabilir [85].

Fissür örtücüler, okluzal yüzeylerdeki çürükleri önlemek için tanıtılmış olsa da, bunlar artık okluzal yüzeylerdeki [93] ve aproksimal yüzeylerdeki başlangıç çürük lezyonlarının kontrolünde ve yönetiminde aktif ajanlar olarak kabul edilmektedir [76].

Pit ve fissür çürüklerinin önlenmesinde cam iyonomerler, rezin modifiye cam iyonomerler, poliasit modifiye rezinler (kompomerler), rezin esaslı fissür örtücüler ve akışkan kompozitler gibi çeşitli örtücü materyaller kullanılmaktadır [94].

2.2.3. Geleneksel cam iyonomer içerikli fissür örtücüler

Geleneksel cam iyonomerler, rezin esaslı dolgu materyallerine göre yerleştirilmesi genellikle daha kolaydır; mine ve dentine kimyasal reaksiyonla bağlanırlar. Ayrıca, geleneksel cam iyonomer nem dostudur, bu nedenle hidrofobik rezin bazlı dolgu malzemelerinin aksine neme karşı savunmasız değildirler [95].

Geleneksel cam iyonomer'lerin bir başka büyük avantajı, çürüğün önlenmesine katkıda bulunabilecek sürekli florür salınımıdır. Öte yandan, bu malzemenin önemli bir dezavantajı ise adezyon problemidir. Kimyasal olarak sertleşen tip olarak veya örneğin sertleşme işleminin hızlı bir şekilde başlatılması için rezin ile modifiye edilmiş ışıkla sertleşen tip olarak kullanılabilirler (rezin ile modifiye edilmiş cam iyonomerler). Kimyasal olarak sertleşen cam iyonomerler ayrıca düşük viskoziteli ve yüksek viskoziteli cam iyonomerler olarak ayrılabilir. Yüksek viskoziteli cam iyonomerlerin, Atravmatik Restoratif Tedavi (ART) tekniğinde sıklıkla kullanıldığı gösterilmiştir [96]. Resin bazlı dolgu materyallerini cam iyonomer ile karşılaştıran 36-48 aylık takipli çalışmada, resin bazlı dolgu materyalleri için ortalama retansiyon oranı %76 iken, cam iyonomerler için sadece %8 bulunmuştur [95]. Son zamanlarda, temel olarak cam iyonomer bazlı malzemeler olan karbomerler, diş dolgu materyali olarak kullanılmaktadır [76].

2.2.4. Resin modifiye cam iyonomer esaslı fissür örtücüler

Resin, cam iyonomer ile birleştirildiğinde, asit baz reaksiyonu ve kısmen bir fotokimyasal polimerizasyon reaksiyonu yoluyla sertleşen hibrit malzeme olarak tanımlanmaktadır. Geleneksel cam iyonomer ile karşılaştırıldığında, resin modifiye

cam iyonomer suya karşı daha fazla hassasiyet göstermekle birlikte daha uzun çalışma süresine sahiptir [97]. Rezin modifiye cam iyonomerler, organik monomer olarak 2-hidroksietil metakrilat, HEMA ve ilişkili bir başlatıcı sistem içerirler [1]. Başlatıcılar genellikle ışığa duyarlıdır, bu nedenle rezin modifiye cam iyonomer formülasyonlarının çoğu, 470 nm merkezli bir dalga boyundaki ışıkla sertleştirilir. Poulsen ve diğerleri, cam iyonomer ve rezin bazlı sealant'ın fissür örtücü olarak kullanımının çürük üzerine etki ve retansiyonlarını karşılaştırdığı bir çalışmada cam iyonomer içerikli pit ve fissür örtücülerin daha zayıf mekanik özelliklere, retansiyon ve aşınma direncine sahip olduğunu bildirmişlerdir [98].

2.2.5. Poliasit modifiye rezin fissür örtücüler

Kompomerler olarak da adlandırılan poliasit modifiye rezin dolgu malzemeleri, geleneksel rezin esaslı dolgu malzemelerindeki rezin esaslı malzemeyi, geleneksel cam iyonomer dolgu malzemelerinin fluorür salma ve adezyon özellikleriyle birleştirmektedir. Rezin esaslı olduklarından, hidrofobiktirler ve geleneksel cam iyonomerlere göre çok daha az miktarlarda fluorür salmaktadırlar [95].

Yapılan çalışmalarda 24, 36 ve 48 aylık takip periyotlarda poliasit modifiye rezin sealantların ve geleneksel cam iyonomerlerin önleyici etkisinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulamamışlardır [99-101]. Retansiyon açısından, cam iyonomer dolgu materyalleri, 2 ila 3 yıllık takipten sonra rezin esaslı dolgu materyallerine kıyasla beş kat daha fazla adezyon kaybı riskine sahiptirler [97].

Sonuç olarak, fluorür salan dolgu materyallerinin retansiyonu cam iyonomerlerden daha iyi olsa bile literatür, daimi azı dişlerinde pit ve fissür çürüklerini önlemedeki etkinliklerinin 24 ay boyunca önemli ölçüde farklılık göstermediğini belirtmiştir. Bu nedenle cam iyonomer dolgu materyali, rezin esaslı fissür örtücü dolgu materyalini yerleştirmenin mümkün olmadığı durumlarda geçerli bir alternatif olabileceği ifade edilmiştir [95].

2.2.6. Rezin esaslı fissür örtücüler

Rezin esaslı dolgu malzemelerinin etkinliği, dolgu materyali kapsamının uzun klinik ömürlülüğü ile yakından ilişkilidir [5]. Rezin bazlı dolgu materyalleri, polimerizasyon

mekanizmalarına veya içeriklerine göre nesillere ayrılabilir. Fissür örtücülerin gelişimi, ultraviyole ışıkla aktive edilen birinci nesil örtücülerden, otopolimerize ve görünür ışıkla aktive olan ikinci ve üçüncü nesil örtücülere ve fluorür içeren dördüncü nesil örtücülere doğru ilerlemiştir [76].

Rezin esaslı fissür örtücülerin polimerizasyon tiplerine göre sınıflandırılması

Rezin esaslı fissür örtücüler polimerizasyon tiplerine göre 3'e ayrılır [86,102].

Bunlar:

1. Jenerasyon (ultraviyole ışıkla polimerizasyon); Polimerizasyon reaksiyonu 365 nm dalga boyunda ultraviyole ışığı kullanılarak başlatılır. Günümüzde 1. jenerasyon fissür örtücüler tercih edilmemektedir [95].
2. Jenerasyon (otopolimerizasyon-kimyasal olarak sertleşen); Monomer ve indikatörün (benzoil peroksit) reaksiyonu sonrası fissür örtücü kimyasal olarak polimerize olur. Birinci ve ikinci jenerasyon fissür örtücülerin karşılaştırıldığı çalışmalarda, ikinci jenerasyon fissür örtücülerin bağlanma özelliklerinin daha iyi olduğu gösterilmiştir [103].
3. Jenerasyon (görünür ışıkla polimerizasyon); Dolgu malzemesinde yaklaşık 470 nm (mavi) dalga boyunda görünür ışığa duyarlı Kamforokinon gibi fotobaşlatıcılar bulunur ve görünür ışıkla (10-20 s sertleşme süresi) etkinleştirilirler [95].

Görünür ışıkla polimerizasyon sağlanmasında farklı ışık kaynakları kullanılmaktadır. En yaygın kullanılanlar; halojen ve LED ışık (Light Emitting Diode -ışık yayan diyotlar) kaynaklarıdır [104]. Bunların dışında plazma ark, QTH (quartz,tungsten,halojen) ve lazer ışık kaynaklarından da yararlanılmaktadır [105]. Argon lazer ışık kaynakları rezin materyallerin fiziksel özelliklerini ve polimerizasyon derecesini arttırarak, polimerizasyon süresini %75 azaltır [106].

İkinci ve üçüncü jenerasyon fissür örtücülerin klinik başarıları benzerdir [5]. Ancak üçüncü jenerasyon fissür örtücülerin; daha kolay uygulanabilmeleri, karıştırılmaları gerekmediğinden uygulama esnasında hava kabarcığı oluşma riskinin daha az olması, yapılarının daha homojen olması gibi avantajları

bulunmaktadır [107]. Belirtilen avantajlar günümüzde üçüncü jenerasyon fissür örtücülerin daha fazla tercih edilmelerine yol açmıştır [107].

4. Jenerasyon (Yapısında F Bulunan Rezin Esaslı Fissür Örtücüler); Diş yapılarının çürüğe karşı direncinin arttırmasında yardımcı fluorürlerin fissür örtücülerin yapısına ilave edilmesiyle piyasaya sürülen materyallerdir [108]. Polimerize olmamış rezinin yapısına çözünebilir formda F tuzları ilave edilmesiyle, fissür örtücü uygulandıktan bir süre sonra ilave edilen F tuzları çözünerek ortama yayılır. Dolayısıyla minedeki F düzeyi giderek artar. Organik bir F bileşiği, yapısındaki F iyonlarını iyon değişim reaksiyonu ile serbestleştirecek şekilde rezinin yapısına kimyasal olarak bağlanır. Bu yapı tükürükteki fluorür miktarı azaldığı zaman fluorür salınımı yapmakta, çevredeki F konsantrasyonu arttığında rezinin yapısına F depolamaktadır [109].

Akışkan kompozitlerin fissür örtücü olarak kullanımı

Akışkan kompozit rezinler, pek çok kavite tipinde kullanılmaktadır [94]. Akışkan kompozit rezinlerin yapılarındaki gelişmeler ile Sınıf I kavitelere uygulanması da artış göstermiştir. Akışkan kompozitler Sınıf V kavitelere ve Sınıf II kavitelere restorasyonların altında kuvvet kırıcı olarak sıklıkla tercih edilmektedirler [110]. Düşük viskoziteye ve elastisite modülüne sahip olmaları ve kullanım kolaylıkları tercih edilme nedenleri arasındadır. Akışkan kompozit rezinlerin doldurucu içerikleri (hacimce %37-53), geleneksel kompozitlerden (hacimce %50-70) daha düşüktür. Materyallerin viskoziteleri, farklı doldurucu içeriklerinden etkilenmiştir. Akışkan kompozitler Sınıf I, II ve V kavitelere yaygın olarak kullanılmaktadır. Akışkan yapılarından dolayı şiringalar içerisinde paketlenmeleri küçük kavitelere uygulama kolaylığı sağlamaktadır [111].

Adeziv sistemlerin uygulama süreleri üretici firma talimatlarına göre birbirlerinden farklılık göstermektedir. Bunun yanı sıra, “etch & rinse” uygulama sistemlerinde uygulama aşamaları “self & etch” adezivlere göre fazladır. Üreticiler uygulama basamaklarını azaltmak için kendiliğinden bağlanabilen bir akışkan kompozit sistemi geliştirmişlerdir.

Bağlayıcı bir ajan kullanmadan diş minesine ve dentine bağlanabilen self adeziv kompozitlerin piyasaya sürülmesi restoratif diş hekimliğinde umut verici olmuştur. Tanıtılmalarından bu yana, self adeziv kompozitlerin fiziksel özellikleri, makaslama ve gerilim bağlanma dayanımları, marjinal sızdırmazlık potansiyelleri (mikrosızıntı çalışmaları) ile ilgili veriler yayınlanmıştır. Bununla birlikte, self adeziv kompozitler ortodontik ve endodontik amaçlar için de test edilmiştir [112].

2.3. Bağlanma Dayanım Testleri

İn vivo testler diş hekimliğinde kullanılan materyallerin değerlendirilmesinde önemli bir yere sahiptir. Ancak bu yapılan testler, ağız içerisinde restorasyonda oluşan farklı stres etkilerini doğru olarak değerlendiremeyebilir. Adeziv ajanların hızlı gelişimi ve ideal ürün arayışı nedeniyle in vitro bağlanma dayanımı testlerine ihtiyaç duyulmaktadır. Ara yüzey bağlanma dayanımı kuvveti çeşitli yöntemlerle test edilebilir. Bağlanma sağlanan alanın boyutları kullanılarak, bağlanma dayanımı yöntemleri makro (4-28 mm²) veya mikro (yaklaşık 1 mm²) olarak sınıflandırılabilir [113]. Ara yüzde makro makaslama, mikro makaslama, makro gerilim, mikro gerilim ve push-out testidir [114].

2.3.1. Makro makaslama bağlanma dayanım testi

Makro makaslama bağlanma dayanımı testinde bağlanmanın gerçekleşeceği parça uygun şartlarda hazırlandıktan sonra evrensel test cihazına yerleştirilir. Cihazın kuvvet uygulayıcı koluna tek açılı çivi şeklinde uç, düz yüzeyli keski ya da tel halka kullanılarak bağlanma dayanımı test edilecek parçaya kuvvet uygulanır [115].

Makaslama bağlanma dayanımı test metodunda bıçak sırtı biçiminde yapılan bir aparat yardımı ile diş yüzeyiyle olan bağlantının ayrılabilceği şekilde test uygulanır. ISO standardında test düzeneğinin kesici ucunun çalışma hızının 0,45 ile 1,05 mm/dk arasında olması gerektiği bildirilmiştir [116].

İki materyalin birbirine bir bağlanma ajanıyla bağlandığı yüzeyde kopma meydana gelene kadar sabit hızla kuvvet uygulanması ilkesine dayanan bu testte, bağlanma dayanımı test sonucunun değeri, elde edilen maksimum kuvvetin bağlanmanın

meydana geldiği yüzey alanına bölünmesiyle elde edilir. Bağlanma kuvvetinin değeri, pound/inch², kg/cm², MN/ m² veya N/mm² (Mega paskal, MPa) olarak belirtilir [117].

Makaslama bağlanma dayanımı testlerindeki iki materyalin arasındaki bağlanmanın başarısız olması iki materyalin arasındaki bağlantının bozulmasıdır ve bu durumun asıl nedeni gerilim kuvvetidir. Test yapılan yüzeyin kuvvet uygulayıcı kola olan uzaklığı arttıkça uygulanan kuvvetin momenti artacağından uygulanan gerilim kuvveti de artacaktır [118].

Kuvvet uygulayıcı kolun uzaklığı ve ayarları stres dağılımını etkileyeceğinden bağlanma dayanımı değerleri de değişmektedir. Bilgisayarlı Sonlu Elemanlar Analizi testinde bulunan sonuca göre çivi uçlu kuvvet kolunun uygulayabileceği maksimum gerilim kuvveti 178 MPa, ortalama gerilim kuvveti ise 15 MPa olurken, tel halkayla uygulanan kuvvetin maksimum gerilim kuvveti değeri 69 MPa olmaktadır [119].

Deney örneğinin belirli bir bölgesine kuvvet yoğunlaştırıldığında bağlanma dayanımı kuvveti azalmaktadır. Bu sebepten düz uçlu bir keski ile uygulanan kuvvet, tel halkaya göre daha düşük bağlanma dayanımı kuvveti sonucu vermektedir. Dentinin bağlanma dayanımı değeri 10-50 MPa arasında değerlendirilmektedir. Bağlantı başarısızlıkları genellikle bu değerler arasında bulunmaktadır. Tipik olarak dentindeki bağlanma dayanımı yaklaşık 10 MPa olarak bulunmuştur [120].

2.3.2. Mikro makaslama bağlanma dayanım testi

Mikro makaslama bağlanma dayanım testi (μ MBD) 2002 yılında tanıtılmıştır [121]. Mikro makaslama bağlanma dayanımı test metodu bir tel yardımıyla veya farklı bir düzener ile diş dokusunun ya da bir materyalin üzerine yerleştirilen örneklerin bağlanma dayanımlarının ölçüldüğü bir test metodudur. Bağlanma dayanımı ölçülen materyallerin yüzey alanı 1 mm²'den daha küçüktür. Mikro makaslama bağlanma dayanımı testlerinden biri örnek verilecek olunursa; deney yapılacak materyal 0.5 mm çapında, 0.7 mm yüksekliğinde silikon tüpler kullanılarak

kompozit silindirin üzerine konumlandırılır. Genellikle, 6 parça tüp yüzeye bağlanarak kompozit ile doldurulur. Test prosedürleri makro makaslama testi ile benzerlik gösterir. Stres dağılımındaki negatif özellikler de aynı şekilde benzerlik gösterir [122].

Avantajları arasında;

- Tek bir diş için ortalama değerin hesaplanabilmesi,
- Bir diştten birden fazla test örneği elde edilebilmesi,
- Düzensiz yüzey varlığında testin yapılabilmesinin mümkün olması,
- Örneklerin deneylerden sonra elektron mikroskopunda kolaylıkla incelenebilmesi sayılabilir [123].

Makro ve mikro bağlanma dayanımı testleri ile biyomateryallerin diş dokusuna bağlanma dayanımları ölçülebilir ve bu sayede materyallerin ağız ortamındaki davranışları değerlendirilebilir. Fakat bu testlerde elde edilen sonuçlar birçok faktörden etkilenebilir. Bu faktörler nedeniyle yapılan çalışmalar belirli bir standardizasyona sahip olması çok zordur ve bağlanma dayanım değeri için ortalama eşik değerdan bahsetmek her zaman mümkün olmaz. Bu ortalama eşik değerinin olmaması, en yüksek bağlanma dayanım değerine sahip adeziv sistemi belirlemeyi zorlaştıracı bir faktör olarak günümüz araştırmacılarının üzerine çalıştığı bir konu olarak kalmaya devam etmektedir [124].

2.3.3. Makro gerilim bağlanma dayanım testi

Gerilim testlerinde kuvvet dağılımı makaslama testlerine göre daha homojen olmaktadır. Bu da bağlanma testi sonuçları için çok daha kararlı sonuçlara yol açmaktadır. Makro gerilim bağlanma dayanımı testlerinde, bağlanmış ara yüzün yükleme eksenine dik olarak hizalanması çok önemlidir. Ayarlanmazsa kuvvet örneklerde bükülmeye neden olur. Ayrıca test cihazı, diş yüzeyi ve adeziv materyal arasındaki doğru konumu korumalıdır. Bu nedenlerle gerilim testleri makaslama testlerine göre daha fazla teknik hassasiyet gerektirir [125].

2.3.4. Mikro gerilim bağlanma dayanım testi

Mikro gerilim bağlanma dayanım testi için çeşitli test düzenekleri mevcuttur. Örneğin, siyanoakrilat yapıştırıcı kullanılarak yapıştırılabilir ve aktif veya pasif olarak test düzeneğine kulplu olarak tutturulabilmektedirler. Kavrama yöntemi, numunedeki stres dağılımını engeller. Dentin bağlanma gücü değerleri 30 ila 50 MPa arasında değişmektedir. Mikro gerilim bağlanma dayanım testi yönteminin MPa cinsinden değeri makro gerilim testlerinde bulunanlardan daha yüksektir çünkü çatlakların kritik boyutu mikro ara yüzde daha küçük olmaktadır [126]. Bununla birlikte, diş dokusu ve örnekler arasındaki bağlantı kuvvetini değerlendirirken dikkat edilmesi gereken bir diğer husus; örnekler elmas frez ile kesilirken meydana gelebilecek mikro çatlaklar, kuvvetin uygulandığı alanda yoğunlaşarak daha düşük bir bağlanma dayanımı sonucunun çıkmasına neden olabilmektedir [127].

Ayrıca makaslama bağlanma dayanım testinde kullanılan örnek ile kompozit silindir arasındaki elastik modül farklılığı da bağlanma dayanımı test sonucunu etkiler. 1994'te çok küçük yüzeylerde ($\sim 1 \text{ mm}^2$) gerilim bağlanma dayanımının ölçülmesine izin veren mikro gerilim bağlanma dayanım testinin tanıtılması, araştırmayı dentinde bölgesel farklılıklara sahip alanlarda da yapılabilmeyi sağlamakta aynı zamanda da çekilmiş diştten birçok örnek üretme avantajına sahiptir [128]. Mikro gerilim bağlanma dayanımı testiyle, geleneksel makaslama ve gerilim testlerinde elde edilen karakteristik yüksek bağ dayanımı yayılımının, kuvvet uygulama sırasında çok küçük bir yüzey üzerinde daha iyi bir stres dağılımı nedeniyle azalacağı ve dentinde daha fazla ara yüz hatası (yani daha az kohezyon hatası) üreteceği düşünülmüştür [128].

Pashley ve diğerleri mikro gerilim bağlanma dayanım testini gözden geçirmiş ve restoratif materyallerin diş yüzeyine adezyon gücü hakkında yeni bilgiler sağlayarak çok yönlü kullanımını özetlemekte ve bu testin rezin-sert doku bağlarının uzun vadeli dayanıklılığını değerlendirmek için kullanılabileceğini savunmaktadır [113].

Mikro gerilim bağlanma dayanım testinin potansiyel avantajları şunlardır:

- Daha fazla adezyon hatası ve daha az kohezyon hatası
- Daha yüksek ara yüzey bağ güçleri ölçülebilir
- Bölgesel bağ kuvvetlerini ölçme yeteneği
- Tek dişler için ortalamalar ve varyanslar hesaplanabilir
- Düzensiz yüzeylere bağların test edilmesini sağlar
- Çok küçük alanların test edilmesini sağlar
- Taramalı elektron mikroskobu ile başarısız bağlanmaların incelenmesini sağlar [129].

2.3.5. Push-Out test

Yöntemde 1-2 mm kalınlığındaki dentin kesitlerinde açılı silindir şeklinde hazırlanan boşluğun iç yüzeyine uygulanan adeziv ve kompozite yan yüzeyden kuvvet uygulanır. Makaslama veya gerilim testlerine göre kompozitin polimerizasyonunu ve polimerizasyon streslerini sınırlandırdığı için klinik koşulları daha gerçekçi yansıttığı düşünülen testin radiküler dentini içeren dentin disklerinde, kök kanal tedavisi materyallerinin testinde kullanılması önerilmiştir [130].



3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada deproteinizasyon ajanlarından HOCl ve NaOCl'in fissür örtücü olarak da kullanılan Vertise™ Flow (Kerr Dental, İtalya) ve Constic (DMG, Almanya) self adeziv akışkan kompozitlerinin daimi diş minesine mikro gerilim bağlanma dayanım etkisinin *in vitro* olarak değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan materyallerin içerikleri ve üretici firmaları

Materyal	Özellik	İçerik	Üretici Firma
Vertise™ Flow	Akışkan kompozit Self-etch Self-adeziv	GPDM adeziv monomer, UDMA, BisGMA, ve diğer Metakrilat komonomerleri, foto-başlatıcılar, ağırlıkça %70 doldurucu. Ytterbiyum florid, baryum aluminosilikat cam, prepolimerize doldurucular ve kollodial silika	Kerr Dental İtalya
Constic	Akışkan kompozit Self-etch Self-adeziv	Matriks; Bis-GMA, EBADMA, UDMA, HEMA, TEGDMA, HDMA, MDP Doldurucu; Ba- glass 0.02–2.3 µm	DMG, Almanya
HOCl	Deproteinizasyon ajanı	6,2 pH ve 200 ppm aktif klor	SuperOx, Anolit Kimya, Ankara, Türkiye
NaOCl	Deproteinizasyon ajanı	%5,25'lik sodyum hipoklorit	Promida Türkiye
Asit	Pürüzlendirme	%37'lik fosforik asit	NovaDFL, Rio De Jenerio, Brezilya

3.1. Dişlerin Seçilmesi ve Saklanması

Araştırma için gerekli etik kurul onayı Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi E-21071282-050.99-186369 sayılı karar ile 07.10.2021 (EK-1) tarihinde alındı. Bu çalışmada dişlerin mine yüzeyleri büyüteçle incelenerek Çizelge 3.2 ile uyumlu ICDAS 0 skoruna sahip çürüksüz, mine yüzeyinde hipomineralizasyon ve çekime bağlı defekt bulunmayan 36 adet üçüncü büyük azı dişi kullanıldı.

Mikro gerilim bağlanma dayanımı açısından 2-yönlü varyans (Two-way ANOVA) analizine göre 0.40'lık bir etki büyüklüğü dikkate alındığında %85 güç ve %5 yanılma düzeyinde fissür örtücü X solüsyon etkileşim etkisinin istatistiksel olarak

önemliliğini test edebilmek için grupların her birinden en az 12'ser (toplamda n=72) ölçüm alınması öngörülmüştür. 0.40'lık etki büyüklüğüne klinik beklentiler doğrultusunda karar verilmiştir. Örneklem genişliği hesaplamaları G*Power 3.1.9.6 (Franz Faul, Universität Kiel, Kiel, Germany) paket programında yapılmıştır.

Çizelge 3.2. ICDAS Skorlarına göre çürük değerlendirilmesi (ICDAS foundation 2013)

ICDAS Skoru	Değerlendirme
0	Mine yüzeyinde 5 s kurutulduktan sonra değişim yok
1	Fissür girişindeki mine yüzeyinde 5 s kurutulduktan sonra gözle görülebilen opasite ve renklenme
2	Nemli diş yüzeyinde gözle görülebilen belirgin değişim, diş kurutulduğunda gözle görülebilen lezyon
3	Mine yüzeyinde lokalize kırılmalar, dentinde semptom yok
4	Dentinin sarı-kahverengi yansıması
5	Dentini içine alan gözle görülür kavite varlığı
6	Dentini (okluzal yüzeyin yarısından fazlasını) kapsayan geniş kavitasyon varlığı

Dişlerin üzerindeki plak ve yumuşak doku artıkları akan su altında iyice fırçalanarak temizlenmiştir. Dişler deney zamanına kadar dezenfeksiyon sağlamak amacıyla oda ısısında %0,2 timol kristali içeren distile su içerisinde saklanarak en geç 3 ay içerisinde kullanıldı.

3.2. Deney Örneklerinin Oluşturulması

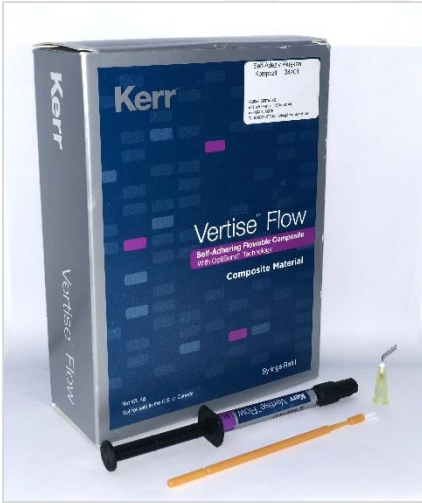
Çekilmiş tüm dişler deneylerden önce 15 s yıkanıp, 10 s kurutuldu. Çalışmamızda kullanılacak olan dişler zımparalama öncesi dişlerin kökleri mine-sement birleşiminin 2 mm aşağısından kesilerek, soğuk akril içerisine her bir grupta 6 adet diş bukkal yüzeyleri yukarıya bakacak ve açıkta kalacak şekilde gömüldü. Dişlerin bukkal mine yüzeyleri homojen bir smear tabakası oluşturabilmek amacıyla sırasıyla 600-1200 gritlik silikon karbid zımparasıyla su soğutması altında yatay döner zımpara cihazında (Gripo 2V Grinder-Polisher, Metkon Instruments Ltd., Bursa, Türkiye) 30 s süreyle zımparalandılar. (Resim 3.1)



Resim 3.1. Çalışmamızda kullanılan yatay döner zımparalama cihazı



Resim 3.2. Çalışmada kullanılan fosforik asit



Resim 3.3. Vertise™ Flow



Resim 3.4. Constic DMG



Resim 3.5. 200 ppm HOCl solüsyonu



Resim 3.6. %5,25'lik NaOCl solüsyonu

Çalışmamızda grupların uygulama aşamaları Çizelge 3.3' de belirtildiği şekildedir;

Çizelge 3.3. Çalışmamızdaki grupların uygulama aşamaları

Grup Adı	Uygulama Aşamaları
Grup 1 (n=12)	%37'lik fosforik asit + Vertise™ Flow (Kerr Dental, İtalya)
Grup 2 (n=12)	200 ppm HOCl + %37'lik fosforik asit + Vertise™ Flow (Kerr Dental, İtalya)
Grup 3 (n=12)	%5,25'lik NaOCl + %37'lik fosforik asit + Vertise™ Flow (Kerr Dental, İtalya)
Grup 4 (n=12)	%37'lik fosforik asit + Constic (DMG, Almanya)
Grup 5 (n=12)	200 ppm HOCl + %37'lik fosforik asit + Constic (DMG, Almanya)
Grup 6 (n=12)	%5,25'lik NaOCl + %37'lik fosforik asit + Constic (DMG, Almanya)

Grup 1 dişlerin bukkal yüzeylerine %37'lik fosforik asit (Alfa Etch Gel, NovaDFL, Rio De Jenerio, Brezilya) (Resim 3.2) 30 s süreyle uygulanarak yüzeyin pürüzlenmesi sağlandı. Pürüzlendirilen yüzeyler asidin uzaklaştırılması için 20 s süreyle hava-su spreyi ile yıkandı ve hava spreyi ile 10 s süreyle kurutuldu. Kurutma işleminden sonra mine yüzeylerinin homojen bir şekilde tebeşirimsi ve opak bir yapıya dönüşmüş olmasına dikkat edildi. Fissür örtücülerin mine yüzeylerine standart bir şekilde uygulanabilmesi amacıyla 6 mm genişliğinde, 5 mm yüksekliğinde dikdörtgen bir kalıp kullanıldı. Bu şekilde fissür örtücünün uygulandığı mine-bağlantı alanı sınırlandırıldı. Bukkal yüzeyin orta üçlüsüne konumlandırılan dikdörtgen kalıp içerisine 1 mm olacak şekilde Vertise™ Flow (Kerr Dental, İtalya) (Resim 3.3) uygulandı. Uygulanan Vertise™ Flow 20 s süre ile ışınlanarak polimerize edildi.

Grup 2 dişlerin bukkal yüzeyine 200 ppm HOCl (Resim 3.5) 30 s süreyle uygulandı. Hipokloröz asit uygulanan yüzeyler 20 s süreyle hava-su spreyi ile yıkandı ve hava spreyi ile 10 s süreyle kurutuldu. Daha sonra %37'lik fosforik asit (Alfa Etch Gel, NovaDFL, Rio De Jenerio, Brezilya) (Resim 3.2) 30 s süreyle uygulanarak yüzeyin pürüzlenmesi sağlandı. Pürüzlendirilen yüzeyler asidin uzaklaştırılması için 20 s süreyle hava-su spreyi ile yıkandı ve hava spreyi ile 10 s süreyle kurutuldu. Fissür örtücülerin mine yüzeylerine standart bir şekilde uygulanabilmesi amacıyla 6 mm genişliğinde, 5 mm yüksekliğinde dikdörtgen kalıp kullanıldı. Bu şekilde fissür örtücünün uygulandığı mine-bağlantı alanı sınırlandırıldı. 200 ppm hipokloröz asit ve %37'lik fosforik asit uygulama sonrası bukkal yüzeyin orta üçlüsüne konumlandırılan dikdörtgen kalıp içerisine 1 mm

olacak şekilde Vertise™ Flow (Kerr Dental, İtalya) (Resim 3.3) uygulandı. Uygulanan Vertise™ Flow (Kerr Dental, İtalya) 20 s süre ile ışınlanarak polimerize edildi.

Grup 3 dişlerin bukkal yüzeyine %5,25'lik NaOCl (Resim 3.6) 60 s süreyle uygulandı. Sodyum hipoklorit uygulanan yüzeyler 20 s süreyle hava-su spreji ile yıkandı ve hava spreji ile 10 s süreyle kurutuldu. Daha sonra %37'lik fosforik asit (Alfa Etch Gel, NovaDFL, Rio De Jenerio, Brezilya) (Resim 3.2) 30 s süreyle uygulanarak yüzeyin pürüzlenmesi sağlandı. Pürüzlendirilen yüzeyler asidin uzaklaştırılması için 20 s süreyle hava-su spreji ile yıkandı ve hava spreji ile 10 s süreyle kurutuldu. Fissür örtücülerin mine yüzeylerine standart bir şekilde uygulanabilmesi amacıyla 6 mm genişliğinde, 5 mm yüksekliğinde dikdörtgen bir kalıp kullanıldı. Bu şekilde fissür örtücünün uygulandığı mine-bağlantı alanı sınırlandırıldı. %5,25'lik sodyum hipoklorit ve %37'lik fosforik asit sonrası uygulanan bukkal yüzeyin orta üçlüsüne konumlandırılan dikdörtgen kalıp içerisine fissür örtücü 1 mm olacak şekilde Vertise™ Flow (Kerr Dental, İtalya) (Resim 3.3) uygulandı. Uygulanan Vertise™ Flow (Kerr Dental, İtalya) 20 s süre ile ışınlanarak polimerize edildi.

Grup 4 dişlerin bukkal yüzeyine %37'lik fosforik asit (Alfa Etch Gel, NovaDFL, Rio De Jenerio, Brezilya) (Resim 3.2) 30 s süreyle uygulanarak yüzeyin pürüzlenmesi sağlandı. Pürüzlendirilen yüzeyler asidin uzaklaştırılması için 20 s süreyle hava-su spreji ile yıkandı ve hava spreji ile 10 s süreyle kurutuldu. Kurutma işleminden sonra mine yüzeylerinin homojen bir şekilde tebeşirimsi ve opak bir yapıya dönüşmüş olmasına dikkat edildi. Fissür örtücülerin mine yüzeylerine standart bir şekilde uygulanabilmesi amacıyla 6 mm genişliğinde, 5 mm yüksekliğinde dikdörtgen bir kalıp kullanıldı. Bu şekilde fissür örtücünün uygulandığı mine-bağlantı alanı sınırlandırıldı. Bukkal yüzeyin orta üçlüsüne konumlandırılan dikdörtgen kalıp içerisine fissür örtücü 1 mm olacak şekilde Constic (DMG, Germany) (Resim 3.4) uygulandı. Uygulanan Constic (DMG, Almanya) 20 s süre ile ışınlanarak polimerize edildi.

Grup 5 dişlerin bukkal yüzeyine 200 ppm HOCl (Resim 3.5.) 30 s süreyle uygulandı. Hipokloröz asit uygulanan yüzeyler 20 s süreyle hava-su spreji ile

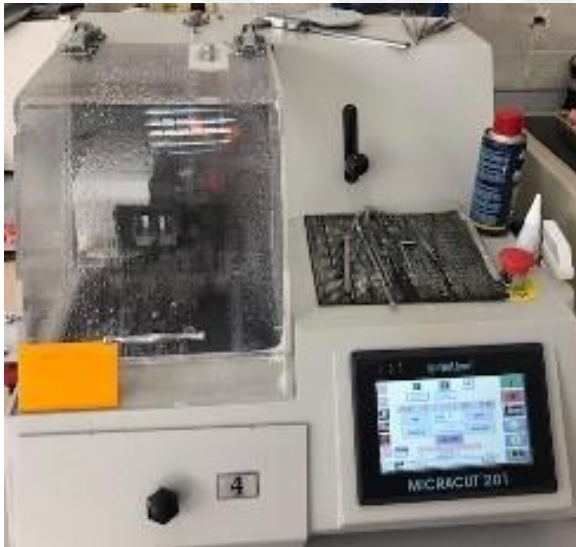
yıkandı ve hava spreyi ile 10 s süreyle kurutuldu. %37'lik fosforik asit (Alfa Etch Gel, NovaDFL, Rio De Jenerio, Brezilya) (Resim 3.2) 30 s süreyle uygulanarak yüzeyin pürüzlenmesi sağlandı. Pürüzlendirilen yüzeyler asidin uzaklaştırılması için 20 s süreyle hava-su spreyi ile yıkandı ve hava spreyi ile 10 s süreyle kurutuldu. Kurutma işleminden sonra mine yüzeylerinin homojen bir şekilde tebeşirimsi ve opak bir yapıya dönüşmüş olmasına dikkat edildi. Fissür örtücülerin mine yüzeylerine standart bir şekilde uygulanabilmesi amacıyla 6 mm genişliğinde, 5 mm yüksekliğinde dikdörtgen bir kalıp kullanıldı. Bu şekilde fissür örtücünün uygulandığı mine-bağlantı alanı sınırlandırıldı. 200 ppm hipokloröz asit ve %37'lik fosforik asit uygulama sonrası bukkal yüzeyin orta üçlüsüne konumlandırılan dikdörtgen kalıp içerisine fissür örtücü 1 mm olacak şekilde Constic (DMG, Almanya) (Resim 3.4) uygulandı. Uygulanan Constic (DMG, Almanya) 20 s süre ile ışınlanarak polimerize edildi.

Grup 6 dişlerin bukkal yüzeyine %5,25'lik NaOCl (Resim 3.6) 60 s süreyle uygulandı. Sodyum hipoklorit uygulanan yüzeyler 20 s süreyle hava-su spreyi ile yıkandı ve hava spreyi ile 10 s süreyle kurutuldu. %37'lik fosforik asit (Alfa Etch Gel, NovaDFL, Rio De Jenerio, Brezilya) (Resim 3.2) 30 s süreyle uygulanarak yüzeyin pürüzlenmesi sağlandı. Pürüzlendirilen yüzeyler asidin uzaklaştırılması için 20 s süreyle hava-su spreyi ile yıkandı ve hava spreyi ile 10 s süreyle kurutuldu. Kurutma işleminden sonra mine yüzeylerinin homojen bir şekilde tebeşirimsi ve opak bir yapıya dönüşmüş olmasına dikkat edildi. Fissür örtücülerin mine yüzeylerine standart bir şekilde uygulanabilmesi amacıyla 6 mm genişliğinde, 5 mm yüksekliğinde dikdörtgen bir kalıp kullanıldı. Bu şekilde fissür örtücünün uygulandığı mine-bağlantı alanı sınırlandırıldı. %5,25'lik sodyum hipoklorit ve %37'lik fosforik asit sonrası uygulanan bukkal yüzeyin orta üçlüsüne konumlandırılan dikdörtgen kalıp içerisine fissür örtücü 1 mm olacak şekilde Constic (DMG, Almanya) (Resim 3.4) uygulandı. Uygulanan Constic (DMG, Almanya) 20 s süre ile ışınlanarak polimerize edildi.

3.3. Mikro gerilim Bağlanma Dayanım Testi

Tüm gruplarda fissür örtücü materyaller uygulandıktan sonra dikdörtgen kalıbın en üst kısmına kadar 2 mm lik tabakalar halinde kompozit rezin uygulanıp polimerize edildi ve örnekler mikro gerilim bağlanma dayanım testi için hazır hale getirildi.

Kesit alma işlemine kadar örnekler distile su içerisinde 37°C' de 24 saat süreyle etüvde bekletildi. Ardından tüm örnekler, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarında bulunan hassas kesit alma cihazına (Micracut Precision Cutter, Metkon Instruments Ltd, Bursa, Türkiye) (Resim 3.7) yerleştirilerek her örnekten 1 mm² yüzey alanına sahip dikdörtgen prizması şeklinde bloklar elde edildi.



Resim 3.7. Çalışmamızda kullanılan kesit alma cihazı

Dijital kumpas (Shinwa Co, Osaka, Japan) ile örneklerin kenar uzunlukları ölçülerek bağlanma yüzeyleri mm² olarak hesaplandı. Elde edilen örnekler siyanoakrilat adeziv ile uç kısımlarından Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan mikro gerilim bağlanma dayanım test cihazına (Micro Tensile Tester, Bisco Inc., Schaumburg, IL 60193, ABD) (Resim 3.8) sabitlendi.

Cihazdaki metal bloğa sabitlenen örneklere fissür örtücü materyali ve mine yüzeyini birbirinden koparak ayrılınca kadar 1 mm/dk hız ile gerilim kuvveti

uygulandı. Kopma anındaki (Resim 3.9) değerler aletin dijital göstergesinde sabitlenerek Newton olarak kaydedildi. Newton olarak ölçülen mikro gerilim bağlanma dayanım değerleri aşağıdaki formül kullanılarak daha sonra 'Megapaskala' (MPa) dönüştürüldü. (Newton/Yüzey alanı=MPa)



Resim 3.8. Mikro gerilim bağlanma dayanım test cihazı



Resim 3.9. Örneklerin yapıştırıldığı metal bloklar



Resim 3.10. Örneklere uygulanan gerilim kuvveti sonrası kopma anı

3.4. Fissür Örtücülerin Mine Yüzeyinden Kopma Tipinin Belirlenmesi

Mikro gerilim bağlanma dayanım testlerinden sonra Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Patoloji Laboratuvarı'nda bulunan ışık mikroskobu (Leica DM 4000B, Almanya) kullanılarak kopmanın meydana geldiği bölge incelenerek kopma türü belirlendi.

Kopma tipi analizi için mine yüzeyleri mikroskopla 40x büyütmede incelendi, örneklerin mikrografları mikroskopa bağlı bir kamera sistemi ile alındı ve bu mikrograflar ile kopma tipi belirlendi. Rezin materyalin kendi içinde gerçekleşen kırıklar koheziv; mine ve rezin materyal arasında gerçekleşen kırıklar adeziv; hem rezin materyalin kendi içinde hem de mine yüzeyi rezin materyal arasında gerçekleşen kırıklar karma tip olarak belirlendi. (Çizelge 3.4)

Çizelge 3.4. Fissür örtücülerin mine yüzeyinden kopma tipinin belirlenmesinde kullanılan kriterler (Lepri ve ark., 2008)

Kopma tipi	Değerlendirme
Tip 1 (Adeziv)	Kopma, mine yüzeyi ile fissür örtücünün bağlantı yüzeyindedir
Tip 2 (Koheziv)	Kopma fissür örtücü materyali ya da mine yapısı içindedir
Tip 3 (Karma)	Kopma hem bağlantı hem de materyal içerisinde gerçekleşir

4. İSTATİSTİKSEL ANALİZ

Verilerin analizi IBM SPSS Statistics 25.0 (IBM Corporation, Armonk, NY, USA) paket programında yapıldı. Mikro gerilim ölçümlerine ilişkin verilerin dağılımının normale yakın olup olmadığı Kolmogorov-Smirnov testiyle incelenirken varyansların homojenliği varsayımının sağlanıp sağlanmadığı Levene testiyle araştırıldı. Tanımlayıcı istatistikler; medyan (25.yüzdelik-75.yüzdelik) biçiminde ifade edildi. Fissür örtücülere göre mikro gerilim düzeylerinde istatistiksel olarak anlamlı değişim olup olmadığı Mann Whitney U testi ile değerlendirilirken solüsyonlar arasındaki farkların önemliliği Kruskal Wallis testi ile incelendi. Kruskal Wallis test istatistiği sonuçlarının önemli bulunması halinde Dunn- Bonferroni testi kullanılarak söz konusu farka neden olan solüsyon(lar) tespit edildi. Aksi belirtilmedikçe $p < 0,05$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi. Ancak olası tüm çoklu karşılaştırmalarda Tip I hatayı kontrol edebilmek için Bonferroni Düzeltmesi yapılmıştır.



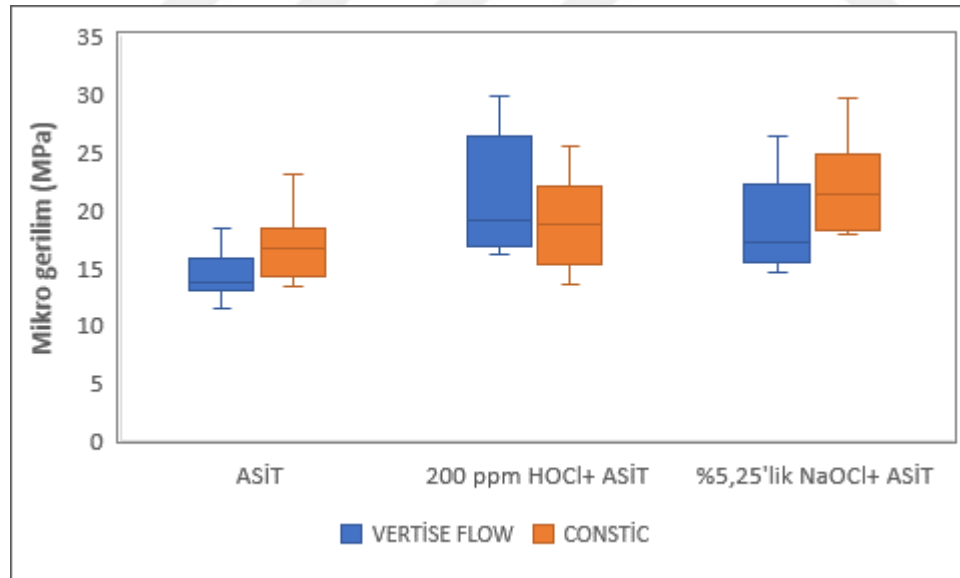
5. BULGULAR

Tüm grupların mikro gerilim bağlanma dayanım değerleri Çizelge 5.1 ve Şekil 5.1'de gösterilmektedir.

Çizelge 5.1. Fissür örtücü ve solüsyonların mikro gerilim bağlanma dayanım değerleri ölçümleri

	Vertise Flow	Constic	p-değeri ‡
Asit	13,70 (12,97-15,77) ^{a,b}	16,60 (14,25-18,42) ^b	0,014
200 ppm HOCl + Asit	19,10 (16,82-26,30) ^a	18,65 (15,20-22,02)	0,242
%5,25'lik NaOCl + Asit	17,05 (15,32-22,10) ^b	21,30 (18,15-24,72) ^b	0,045
p-değeri ‡	<0,001	0,008	

Tanımlayıcı istatistikler; satır ve sütunda aynı üst simgeler istatistiksel olarak anlamlı farklılığı ifade etmektedir.



Şekil 5.1. Tüm grupların mikro gerilim bağlanma dayanım değerleri

Fissür örtücü olarak Vertise™ Flow uygulanan örnekler içerisinde mikro gerilim bağlanma dayanım değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark olup ($p < 0,001$), Grup 1'e göre sırasıyla; 200 ppm HOCl + asit (Grup 2) ve %5,25'lik NaOCl + asit (Grup 3) gruplarının mikro gerilim bağlanma dayanım değerlerinin daha yüksek

olduğu bulundu ($p < 0,001$ ve $p = 0,023$). 200 ppm HOCl + asit (Grup 2) ve %5,25'lik NaOCl + asit (Grup 3) grupları arasında ise mikro gerilim bağlanma dayanım değerleri istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p = 0,498$).

Fissür örtücü olarak Constic uygulanan örnekler içerisinde mikro gerilim bağlanma dayanım değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark olup ($p = 0,008$), asit uygulanan gruba (Grup 4) göre; %5,25'lik NaOCl + asit grubunun (Grup 6) mikro gerilim bağlanma dayanım değerleri daha yüksek bulundu ($p = 0,006$). Asit grubu (Grup 4) ile 200 ppm HOCl + asit grubu (Grup 5) ve 200 ppm HOCl + asit grubu (Grup 5) ile %5,25'lik NaOCl + asit grubu (Grup 6) ise mikro gerilim bağlanma dayanım değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p = 0,447$ ve $p = 0,299$).

Sadece asit uygulanan Vertise™ Flow grubuna (Grup 1) göre sadece asit uygulanan Constic grubunun (Grup 4) mikro gerilim bağlanma dayanım değerleri istatistiksel anlamlı olarak daha yüksek bulundu ($p = 0,014$).

200 ppm HOCl + asit uygulanan Vertise™ Flow grubu (Grup 2) ile 200 ppm HOCl + asit uygulanan Constic grubu (Grup 5) arasında mikro gerilim bağlanma dayanım değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p = 0,242$).

%5,25'lik NaOCl + asit uygulanan Vertise™ Flow grubu (Grup 3) ile %5,25'lik NaOCl + asit uygulanan Constic grubu (Grup 6) arasında da mikro gerilim bağlanma dayanım değerleri yönünden Bonferroni düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı bulundu ($p = 0,045$).

Mikro gerilim bağlanma dayanım testi sonucunda, tüm gruplarda daha az koheziv tip kopma görülmüş olup, mine yüzeyinden rezin materyalin kopma yüzdesi daha fazladır. Çizelge 5.2'de, altı grubun tamamında adeziv, koheziv ve karma tip kopmanın başarısızlık yüzdeleri gösterilmiştir.

Çizelge 5.2. Mine yüzeyine uygulanan fissür örtücülerin kopma tipi başarısızlık yüzdeleri (%)

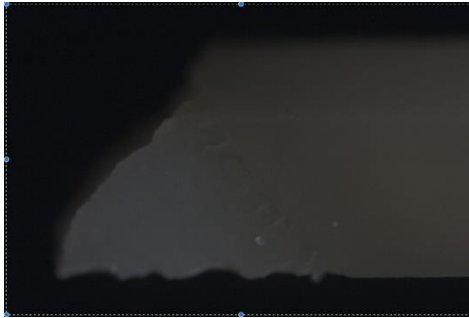
	Adeziv	Koheziv	Karma
Grup 1	%50	%25	%25
Grup 2	%50	%16,6	%33,3
Grup 3	%58,3	%16,6	%25
Grup 4	%58,3	%25	%16,6
Grup 5	%66,6	%8,3	%25
Grup 6	%41,6	%25	%33,3



Resim 5.1. Grup 1'e ait adeziv tip kopma gerçekleşen blok örneği



Resim 5.2. Grup 4'e ait koheziv tip kopma gerçekleşen blok örneği



Resim 5.3. Grup 5'e ait karma tip kopma gerçekleşen blok örneği



6. TARTIŞMA

Klinik araştırmalar, uygulanan materyalin gerçeğe en yakın koşullarda değerlendirilmesine olanak sağlar [131,132]. Ancak *in vivo* çalışmalarda özellikle çocuk hastaların takibi sırasında sorunlar yaşanabilmektedir [132]. *In vitro* çalışmalar, materyal ağız ortamında kullanıldığında hangi değişkenin etkisiyle nasıl bir tepki vereceğinin ayırt edilmesini mümkün kılmaktadır. İlave olarak *in vitro* çalışmalarda uygulanan testlerin kolay, hızlı ve ekonomik olması avantaj sağlamaktadır [133]. Bu nedenle çalışmamız *in vitro* koşullarda gerçekleştirilmiş ve materyallerin klinik başarısında etkili en önemli unsur olduğu belirtilen diş dokusuna bağlanma dayanımı değerlendirilmiştir [107].

In vitro çalışmalarda kullanılan diş tiplerinin materyallerin bağlanma dayanımlarını etkilemediği kanıtlanmıştır [134,135]. *In vitro* çalışmalarda genellikle, diğer dişlere görece daha çürüksüz olduğu için üçüncü büyük azı dişleri tercih edildiğinden, araştırmamızda da sağlam üçüncü büyük azı dişleri kullanılmıştır. İdeal bağlanma dayanım direnci ISO standartlarına (11450) göre, dişlerin çekimini hemen takiben elde edilir, fakat çekimi takiben dişleri test etmek genellikle mümkün değildir. Çekimi takiben 6 ay sonra gerçekleşen dejeneratif değişikliklerden dolayı, çekilmiş dişler 6 aydan sonra kullanılmamalıdır [136].

Dikkat edilecek bir diğer konu ise minenin sürme sonrası olgunlaşma sürecinde ortaya çıkan kimyasal ve mikro düzeydeki yapısal değişikliklerin fissür örtücülerin başarısına etkisidir. Yapılan çalışmalarda restoratif materyallerin olgunlaşmasını tamamlamış ve tamamlamamış mineye bağlanma dayanımları arasında fark olmadığı [137], yeni sürmüş dişlerde minenin mikro poroz yapısının fissür örtücünün penetrasyonunu etkilemediği [138] ve minenin sürme sonrası olgunlaşma sürecinin fissür örtücülerin klinik başarısında rol oynamadığı kanıtlanmıştır [139]. Çalışmamızda kullanılan üçüncü büyük azı dişlerinin sürmesinin üzerinden ne kadar süre geçtiği konusunda net bir bilgi edinilememiştir. Ancak konu ile ilgili literatür taramalarımızın ışığında [137,139] minenin sürme sonrası olgunlaşma sürecinin bulgularımızı anlamlı şekilde etkilemeyeceği düşünülmüştür.

Deneyler gerçekleştirilene kadar elde edilen dişlerin saklanma koşulları incelendiğinde araştırmacıların pek çok farklı saklama solüsyonunu tercih ettiği görülmüştür. Bu konuda kabul görmüş tek bir solüsyon ve belirli bir saklama süresi yoktur. Mine yapısının bozulmaması ve bakteriyel infiltrasyonun olmaması tüm solüsyonların temel amacıdır. Solüsyonlar genelde ayda bir değiştirilmektedir. Birçok araştırmada dişler; timol [140] kloramin T [141], formaldehit [142], yapay tükürük [143], salin [144], distile su [145], etil alkol [146] gibi solüsyonlar içerisinde bekletilmiştir. İn vitro çalışmalarda bakteriyel kontaminasyonun engellenmesi amacıyla dişlerin timol içeren distile su içerisinde saklanması önerildiğinden [147], çalışmamızda dişler deney süresine kadar %0,2 timol içeren distile su içinde saklanmış ve çekimden sonra 3 ay içerisinde kullanılmıştır.

Scherrer ve diğerleri literatürde mevcut olan altı dentin adeziv sistem ve dört laboratuvar yöntemi (makro makaslama, mikro makaslama, makro gerilim ve mikro gerilim bağlanma dayanım testi) üzerine laboratuvar çalışmalarının verilerini yayınlamışlardır. Mikro gerilim bağlanma dayanım testi çalışmaları restoratif materyalin adezyonu ve rezin bağlayıcıların uzun dönem başarıları hakkında çok yönlü bilgi sağladığını ifade etmişlerdir [148].

Yapılan bir çalışmada, mikro gerilim bağlanma dayanım testi, makro makaslama testinden adeziv sistemler arasında daha iyi ayırım yapmamızı sağlamaktadır [149]. Bir adeziv materyalin bağlanma dayanımının niteliksel olarak iyi ya da kötü olduğunu, µGBD testi ile ayırt etmek, geleneksel makaslama testlerine göre daha olasıdır. Bu nedenle günümüz bağlanma dayanımı ile ilgili yapılan çalışmalarının %60'ı µGBD testi çalışmasıdır [119].

Günümüzde mikro gerilim bağlanma dayanım testi, adeziv materyal ile alt tabaka arasındaki gerçek ara yüzey bağlanma dayanımını *in vitro* değerlendirmek için çok hassas ve en güvenilir teknik olarak kabul edilmektedir [150].

Sano ve diğerleri tarafından geliştirilen mikro gerilim bağlanma dayanım testi, 1 mm² gibi çok küçük bir bağlanma arayüzü kullanır ve genellikle farklı adeziv sistemlerinin adezyon yeteneklerini karşılaştırmak için kullanılmaktadır [128]. Ek

olarak, mikro makaslama bağlanma dayanım testinin de adezyon yeteneklerini araştırmak için yararlı bir yöntem olduğu öne sürülmüştür [151].

Mikro gerilim bağlanma dayanım testinde, örneklerin $1 \times 1 \text{ mm}^2$ boyutlarında bloklardan elde edilmesi, bağlanma dayanımlarının bu küçük parçalara göre değerlendirilmesi, diştten kaynaklanan yapısal farklılıkların incelenmesine olanak sağlaması gibi makro testlerin sağlayamadığı birçok avantajı sağlamaktadır [123,152].

Mikro gerilim bağlanma dayanım testi, tekniğe bağlı olarak 0,5 ila $1,5 \text{ mm}^2$ arasında küçük kesit alanları kullanır ve daha homojen yapı nedeniyle daha düzgün bir stres dağılımına izin vermektedir. Sonuç olarak, alt tabakadaki kohezyon kırılma insidansı azalır ve bağlanma kuvvetinin daha gerçekçi değerlendirmesi yapılabilir. Ayrıca, μGBD testi sonrası kırık yüzeydeki başarısızlık analizi kolaylıkla yapılabilir, bu da bağ yapılarının bütünlüğü ve bağlanma mekanizmaları hakkında son derece önemli bilgiler sağlamaktadır [153].

Kitasako ve diğerleri makaslama ve gerilim bağlanma dayanım testi yöntemlerini karşılaştırdığında, dentine bağlanan rezin simanların bağlanma dayanımlarında önemli farklılıklar olduğunu bildirmişlerdir [154]. Bu mikro bağlanma testlerinin sonuçlarındaki farklılıkların, farklı kuvvet yönlerinden ve ara yüzeyde ortaya çıkan stres dağılım modelinden kaynaklandığını bildirmektedirler [155].

Makaslama ve geleneksel bağlanma dayanımı testlerine göre çeşitli avantajlar sağlamasına rağmen, daha önce sealantların adezyon potansiyellerini ölçmek için mikro gerilim bağlanma dayanım testi sıklıkla uygulanmamaktaydı. Bağlanma testi için rutin olarak mikro gerilim bağlanma dayanım testine başvuran araştırmacılara göre, bu tekniğin en büyük avantajı, malzeme ve dental materyal arasındaki ara yüzey bağ kuvvetini daha doğru bir şekilde değerlendirilebilmesidir. Bu durum, küçük boyutlu numuneler üzerinde beklenen tek tip gerilim dağılımının sonucudur [152].

Gerilim testlerinde örneklere uygulanan bağlayıcı ajanın bağlandığı alanın çapı (örneklerin çapı), 0,25 ile 12 mm^2 arasında değişebilirken; μGBD testinde bu

alan ortalama 1 mm²'dir [113]. Mikro gerilim bağlanma dayanım testinde, dikdörtgenler prizması şeklindeki örnekler İsomat cihazında, elmas disklerle, yüksek hızda ve su soğutması altında hazırlanır. Hazırlanan örneklerin uzunluğu ortalama 10-24 mm arasında olmalıdır. Bu uzunluğun yarısı diş yapısı, diğer yarısı restoratif materyaldir. Uzunluğu 4 mm'den küçük olan örneklerin mikro bağlanma dayanım testinde kullanılması önerilmemektedir [117]. Çalışmamızda 1 mm²'lik en az 4 mm uzunluğunda olan bloklar bağlanma dayanım testinde kullanıldı.

Deneylerde kullanılacak olan dişler yüzeylerindeki plak ve debrislerden pomza, diş macunu ya da sadece su ile fırçalanarak, hidrojen peroksit, fluorürlü ya da fluorürsüz profilaksi patları, air abrazyon ve lazer gibi yöntemlerle arındırılmaktadır [132,156]. Araştırmacılar mine yüzeylerinin temizlenmesinde kullanılacak patların asitle pürüzlendirmeyi etkilememesi için yağ bazlı olmamasını ve mineyi güçlendirerek fissür örtücünün tutuculuğunu azaltmaması için fluorür içermemesini önermektedir [157].

Minenin anizotropik yapısını, sürmeden sonra yüzey kimyası gibi özellikler de etkilemektedir [53]. Minenin doğal pürüzlülüğünün varlığı Retzius çizgileri, çukurlar, küçük kusurlar ve mineral birikintilerinden oluşmaktadır [158]. Dişlerin yüzey topografisini standardize etmek amacıyla dişlerin labial kurvaturolu yapılarını aşındırarak düz bir yüzey oluşturulması önerilir [159]. Ayrıca mine prizmalarının dizilişindeki farklılıklar gibi mine yapısının pürüzlülüğü üzerinde etkisi olan yapısal değişkenlerden dolayı aynı mine alanı kullanılması da önerilmiştir [53]. Çalışmamızda bu veriler göz önünde bulundurulduğunda yüzey standardizasyonunu sağlamak amacı ile dişlerin orta üçte birlik labial yüzeyleri aşındırarak düz bir yüzey elde edilmiştir.

Diş çürüğünün önlenabilir, enfeksiyöz bir hastalık olmasının bildirilmesiyle birlikte çürüğün belirleyici faktörleri ve olası nedenlerine olan duyarlılık gün geçtikçe artarken tedavi rejimleri de bu değişime uyum sağlamaktadır. Çürük tedavilerinde, özellikle de başlangıç aşamasındaki çürüklerde, geleneksel restoratif diş hekimliği yöntemleri, yerini önleyici ve remineralize edici tedavilere bırakmaktadır [160]. Bu nedenle pit ve fissür çürüğünü önlemeye yönelik tedavi yöntemleri arayışı güncelliğini korumaktadır [3].

Uzun yıllardır pit ve fissürlerin çürüğe yatkınlığının önlenmesi amacıyla oral hijyen eğitimi ve motivasyonu, okluzal yüzeyleri korumaya yönelik diş fırçalama teknikleri, florolü cila ve vernikler, remineralize edici ajanların kullanılması, ozon, lazer ve fissür örtücüler gibi çok sayıda yöntem uygulanmıştır [161]. Günümüzde, cam iyonomer içerikli ve ışıkla sertleşen, rezin bazlı fissür örtücülere dayanan iki farklı geniş fissür örtücü kategorisi vardır [162].

Sürmekte olan birinci büyük azı dişlerin pit ve fissürlerine dişler tamamen oklüzyona geçinceye kadar geçici olarak nem duyarlılığı daha az olan cam iyonomer esaslı fissür örtücülerin uygulanması önerilmiştir [163]. Ancak cam iyonomer esaslı fissür örtücülerin klinik başarısı daha düşük olup sık sık kaybedilerek tekrarlanmaları gerektiğinden beklentileri karşılayamamıştır [164]. Yapılan çalışmalarda okluzal yüzey çürüklerinin önlenmesinde rezin esaslı pit ve fissür örtücülerin kullanımı en başarılı yöntem olarak bildirilmiştir [86].

1955'de Buonocore, restoratif materyallerin mineye adezyonunu arttırmak için asit uygulama prosedürünü geliştirmiştir [165]. Mineye bağlanma, rezin uzantılarının oluşturulduğu ve pürüzlendirme ile oluşturulan mikro gözenekler sayesinde mikromekanik bağlanmanın sağlandığı bir mekanizma olarak tanımlanmaktadır [166].

Günümüzde fissür örtücü uygulamalarında klinik başarıyı şekillendiren en kritik aşamalardan birisi olan mine yüzeyinin pürüzlendirilmesinde; günümüze değin asit uygulaması, air abrazyon, lazer uygulamaları, frez ile fissürlerin genişletilmesi veya bunların kombinasyonları uygulanmıştır [167]. Mine yüzeyinin aşındırılmasında kullanılan en güvenilir yöntem olarak kabul gören asit uygulaması, mine yüzeyinde 5-50 µm derinliğinde mikro poroziteler oluşturularak yüzeyin ıslanabilirliğinin ve fissür örtücülerin mineye bağlanma kalitesinin artırılmasına çalışılmaktadır [168].

Mine yüzeyinin vital dokulara zarar vermeden en ideal şekilde düzenlenmesini sağlayacak asit tipi, konsantrasyonu ve süresini belirlemek amacıyla yapılan çalışmalarda süt ve daimi dişlerde mine yüzeyine en az kayıpla en güçlü bağlanmanın %37'lik fosforik asitle elde edildiği bildirilmiştir [107,169].

Lo ve diğerkleri tarafından yapılan bir meta analiz değerklendirme sonuçlarına göre fissür örtücü uygulamadan önce daimi molar dişlerde asitle pürüzlendirme süresinin yeterli fissür örtücü retansiyonunu sağlamak için en az 30 s yapılması gerektiğini ifade etmişlerdir. [170]. Bu meta analiz çalışma sonucuna göre çalışmamızda fissür  rt c ler uygulanmadan önce mine yüzeyi 30 s süre ile, jel formundaki %37'lik fosforik asit ile pürüzlendirildi. Yüzeyler asidin uzaklaştırılması için 20 s su spreyi ile yıkanmış ve hava spreyi ile 10 s süreyle kurutulmuştur. Kurutma işleminden sonra mine yüzeyinin homojen bir şekilde tebeşirimsi ve opak bir yapıya dönüşmüş olmasına dikkat edilmiştir.

Yapılan *in vivo* ve *in vitro*  alışmalarda, asit uygulanan mine yüzeyinin tükürükle kontaminasyonunun rezin esaslı fissür örtücülerin hem tutuculuğu hem de klinik başarısını etkileyen en önemli unsur olduğu gösterilmiştir [171,172]. Fissür örtücünün klinik başarısı; yeterli izolasyona, pit ve fissür morfolojisine, materyal özelliklerine, uzun süreli retansiyon ve marjinal bütünlüğe bağlıdır [173]. Günümüzde kullanılan rezin esaslı hidrofobik fissür  rt c ler çok az bir nem kontaminasyonunu dahi tolere edemediğinden, özellikle küçük yaştaki çocuklarda ruber dam uygulanmasının kolay olmaması ve pamuk tamponlarla tükürük dekontaminasyonun yeterli şekilde sağlanamaması klinik başarıyı azaltmaktadır. Pit ve fissürler sızdırmazlığı etkileyen kontaminasyon riski taşıdığı için, sealant uygulama sırasında dişin izolasyonu en önemli adımdır [174]. Bu nedenle yapılan bir araştırmada fissür örtücü uygulamalarının dişler tamamen s r nceye kadar ertelenmesi gerektiği önerilmiştir [175]. Ancak daimi birinci büyük azı dişleri, okluzal fissür morfolojisi ve sürme fazındaki farklılıklar nedeniyle, okluzal çürüklere oldukça yatkındır [173]. Fissür  rt c lerin erken dönemde uygulanmasıyla çürük önleyici etkinliğinin arttığı bilinmektedir. Ancak küçük yaştaki çocuklara fissür örtücülerin uygulanması sırasında, uyum güçlüğü ve yeni sürmekte olan dişlerin distal yüzeyini kaplayan operkulum nedeniyle dişlerin izolasyonunda karşılaşılan sorunlar rezin esaslı fissür örtücülerin klinik başarısını olumsuz etkilemektedir [171].

Rezin ve diş dokusu arasındaki bağlanma kuvvetinin dayanıklılığı, adeziv restorasyonların klinik ömrünü belirlemektedir. Bu nedenle araştırmacılar son

yıllarda tükürük kontaminasyon riski olan hastalarda rezin esaslı fissür örtücülerin klinik başarısının artırılmasına yönelik farklı arayışlara yönelmişlerdir [107].

Son zamanlarda, self adeziv akışkan kompozitler hem adeziv hem de restoratif materyal teknolojilerinin özelliklerini tek bir üründe birleştirerek restoratif prosedürlere yenilikler getirmeyi amaçlayan materyaller olarak piyasaya sürülmüştür. Self adeziv akışkan kompozitler, aynı seansta birden fazla restorasyonun tamamlandığı hasta için daha az adıma olanak sağlarken, aynı zamanda daha az hata oranına da sahiptir. Bunun yanında daha kısa süreli tedavi seanslarını mümkün kılarak özellikle koopere olmayan hastalarda kullanımı oldukça önem kazanmaktadır [176].

Vertise™ Flow, adeziv sistem kullanmadan diş sert dokusuna bağlanabilen yeni bir restoratif materyaldir. Vertise™ Flow'un bağlanma mekanizması asidik fosfat grupları kalsiyum iyonları ile bağlanan, metakrilat fonksiyonel grupları ise diğer metakrilat monomerleri ile kopolimerize olan ve böylece çapraz bağlanma kuvvetini ve mekanik dayanımı artıran fonksiyonel monomer gliserol fosfat dimetrakrilat'a (GPDM) dayanmaktadır [177]. Mine ve dentini asitleme özelliği gösteren fonksiyonel monomer gliserol fosfat dimetrakrilat ve bir hidrofilik monomer olan hidroksietil metakrilat içermektedir. Fonksiyonel monomer ve hidroksiapatit arasında kimyasal; polimerize rezin ve kollajen lifler arasında ise mikro mekanik bağlanma gerçekleştirmektedir [178]. Gliserol fosfat dimetrakrilat, diğer self adeziv monomerlere kıyasla güçlü bir pürüzlendirme etkisi, daha iyi bir dentin ıslanabilirliği ile sonuçlanan oldukça kısa bir ara zincir, yüksek bir hidrofilik ve aynı zamanda hidroksiapatite nispeten düşük bir kimyasal bağlanma potansiyeline sahiptir [127].

Vertise™ Flow, küçük Sınıf I kavitelerde, Sınıf V kavitelerde, çürük olmayan servikal lezyonların restorasyonunda, Sınıf I ve Sınıf II restorasyonlarında tamir materyali olarak kullanımı endikedir [177]. Ayrıca bu materyalin klinik endikasyonlarından biri de pit ve fissür örtücü olarak kullanımıdır. Sağlam pit ve fissürlerde prizmasız mine tabakası bulunması nedeniyle, Vertise™ Flow'un uygun şekilde adezyonunu sağlamak için üretici firma, mine tabakasının fosforik asit uygulandıktan sonra yerleştirilmesini tavsiye etmektedir. Ek olarak, adeziv monomerlerin mine tabakasına yakın olmasını sağlamak için ilk 0,5 mm

kalınlığındaki self adeziv akışkan kompozit tabakasının 15-20 saniye fırça ile uygulanması istenmektedir.

Margvelashvili ve diğerleri tarafından yapılan bir çalışmada, asit kullanılarak uygulanan Vertise™ Flow (VF) ve Guardian Seal (GS), all in one adeziv sistem ile uygulanan Clinpro Sealant (CS) karşılaştırıldığında VF, GS'den istatistiksel olarak anlamlı daha yüksek mikro makaslama değerlerine sahipken; CS ile VF'nin benzer sonuçlar gösterdiği bildirilmiştir. Bu çalışmanın sonucu, VF'nin piyasada bulunan diğer rezin materyalleri ile karşılaştırıldığında tatmin edici bağlanma kuvveti ve sızdırmazlık yeteneğinin bulunması VF'nin pit ve fissür örtücü olarak kullanımına teşvik etmektedir [177].

Altunsoy ve diğerleri yaptıkları çalışmada çekilmiş daimi dişler, dentin yüzeyine asit ve Er:YAG lazer uygulamasına göre gruplandırılmışlardır. Çalışmanın amacı, iki farklı self adeziv akışkan kompozit Fusio Liquid Dentin (FLD) ve Vertise™ Flow'un daimi diş dentini üzerine farklı yüzey işlemleri (asit, Er:YAG lazer) sonrası mikro gerilim bağlanma dayanımı değerlerini karşılaştırmaktır [179]. Çalışmanın sonucunda Vertise™ Flow' un daha yüksek değerler gösterdiği bildirilmiş ve bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

Yapılan bir diğer çalışmada Tuloğlu ve diğerleri süt ve daimi dişlerdeki mikro makaslama bağlanma dayanım değerleri, self adeziv akışkan kompozit Vertise™ Flow ile Optibond all in one adeziv sistem kullanılarak uygulanan geleneksel akışkan kompozit Filtek™ Ultimate karşılaştırılmıştır. Hem süt hem de daimi dişlerde en yüksek mikro makaslama bağlanma dayanım değerlerinin Optibond+Filtek™ Ultimate Flow grubunda, en düşük değerlerin ise tek başına self adeziv akışkan kompozit uygulanan grupta olduğunu bulmuşlardır. Vertise™ Flow uygulanan grupta elde edilen düşük bağlanma değerinin demineralize dentine bonding ajanının yetersiz infiltrasyonu, dentin tübüllerinin etkisiz kapanması, kollajen fibrillerinde birikmesi ile ilişkili olabileceğini düşünmüşlerdir [180].

Bektaş ve diğerleri tarafından, daimi diş mine yüzeyine adeziv sistem kullanılarak uygulanan self adeziv akışkan kompozit Vertise™ Flow ile adeziv sistem kullanılmadan uygulanan Vertise™ Flow'un mikro makaslama ve mikrosızıntı

değerlerinin karşılaştırdığı çalışmada, adeziv sistem kullanılmadan uygulanan self adeziv akışkan kompozit Vertise™ Flow'un daha iyi bağlanma dayanımı ve kenar sızdırmazlığı gösterildiği bildirilmiştir [178]. Bu çalışmanın aksine yapılan diğer çalışmalarda, üretici talimatlarına göre ön işlem yapılmadan self adeziv akışkan kompozit uygulandığında önemli bir fark saptanmadığı bulunmuştur [162,181].

Piyasaya yeni sürülen bir diğer self adeziv akışkan kompozit Constic, adeziv monomer gliserol fosfat dimetakrilat' a dayanan bir bağlanma sistemine sahip, self adeziv akışkan kompozit rezin materyaldir. Ayrıca Constic, Vertise™ Flow içeriğine benzer daha uzun ve daha fazla hidrofobik ara zincir tutan 10-metakriloiloksidetil dihidrojen fosfat (MDP) monomeri içermektedir. Ayrıca bu monomer hidroksiapatit ile güçlü bir kimyasal bağlanma sağlayan kararlı 10-MDP-Ca tuzları oluşturmaktadır [127]. Gliserol fosfat dimetakrilat'ın fosfat grubu nedeniyle asit uygulama mümkündür. Asitleme ve durulama sistemlerinde önerilen minenin pürüzlendirilmesindeki amaç, smear tabakasını kaldırarak minenin yüzey enerjisini arttırmaktır. Self adeziv akışkan kompozit diş yüzeyine uygulandığında bu adım gerekli değildir ve marjinal adaptasyon üzerinde herhangi bir etkisi yoktur [182].

Gorseta ve diğerleri tarafından yapılan bir çalışmada, çekilmiş dişler rastgele beş gruba ayrılmış ve fissür örtücü olarak geleneksel rezin içerikli (Helioseal F, Ivoclar Vivadent), self adeziv akışkan kompozit (Constic, DMG) ve cam iyonomer içerikli fissür sealantların (Equia Fill, GC Company) mikrosızıntı değerleri araştırılmıştır. Gruplardan birine sadece Constic, diğer gruba ise %37'lik fosforik asit ve Constic uygulanmıştır. En iyi marjinal adaptasyonun Equia Fill grubunda olduğu gösterilmiştir. Asit uygulanan ve uygulanmayan Constic grupları arasında istatistiksel anlamlı bir fark olmadığı görülmüştür. Mineye uygulanan asidin self adeziv akışkan kompozitlerin bağlanmasını etkilemediği görülmüştür. Self adeziv akışkan kompozitlerin, geleneksel rezin içerikli fissür sealantlara göre daha iyi bir marjinal adaptasyon sağladığı bildirilmiştir [162].

Yapılan bir çalışmada, mikro makaslama bağlanma dayanımını karşılaştırmak için iki self adeziv akışkan kompozit, Constic, Dyad Flow ve bir geleneksel akışkan kompozit olan Tetric N Flow kullanılmış ve hem elmas hem de karbid frezlerle hazırlanan dentin yüzeylerinde iki adet self adeziv akışkan kompozitin makaslama

bağlanma dayanımı değerlerinin Tetric N Flow'dan daha düşük olduğu görülmüştür [182].

Oz ve diğerleri tarafından yapılan çalışmada 28 hastaya toplamda 114 okluzal restorasyon uygulanmıştır. Çalışmanın amacı, üç farklı self adeziv akışkan kompozitin okluzal kavitedeki bağlanma dayanımını karşılaştırmaktır. Self adeziv akışkan kompozit, yüksek oranda doldurulmuş akışkan ve geleneksel akışkan kompozitlere kıyasla daha düşük marjinal adaptasyon sergilemesine rağmen, restore edilen dişlerin 24 ay sonra klinik olarak kabul edilebilir bir performans sergilediği bildirilmiştir [183].

Self adeziv akışkan kompozitlerin fissür örtücü olarak kullanımı, diş sert dokularında herhangi bir kavite hazırlama veya adeziv prosedürü gerektirmeden adezyon sağlama kapasitelerine dayandığı bilinmekle birlikte, mineye bağlanma, bu materyaller için pürüzsüz bukkal yüzeylerde bile oldukça zordur; bu nedenle self adeziv akışkan kompozitlerin fissür sealant olarak kullanımı gerektiğinde asit uygulama adımı önerilmiştir [184]. Çalışmamızda mine yüzeyine iki farklı self adeziv akışkan kompozit uygulamadan önce 30 s süreyle %37'lik fosforik asit uygulanmıştır.

Chow ve diğerleri mineye 60 saniye süreyle uygulanan %50'lik fosforik asidin, durulanabilen monokalsiyum fosfat monohidrat çökeltisi oluşturduğunu; %27'den daha az konsantrasyondaki fosforik asit uygulamasının ise kolayca uzaklaştırılamayan dikalsiyum fosfat dihidrat çökeltisinin oluştuğunu bildirmişlerdir. Konsantrasyon %40'a ulaşana kadar fosforik asit konsantrasyonu arttıkça kalsiyum çözünmesi ve pürüzlenme derinliği artar, daha yüksek konsantrasyonlarda ise ters etki ortaya çıkmaktadır [27]. Yapılan bir diğer çalışmada, %30 ila %40 fosforik asit ile 15 saniye ve 60 saniye uygulama süreleri karşılaştırıldığında, bağlanma etkinliğinin benzer sonuçlar gösterdiği bildirilmiştir [166].

Asit uygulaması, mine yüzeyinin yaklaşık 10µm'sini kaldırırken; 5µm ila 50µm derinliğinde mikro gözenekli bir tabaka oluşturur. İlk olarak 1975'te Silverstone ve diğerleri tarafından üç farklı mine pürüzlenme modeli tanımlanmıştır. Bunlar,

prizma merkezlerinin çözündüğü Tip 1; prizma periferlerinin çözündüğü Tip 2; prizma yapısının belirgin olmadığı çözünme tipi ise Tip 3'tür [23].

Mine yüzeyine asit uygulanmasının etkisi; kullanılan asidin türü, asit konsantrasyonu, uygulama süresi, asidin formu (jel, yarı jel veya sulu çözelti), durulama süresi, minenin asit uygulama öncesinde herhangi bir ajan ile ön işleme tabi tutulup tutulmaması, minenin kimyasal bileşimi ve durumu, mine yüzeyinin süt veya daimi dişlere ait olup olmadığı ve minenin florürlü, demineralize olup olmadığı gibi birçok parametreye bağlıdır [166].

Asit uygulaması, mine yüzeyini pürüzlendirmek ve adeziv materyallerin mineye bağlanma gücünü arttırmak için yaygın olarak kullanılan bir yöntemdir. Asit uygulama sonrası kullanılan universal adezivde önemli ölçüde daha yüksek bağlanma dayanımının, muhtemel sebebi mine yüzeyinde gözenek oluşumu ve rezinin gözeneklere nüfuz etmesidir. Yapılan araştırmalar, rezin tagların rezin ve asitle pürüzlendirilmiş mine arayüzünde 15-20 μ kadar uzun olabileceğini göstermektedir [185]. Öte yandan, asit uygulama sonrası mine yüzeylerinde mikro mekanik retansiyon sağlayan bal peteği deseni oluştuğu gösterilmektedir [185].

Fosforik asidin mine yüzeyindeki etkisi çoğunlukla mineralize kısımda yani inorganik maddesinde gerçekleşir. Ne yazık ki bu asit, mine yüzeyindeki %1'den daha az olan organik maddeyi ortadan kaldırmaz, bu nedenle pürüzlendirme etkisini arttırmak için mine deproteinizasyonu fikri ortaya atılmıştır [186].

Sodyum hipoklorit solüsyonu 1915'ten beri yara irrigasyonu olarak ve 1920'lerden bu yana ise proteolitik ve bakterisidal özelliklerinden dolayı da endodontik tedavide irrigasyon solüsyonu olarak kullanılmaktadır. Sodyum hipokloritin organik içeriği mine yüzeyinden uzaklaştırmasıyla, deproteinize edici ajan olarak kullanılan NaOCl, hem edinilmiş pelikülün hem de mine yapısındaki organik içeriği kaldırarak adezyonu optimize etmektedir [186].

Gomez ve diğerleri yaptıkları çalışmada, mine yüzeyine asit uyguladıktan sonra 60 s boyunca %5,25'lik NaOCl kullanmışlar ve akışkan rezin penetrasyonunun arttığını bildirmişlerdir [187].

Espinosa ve diğerkleri tarafından yapılan bir çalışmada fosforik asit (H_3PO_4) uygulamadan önce %5,25'lik NaOCl kullanılmış ve NaOCl ile deproteinizasyonun minenin tutucu yüzeyini %94,47'ye çıkardığı gösterilmiştir [54].

Ahuja ve diğerkleri, deproteinizasyon ajanı uygulamasından sonra %37'lik fosforik asit uygulamasının 15 saniyeden az olmayan uygulama süresi ve 5 ila 10 saniyelik yıkama süreleri ile mine yüzeyine dental materyalin adezyonu için ideal koşulları sağladığını göstermişlerdir [166].

Öte yandan, %5,25'lik NaOCl ile asit öncesi ve sonrası deproteinizasyon ajanı uygulanmasının süt, olgunlaşmamış ve olgun daimi dişlerin minesine adeziv rezinin bağlanması üzerindeki etkisini inceleyen bir çalışmada, asit uygulama sonrası deproteinizasyonun süt ve olgunlaşmamış daimi dişlere bağlanmayı önemli ölçüde arttırdığı sonucuna varılmıştır [188].

Çalışmamızda asit öncesi %5,25 'lik 60 s süreyle mineye yüzeyine uygulanan NaOCl ile elde edilen her iki self adeziv akışkan kompozitin mikro gerilim bağlanma dayanım değerlerinin kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde daha yüksek olduğu bulunmuştur.

Sodyum hipoklorit, dirençli mikroorganizmalar (*S.aureus*, *E. faecalis*, *P. aeruginosa*, *B. subtilis* ve *C. albicans*) için yüksek yüzey gerilimi (75 din/cm) ve %1'den daha düşük minimum inhibitör konsantrasyonu sunar. Konsantrasyon artışı, antimikrobiyal etki ve doku çözünme kapasitesi ile doğru orantılı ve biyolojik uyumluluk ile ters orantılıdır. Bu nedenle, yüksek yüzey gerilimi ve daha az konsantre solüsyonla antimikrobiyal etkinin sağlanabileceği düşünüldüğünde, en iyi seçenek %1' lik sodyum hipoklorittir [48].

Sodyum hipokloritin fiziksel ve kimyasal özellikleri, etki mekanizmasının açıklanması için önemlidir. Mikroorganizmalar ve organik doku varlığında meydana gelen sabunlaşma, amino asit nötralizasyonu ve kloraminasyon reaksiyonları, antimikrobiyal ve doku çözünme sürecine yol açar. Antimikrobiyal aktivite, hidroksil iyonları tarafından geri dönüşü olmayan inaktivasyonu ve kloraminasyon reaksiyonunu destekleyen bakteriyel temel enzimatik bölgelerle ilgilidir. Organik

Çözünme eylemi, sodyum hipoklorit, sabun ve gliserol oluşumuyla sonuçlanan lipidleri ve yağ asitlerini bozduğunda, sabunlaşma reaksiyonunda gözlemlenebilir [48].

Endodontik tedavide sıklıkla kullanılan NaOCl'in, dentindeki antioksidan özelliklerinin yanında deproteinize edici ajan olarak da kullanımı düşünülmüştür. Bununla birlikte, mine ile kullanımını destekleyen sınırlı sayıda literatür bulunmaktadır. Son zamanlarda, Espinosa ve diğerleri, Justus ve diğerleri, mine üzerine bir dakika süreyle %5,25 sodyum hipoklorit uygulamasının, istenilen pürüzlendirme desenini oluşturduğu ve ortodontik braketlerin retansiyonunu arttırdığını göstermişlerdir [56,189].

Espinosa ve diğerleri, asit uygulama öncesi deproteinizasyon ajanı NaOCl kullanımının mine yüzeyindeki organik maddeleri ortadan kaldırdığını ve istenen Tip 1 ve 2 pürüzlenme desenini oluşturmasının yanı sıra toplam pürüzlendirme alanında da artışa neden olduğunu göstermiştir [54].

Sodyum hipokloritin, güçlü bir oksitleyici ajan olması ve özellikle küçük çocuklarda dikkatli kullanılmadığı takdirde ağız yumuşak dokularını etkileyebilmesi nedeniyle bu durum alternatif bir malzeme arayışına yol açmıştır [42,166].

Yapılan bir çalışmada, 30 s süreyle %5,25 NaOCl uygulanmasının rezin modifiye cam iyonomer simanın dentine mikro makaslama bağlanma dayanımını önemli ölçüde arttırdığı bununla birlikte indirgeyici bir ajan olan Hesperidin uygulamasından sonra bağlanma kuvvetinde ek bir artış olduğu gözlenmiştir [190]. Buna karşılık, bir diğer çalışma, 30 saniye boyunca %1 NaOCl uygulamasından sonra mikro makaslama bağlanma dayanımında önemli bir azalma olduğunu bildirmiştir [191]. Her iki çalışmada da, bağlanma dayanımının NaOCl ve dentinin etkileşimi sırasında üretilen radikallerden etkilenebileceği ve bunların rezinlerin polimerizasyonunu engelleyebileceği düşünülmüştür. Daha önce yapılan çalışmalarda indirgeyici ajanların uygulanmasıyla radikallerin olumsuz etkilerinin önlenebileceği bildirilmiştir [192]; ancak, ek adım zaman alıcıdır. Bu nedenle çalışmamızda HOCl kullanılmıştır, çünkü proteini giderici etkisi düşük klor

konsantrasyonlarında bile çok güçlüdür ve NaOCl'ye kıyasla daha az sayıda serbest radikal üretilmektedir.

Sodyum hipokloritin hidrasyon reaksiyonunun, hem güçlü bir protein giderici ajan hem de etkili bir biyolojik oksitleyici ajan olan hipokloröz asitin oluşumuna yol açtığı iyi bilinmektedir [193]. Sulu çözeltide, HOCl kısmen anyon hipoklorite (OCl^-) ve katyon hidrojene (H^+) ayrışır. Hipokloröz asitin pH'ı hafif asidiktir, bu da dentini kısmen demineralize edebilir ve NaOCl solüsyonlarından daha iyi bir rezin hibridizasyonu elde etmesine izin verebilir [59,194]. Ayrıca, NaOCl'nin amino asitlere karşı daha yüksek reaktivitesinin, onu yıkamaya karşı dirençli hale getirdiği (su ile bol durulamadan sonra bile) ve yüzeyde yüksek konsantrasyonlarda klor bıraktığı belirtilmiştir [193]. Sodyum hipoklorit'den farklı olarak, HOCl solüsyonları kolayca durulanabilir ve bu NaOCl ile ön işleme tabi tutulmuş dentin ile karşılaştırıldığında HOCl ile ön işlem görmüş dentin yüzeylerinin nispeten yüksek μGBD değerleri olmasının mantıklı bir açıklaması olabileceği ifade edilmiştir [193].

Bazı çalışmalar NaOCl'nin polimerizasyon sırasında oluşan vinil serbest radikallerini kesintiye uğrattığı ve bunlarla rekabet ettiği için adeziv rezinin polimerizasyonuna müdahale edebileceğini ve bunun da erken zincir sonlandırmasına ve adezivin eksik polimerizasyonuna neden olduğunu bildirmiştir [195]. Sodyum hipoklorit güçlü bir biyolojik oksidandır ve sulu çözeltide polimerizasyon reaksiyonunu ve dentine bağlanmayı olumsuz etkilemekten sorumlu olan süperoksit radikalleri oluşturur [195].

Suya NaOCl eklendiğinde, gerçekleşen reaksiyon: (Eş. 6.1)



Sulu çözeltide HOCl, kısmen hipoklorite (OCl^-) ayrışır: (Eş. 6.2)



Hipokloröz asitin ayrışması (Eş. 6.2), çözeltinin pH değerine bağlıdır ve suda yaklaşık 6 ila 9 pH aralığında, mevcut klor, HOCl ve OCl^- nin bir kombinasyonu olarak bulunur. Yaklaşık pH 7.5'te bu iki form dengededir. pH 9'da, klorun

neredeyse tamamı OCl^- formundadır ve klorun çoğunluğunun HOCl formunda olduğu pH 6'da tersi gerçekleşir. Toplama eşit olan mevcut klor çözeltideki HOCl ve OCl^- konsantrasyonlarının oksitleme kapasitesinin bir ölçüsü olarak tanımlanabilir. Mevcut klor miktarı ile ilgili olarak, HOCl 'nin bir antimikrobiyal ajan olarak OCl^- 'den 20-300 kat daha etkili olduğu kabul edilir. HOCl molekülü, organik substratlar ve mikroorganizmalar üzerinde güçlü bir klorlama ve oksitleme etkisi sergiler. Ancak, alkali pH'ından dolayı OCl^- , NaOCl çözeltisinde mevcuttur [63]. Bu nedenle, hafif asidik bir HOCl çözeltisi, NaOCl çözeltisine kıyasla çok daha düşük klor konsantrasyonlarında bile etkili antibakteriyel ve oksitleyici aktiviteler sergilemektedir [63].

Ek olarak, hafif asidik bir HOCl çözeltisi, ön işlem uygulanmış diş yüzeyinde NaOCl 'den daha az kalıntı bırakabilir. Sodyum hipokloritin amino asitlere yüksek reaktivitesinin, suyla birkaç yıkamadan sonra bile yıkamaya karşı dirençli hale getirdiği ve NaOCl solüsyonunu uygulanmış diş yüzeylerinde HOCl solüsyonu uygulanan yüzeylerden önemli ölçüde daha fazla klor kalıntısı bıraktığı belirtilmiştir [63].

100 ve 200 ppm HOCl solüsyonunun pH'ı hafif asidiktir (sırasıyla pH 6.7 ve 6.4), bu da dentin kritik pH değerinden (pH 6.5-6.7) biraz daha düşük olduğu için dentin yüzeyini kısmen demineralize edebilmektedir. Sonuç olarak, bu durum dentine bağlanma gücünde hafif bir azalmaya yol açabilmektedir. Öte yandan, hafif asidik HOCl çözeltisi, NaOCl çözeltisi durumunda olduğu gibi, aynı zamanda güçlü bir deproteinizatör ve etkili bir biyolojik oksitleyici ajandır [63].

Araştırmamızda kullandığımız HOCl solüsyonunun yaklaşık olarak pH değeri 6,2 olmakla birlikte HOCl 'nin ayrışması, çözeltinin pH'ına bağlıdır; pH 6-9 aralığında, mevcut klor, HOCl ve OCl^- 'nin bir kombinasyonu olarak bulunmaktadır [66]. Yaklaşık 7.5 pH'da HOCl ve OCl^- dengededir. pH 6'da klorun çoğunluğu HOCl formundayken, pH 9'un üzerinde klorun neredeyse tamamı OCl^- formundadır [66]. Çözeltideki HOCl ve OCl^- konsantrasyonlarının toplamına eşdeğer olan mevcut klor, oksitleme kapasitesinin bir ölçüsü olarak tanımlanabilir [61]. Mevcut klor miktarı ile ilgili olarak, HOCl 'nin bir antimikrobiyal ajan olarak OCl^- 'den 20-300 kat daha etkili olduğu düşünülmektedir [61]. Bununla birlikte, NaOCl çözeltisinde, OCl^-

formunda hemen hemen klor bulunur ve alkali pH'ından kaynaklanır. Bu nedenle, yapılan bir çalışmada sırasıyla pH 7 ve 6.7 olan 0.95 ve 1.91 mM HOCl çözeltileri, çok düşük klor konsantrasyonlarında bile oldukça etkili oksitleme yetenekleri sergilediği bulunmuştur [61].

Paing ve diğerleri tarafından, deproteinizasyon ajanı HOCl'in geleneksel cam iyonomer ve rezin modifiye cam iyonomerin dentine bağlanmasını nasıl etkilediğini araştırdıkları çalışmada; 5 s HOCl ön işlemi, daha uzun uygulama sürelerine göre daha düşük bağlanma gücü değerleri ile sonuçlanmıştır ve bu durum da 5 s ön işlemi sırasında deproteinizasyon etkisinin yetersiz olabileceğini belirtmişlerdir. Öte yandan, 15 ve 30 s uygulama süreleri arasında istatistiksel önemli bir fark ortaya çıkmadığı görülmüştür, bu da organik tabakayı ortadan kaldırmak için 15 s HOCl uygulamasının yeterli olduğunu göstermektedir [192]. Aynı zamanda, hem 15 hem de 30 s HOCl ön işlemlerinin hibridize smear tabakasını tamamen ortadan kaldırabildiğini bildiren self-etch adezivleri kullanan benzer çalışma da bulunmaktadır [196].

Sodyum hipoklorit ve hipokloröz asit gibi deproteinizasyon ajanlarının oksitleyici reaksiyonları sonrası ürettikleri reaktif serbest radikalleri ile foto-ışınlama sırasında yayılan vinil serbest radikallerinin rekabeti sonucu, rezin monomerlerin tamamlanmamış polimerizasyonunu indüklediği bilinmektedir [192]. Bu nedenle çalışmamızda mine yüzeyine deproteinizasyon ajanları sodyum hipoklorit ve hipokloröz asit sonrası %37'lik fosforik asit uygulanmıştır.

Yaptığımız çalışma sonuçlarının aksine, Ahuja ve diğerleri asit uygulamasının rezin penetrasyonunu arttırmada halen en önemli adım olduğunu ve NaOCl ile mine deproteinizasyonuna gerek olmadığını bildirmişlerdir [166]. Rangel ve diğerleri tarafından yapılan bir çalışmada deproteinizasyon kavramının pit ve fissür örtücünün retansiyonunu arttırmada herhangi bir rolü olmadığı bildirilmiştir [47].

Valencia ve diğerlerinin yaptığı bir çalışmada, daimi diş minesine %37'lik fosforik asit uygulama öncesinde, 60 saniye boyunca %5,25'lik NaOCl ile okluzal mine deproteinizasyonunun, pit ve fissürlerdeki organik materyalinin uzaklaştırılmasını sağladığı ve buna bağlı olarak da adeziv restorasyonların

bağlanma değerlerinin önemli derecede artacağını ifade etmişlerdir [55]. Bu çalışma sonuçlarına göre çalışmamızda %37'lik fosforik asit öncesinde minede sağladığımız %5,25'lik NaOCl deproteinizasyonun (Grup 3 ve Grup 5) kontrol grubuna (Grup 1 ve Grup 4) göre mikro gerilim bağlanma dayanım değerlerini istatistiksel olarak arttırdığı bulundu.

Paing ve diğerlerinin yaptığı çalışmada, dentine uygulanan deproteinizasyon ajanı HOCl'in, uygulanmayan gruba göre rezin modifiye cam iyonomer'in mikro makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin daha yüksek olduğu bildirilmiştir [192]. Literatür taramalarında deproteinizasyon ajanı hipokloröz asitin mineye uygulanması ile ilgili çalışma bulunamamıştır. Buna karşın çalışmamızda kontrol gruplarına göre (Grup 1 ve Grup 4) mineye 30 s süreyle deproteinizasyon ajanı HOCl uyguladığımız grupların (Grup 2 ve Grup 5) Paing ve diğerlerinin yaptığı çalışmaya benzer olarak istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde daha yüksek mikro gerilim bağlanma dayanım değerlerine sahip olduğu görüldü.

Fissür örtücü olarak Vertise™ Flow uygulanan örnekler içerisinde mikro gerilim bağlanma dayanım değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark olup, Grup 1'e göre sırasıyla; 200 ppm HOCl + asit (Grup 2) ve %5,25'lik NaOCl + asit (Grup 3) gruplarının mikro gerilim bağlanma dayanım değerlerinin daha yüksek olduğu bulundu. 200 ppm HOCl + asit (Grup 2) ve %5,25'lik NaOCl + asit (Grup 3) grupları arasında ise mikro gerilim bağlanma dayanım değerleri istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı.

Fissür örtücü olarak Constic uygulanan örnekler içerisinde mikro gerilim bağlanma dayanım değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark olup, asit uygulanan gruba (Grup 4) göre sırasıyla; %5,25'lik NaOCl + asit grubunun (Grup 6) mikro gerilim bağlanma dayanım değerleri daha yüksek bulundu. Asit grubu (Grup 4) ile 200 ppm HOCl + asit grubu (Grup 5) arasında ve 200 ppm HOCl + asit grubu (Grup 5) ile %5,25'lik NaOCl + asit grubu (Grup 6) arasında ise mikro gerilim bağlanma dayanım değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı.

Peterson ve diğerlerinin yaptığı bir çalışmada mineye uygulanan Vertise™ Flow ve Constic self adeziv akışkan kompozitlerin en fazla görülen adeziv tip kopmanın

yanında karma tip kopmanın da görüldüğü ancak koheziv tip kopmanın neredeyse hiç görülmediği bildirilmiştir [197].

Mikro gerilim bağlanma dayanım test bulgularımız, diğer çalışmalarla tutarlı olarak, Vertise™ Flow ile görülen kırıkları hem adeziv hem de karma kopma tipleriyle karakterize olduğunu göstermiştir [198,199].

Diş çürümesine yatkın derin pit ve fissürlerde, sealant'ların retansiyonunda elde edilen başarıya rağmen, bu çalışmada çürük etiyolojisine müdahale edebilecek diğer faktörler dikkate alınmamıştır. Bu nedenle, pit ve fissür örtücünün retansiyonunda rol oynayan diğer faktörleri içeren daha uzun süreli klinik çalışmalar planlanabilir.

7. SONUÇ

Sonuç olarak, *in vitro* çalışmanın sınırlamaları dahilinde, firma önerileri doğrultusunda daimi diş minesine asit uygulama sonrası Vertise™ Flow ve Constic self adeziv akışkan kompozitlerin fissür örtücü olarak kullanıldığında mine ile kabul edilebilir bir bağlanma dayanımına sahiptir. Bunun yanı sıra daimi diş minesine asit uygulama öncesi deproteinizasyon ajanı %5,25 NaOCl ve 200 ppm HOCl uygulamasının self adeziv akışkan kompozitin mineye bağlanma dayanımını arttırdığı söylenebilir. Bu nedenle, self adeziv akışkan kompozit materyalinin diş yüzeyine bağlanma yüzey alanını arttırmak için asit uygulama öncesi %5,25 NaOCl ve 200 ppm HOCl ile deproteinizasyonun kullanılabileceği sonucuna varılabilir. Tüm gruplar değerlendirildiğinde mine yüzeyi ve self adeziv akışkan kompozit arasında meydana gelen adeziv tip kırılma daha sık meydana geldi.



KAYNAKLAR

1. Axelsson, P. (2000). Diagnosis and risk prediction of dental caries. *In Quintessence Publishing Co Editor (Ed.)*, 151-174.
2. Holt, R. D. (2001). Advances in dental public health. *Primary Dental Care*, 8(3), 99-102.
3. Marthaler, T. M. (2004). Changes in dental caries 1953-2003. *Caries Research*, 38(3), 173-181.
4. Feldens, E. G., Feldens, C. A., de Araujo, F. B., and Souza, M. A. (1994). Invasive technique of pit and fissure sealants in primary molars: a SEM study. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 18(3), 187-190.
5. Ripa, L. W. (1993). Sealants revisited: an update of the effectiveness of pit-and-fissure sealants. *Caries Research*, 27 Suppl 1(77-82).
6. Salama, F. S., and Al-Hammad, N. S. (2002). Marginal seal of sealant and compomer materials with and without enameloplasty. *International Journal of Paediatric Dentistry*, 12(1), 39-46.
7. Buonocore, M. G. (1955). A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *Journal of Dental Research*, 34(6), 849-853.
8. Symons, A. L., Chu, C. Y., and Meyers, I. A. (1996). The effect of fissure morphology and pretreatment of the enamel surface on penetration and adhesion of fissure sealants. *Journal of Oral Rehabilitation*, 23(12), 791-798.
9. Christopher, A., Krishnakumar, R., Reddy, N. V., and Rohini, G. (2018). Effect of Enamel Deproteinization in Primary Teeth. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 42(1), 45-49.
10. Elliott, J. C. (1997). Structure, crystal chemistry and density of enamel apatites. *Ciba Foundation Symposium*, 205(54-67; discussion 67-72).
11. Hu, J. C., Chun, Y. H., Al Hazzazzi, T., and Simmer, J. P. (2007). Enamel formation and amelogenesis imperfecta. *Cells Tissues Organs*, 186(1), 78-85.
12. Robinson, C., Shore, R. C., Brookes, S. J., Strafford, S., Wood, S. R., and Kirkham, J. (2000). The chemistry of enamel caries. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 11(4), 481-495.
13. Zuerlein, M. J., Fried, D., and Featherstone, J. D. (1999). Modeling the modification depth of carbon dioxide laser-treated dental enamel. *Lasers in Surgical and Medicine*, 25(4), 335-347.
14. Ziglo, M. J., Nelson, A. E., Heo, G., & Major, P. W. (2009). Argon laser induced changes to the carbonate content of enamel. *Applied Surface Science*, 255(15), 6790-6794.

15. Boushell, L. W., & Sturdevant, J. R. (2019). Clinical significance of dental anatomy, histology, physiology, and occlusion. *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*, 1-40.
16. Lu, Y., Papagerakis, P., Yamakoshi, Y., Hu, J. C., Bartlett, J. D., and Simmer, J. P. (2008). Functions of KLK4 and MMP-20 in dental enamel formation. *Biological Chemistry*, 389(6), 695-700.
17. Robinson, C., Kirkham, J., Brookes, S. J., Bonass, W. A., and Shore, R. C. (1995). The chemistry of enamel development. *The International Journal of Developmental Biology*, 39(1), 145-152.
18. Ramirez Rozzi, F. (1998). Enamel structure and development and its application in hominid evolution and taxonomy. *Journal of Human Evolution*, 35(4-5), 327-330.
19. Zhu, J. J., Tang, A. T., Matinlinna, J. P., and Hagg, U. (2014). Acid etching of human enamel in clinical applications: a systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(2), 122-135.
20. Bayrak, G. D., Gurdogan-Guler, E. B., Yildirim, Y., Ozturk, D., and Selvi-Kuvvetli, S. (2020). Assessment of shear bond strength and microleakage of fissure sealant following enamel deproteinization: An in vitro study. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 12(3), e220-e226.
21. Ciucchi, P., Neuhaus, K. W., Emerich, M., Peutzfeldt, A., and Lussi, A. (2015). Evaluation of different types of enamel conditioning before application of a fissure sealant. *Lasers in Medical Science*, 30(1), 1-9.
22. Jendresen, M. D., Glantz, P. O., Baier, R. E., and Eick, J. D. (1981). Microtopography and clinical adhesiveness of an acid etched tooth surface. An in-vivo study. *Acta Odontologica Scandinavica*, 39(1), 47-53.
23. Silverstone, L. M., Saxton, C. A., Dogon, I. L., and Fejerskov, O. (1975). Variation in the pattern of acid etching of human dental enamel examined by scanning electron microscopy. *Caries Research*, 9(5), 373-387.
24. Asmussen, E., and Munksgaard, E. C. (1988). Bonding of restorative resins to dentine: status of dentine adhesives and impact on cavity design and filling techniques. *International Dental Journal*, 38(2), 97-104.
25. Gwinnett, A. J. (1992). Structure and composition of enamel. *Operative Dentistry*, Suppl 5(10-17).
26. Küçükeşmen, Ç., Erdoğan, Y. (2009). Süt ve daimi dişlerde bağlayıcı ajanların etkinliği, biyouyumluluğu ve sitotoksitesisi. *S.D.Ü Tıp Fakültesi Dergisi*, 16(1), 48-55.
27. Chow, L. C., and Brown, W. E. (1973). Phosphoric acid conditioning of teeth for pit and fissure sealants. *Journal of Dental Research*, 52(5), 1158.

28. Manson-Rahemtulla, B., Retief, D. H., and Jamison, H. C. (1984). Effect of concentrations of phosphoric acid on enamel dissolution. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 51(4), 495-498.
29. Gottlieb, E. W., Retief, D. H., and Jamison, H. C. (1982). An optimal concentration of phosphoric acid as an etching agent. Part I: Tensile bond strength studies. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 48(1), 48-51.
30. Mardaga, W. J., and Shannon, I. L. (1982). Decreasing the depth of etch for direct bonding in orthodontics. *Journal of Clinical Orthodontics*, 16(2), 130-132.
31. Nordenvall, K. J., Brannstrom, M., and Malmgren, O. (1980). Etching of deciduous teeth and young and old permanent teeth. A comparison between 15 and 60 seconds of etching. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 78(1), 99-108.
32. Shaffer, S. E., Barkmeier, W. W., and Kelsey, W. P., 3rd. (1987). Effects of reduced acid conditioning time on enamel microleakage. *General Dentistry*, 35(4), 278-280.
33. Gilpatrick, R. O., Ross, J. A., and Simonsen, R. J. (1991). Resin-to-enamel bond strengths with various etching times. *Quintessence International*, 22(1), 47-49.
34. Wang, W. N., and Lu, T. C. (1991). Bond strength with various etching times on young permanent teeth. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 100(1), 72-79.
35. Hasija, P., Sachdev, V., Mathur, S., and Rath, R. (2017). Deproteinizing Agents as an Effective Enamel Bond Enhancer-An in Vitro Study. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 41(4), 280-283.
36. Ekambaram, M., Anthonappa, R. P., Govindool, S. R., and Yiu, C. K. Y. (2017). Comparison of deproteinization agents on bonding to developmentally hypomineralized enamel. *Journal of Dentistry*, 67(94-101).
37. Jalevik, B., and Noren, J. G. (2000). Enamel hypomineralization of permanent first molars: a morphological study and survey of possible aetiological factors. *International Journal of Paediatric Dentistry*, 10(4), 278-289.
38. Crombie, F. A., Manton, D. J., Palamara, J. E., Zalizniak, I., Cochrane, N. J., and Reynolds, E. C. (2013). Characterisation of developmentally hypomineralised human enamel. *Journal of Dentistry*, 41(7), 611-618.
39. Jalevik, B. (2001). Enamel hypomineralization in permanent first molars. A clinical, histomorphological and biochemical study. *Swedish Dental Journal Supplement*, 149, 1-86.
40. Al-Sugair, M. H., and Akpata, E. S. (1999). Effect of fluorosis on etching of human enamel. *Journal of Oral Rehabilitation*, 26(6), 521-528.

41. Agarwal, R. M., Yeluri, R., Singh, C., and Munshi, A. K. (2015). Enamel Deproteinization using Papacarie and 10% Papain Gel on Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets Before and After Acid Etching. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 39(4), 348-357.
42. Harleen, N., Ramakrishna, Y., and Munshi, A. K. (2011). Enamel deproteinization before acid etching and its effect on the shear bond strength--an in vitro study. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 36(1), 19-23.
43. Hobson, R. S., Rugg-Gunn, A. J., and Booth, T. A. (2002). Acid-etch patterns on the buccal surface of human permanent teeth. *Archives of Oral Biology*, 47(5), 407-412.
44. Hobson, R. S., Crotty, T., Thomason, J. M., and Jepson, N. J. (2005). A quantitative study of enamel acid etch patterns on surfaces used for retention of resin-bonded fixed prostheses. *European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 13(3), 123-128.
45. Wendt, L. K., Koch, G., and Birkhed, D. (1998). Replacements of restorations in the primary and young permanent dentition. *Swedish Dental Journal*, 22(4), 149-155.
46. Yamada, Y., Hossain, M., Kimura, Y., Masuda, Y., Jayawardena, J. A., and Nasu, Y. (2010). Removal of organic debris from occlusal fissures: advantage of Carisolv system over sodium hypochlorite. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 35(1), 75-79.
47. Garrocho-Rangel, A., Lozano-Vazquez, C., Butron-Tellez-Giron, C., Escobar-Garcia, D., Ruiz-Rodriguez, S., and Pozos-Guillen, A. (2015). In vitro assessment of retention and microleakage in pit and fissure sealants following enamel pre-etching with sodium hypochlorite deproteinisation. *European Journal of Paediatric Dentistry*, 16(3), 212-216.
48. Estrela, C., Estrela, C. R., Barbin, E. L., Spano, J. C., Marchesan, M. A., and Pecora, J. D. (2002). Mechanism of action of sodium hypochlorite. *Brazilian Dental Journal*, 13(2), 113-117.
49. Camps, J., Pommel, L., Aubut, V., Verhille, B., Satoshi, F., Lascola, B., and About, I. (2009). Shelf life, dissolving action, and antibacterial activity of a neutralized 2.5% sodium hypochlorite solution. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology*, 108(2), e66-73.
50. Rossi-Fedele, G., Dogramaci, E. J., Guastalli, A. R., Steier, L., and de Figueiredo, J. A. (2012). Antagonistic interactions between sodium hypochlorite, chlorhexidine, EDTA, and citric acid. *Journal of Endodontics*, 38(4), 426-431.
51. Caliskan, M. K. (2005). Nonsurgical retreatment of teeth with periapical lesions previously managed by either endodontic or surgical intervention. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology*, 100(2), 242-248.

52. Solera, J. R., & Silva-Herzog, D. (2006). Microbiologia basica en endodoncia Rev. AME 2a Parte Publicada En, 6(4), 22-29.
53. Abdelmegid, F. Y. (2018). Effect of deproteinization before and after acid etching on the surface roughness of immature permanent enamel. *Nigerian Journal of Clinical Practice*, 21(5), 591-596.
54. Espinosa, R., Valencia, R., Uribe, M., Ceja, I., and Saadia, M. (2008). Enamel deproteinization and its effect on acid etching: an in vitro study. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 33(1), 13-19.
55. Valencia, R., Espinosa, R., Borovoy, N., Perez, S., Ceja, I., and Saadia, M. (2018). Deproteinization Effectiveness on Occlusal Enamel Surfaces and Resultant Acid Etching Patterns: An in vitro Study. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 42(6), 434-441.
56. Justus, R., Cubero, T., Ondarza, R., & Morales, F. (2010, March). A new technique with sodium hypochlorite to increase bracket shear bond strength of fluoride-releasing resin-modified glass ionomer cements: comparing shear bond strength of two adhesive systems with enamel surface deproteinization before etching. *Seminars in Orthodontics*, 16(1), 66-75.
57. Venezie, R. D., Vadiakas, G., Christensen, J. R., and Wright, J. T. (1994). Enamel pretreatment with sodium hypochlorite to enhance bonding in hypocalcified amelogenesis imperfecta: case report and SEM analysis. *Pediatric Dentistry*, 16(6), 433-436.
58. Saroglu, I., Aras, S., and Oztas, D. (2006). Effect of deproteinization on composite bond strength in hypocalcified amelogenesis imperfecta. *Oral Diseases*, 12(3), 305-308.
59. Mainnemare, A., Megarbane, B., Soueidan, A., Daniel, A., and Chapple, I. L. (2004). Hypochlorous acid and taurine-N-monochloramine in periodontal diseases. *Journal of Dental Research*, 83(11), 823-831.
60. Fukuzaki, S. (2006). Mechanisms of actions of sodium hypochlorite in cleaning and disinfection processes. *Biocontrol Science*, 11(4), 147-157.
61. Kunawarote, S., Nakajima, M., Foxton, R. M., and Tagami, J. (2011). Effect of pretreatment with mildly acidic hypochlorous acid on adhesion to caries-affected dentin using a self-etch adhesive. *European Journal of Oral Sciences*, 119(1), 86-92.
62. Clarkson, R. M., and Moule, A. J. (1998). Sodium hypochlorite and its use as an endodontic irrigant. *Australian Dental Journal*, 43(4), 250-256.
63. Kunawarote, S., Nakajima, M., Shida, K., Kitasako, Y., Foxton, R. M., and Tagami, J. (2010). Effect of dentin pretreatment with mild acidic HOCl solution on microtensile bond strength and surface pH. *Journal of Dentistry*, 38(3), 261-268.

64. Block, M. S., and Rowan, B. G. (2020). Hypochlorous Acid: A Review. *Journal of Oral Maxillofacial Surgery*, 78(9), 1461-1466.
65. Winter, J., Ilbert, M., Graf, P. C., Ozcelik, D., and Jakob, U. (2008). Bleach activates a redox-regulated chaperone by oxidative protein unfolding. *Cell*, 135(4), 691-701.
66. Wang, L., Bassiri, M., Najafi, R., Najafi, K., Yang, J., Khosrovi, B., Hwong, W., Barati, E., Belisle, B., Celeri, C., and Robson, M. C. (2007). Hypochlorous acid as a potential wound care agent: part I. Stabilized hypochlorous acid: a component of the inorganic armamentarium of innate immunity. *Journal of Burns and Wounds*, 6(e5).
67. Kampf, G., Todt, D., Pfaender, S., and Steinmann, E. (2020). Persistence of coronaviruses on inanimate surfaces and their inactivation with biocidal agents. *Journal of Hospital Infection*, 104(3), 246-251.
68. Park, G. W., Boston, D. M., Kase, J. A., Sampson, M. N., and Sobsey, M. D. (2007). Evaluation of liquid- and fog-based application of Sterilox hypochlorous acid solution for surface inactivation of human norovirus. *Applied and Environmental Microbiology*, 73(14), 4463-4468.
69. Sotiriou, M., Ferguson, S. F., Davey, M., Wolfson, J. M., Demokritou, P., Lawrence, J., Sax, S. N., and Koutrakis, P. (2008). Measurement of particle concentrations in a dental office. *Environmental Monitoring and Assessment*, 137(1-3), 351-361.
70. Veasey, S., and Muriana, P. M. (2016). Evaluation of Electrolytically-Generated Hypochlorous Acid ('Electrolyzed Water') for Sanitation of Meat and Meat-Contact Surfaces. *Foods*, 5(2),
71. Rossi-Fedele, G., Dogramaci, E. J., Steier, L., and de Figueiredo, J. A. (2011). Some factors influencing the stability of Sterilox (R), a super-oxidised water. *British Dental Journal*, 210(12), E23.
72. Ring, K. C., Murray, P. E., Namerow, K. N., Kuttler, S., and Garcia-Godoy, F. (2008). The comparison of the effect of endodontic irrigation on cell adherence to root canal dentin. *Journal of Endodontics*, 34(12), 1474-1479.
73. Morita, C., Nishida, T., and Ito, K. (2011). Biological toxicity of acid electrolyzed functional water: effect of oral administration on mouse digestive tract and changes in body weight. *Archives of Oral Biology*, 56(4), 359-366.
74. Pashley, D. H., Tao, L., Boyd, L., King, G. E., and Horner, J. A. (1988). Scanning electron microscopy of the substructure of smear layers in human dentine. *Archives of Oral Biology*, 33(4), 265-270.
75. Petersen, P. E. (2005). Sociobehavioural risk factors in dental caries - international perspectives. *Community Dentistry and Oral Epidemiology*, 33(4), 274-279.

76. Ahovuo-Saloranta, A., Forss, H., Walsh, T., Nordblad, A., Makela, M., and Worthington, H. V. (2017). Pit and fissure sealants for preventing dental decay in permanent teeth. *Cochrane Database Systematic Reviews*, 7(CD001830).
77. Guidance., O. H. A. a. R. F. (2012). Scottish Dental Clinical Effectiveness Programme. *Pitts NB (Guidance Development Group Chair) and the SDCEP Guidance Development Group*.
78. Splieth, C. H., Christiansen, J., and Foster Page, L. A. (2016). Caries Epidemiology and Community Dentistry: Chances for Future Improvements in Caries Risk Groups. Outcomes of the ORCA Saturday Afternoon Symposium, Greifswald, 2014. Part 1. *Caries Research*, 50(1), 9-16.
79. Bagramian, R. A., Garcia-Godoy, F., and Volpe, A. R. (2009). The global increase in dental caries. A pending public health crisis. *American Journal of Dentistry*, 22(1), 3-8.
80. Carvalho, J. C. (2014). Caries process on occlusal surfaces: evolving evidence and understanding. *Caries Research*, 48(4), 339-346.
81. Mejare, I., Axelsson, S., Dahlen, G., Espelid, I., Norlund, A., Tranaeus, S., and Twetman, S. (2014). Caries risk assessment. A systematic review. *Acta Odontologica Scandinavica*, 72(2), 81-91.
82. Colombo, S., and Paglia, L. (2018). Dental Sealants. Part 1: Prevention First. *European Journal of Paediatric Dentistry*, 19(1), 80-82.
83. Beauchamp, J., Caufield, P. W., Crall, J. J., Donly, K., Feigal, R., Gooch, B., Ismail, A., Kohn, W., Siegal, M., Simonsen, R., and American Dental Association Council on Scientific, A. (2008). Evidence-based clinical recommendations for the use of pit-and-fissure sealants: a report of the American Dental Association Council on Scientific Affairs. *The Journal of the American Dental Association*, 139(3), 257-268.
84. Holmgren, C., Gaucher, C., Decerle, N., and Domejean, S. (2014). Minimal intervention dentistry II: part 3. Management of non-cavitated (initial) occlusal caries lesions--non-invasive approaches through remineralisation and therapeutic sealants. *British Dental Journal*, 216(5), 237-243.
85. Wright, J. T., Tampi, M. P., Graham, L., Estrich, C., Crall, J. J., Fontana, M., Gillette, E. J., Novy, B. B., Dhar, V., Donly, K., Hewlett, E. R., Quinonez, R. B., Chaffin, J., Crespin, M., Iafolla, T., Siegal, M. D., and Carrasco-Labra, A. (2016). Sealants for Preventing and Arresting Pit-and-fissure Occlusal Caries in Primary and Permanent Molars. *Pediatric Dentistry*, 38(4), 282-308.
86. Ahovuo-Saloranta, A., Forss, H., Walsh, T., Hiiri, A., Nordblad, A., Makela, M., and Worthington, H. V. (2013). Sealants for preventing dental decay in the permanent teeth. *Cochrane Database Systematic Reviews*, (3), CD001830.
87. Strohmer, L. (2014). Fluoride therapy in the prevention of dental caries. *Italian Journal of Pediatrics*, 40.

88. (2020). Fluoride Therapy. American Academy of Pediatric Dentistry., 288-291.
89. Welbury, R., Raadal, M., Lygidakis, N. A., and European Academy of Paediatric, D. (2004). EAPD guidelines for the use of pit and fissure sealants. *European Journal of Paediatric Dentistry*, 5(3), 179-184.
90. Agrawal, A., and Shigli, A. (2012). Comparison of six different methods of cleaning and preparing occlusal fissure surface before placement of pit and fissure sealant: an in vitro study. *Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry*, 30(1), 51-55.
91. Simonsen, R. J. (1991). Retention and effectiveness of dental sealant after 15 years. *The Journal of the American Dental Association*, 122(10), 34-42.
92. Colombo, S., and Ferrazzano, G. F. (2018). Dental Sealants. Part 2: Who should get dental sealants and when. *European Journal of Paediatric Dentistry*, 19(2), 165-166.
93. Splieth, C. H., Ekstrand, K. R., Alkilzy, M., Clarkson, J., Meyer-Lueckel, H., Martignon, S., Paris, S., Pitts, N. B., Ricketts, D. N., and van Loveren, C. (2010). Sealants in dentistry: outcomes of the ORCA Saturday Afternoon Symposium 2007. *Caries Research*, 44(1), 3-13.
94. Dukic, W., Dukic, O. L., Milardovic, S., and Vindakijevic, Z. (2007). Clinical comparison of flowable composite to other fissure sealing materials--a 12 months study. *Collegium Antropologicum*, 31(4), 1019-1024.
95. Colombo, S., and Beretta, M. (2018). Dental Sealants Part 3: Which material? Efficiency and effectiveness. *European Journal of Paediatric Dentistry*, 19(3), 247-249.
96. van't Hof, M. A., Frencken, J. E., van Palenstein Helderma, W. H., and Holmgren, C. J. (2006). The atraumatic restorative treatment (ART) approach for managing dental caries: a meta-analysis. *International Dental Journal*, 56(6), 345-351.
97. Wright, J. T., Crall, J. J., Fontana, M., Gillette, E. J., Novy, B. B., Dhar, V., Donly, K., Hewlett, E. R., Quinonez, R. B., Chaffin, J., Crespin, M., Iafolla, T., Siegal, M. D., Tampi, M. P., Graham, L., Estrich, C., and Carrasco-Labra, A. (2016). 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. *The Journal of the American Dental Association*, 147(8), 672-682 e612.
98. Poulsen, S., Beiruti, N., and Sadat, N. (2001). A comparison of retention and the effect on caries of fissure sealing with a glass-ionomer and a resin-based sealant. *Community Dentistry and Oral Epidemiology*, 29(4), 298-301.
99. Amin, H. E. (2008). Clinical and antibacterial effectiveness of three different sealant materials. *Journal of Dental Hygiene*, 82(5), 45.

100. Antonson, S. A., Antonson, D. E., Brener, S., Crutchfield, J., Larumbe, J., Michaud, C., Yazici, A. R., Hardigan, P. C., Alempour, S., Evans, D., and Ocanto, R. (2012). Twenty-four month clinical evaluation of fissure sealants on partially erupted permanent first molars: glass ionomer versus resin-based sealant. *The Journal of the American Dental Association*, 143(2), 115-122.
101. Guler, C., and Yilmaz, Y. (2013). A two-year clinical evaluation of glass ionomer and ormocer based fissure sealants. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 37(3), 263-267.
102. San-Martin, L., Ogunbodede, E. O., and Kalenderian, E. (2013). A 50-year audit of published peer-reviewed literature on pit and fissure sealants, 1962-2011. *Acta Odontologica Scandinavica*, 71(6), 1356-1361.
103. Kuhnisch, J., Mansmann, U., Heinrich-Weltzien, R., and Hickel, R. (2012). Longevity of materials for pit and fissure sealing--results from a meta-analysis. *Dental Materials*, 28(3), 298-303.
104. Dunn, W. J., and Bush, A. C. (2002). A comparison of polymerization by light-emitting diode and halogen-based light-curing units. *The Journal of the American Dental Association*, 133(3), 335-341.
105. Costa, A. R., Correr, A. B., Puppim-Rontani, R. M., Vedovello, S. A., Valdrighi, H. C., Correr- Sobrinho, L., and Vedovello Filho, M. (2011). Effects of thermocycling and light source on the bond strength of metallic brackets to bovine teeth. *Brazilian Dental Journal*, 22(6), 486-489.
106. Hicks, M. J., Flaitz, C. M., Westerman, G. H., Berg, J. H., Blankenau, R. L., and Powell, G. L. (1993). Caries-like lesion initiation and progression in sound enamel following argon laser irradiation: an in vitro study. *ASDC Journal of Dentistry for Children*, 60(3), 201-206.
107. Simonsen, R. J. (2002). Pit and fissure sealant: review of the literature. *Pediatric Dentistry*, 24(5), 393-414.
108. Rozier, R. G., Adair, S., Graham, F., Iafolla, T., Kingman, A., Kohn, W., Krol, D., Levy, S., Pollick, H., Whitford, G., Strock, S., Frantsve-Hawley, J., Aravamudhan, K., and Meyer, D. M. (2010). Evidence-based clinical recommendations on the prescription of dietary fluoride supplements for caries prevention: a report of the American Dental Association Council on Scientific Affairs. *The Journal of the American Dental Association*, 141(12), 1480-1489.
109. Hicks, M. J., and Flaitz, C. M. (2000). Occlusal caries formation in vitro: comparison of resin-modified glass ionomer with fluoride-releasing sealant. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 24(4), 309-314.
110. Kubo, S., Yokota, H., Yokota, H., and Hayashi, Y. (2010). Three-year clinical evaluation of a flowable and a hybrid resin composite in non-carious cervical lesions. *Journal of Dentistry*, 38(3), 191-200.

111. Sabbagh, J., Ryelandt, L., Bacherius, L., Biebuyck, J. J., Vreven, J., Lambrechts, P., and Leloup, G. (2004). Characterization of the inorganic fraction of resin composites. *Journal of Oral Rehabilitation*, 31(11), 1090-1101.
112. Poitevin, A., De Munck, J., Van Ende, A., Suyama, Y., Mine, A., Peumans, M., and Van Meerbeek, B. (2013). Bonding effectiveness of self-adhesive composites to dentin and enamel. *Dental Material*, 29(2), 221-230.
113. Pashley, D. H., Carvalho, R. M., Sano, H., Nakajima, M., Yoshiyama, M., Shono, Y., Fernandes, C. A., and Tay, F. (1999). The microtensile bond test: a review. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 1(4), 299-309.
114. Sirisha, K., Rambabu, T., Shankar, Y. R., and Ravikumar, P. (2014). Validity of bond strength tests: A critical review: Part I. *Journal of Conservative Dentistry*, 17(4), 305-311.
115. Devatha, A. B., Lakshmi, M. N., Kumar, N. B., Erukala, S., Valluri, R., and Ealla, K. K. R. (2019). A Comparative Study of Shear Bond Strength of Direct Bonding System with and without a Liquid Primer: An In Vitro Study. *Journal of Pharmacy and Bioallied Sciences*, 11(Suppl 3), S515-S522.
116. Inokoshi, M., De Munck, J., Minakuchi, S., and Van Meerbeek, B. (2014). Meta-analysis of bonding effectiveness to zirconia ceramics. *Journal of Dental Research*, 93(4), 329-334.
117. Salz, U., and Bock, T. (2010). Testing adhesion of direct restoratives to dental hard tissue-a review. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 12(5), 343-371.
118. Braga, R. R., Meira, J. B., Boaro, L. C., and Xavier, T. A. (2010). Adhesion to tooth structure: a critical review of "macro" test methods. *Dental Materials*, 26(2), e38-49.
119. Van Meerbeek, B., Peumans, M., Poitevin, A., Mine, A., Van Ende, A., Neves, A., and De Munck, J. (2010). Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental Materials*, 26(2), e100-121.
120. Otani, A., Amaral, M., May, L. G., Cesar, P. F., and Valandro, L. F. (2015). A critical evaluation of bond strength tests for the assessment of bonding to Y-TZP. *Dental Materials*, 31(6), 648-656.
121. Pamato, S., do Valle, A. L., de Andrade, G. H., Vidotti, H. A., So, M. V., and Pereira, J. R. (2016). Does hybridized dentin affect bond strength of self-adhesive resin cement? *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 8(4), e409-e414.
122. Flury, S., Peutzfeldt, A., and Lussi, A. (2015). Two pre-treatments for bonding to non-carious cervical root dentin. *American Journal of Dentistry*, 28(6), 362-366.

123. Armstrong, S., Geraldeli, S., Maia, R., Raposo, L. H., Soares, C. J., and Yamagawa, J. (2010). Adhesion to tooth structure: a critical review of "micro" bond strength test methods. *Dental Materials*, 26(2), e50-62.
124. Basaran, G., Goncu Basaran, E., Ayna, E., Deger, Y., Ayna, B., and Tuncer, M. C. (2019). Microtensile bond strength of root canal dentin treated with adhesive and fiber-reinforced post systems. *Brazilian Oral Research*, 33(e027).
125. Kelly, J. R., Benetti, P., Rungruanganunt, P., and Bona, A. D. (2012). The slippery slope: critical perspectives on in vitro research methodologies. *Dental Materials*, 28(1), 41-51.
126. Thammajaruk, P., Buranadham, S., Thanatvarakorn, O., Ferrari, M., and Guazzato, M. (2019). Influence of glass-ceramic coating on composite zirconia bonding and its characterization. *Dental Materials*, 35(1), 105-113.
127. Wang, R., Shi, Y., Li, T., Pan, Y., Cui, Y., and Xia, W. (2017). Adhesive interfacial characteristics and the related bonding performance of four self-etching adhesives with different functional monomers applied to dentin. *Journal of Dentistry*, 62(72-80).
128. Sano, H., Shono, T., Sonoda, H., Takatsu, T., Ciucchi, B., Carvalho, R., and Pashley, D. H. (1994). Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength--evaluation of a micro-tensile bond test. *Dental Materials*, 10(4), 236-240.
129. Hamouda, I. M., Samra, N. R., and Badawi, M. F. (2011). Microtensile bond strength of etch and rinse versus self-etch adhesive systems. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 4(3), 461-466.
130. Sakaguchi, R. L., Powers, J. M. (2012). Restorative Materials- Composites and Polymers. *Craig's Restorative Dental Materials*, 161-198.
131. Moll, K., Fritzenschaft, A., and Haller, B. (2004). In vitro comparison of dentin bonding systems: effect of testing method and operator. *Quintessence International*, 35(10), 845-852.
132. Yazici, A. R., Kiremitci, A., Celik, C., Ozgunaltay, G., and Dayangac, B. (2006). A two-year clinical evaluation of pit and fissure sealants placed with and without air abrasion pretreatment in teenagers. *The Journal of the American Dental Association*, 137(10), 1401-1405.
133. Van Meerbeek, B., De Munck, J., Yoshida, Y., Inoue, S., Vargas, M., Vijay, P., Van Landuyt, K., Lambrechts, P., and Vanherle, G. (2003). Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Operative Dentistry*, 28(3), 215-235.
134. Türkün, L. Ş., ERGÜCÜ, Z. (2004). Estetik restoratif materyallerin mikrosızıntı çalışmalarında kullanılan gereç ve yöntemlerin karşılaştırılması. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 21(143-151).

135. Marotti, J., Geraldo-Martins, V. R., Bello-Silva, M. S., de Paula Eduardo, C., Apel, C., and Gutknecht, N. (2010). Influence of etching with erbium, chromium:yttrium-scandium-gallium-garnet laser on microleakage of class V restoration. *Lasers in Medical Science*, 25(3), 325-329.
136. Perdigao, J. (2010). Dentin bonding-variables related to the clinical situation and the substrate treatment. *Dental Materials*, 26(2), e24-37.
137. Tufekci, E., Almy, D. M., Carter, J. M., Moon, P. C., and Lindauer, S. J. (2007). Bonding properties of newly erupted and mature premolars. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 131(6), 753-758.
138. Grewal, N., and Chopra, R. (2008). The effect of fissure morphology and eruption time on penetration and adaptation of pit and fissure sealants: An SEM study. *Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry*, 26(2), 59-63.
139. Yakut, N., and Sonmez, H. (2006). Resin composite sealant vs. polyacid-modified resin composite applied to post eruptive mature and immature molars: two year clinical study. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 30(3), 215-218.
140. Sfondrini, M. F., Cacciafesta, V., Pistorio, A., and Sfondrini, G. (2001). Effects of conventional and high-intensity light-curing on enamel shear bond strength of composite resin and resin-modified glass-ionomer. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 119(1), 30-35.
141. Dorminey, J. C., Dunn, W. J., and Taloumis, L. J. (2003). Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with a modified 1-step etchant-and-primer technique. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 124(4), 410-413.
142. Pithon, M. M., Campos, M. S., and Coqueiro Rda, S. (2016). Effect of bromelain and papain gel on enamel deproteinisation before orthodontic bracket bonding. *Australian Orthodontic Journal*, 32(1), 23-30.
143. Pereira, T. B., Jansen, W. C., Pithon, M. M., Souki, B. Q., Tanaka, O. M., and Oliveira, D. D. (2013). Effects of enamel deproteinization on bracket bonding with conventional and resin- modified glass ionomer cements. *European Journal of Orthodontics*, 35(4), 442-446.
144. Sorel, O., El Alam, R., Chagneau, F., and Cathelineau, G. (2002). Comparison of bond strength between simple foil mesh and laser-structured base retention brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 122(3), 260-266.
145. Buyukyilmaz, T., Usumez, S., and Karaman, A. I. (2003). Effect of self-etching primers on bond strength--are they reliable? *The Angle Orthodontist*, 73(1), 64-70.

146. Oztoprak, M. O., Isik, F., Sayinsu, K., Arun, T., and Aydemir, B. (2007). Effect of blood and saliva contamination on shear bond strength of brackets bonded with 4 adhesives *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 131(2), 238-242.
147. Attam, K., Talwar, S., Yadav, S., and Miglani, S. (2009). Comparative analysis of the effect of autoclaving and 10% formalin storage on extracted teeth: A microleakage evaluation. *Journal of Conservative Dentistry*, 12(1), 26-30.
148. Scherrer, S. S., Cesar, P. F., and Swain, M. V. (2010). Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review. *Dental Materials*, 26(2), e78-93.
149. Heintze, S. D., Rousson, V., and Mahn, E. (2015). Bond strength tests of dental adhesive systems and their correlation with clinical results-A meta-analysis. *Dental Materials*, 31(4), 423-434.
150. Sadek, F. T., Cury, A. H., Monticelli, F., Ferrari, M., and Cardoso, P. E. (2005). The influence of the cutting speed on bond strength and integrity of microtensile specimens. *Dental Materials*, 21(12), 1144-1149.
151. Shimada, Y., Senawongse, P., Harnirattisai, C., Burrow, M. F., Nakaoki, Y., and Tagami, J. (2002). Bond strength of two adhesive systems to primary and permanent enamel. *Operative Dentistry*, 27(4), 403-409.
152. Papacchini, F., Goracci, C., Sadek, F. T., Monticelli, F., Garcia-Godoy, F., and 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. *Journal of Dentistry*, 33(6), 459-467.
153. Hipolito, V. D., Alonso, R. C., Carrilho, M. R., Anauate Netto, C., Sinhoreti, M. A., and Goes, M. F. (2011). Microtensile bond strength test and failure analysis to assess bonding characteristics of different adhesion approaches to ground versus unground enamel. *Brazilian Dental Journal*, 22(2), 122-128.
154. Kitasako, Y., Burrow, M. F., Nikaido, T., Harada, N., Inokoshi, S., Yamada, T., and Takatsu, T. (1995). Shear and tensile bond testing for resin cement evaluation. *Dental Materials*, 11(5), 298-304.
155. Yildirim, S., Tosun, G., Koyuturk, A. E., Sener, Y., Sengun, A., Ozer, F., and Imazato, S. (2008). Microtensile and microshear bond strength of an antibacterial self-etching system to primary tooth dentin. *European Journal of Dentistry*, 2(1), 11-17.
156. Deery, C. (2013). Caries detection and diagnosis, sealants and management of the possibly carious fissure. *Brazilian Dental Journal*, 214(11), 551-557.
157. Simonsen, R. J., and Neal, R. C. (2011). A review of the clinical application and performance of pit and fissure sealants. *Australian Dental Journal*, 56 Suppl 1(45-58).

158. Abreu, L. G., Paiva, S. M., Pretti, H., Lages, E. M., Junior, J. B., and Ferreira, R. A. (2015). Comparative Study of the Effect of Acid Etching on Enamel Surface Roughness between Pumiced and Non-pumiced Teeth. *Journal of International Oral Health*, 7(9), 1-6.
159. MacColl, G. A., Rossouw, P. E., Titley, K. C., and Yamin, C. (1998). The relationship between bond strength and orthodontic bracket base surface area with conventional and microetched foil-mesh bases. adhesives *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 113(3), 276-281.
160. Simonsen, R. J. (2011). From prevention to therapy: minimal intervention with sealants and resin restorative materials. *Journal of Dentistry*, 39 Suppl 2(S27-33).
161. Atabek, D., and Oztas, N. (2011). Effectiveness of Ozone with or without the Additional Use of Remineralizing Solution on Non-Cavitated Fissure Carious Lesions in Permanent Molars. *European Journal of Dentistry*, 5(4), 393-399.
162. Gorseta, K., Borzabadi-Farahani, A., Vrazic, T., and Glavina, D. (2019). An In-Vitro Analysis of Microleakage of Self-Adhesive Fissure Sealant vs. Conventional and GIC Fissure Sealants. *Dentistry Journal (Basel)*, 7(2),
163. Subramaniam, P., Konde, S., and Mandanna, D. K. (2008). Retention of a resin-based sealant and a glass ionomer used as a fissure sealant: a comparative clinical study. *Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry*, 26(3), 114-120.
164. Chen, X., and Liu, X. (2013). Clinical comparison of Fuji VII and a resin sealant in children at high and low risk of caries. *Dental Materials Journal*, 32(3), 512-518.
165. Buonocore, M. G., Matsui, A., and Gwinnett, A. J. (1968). Penetration of resin dental materials into enamel surfaces with reference to bonding. *Archives of Oral Biology*, 13(1), 61-70.
166. Ahuja, B., Yeluri, R., Baliga, S., and Munshi, A. K. (2010). Enamel deproteinization before acid etching--a scanning electron microscopic observation. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 35(2), 169-172.
167. Sungurtekin, E. (2008). Yeni Geliştirilen Bir Lazer Sisteminin (Er,Cr:Ysgg) Süt Dişlerinde Fissür Sealant Uygulamalarındaki Etkilerinin İn-Vitro Olarak Değerlendirilmesi. *Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi.*,
168. Duangthip, D., and Lussi, A. (2004). Effects of application techniques and fissure types on the in vitro performance of two fissure sealants. *American Journal of Dentistry*, 17(2), 137-142.
169. Waggoner, W. F., and Siegal, M. (1996). Pit and fissure sealant application: updating the technique. *The Journal of the American Dental Association*, 127(3), 351-361, quiz 391-352.

170. Lo, Y. F., Crispin, A., Kessler, A., Hickel, R., and Kuhnisch, J. (2019). What is an Appropriate Etching Time For Sealant Application on Permanent Molars? Results from a Meta-Analysis. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 21(6), 487-495.
171. Dennison, J. B., Straffon, L. H., and More, F. G. (1990). Evaluating tooth eruption on sealant efficacy. *The Journal of the American Dental Association*, 121(5), 610-614.
172. Bhat, P. K., Konde, S., Raj, S. N., and Kumar, N. C. (2013). Moisture-tolerant resin-based sealant: A boon. *Contemporary Clinical Dentistry*, 4(3), 343-348.
173. Babaji, P., Vaid, S., Deep, S., Mishra, S., Srivastava, M., and Manjooran, T. (2016). In vitro evaluation of shear bond strength and microleakage of different pit and fissure sealants. *Journal of International Society of Preventive and Community Dentistry*, 6(Suppl 2), S111-115.
174. Locker, D., Jokovic, A., and Kay, E. J. (2003). Prevention. Part 8: The use of pit and fissure sealants in preventing caries in the permanent dentition of children. *British Dental Journal*, 195(7), 375-378.
175. Ripa, L. W. (1985). The current status of pit and fissure sealants. A review. *Journal of the Canadian Dental Association*, 51(5), 367-375, 377-380.
176. Shaalan, O. O., Abou-Auf, E., and El Zoghby, A. F. (2018). Clinical evaluation of self- adhering flowable composite versus conventional flowable composite in conservative Class cavities: Randomized controlled trial. *Journal of Conservative Dentistry*, 21(5), 485-490.
177. Margvelashvili, M., Vichi, A., Carrabba, M., Goracci, C., and Ferrari, M. (2013). Bond strength to unground enamel and sealing ability in pits and fissures of a new self-adhering flowable resin composite. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 37(4), 397-402.
178. Bektas, O. O., Eren, D., Akin, E. G., and Akin, H. (2013). Evaluation of a self-adhering flowable composite in terms of micro-shear bond strength and microleakage. *Acta Odontologica Scandinavica*, 71(3-4), 541-546.
179. Altunsoy, M., Botsali, M. S., Sari, T., and Onat, H. (2015). Effect of different surface treatments on the microtensile bond strength of two self-adhesive flowable composites. *Lasers in Medical Science*, 30(6), 1667-1673.
180. Tuloglu, N., Sen Tunc, E., Ozer, S., and Bayrak, S. (2014). Shear bond strength of self-adhering flowable composite on dentin with and without application of an adhesive system. *Journal of Applied Biomaterials & Functional Materials*, 12(2), 97-101.
181. Radovic, I., Monticelli, F., Goracci, C., Vulicevic, Z. R., and Ferrari, M. (2008). Self-adhesive resin cements: a literature review. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 10(4), 251-258.

182. Rangappa, A., Srinivasulu, J., Rangaswamy, V., Eregowda, S., Lakshminarasimhaiah, V., and Lingareddy, U. (2018). Comparative evaluation of bond strength of self-adhering flowable composites to the dentin prepared with different burs: An in vitro study. *J Conserv Dent*, 21(6), 618-621.
183. Oz, F. D., Meral, E., and Gurgan, S. (2021). Does a Self-adhesive Flowable Resin Composite Perform Similarly to Highly Filled and Conventional Flowable Resin Composites in Occlusal Cavities? A 2-year Follow-up Study. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 23(6), 497-503.
184. Isman, E., Karaarslan, E. S., Oksayan, R., Tuncdemir, A. R., Usumez, S., Adanir, N., and Cebe, M. A. (2012). Inadequate shear bond strengths of self-etch, self-adhesive systems for secure orthodontic bonding. *Dental Materials Journal*, 31(6), 947-953.
185. Pouyanfar, H., Tabaii, E. S., Aghazadeh, S., Nobari, S., and Imani, M. M. (2018). Microtensile Bond Strength of Composite to Enamel Using Universal Adhesive with/without Acid Etching Compared To Etch and Rinse and Self-Etch Bonding Agents. *Open Access Macedonian Journal of Medical Sciences*, 6(11), 2186-2192.
186. Rishika, Garg, N., Mayall, S. S., Pathivada, L., and Yeluri, R. (2018). Combined Effect of Enamel Deproteinization and Intermediate Bonding in the Retention of Pit and Fissure Sealants in Children: A Randomized Clinical Trial. *enamel Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 42(6), 427-433.
187. Gomez, S., Bravo, P., Morales, R., Romero, A., and Oyarzun, A. (2014). Resin penetration in artificial enamel carious lesions after using sodium hypochlorite as a deproteinization agent. *enamel Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 39(1), 51-56.
188. Aras, S., Kucukesmen, C., Kucukesmen, H. C., and Sonmez, I. S. (2013). Deproteinization treatment on bond strengths of primary, mature and immature permanent tooth enamel *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 37(3), 275-279.
189. Espinosa, R., Valencia, R., Uribe, M., Ceja, I., Cruz, J., and Saadia, M. (2010). Resin replica in enamel deproteinization and its effect on acid etching. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 35(1), 47-51.
190. Al-Gerny, Y. A., Ghorab, S. M., and Soliman, T. A. (2019). Bond strength and elemental analysis of oxidized dentin bonded to resin modified glass ionomer based restorative material. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 11(3), e250-e256.
191. Sekhar, A., Anil, A., Thomas, M. S., and Ginjupalli, K. (2017). Effect of various dentin disinfection protocols on the bond strength of resin modified glass ionomer restorative material. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 9(7), e837-e841.

192. Paing, S. Y., Tichy, A., Hosaka, K., Nagano, D., Nakajima, M., and Tagami, J. (2020). Effect of smear layer deproteinization with HOCl solution on the dentin bonding of conventional and resin-modified glass-ionomer cements. *European Journal of Oral Sciences*, 128(3), 255-262.
193. Alshaikh, K. H., Hamama, H. H. H., and Mahmoud, S. H. (2018). Effect of smear layer deproteinization on bonding of self-etch adhesives to dentin: a systematic review and meta- analysis. *Restorative Dentistry& Endodontics*, 43(2), e14.
194. Christensen, C. E., McNeal, S. F., and Eleazer, P. (2008). Effect of lowering the pH of sodium hypochlorite on dissolving tissue in vitro. *Journal of Endodontics*, 34(4), 449-452.
195. Nima, G., Cavalli, V., Bacelar-Sa, R., Ambrosano, G. M. B., and Giannini, M. (2020). Effects of sodium hypochlorite as dentin deproteinizing agent and aging media on bond strength of two conventional adhesives. *Microscopy Research and Technique*, 83(2), 186-195.
196. Thanatvarakorn, O., Nakajima, M., Prasansuttiporn, T., Ichinose, S., Foxton, R. M., and Tagami, J. (2014). Effect of smear layer deproteinizing on resin-dentine interface with self-etch adhesive. *Journal of Dentistry*, 42(3), 298-304.
197. Peterson, J., Rizk, M., Hoch, M., and Wiegand, A. (2018). Bonding performance of self- adhesive flowable composites to enamel, dentin and a nano-hybrid composite. *Odontology*, 106(2), 171-180.
198. Juloski, J., Goracci, C., Rengo, C., Giovannetti, A., Vichi, A., Vulicevic, Z. R., and Ferrari, M. (2012). Enamel and dentin bond strength of new simplified adhesive materials with and without preliminary phosphoric acid-etching. *American Journal of Dentistry*, 25(4), 239-243.
199. Veli, I., Akin, M., Kucukyilmaz, E., and Uysal, T. (2014). Shear bond strength of a self-adhering flowable composite when used for lingual retainer bonding. *Journal of Orofacial Orthopedics*, 75(5), 374-383.





EK-1. Etik Kurul Onayı

Evrak Tarih ve Sayısı: 07.10.2021-E.186369



**T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
Dış Hekimliği Fakültesi
Klinik Araştırmalar Etik Kurulu**

Sayı : E-21071282-050.99-186369
Konu : Etik Kurul

07.10.2021

**Sayın Doç. Dr. Çağdaş ÇINAR
Çocuk Dış Hekimliği Anabilim Dalı Başkanlığına**

Fakültemiz Klinik Araştırmalar Etik Kuruluna, etik açıdan değerlendirilmek üzere gönderilen "Deproteinizasyon Ajanı Hipoklöröz Asitin Pit ve Fissür Örtücü İki Farklı Self Adeziv Akışkan Kompozit İle Kullanımının Mineye Bağlanma Üzerine Etkisi" konulu çalışma, Etik Kurulumuz tarafından incelenmiş ve araştırma etiği açısından uygun bulunmuştur.

Bilgilerinizi ve gereğini rica ederim.

Önemli Not: Sağlık Bakanlığına başvuruda bulunacak çalışmaların, Kurulumuz tarafından incelenmiş ve onaylanmış "**Değerlendirilen Belgeler**" kısmında belirtilmiş olan **Tarih ve Versiyon/Revizyon numaralarının** ve "**Karar Bilgileri**" kısmında belirtilmiş olan **karar numarasının** yazılması gerekmektedir. Aksi takdirde Sağlık Bakanlığına teslim edilen belgelerde Tarih ve Versiyon/Revizyon numaralarında uyumsuzluk yaşanmaktadır ve bu nedenle dosyalar reddedilmektedir. Bu konuya önem verilmesi bilgilerinize sunulur.

**Prof. Dr. Mesut Enes ODABAŞ
Kurul Başkanı**

Ek: Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Karar Formu (3 Sayfa)/Elden Teslim Edilecektir.

Belge Doğrulama Kodu :BS4C48MTS1

Bu belge, güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.

Belge Takip Adresi : <https://belgedogrulama.gazi.edu.tr/belgedogrulama.aspx>



Gazi Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi Bışkek Cad. No:4 kat 1 Emek/Ankara
Tel:0 (312) 203 40 00 Faks:0 (312) 223 92 26
e-Posta : dhtbilisim@gazi.edu.tr İnternet Adresi :http://dent.gazi.edu.tr

Bilgi için :N. Cihan Ünay
Birim Evrak Sorumlusu
Telefon No:(0312) 203 40 69



EK-1. (devam) Etik Kurul Onayı

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI		Doç. Dr. Çağdaş ÇINAR tarafından gönderilen "Deproteinizasyon Ajanı Hipoklöröz Asitin Pit ve Fissür Örtücü İki Farklı Self Adeziv Akışkan Kompozit İle Kullanımının Mineye Bağlanma Üzerine Etkisi" konulu çalışmanın kabulüne,
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU		
ETİK KURUL BİLGİLERİ	ETİK KURULUN ADI	Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu
	AÇIK ADRESİ:	Bişkek Caddesi 82.Sokak No:4 E Blok Zemin Kat Çankaya ANKARA
	TELEFON	0312 203 40 69
	FAKS	0312 203 41 39
	E-POSTA	disetikkurul@gazi.edu.tr

BAŞVURU BİLGİLERİ	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Doç. Dr. Çağdaş ÇINAR			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Çocuk Diş Hekimliği Anabilim Dalı Başkanlığı			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi			
	VARSA İDARI SORUMLU UNVANI/ADI/SOYADI				
	DESTEKLEYİCİ				
	PROJE YÜRÜTÜCÜSÜ UNVANI/ADI/SOYADI (TÜBİTAK vb. gibi kaynaklardan destek alanlar için)				
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ				
	ARAŞTIRMANIN FAZİ VE TÜRÜ	FAZ 1	☐		
		FAZ 2	☐		
		FAZ 3	☐		
		FAZ 4	☐		
		Gözlemsel ilaç çalışması	☐		
		Tıbbi cihaz klinik araştırması	☐		
		İn vitro tıbbi tanı cihazları ile yapılan performans değerlendirme çalışmaları	☐		
		İlaç dışı klinik araştırma	☒		
Diğer ise belirtiniz					
ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ ☒	ÇOK MERKEZLİ ☐	ULUSAL ☒	ULUSLARARASI ☐	

Etik Kurul Başkanının
Unvanı/Adı Soyadı: Prof. Dr. Mesut Enes ODABAŞ
İmza:

Not: Etik kurul başkanı, imzasının yer almadığı her sayfaya imza atmalıdır.

EK-1. (devam) Etik Kurul Onayı

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Doç. Dr. Çağdaş ÇINAR tarafından gönderilen "Deproteinizasyon Ajanı Hipoklöröz Asitin Pit ve Fissür Örtücü İki Farklı Self Adeziv Akışkan Kompozit ile Kullanımının Mineye Bağlanma Üzerine Etkisi" konulu çalışmanın kabulüne,
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU	

DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili		
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ	04.10.2021	VERSİYON 1	Türkçe ☒	İngilizce ☐	Diğer ☐
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	04.10.2021	VERSİYON 1	Türkçe ☒	İngilizce ☐	Diğer ☐
	OLGU RAPOR FORMU	04.10.2021	VERSİYON 1	Türkçe ☒	İngilizce ☐	Diğer ☐
	ARAŞTIRMA BROŞÜRÜ	-	-	Türkçe ☐	İngilizce ☐	Diğer ☐
DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	Belge Adı			Açıklama		
	SİGORTA	☐				
	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ	☒	04.10.2021 – VERSİYON 1			
	BIYOLOJİK MATERYEL TRANSFER FORMU	☐				
	İLAN	☐				
	YILLIK BİLDİRİM	☐				
	SONUÇ RAPORU	☐				
	GÜVENLİLİK BİLDİRİMLERİ	☐				
	DİĞER:	☐				
KARAR BİLGİLERİ	Karar No: GÜDHKAEK. 2021.19/3	Tarih: 07.10.2021				
	Yukarıda bilgileri verilen başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın/çalışmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve uygun bulunmuş olup araştırmanın/çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezlerde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına toplantıya katılan etik kurul üye tam sayısının salt çoğunluğu ile karar verilmiştir. İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik kapsamında yer alan araştırmalar/çalışmalar için Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu'ndan izin alınması gerekmektedir.					

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU	
ETİK KURULUN ÇALIŞMA ESASI	İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI:	Prof. Dr. Mesut Enes ODABAŞ

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet	Araştırma ile ilişkisi	Katılım *	İmza
Prof. Dr. Tayfun ALAÇAM	Endodonti	Serbest Üye	E ☒ K ☐	E ☐ H ☐	E ☐ H ☐	
Prof. Dr. Mesut Enes ODABAŞ (Etik Kurul Başkanı)	Çocuk Diş Hekimliği	Gazi Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	E ☒ K ☐	E ☐ H ☐	E ☐ H ☐	
Prof. Dr. Nur MOLLAOĞLU	Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi	Gazi Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	E ☐ K ☒	E ☐ H ☐	E ☐ H ☐	
Prof. Dr. Burcu BALOŞ TUNCER	Ortodonti	Gazi Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	E ☐ K ☒	E ☐ H ☒	E ☒ H ☐	
Prof. Dr. Şebnem GÜLEN	Fizyoloji	Ufuk Ü. Tıp Fakültesi	E ☐ K ☒	E ☐ H ☐	E ☐ H ☐	
Prof. Dr. Orhan Mecit ULUDAĞ	Farmakoloji	Gazi Ü. Eczacılık Fakültesi	E ☒ K ☐	E ☐ H ☐	E ☐ H ☐	
Prof. Dr. Ferhan EĞİLMEZ (Bildirimlerden sorumlu olan üye)	Protetik Diş Tedavisi	Gazi Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	E ☐ K ☒	E ☐ H ☒	E ☒ H ☐	
Prof. Dr. Mine Betül ÜÇTAŞLI	Restoratif Diş Tedavisi	Gazi Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	E ☐ K ☒	E ☐ H ☐	E ☐ H ☐	
Prof. Dr. İlkay PEKER	Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi	Gazi Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	E ☐ K ☒	E ☐ H ☐	E ☐ H ☐	

Etik Kurul Başkanının

Unvanı/Adı/Soyadı Prof. Dr. Mesut Enes ODABAŞ

İmza:

Not: Etik kurul başkanı, imzasının yer almadığı her sayfaya imza atmalıdır.

EK-1. (devam) Etik Kurul Onayı

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI		Doç. Dr. Çağdaş ÇINAR tarafından gönderilen "Deproteinizasyon Ajanı Hipoklöröz Asitin Pit ve Fissür Örtücü İki Farklı Self Adeziv Akışkan Kompozit İle Kullanımının Mineye Bağlanma Üzerine Etkisi" konulu çalışmanın kabulüne,							
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU									
Doç. Dr. Burcu ÖZDEMİR (Etik kurul başkan yardımcısı)	Periodontoloji	Gazi Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	E ☐	K ☒	E ☐	H ☐	E ☐	H ☐	
Doç. Dr. Benay YILDIRIM	Oral Patoloji	Gazi Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	E ☐	K ☒	E ☐	H ☐	E ☐	H ☐	
Dr. Öğr. Üyesi Hakan TÜZÜN	Halk Sağlığı	Gazi Ü. Tıp Fakültesi	E ☒	K ☐	E ☐	H ☐	E ☐	H ☐	
Av. Efe AYAZ	Avukat	Serbest Avukat	E ☒	K ☐	E ☐	H ☐	E ☐	H ☐	
İlker YAVUZ	Fotoğraf Eğitmeni	-	E ☒	K ☐	E ☐	H ☐	E ☐	H ☐	

*:Toplantıda Bulunma

Etik Kurul Başkanının

Unvanı/Adı/Soyadı: Prof. Dr. Mesut Enes ODABAŞ

İmza:

Not: Etik kurul başkanı, imzasının yer almadığı her sayfaya imza atmalıdır.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : POLAT, Simge
 Uyuğu : T.C.
 Doğum tarihi ve yeri :
 Medeni hali :
 Telefon :
 e-mail :

Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet Tarihi
Uzmanlık	Gazi Üniversitesi Çocuk Diş Hekimliği Anabilim Dalı	Devam Ediyor
Lisans	Başkent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2017
Lise	Namık Kemal Lisesi	2011

İş Deneyimi

Yıl	Yer	Görev
2019-devam ediyor	Gazi Üniversitesi Çocuk Diş Hekimliği Anabilim Dalı	Araştırma Gör.

Yabancı Dil

İngilizce

Yayınlar

1. Mercan, S., Bani, M., Çınar, Ç. (2021). *Başlangıç çürük lezonlarında kullanılan florid bileşikler*. (1. Baskı). Ankara: Türkiye Klinikleri, 41-46.

Katıldığı Kongre

1. Mercan, S. (2019, 10-13 Ekim). 26. Uluslararası Türk Pedodonti Derneği Konresi, Antalya.

Hobiler

Yoga



GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR..