



T.C.

SİVAS CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

ÇOCUK DİŞ HEKİMLİĞİ ANA BİLİM DALI

**FİBER İLE GÜÇLENDİRİLMİŞ KOMPOZİT REZİNLERİN
FİZİKSEL ÖZELLİKLERİNİN VE BAĞLANMA
DAYANIMLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt.Cansu DERDİYOK

UZMANLIK TEZİ

Olarak Hazırlanmıştır.

SİVAS

2022



T.C.

SİVAS CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

ÇOCUK DİŞ HEKİMLİĞİ ANA BİLİM DALI

**FİBER İLE GÜÇLENDİRİLMİŞ KOMPOZİT REZİNLERİN
FİZİKSEL ÖZELLİKLERİNİN VE BAĞLANMA
DAYANIMLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ**

Prof. Dr. Fatih ÖZNURHAN

DANIŞMAN ÖĞRETİM ÜYESİ

Dt.Cansu DERDİYOK

UZMANLIK TEZİ

Olarak Hazırlanmıştır.

SİVAS

2022

ÖZET

FİBER İLE GÜÇLENDİRİLMİŞ KOMPOZİT REZİNLERİN FİZİKSEL ÖZELLİKLERİNİN VE BAĞLANMA DAYANIMLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ

Dt. Cansu DERDİYOK

Çocuk Diş Hekimliği Ana Bilim Dalı

SİVAS, 2022

Çalışmamızın amacı 4 farklı bulk fill kompozit rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerinin in vitro koşullarda karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesidir.

Çalışmamızda; fiber ile güçlendirilmiş akışkan kompozit (everX Flow™) ve tepilebilir kompozit (everX Posterior™), fiber içermeyen akışkan kompozit (Filtek™ Bulk Fill Flowable Restorative) ve tepilebilir kompozit (Filtek™ One Bulk Fill Restorative) olmak üzere 4 farklı restoratif materyal kullanıldı. Çalışmamız yüzey pürüzlülüğü testi, bükülme dayanımı testi ve mikrogerilim bağlanma dayanımı testi olmak üzere 3 bölümde gerçekleştirildi.

Yüzey pürüzlülüğü testi için plexiglass kalıplarda her bir restoratif materyalden 10 mm çapında ve 2 mm yüksekliğinde 10 adet örnek hazırlandı. Yüzey pürüzlülüğü mekanik profilometre cihazı ile ölçüldü ve her materyalden 2 örneğin yüzeyi Taramalı Elektron Mikroskobu ile incelendi. Bükülme dayanımı testi için metal kalıplarda her bir restoratif materyalden 25x2x2 mm olacak şekilde 10 adet örnek hazırlandı. Hazırlanan örnekler, 37 °C’de 24 sa boyunca distile su içerisinde bekletildi. Daha sonra örnekler, universal test cihazı kullanılarak 1mm/dk hızla üç nokta bükülme testine tabi tutuldu. Kırılma oluşturan kuvvet değerleri kaydedildi. Mikrogerilim bağlanma dayanımı testi için çalışmada kullanılan materyaller, üretici firmanın talimatları doğrultusunda 64 adet çekilmiş insan süt molar dişi dentinine uygulandı. Her bir diştten elde edilen yaklaşık 1x1mm² genişliğinde ve 7-8 mm uzunluğundaki çubuk şeklindeki örnekler, universal test cihazında 0,5 mm/dk’lık hızda 100 N’luk gerilme kuvveti uygulanarak strese maruz bırakıldı. 4 farklı kompozit grubunun mikrogerilim bağlanma dayanım değerleri ölçüldü ve kopan örnekler, test aparatından alınarak

yüzeyleri bir stereomikroskop ile x40 büyütmede incelenerek kopma tipleri belirlendi. Ayrıca gruplardaki kırıklara ait birer örnek Taramalı Elektron Mikroskobu görüntülemesi ile incelendi. Veriler Tek Yönlü Varyans Analizi ve Tukey testi ile istatistiksel olarak analiz edildi.

Yüzey pürüzlülüğü ölçümleri sonucunda, en yüksek pürüzlülük değeri everX Posterior™’da, en düşük pürüzlülük değeri ise Filtek™ Bulk Fill Flowable Restorative’de elde edildi. Gruplara ilişkin yüzey pürüzlülük ortalamaları ikişerli olarak karşılaştırıldığında, everX Posterior™ grubu ile Filtek™ One Bulk Fill Restorative ve Filtek™ Bulk Fill Flowable Restorative grupları arasındaki fark istatistiksel olarak önemli bulunurken ($p<0,05$); everX Posterior™ grubu ile everX Flow™ grubu arasındaki fark, everX Flow™ grubu ile diğer gruplar arasındaki fark ve Filtek™ One Bulk Fill Restorative grubu ile Filtek™ Bulk Fill Flowable Restorative grubu arasındaki fark istatistiksel olarak önemsiz bulunmuştur ($p>0,05$).

Bükülme dayanımı testi sonucunda, en yüksek bükülme dayanımı değeri everX Flow™’da, en düşük bükülme dayanımı değeri ise Filtek™ Bulk Fill Flowable Restorative’de elde edildi. Gruplara ilişkin değerler ikişerli olarak karşılaştırıldığında everX Posterior™ grubu ile diğer gruplar arasındaki fark ve everX Flow™ grubu ile diğer gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemli bulunurken ($p<0,05$); Filtek™ One Bulk Fill Restorative grubu ile Filtek™ Bulk Fill Flowable Restorative grubu arasındaki fark istatistiksel olarak önemsiz bulunmuştur ($p>0,05$).

Mikrogerilim bağlanma dayanımı testi sonucunda en yüksek bağlanma dayanımı değeri everX Flow™’da, en düşük bağlanma dayanımı değeri ise Filtek™ Bulk Fill Flowable Restorative’de elde edildi. Gruplara ilişkin değerler ikişerli olarak karşılaştırıldığında, everX Posterior™ grubu ile Filtek™ Bulk Fill Flowable Restorative grubu arasındaki fark, everX Flow™ grubu ile Filtek™ One Bulk Fill Restorative ve Filtek™ Bulk Fill Flowable Restorative grupları arasındaki fark istatistiksel olarak önemli bulunurken ($p<0,05$); everX Posterior™ grubu ile everX Flow™ ve Filtek™ One Bulk Fill Restorative grupları arasındaki fark, everX Flow™ grubu ile Filtek™ One Bulk Fill Restorative ve Filtek™ Bulk Fill Flowable Restorative grupları arasındaki fark ve Filtek™ One Bulk Fill Restorative grubu ile

Filtek™ Bulk Fill Flowable Restorative grubu arasındaki farklılık istatistiksel olarak önemsiz bulunmuştur ($p>0,05$).

İn vitro testlerin sonuçlarına göre fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezinlerin bükülme ve mikrogerilim bağlanma dayanımı açısından değerlendirildiğinde posterior restorasyon materyali olarak kullanımları için uygun olduğu görülmüştür. Ancak bu kompozitlerin yüzey pürüzlülüğü daha fazla olduğundan final restorasyon olarak bitirilmemesi ve yüzeylerinin geleneksel bir kompozit rezinle örtülmesi gerekmektedir. Güncel fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezinlerin uzun dönem başarılarının değerlendirilmesi için daha çok in vitro ve in vivo çalışmalara ihtiyaç vardır.

Anahtar Kelimeler: everX Flow, cam fiber, yüzey pürüzlülüğü, bükülme dayanımı, mikrogerilim bağlanma dayanımı

ABSTRACT

EVALUATION OF PHYSICAL PROPERTIES AND BOND STRENGTH OF FIBER REINFORCED COMPOSITE RESINS

Dt. Cansu DERDİYOK

Department of Pediatric Dentistry

Sivas, 2022

The aim of our study is to compare the physical and mechanical properties of 4 different bulk fill composite resins in vitro.

In our study; a fiber-reinforced flowable bulk fill composite (everX Flow™) and a fiber-reinforced packable bulk fill composite (everX Posterior™), a flowable bulk fill composite (Filtek™ Bulk Fill Flowable Restorative) and a packable bulk fill composite (Filtek™ One Bulk Fill Restorative) 4 different restorative materials were used. Our study was carried out in 3 parts as surface roughness, flexural strength and microtensile bond strength test.

For the surface roughness test, 10 samples of each restorative material with a diameter of 10 mm and a height of 2 mm were prepared in plexiglass molds. Surface roughness was measured with a mechanical profilometer device. In addition, the surface of 2 samples from each material was examined with Scanning Electron Microscopy. For the flexural strength test, 10 samples of 25x2x2 mm were prepared from each restorative material in metal molds. Prepared samples were kept in distilled water at 37 °C for 24 h. Then, the samples were subjected to a three-point bending test at 1mm/min using a universal testing device. The breaking force values were recorded. The materials used in the study for the microtensile bond strength test were applied to 64 extracted human primary molar dentin according to the manufacturer's instructions. Rod-shaped specimens approximately 1x1mm² wide and 7-8 mm long obtained from each tooth were subjected to stress by applying a tensile force of 100 N at a speed of 0.5 mm/min in a universal testing device. Microtensile bond strength values of 4 different composite groups were measured. Afterwards, the broken samples were taken from the test apparatus and their surfaces were examined with a

stereomicroscope at x40 magnification, and the fracture types were determined. In addition, one sample of fractures in each group was examined by Scanning Electron Microscopy imaging. The data were statistically analyzed with One-Way Analysis of Variance and Tukey test.

As a result of surface roughness measurements, the highest roughness value was obtained in everX PosteriorTM, while the lowest roughness value was obtained in FiltekTM Bulk Fill Flowable Restorative. When the surface roughness averages of the groups were compared in pairs, the difference between the everX PosteriorTM group and the FiltekTM One Bulk Fill Restorative and FiltekTM Bulk Fill Flowable Restorative groups was found to be statistically significant ($p < 0.05$); The difference between the everX PosteriorTM group and the everX FlowTM group, the difference between the everX FlowTM group and the other groups, the difference between the FiltekTM One Bulk Fill Restorative group and the FiltekTM Bulk Fill Flowable Restorative group were statistically insignificant ($p > 0.05$).

As a result of the flexural strength test, the highest flexural strength value was obtained in everX FlowTM, while the lowest flexural strength value was obtained in FiltekTM Bulk Fill Flowable Restorative. When the values of the groups were compared in pairs, the difference between the everX PosteriorTM group and the other groups and the difference between the everX FlowTM group and the other groups were found to be statistically significant ($p < 0.05$); The difference between the FiltekTM One Bulk Fill Restorative group and the FiltekTM Bulk Fill Flowable Restorative group was found to be statistically insignificant ($p > 0.05$).

As a result of the microtensile bond strength test, the highest bond strength value was obtained in everX FlowTM, and the lowest bond strength value was obtained in FiltekTM Bulk Fill Flowable Restorative. When the values of the groups were compared in pairs, the difference between the everX PosteriorTM group and the FiltekTM Bulk Fill Flowable Restorative group, and the difference between the everX FlowTM group and the FiltekTM One Bulk Fill Restorative and FiltekTM Bulk Fill Flowable Restorative groups were statistically significant ($p < 0.05$); Difference between everX PosteriorTM group and everX FlowTM and FiltekTM One Bulk Fill Restorative groups, difference between everX FlowTM group and FiltekTM One Bulk

Fill Restorative and Filtek™ Bulk Fill Flowable Restorative groups, and difference between Filtek™ One Bulk Fill Restorative group and Filtek™ Bulk Fill Flowable Restorative group statistically insignificant ($p>0.05$).

According to the results of in vitro tests, fiber reinforced composite resins were found to be suitable for use as posterior restoration material when evaluated in terms of flexural and microtension bond strength. However, since these composites have higher surface roughness, they should not be finished as a final restoration and their surfaces should be covered with a conventional composite resin. More in vitro and in vivo studies are needed to evaluate the long-term success of current fiber reinforced composite resins.

Keywords: everX Flow, glass fiber, surface roughness, flexural strength, microtensile bond strength

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	ii
ABSTRACT.....	v
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	xi
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xv
TABLolar DİZİNİ	xvii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Süt Dişlerinde Çürük	4
2.2. Çocuk Diş Hekimliğinde Kullanılan Restoratif Materyaller.....	4
2.2.1. Amalgam.....	5
2.2.2. Geleneksel Cam İyonomer Simanlar	5
2.2.3. Resin Modifiye Cam İyonomer Simanlar.....	6
2.2.4. Poliasit Modifiye Kompozit Resinler (Kompomerler).....	6
2.2.5. Kompozit Resinler	7
2.3. Kompozit Resinlerin Tarihçesi	7
2.4. Kompozit Resinlerin Yapısı	8
2.4.1. Organik Matriks Fazı	8
2.4.2. İnorganik faz	9
2.4.3. Ara Faz.....	10
2.4.4. Kompozit Resinlerin Yapısında Bulunan Diğer Bileşenler.....	11
2.5. Kompozit Resinlerin Geleneksel Sınıflandırılması.....	11
2.5.1. Partikül Büyüklüklerine Göre Sınıflama	11
2.5.2. Partikül Tiplerine Göre Sınıflama.....	12
2.5.3. Viskozitelerine Göre Sınıflama	12
2.5.4. Polimerizasyon Şekline Göre Sınıflama	13

2.6. Kompozit Rezinlerin Güncel Sınıflandırılması	14
2.7. Kompozit Rezinlerle İlgili Güncel Gelişmeler.....	15
2.7.1. Ormoserler	15
2.7.2. Giomerler	16
2.7.3. Siloranlar.....	16
2.7.4. İyon Salabilen/Remineralize Edici Kompozit Rezinler	16
2.7.5. Antimikrobiyal İçerikli Kompozit Rezinler.....	17
2.7.6. Kendi Bağlanabilen (Self-adeziv) Kompozit Rezinler	17
2.7.7. Kendini Onarabilen (Self-healing) Kompozit Rezinler	17
2.7.8. Bulk Fill Kompozit Rezinler	18
2.8. Fiber ile Güçlendirilmiş Kompozit Rezinler	21
2.8.1. Fiber ile Güçlendirilmiş Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması	23
2.8.2. Diş Hekimliğinde Kullanılan Fiber Tipleri ve Özellikleri.....	23
2.8.3. Fiber ile Güçlendirilmiş Kompozit Rezinlerin Kullanım Alanları	27
2.8.4. Fiber ile Güçlendirilmiş Kompozit Rezinlerin Fiziksel ve Mekanik Özelliklerini Etkileyen Faktörler	27
2.8.5. Fiber ile Güçlendirilmiş Kompozit Rezinlerin Avantajları	35
2.8.6. Fiber ile Güçlendirilmiş Kompozit Rezinlerin Dezavantajları	36
2.9. Kompozit Rezinlerin Mekanik ve Fiziksel Özelliklerinin Değerlendirilmesi. 36	
2.9.1. Yüzey Pürüzlülüğü ve Test Yöntemleri.....	36
2.9.2. Bükülme Dayanımı ve Test Yöntemleri	38
2.9.3. Bağlanma Dayanımı ve Test Yöntemleri.....	40
3. GEREÇ VE YÖNTEM	43
3.1. Örneklem Büyüklüğünün Hesaplanması.....	43
3.2. Dişlerin Seçilmesi ve Hazırlanması	43
3.3. Çalışmada Kullanılan Materyaller.....	44

3.4. Deney Gruplarının Oluşturulması	48
3.5. Yüzey Pürüzlülüğü Testi	48
3.6. Bükölme Dayanımı Testi.....	52
3.7. Mikrogerilim Bağlanma Dayanımı Testi	53
3.8. İstatistiksel Analiz	59
4. BULGULAR.....	60
4.1. Yüzey Pürüzlülüğü Bulguları.....	60
4.1.1. Yüzeylerin SEM Analizi Bulguları.....	61
4.2. Bükölme Dayanımı Bulguları	65
4.3. Mikrogerilim Bağlanma Dayanımı Bulguları	66
4.3.1. Kopma Tiplerine Ait Stereomikroskop Bulguları	67
4.3.2. Kopma Tiplerine Ait SEM Analizi Bulguları.....	68
5. TARTIşMA	72
5.1. Materyallerin Yüzey Pürüzlölüklerinin Değerlendirilmesi	78
5.2. Materyallerin Bükölme Dayanımının Değerlendirilmesi.....	85
5.3. Materyallerin Mikrogerilim Bağlanma Dayanımının Değerlendirilmesi.....	93
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	105
7. KAYNAKLAR	108

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

%	Yüzde
σ	Bükülme Dayanıklılığı
$^{\circ}\text{C}$	Santigrat Derece
μTBS	Mikrogerilim Bağlanma Dayanımı Testi
μm	Mikrometre
$\gamma\text{-MPS}$	γ -metakriloksipropiltrimetoksisilan
$\text{\AA}$	Angström
AFM	Atomik Kuvvet Mikroskobu
Al_2O_3	Alüminyum Oksit
ark.	Arkadaşları
AODES	Operatif Diş Hekimliği Akademisi Avrupa Bölümü
As_2O_3	Arsenik Oksit
Au	Altın
AUDMA	Yüksek Moleküler Ağırlıklı Aromatik Dimetakrilat
b	Örnek Genişliği
BaO	Baryum Oksit
Bis-EMA	Bisfenol A Etoksilat Dimetakrilat
Bis-GMA	Bisfenol A Glisidil Metakrilat
Bis-MEPP	Bisfenol A Metakriloksi Etoksi Fenil Propan
B_2O_3	Bor Oksit
CaO	Kalsiyum Oksit
CaP	Kalsiyum Fosfat

CQ	Kamforokinon
d	Örnek Kalınlığı
DC	Dönüşüm Derecesi
Dk	Dakika
EDX	Enerji Dağılımlı X-Işını Spektroskopisi
eXF	everX Flow™
eXP	everX Posterior™
FBF	Filtek™ One Bulk Fill Restorative
FBF ^f	Filtek™ Bulk Fill Flowable Restorative
FGK	Fiber ile Güçlendirilmiş Kompozit Rezinler
GCİS	Geleneksel Cam İyonomer Siman
GeO ₂	Germanyum Oksit
GPDM	Glisero Fosfat Dimetakrilat
gr	Gram
HEMA	2-Hidroksietil Metakrilat
HgO	Civa Oksit
ISO	Uluslararası Standart Organizasyonu
K ₂ O	Potasyum Oksit
kV	Kilovolt
l	Destek Noktalar Arası Mesafe
LED	Işık Üreten Diyot
m	metre
MDP	Metakriloil Oksidesil Dihidrojen Fosfat

MDPB	12-Metasiriloiloksidodesil Piridinium Bromid
MgO	Magnezyum Oksit
ml	Mililitre
mm	Milimetre
mm ²	Milimetrekaire
MPa	Megapaskal
mW/cm ²	Miliwatt/santimetrekare
N	Newton
Na ₂ O	Sodyum Oksit
NH	Amin Grubu
nm	Nanometre
O ₂	Oksijen
OH	Hidroksil Grubu
P	Kırılma Esnasındaki Maksimum Yük Miktarı
p	İstatistiksel anlamlılık düzeyi
PÇK	Paslanmaz Çelik Kuron
Pd	Paladyum
pH	Hidrojen İyon Konsantrasyonu Negatif Logaritması
PMMA	Polimetil Metakrilat
P ₂ O ₅	Fosfor Oksit
PRG	Önceden Reaksiyona Girmiş Cam Partikülleri
Ra	Yüzeyin Ortalama Pürüzlülüğü
Rmax	En Yüksek ve En Derin Noktalar Arasındaki Mesafe

RMCİS	Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman
Rpm	Ardışık Beş Örnekte Ana Derinlik Seviyesi
Rt	Total Yüzey Pürüzlülüğü
rpm	Dakikadaki Devir Sayısı
Rz	Ardışık Beş Örnekte Ortalama Tepe–Vadi Yüksekliği
sa	Saat
SAC	Self-adeziv Kompozit Rezin
SARC	Self-adeziv Rezin Siman
SEM	Tarayıcı Elektron Mikroskobu
semi-IPN	Semi-İnterpenetrasyon Polimer Ağı
SiO ₂	Silisyum Oksit
sn	Saniye
SS	Standart Sapma
TA	Tersiyer Amin
TEGDMA	Trietilen Glikol Dimetakrilat
TPO	Trimetil Benzoil Fosfin Oksit
UDMA	Üretan Dimetakrilat
UV	Ultraviyole
YVCİS	Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Siman

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2. 1. Kompozit rezin monomerlerinin molekül yapıları	9
Şekil 2. 2. γ -metakriloksipropiltrimetoksisilan'ın molekül yapısı	10
Şekil 2. 3. Üç nokta bükülme testinin şematik görüntüsü ve stres bölgeleri	39
Şekil 3. 1. Çalışmamızda kullanılan süt dişleri	44
Şekil 3. 2. GC everX Flow™	44
Şekil 3. 3. GC everX Posterior™	45
Şekil 3. 4. 3M Filtek™ Bulk Fill Flowable Restorative	45
Şekil 3. 5. 3M Filtek™ One Bulk Fill Restorative	45
Şekil 3. 6. 3M Single Bond Universal	46
Şekil 3. 7. Elipar™ Deepcure-L Işık Cihazı	48
Şekil 3. 8. Çalışmamızda kullanılan plexiglass kalıplar ve elde edilen örnekler	49
Şekil 3. 9. Shofu Super-Snap Rainbow Technique Kit.....	50
Şekil 3. 10. Mitutoyo Surftest/ SJ-301 profilometre cihazı ve örneklerin pürüzlülük değerlerinin ölçülmesi	50
Şekil 3. 11. TESCAN MIRA3 SEM cihazı.....	51
Şekil 3. 12. Quorum Q150R ES altın kaplama cihazı ve Au-Pd kaplanan örnekler..	51
Şekil 3. 13. Çalışmamızda kullanılan metal kalıp ve elde edilen örnekler	52
Şekil 3. 14. Bükülme dayanımı testinde kullanılan universal test cihazı.....	53
Şekil 3. 15. Soğuk akriliğe gömülmüş diş.....	54
Şekil 3. 16. Yüzeysel dentin dokusu açığa çıkarılan diş	55
Şekil 3. 17. Üretici firmaların talimatlarına göre restorasyonu tamamlanan diş	55
Şekil 3. 18. Isomet 1000 Buehler düşük devirli hassas kesme cihazı	56
Şekil 3. 19. ATM elmas kesme diski	56
Şekil 3. 20. Çubuk şeklinde elde edilen örnekler	57
Şekil 3. 21. Mikrogerilim bağlanma dayanımı testinde kullanılan universal test cihazı	57
Şekil 3. 22. Universal test cihazına bağlanmış çubuk şekilli örnek	58
Şekil 3. 23. SMZ 800 Nikon stereomikroskop ve Canon EOS 1000D fotoğraf makinesi	59
Şekil 4. 1. Kullanılan restoratif materyallerin x20 büyütmede SEM görüntüleri	62
Şekil 4. 2. eXP yüzeyinin x100, x500, x1000, x2000 büyütmede SEM görüntüleri .	63

Şekil 4. 3. eXF yüzeyinin x100, x500, x1000, x2000 büyütmede SEM görüntüleri .	63
Şekil 4. 4. FBF yüzeyinin x100, x500, x1000, x2000 büyütmede SEM görüntüleri .	64
Şekil 4. 5. FBFf yüzeyinin x100, x500, x1000, x2000 büyütmede SEM görüntüleri	64
Şekil 4. 6. Gruplara ait kopma tiplerinin grafiksel dağılımı	68
Şekil 4. 7. eXF adeziv kopma tipine ait x150, x500, x1000 büyütmede SEM görüntüleri	68
Şekil 4. 8. eXF mix kopma tipine ait x150, x500, x1000 büyütmede SEM görüntüleri	69
Şekil 4. 9. eXF koheziv kopma tipine ait x150, x500, x1000 büyütmede SEM görüntüleri	69
Şekil 4. 10. eXP adeziv kopma tipine ait x150, x500, x1000 büyütmede SEM görüntüleri	69
Şekil 4. 11. eXP mix kopma tipine ait x150, x500, x1000 büyütmede SEM görüntüleri	70
Şekil 4. 12. eXP koheziv kopma tipine ait x150, x500, x1000 büyütmede SEM görüntüleri	70
Şekil 4. 13. FBFf adeziv kopma tipine ait x150, x500, x1000 büyütmede SEM görüntüleri	70
Şekil 4. 14. FBFf mix kopma tipine ait x150, x500, x1000 büyütmede SEM görüntüleri	71
Şekil 4. 15. FBF adeziv kopma tipine ait x150, x500, x1000 büyütmede SEM görüntüleri	71
Şekil 4. 16. FBF mix kopma tipine ait x150, x500, x1000 büyütmede SEM görüntüleri	71

TABLOLAR DİZİNİ

Tablo 3. 1. Çalışmamızda kullanılan materyallerin tipi, içeriği, uygulama şekli ve üretici firma bilgileri.	47
Tablo 3. 2. Çalışmamızda kullanılan ışık cihazına ait üretici bilgileri ve özellikleri.	48
Tablo 4. 1. Kullanılan restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğü bulgularının ortalama (μm), standart sapma (SS), minimum ve maksimum değerleri.	60
Tablo 4. 2. Kullanılan restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğü bulgularının ortalamaları arasındaki farklar ve anlamlılık değerleri.	61
Tablo 4. 3. Kullanılan restoratif materyallerin bükülme dayanımı bulgularının ortalama (MPa), standart sapma (SS), minimum ve maksimum değerleri.	65
Tablo 4. 4. Kullanılan restoratif materyallerin bükülme dayanımı bulgularının ortalamaları arasındaki farklar ve anlamlılık değerleri.	66
Tablo 4. 5. Kullanılan restoratif materyallerin mikrogerilim bağlanma dayanımı ortalama (MPa), standart sapma (SS), minimum ve maksimum değerleri.	66
Tablo 4. 6. Kullanılan restoratif materyallerin mikrogerilim bağlanma dayanımı bulgularının ortalamaları arasındaki farklar ve anlamlılık değerleri.	67

1. GİRİŞ

Günümüz diş hekimliğinde restoratif tedavinin amacı çiğneme fonksiyonunun devamlılığının sağlanması, minimal invaziv yaklaşım esas alınarak diş yapısının korunması ve hastanın estetik beklentilerinin karşılanmasıdır (1).

Rezin esaslı kompozitlerin diş hekimliğine girmesiyle restoratif diş hekimliği alanında önemli gelişmeler kaydedilmiştir. Kompozit rezinlerin estetik olmaları, biyouyumlu olmaları, civa içermemeleri, ısı iletkenliklerinin düşük olması, konservatif kavite preparasyonuna izin vermeleri ve çürük temizlendikten sonra geriye kalan diş dokularını desteklemeleri gibi avantajları sayesinde hekimler ve hastalar tarafından gün geçtikçe daha çok tercih edilmektedir (2, 3).

Klasik olarak kompozit rezinler tabakalama tekniği (inkremental) ile yerleştirilip, her tabaka ayrı ayrı katmanlar halinde polimerize edilmektedir (4). İnkremental tekniğin; tabakalar arasında kontaminasyon riskinin olması ve boşluk kalma ihtimalinin bulunması, bağlanma hataları, uygulanma esnasında uzun zaman gerektirmesi, küçük kavitelerde sınırlı erişim sebebiyle yerleştirme zorluğu gibi dezavantajları mevcuttur (5). Kompozit rezinlerle ilgili devam eden çalışmalar, materyalin kimyasal bileşiminde ve doldurucu partikül yapısında bazı değişiklikler yaparak kaviteye daha büyük kütlelerde ve daha fazla kalınlıkta uygulanabilen ‘Bulk fill’ kompozit rezinlerin ortaya çıkmasını sağlamıştır (6).

Bulk fill kompozitler, özellikle artmış translusenslikleri ve polimerizasyon modülatörlerinin varlığıyla tek tabaka halinde uygulanabilmektedir. Geleneksel kompozit rezinlerin aksine gösterdikleri yüksek ışık geçirgenliği sayesinde polimerizasyon derinlikleri artmıştır ve bu derinlikte düşük büzülme stresine sahiptir (7). Ayrıca hekime uygulama kolaylığı ve zaman tasarrufu sağlaması, kompozit tabakasının adaptasyonunun daha iyi sağlanarak tabakalar arasında boşluk oluşmaması ve kontaminasyon riskinin azalması, çiğneme kuvvetlerine karşı aşınma direncinin iyi olması, yeterli radyoopasiteye sahip olması, yüzey özellikleri ve renk uyumunun klinik olarak kabul edilebilir olması diğer avantajlarındandır (8). Bulk fill kompozitler, stres taşıyan bölgelerde fazlaca tercih edildiği için yeterli mekanik özelliklere sahip olmalıdır (9).

Çocuk hastalarda ağız açıklığının sınırlı olması ve buna bağlı olarak arka grup dişlerde çalışma zorluğu, işlem süresinin uzamasına sebep olmaktadır. Uzayan tedavi süresi hastanın yorulmasına ve uyumunun bozulmasına yol açabilmektedir. Bunun sonucunda izolasyon problemleri ortaya çıkmakta, materyallerin yüzeyleri iyi işlenememekte ve restorasyonların anatomik formlarının istenilen şekilde olması her zaman mümkün olamamaktadır. Bundan dolayı tek kütle halinde kaviteye uygulanabilen restoratif materyaller, çocuk diş hekimliğinde önemli bir alternatif olarak görülmektedir.

Operatif Diş Hekimliği Akademisi Avrupa Bölümü (AODES), kompozit rezinleri posterior dişlerde uygulanan direkt minimal girişimlerde tercih edilmesi gereken restoratif materyal olarak kabul ederken; bu materyallerin yapısal özelliklerinin hala yetersiz olduğunu bildirmektedir (10). Restorasyon boyutu ile kompozit rezin restorasyonların ömrü ters orantılıdır. Özellikle kuron harabiyeti fazla olan dişlerin restorasyonlarının kırılmaya bağlı başarısızlığa uğraması daha sık görülmektedir (11). Bu nedenle adeziv diş hekimliğindeki gelişmelerle beraber, fiber ile güçlendirilen kompozit rezinlerin kullanımı popüler hale gelmiştir (12). Fiberler, kalan diş dokusunu ve mevcut geniş restorasyonları oklüzal kuvvetlere karşı daha güçlü hale getirmek amacıyla kullanılmaktadır (13).

Fiber ile güçlendirilen kompozit rezinler, geleneksel kompozit rezinler gibi organik matriks ve inorganik doldurucu fazdan oluşmaktadır. Ancak burada doldurucu faz, geleneksel kompozit rezinlerdeki partiküllerden farklı olarak fiber içermektedir (14). Kompozit rezinlerin güçlendirilmesinde inorganik doldurucuları modifiye etmek oldukça etkili bir yöntem olduğundan, matriks içerisine fiberler ilave edilir ve böylece matriks içerisinde oluşan stresler fiberlere iletilerek, dişte veya restorasyonda oluşabilecek kırık gelişiminin önüne geçilebilmektedir (15). Fiber ile güçlendirilen kompozit rezinlerin mekanik özellikleri; fiberlerin diziliminden, tipinden, yoğunluğundan, doyurulma şeklinden, matriksin içeriğinden veya fiberlerin matrikse bağlanmasından etkilenmektedir (16). Fiberlerin mekanik özelliklerinin iyi olması, restorasyonların daha ince hazırlanmasına olanak sağlar ve elastikiyet modülünün dentine yakın olmasından dolayı dişte yıkıcı hasar oluşturma olasılıkları düşüktür (17).

Literatürde, fiber ile güçlendirilmiş güncel bulk fill kompozit rezinlerin fiziksel ve mekanik özelliklerine ilişkin kısıtlı sayıda çalışma bulunmaktadır. Çalışmamızın amacı; fiber ile güçlendirilmiş bulk fill kompozit rezinlerin fiziksel özelliklerinin ve bağlanma dayanımının in vitro koşullarda karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesidir. Bu çalışmadan beklediğimiz yarar, bu konuda yeterli çalışma bulunmadığından literatüre katkı sağlamaktır.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Süt Dişlerinde Çürük

Diş çürüğü; diyet, oral mikrobiyal flora, dental biyofilm formasyonu, tükürük niteliği ve genetik rahatsızlıklar arasındaki karmaşık etkileşim sonucu ortaya çıkan multifaktöriyel enfeksiyöz bir hastalıktır (18).

Süt dişlerinde çürük lezyonlarının görülme sıklığı sırasıyla mandibular molar, maxiller molar ve maxiller anterior dişler şeklindedir. Erken çocukluk çağı çürükleri dışında nadiren mandibular anterior dişlerde ya da süt dişlerinin bukkal ve lingual yüzeylerinde de çürük lezyonları görülebilir. Süt dişlenme döneminde dişlerin pit ve fissürleri, karmaşık morfolojilerine bağlı olarak çürük oluşumuna en fazla eğilim gösteren bölgelerdir (19). Ara yüz çürükleri ise, genellikle dişlerde proksimal kontaklar kurulana kadar başlamazlar. Ara yüzlerde başlayan çürükler, oklüzal ve düz yüzey çürüklerine göre; daha geç teşhis edilir, hızlı ilerleme gösterir ve daha yüksek oranlarda pulpa perforasyonuna neden olur. Bu nedenle ara yüz çürükleri restoratif olarak en çok müdahale edilen çürükler olarak tanımlanır (20).

Tedavi edilmeyen çürükler; dişlerde ağrı ve enfeksiyona yol açabilmekte, bunun sonucunda çocuklarda çiğneme ve yemek yeme problemleri ile büyüme gelişmede duraklama görülebilmektedir. Bu sebeple süt dişlerinin düşme zamanına kadar ağızda tutulabilmesi için çürük dişlerin restorasyonu büyük önem taşımaktadır (21).

2.2. Çocuk Diş Hekimliğinde Kullanılan Restoratif Materyaller

Çürük süt dişlerini restore etmek için çeşitli dental materyaller ve yöntemler mevcuttur. Uygun dental materyal seçerken göz önünde bulundurulması gereken faktörler; materyalin kolay uygulanabilir olması, mine ve dentine adezyonu, fiziksel ve kimyasal niteliği, biyolojik özellikleri, uzun ömürlü olması, çürük önleyici etkisi, maliyeti ve estetiğidir. Restorasyonlar, intrakoronal veya ekstrakoronal olabilir. Intrakoronal veya ekstrakoronal restorasyon kullanma kararını; çürük riski, çürüğün kapladığı alan, hastanın yaşı, tedavinin yapıldığı yer (muayenehane veya genel anestezi altında) olmak üzere çeşitli faktörler etkiler.

Süt molar dişlerin restorasyonu için kullanılan intrakoronal materyaller;

- Amalgam
- Geleneksel cam iyonomer siman (GCİS)
- Rezin modifiye cam iyonomer siman (RMCİS)
- Poliasit modifiye kompozit rezin (Kompomer)
- Kompozit rezindir (22).

2.2.1. Amalgam

150 yıldan uzun bir süredir posterior dişlerde sıklıkla kullanılan amalgam; civa, gümüş, kalay, bakır ve çinko gibi metallerin karışımından oluşan bir materyaldir (23). Dental amalgam, rezin içerikli restoratif materyallere kıyasla daha az izolasyon ve teknik hassasiyet gerektirmesi nedeniyle süt dişi restorasyonlarında tercih edilebilir (24). Ancak amalgamın diş yapılarına sadece mekanik olarak bağlanabilmesi ve amalgamla restore edilecek dişlerde çürüksüz yapıların da kaldırılması gerekliliği, konservatif tedavide amalgamı yetersiz kılmaktadır (25). Amalgamın son zamanlarda daha az tercih edilmesinde civa içermesi ve bunun diş hekimleri, hastalar ve çevre üzerindeki etkisine dair endişeler ile estetik materyal alternatiflerinin artması etkili olmuştur (2).

2.2.2. Geleneksel Cam İyonomer Simanlar

1972 yılında Wilson ve Kent tarafından tanımlanan geleneksel cam iyonomer simanların (GCİS); diş sert dokularına fizikokimyasal yapışması, florür salınımı ve florür rezervuarı olarak görev yapabilmeleri, biyouyumlu olması, düşük büzülme ve komşu proksimal çürüklerde artan remineralizasyon gibi avantajları bulunmaktadır (26). Bununla birlikte GCİS'in; düşük kırılma ve aşınma direnci, renk stabilitesinin zayıf olması, nem duyarlılığı ve yetersiz estetik özellikler gibi dezavantajları vardır. Bu dezavantajlar malzemenin fiziksel özelliklerini zayıflatmakta ve çiğneme kuvvetlerinin fazla olduğu bölgelerde kullanımını kısıtlamaktadır. GCİS'in dezavantajlarını azaltabilmek için toz/sıvı oranı, partikül boyutu ve dağılımı değiştirilerek yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar (YVCİS) piyasaya sunulmuştur (27). YVCİS' in sertleşme mekanizmaları, GCİS ile aynıyken; aşınma

direnci, bükülme dayanımı ve neme karşı duyarlılık GCİS ile karşılaştırıldığında iyileştirilmiştir (28).

2.2.3. Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar

1980'lerin sonunda, GCİS'in nem hassasiyeti ve zayıf fiziksel özelliklerinin geliştirilmesi amacıyla poliakrilik asitine 2-hidroksietil metakrilat (HEMA) veya bisfenol A glisidil metakrilat (Bis-GMA) gibi rezinler eklenerek rezin modifiye cam iyonomer simanlar (RMCİS) üretilmiştir. RMCİS'in içeriğini %80 cam iyonomer siman ve %20 rezin oluşturmaktır (29). RMCİS, GCİS'e göre daha yüksek bükülme dayanımı ve aşınma direnci, daha iyi estetik ve daha düşük çözünürlük göstermektedir. RMCİS'in diş sert dokularına kimyasal olarak bağlanması, florür salınımı, manipülasyonunun kolay olması, süt ve daimi diş restorasyonlarında liner ya da kaide olarak kullanılabilmesi avantajlarıdır (30). Ancak üretici talimatlarına uygun polimerizasyon sağlansa bile artık monomer (HEMA) salınımı olabilmekte ve buna bağlı olarak dental pulpa dokusu, hassasiyetten enflamasyona kadar çeşitli düzeylerde etkilenebilmektedir. GCİS'e göre RMCİS'in içerdiği HEMA'dan dolayı biyouyumluluğu da daha düşüktür (31).

2.2.4. Poliasit Modifiye Kompozit Rezinler (Kompomerler)

Piyasaya sürüldükleri 1993 yılından beri poliasit modifiye kompozit rezinler, anterior dişlerden posterior dişlere kadar geniş bir kullanım alanına sahiptir (32). Kompomer olarak da adlandırılan bu restoratif materyaller, iki karboksil gruplu dimetakrilat monomerler ve GCİS'de bulunan iyon salabilen cam benzeri doldurucular, aktivatörler, stabilizatörler ve pigmentler içermektedir (33). Kompomerlerin içeriğini %20-30 oranında cam iyonomer siman ve %70-80 oranında kompozit rezin oluşturmaktadır (34). Kompomer restorasyonların; kompozit rezinlere benzer fiziksel özelliklere sahip olmaları, amalgama alternatif olmaları ve süt dişlerinde yeterli estetiği sağlamaları çocuk hastalarda kullanımlarını çekici kılmaktadır (32).

2.2.5. Kompozit Rezinler

Kompozit rezinler, farklı özellik ve yapıya sahip iki ya da daha fazla bileşenin belirgin fazlar oluşturacak şekilde birleştirilmesi ve bu karışımı oluşturan bileşenlerin özelliklerinden yararlanılmasıyla elde edilen materyallerdir (35).

Son zamanlarda hastaların estetik beklentilerinin artması ve amalgamın civa içeriğine yönelik duyulan kaygı nedeniyle kompozit rezinlerin anterior ve posterior dişlerde restorasyon materyali olarak kullanılması popülerlik kazanmıştır (36). Kompozit rezinler, diş hekimliği alanında kullanılmaya başladığı günden bugüne kadar klinik başarı oranlarının artırılabilmesi amacıyla; monomer kimyası, doldurucu oranı ve yapısı, fizikokimyasal özellikleri sürekli olarak geliştirilmektedir (37). Süt dişi restorasyonlarında kompozit rezinler; minimal diş preparasyonuna olanak sağlaması, termal iletkenliğinin olmaması, fraktür direncinin amalgama göre daha fazla olması, iyi bir kenar bütünlüğü sağlaması ve polisaj işlemlerinin ilk seansta bitirilmesi gibi avantajlarına bağlı olarak tercih edilmektedir (38).

2.3. Kompozit Rezinlerin Tarihçesi

1878 yılında diş hekimliğinde Thomas Fletcher tarafından estetik amaçla geliştirilen ilk restoratif materyal silikat simanlardır. Ağız sıvılarında yüksek derecede çözünmesi silikat simanların mekanik ve fiziksel özelliklerinin azalmasına sebep olduğundan araştırmacılar zamanla yeni bir materyal arayışına yönelmiştir (39). 1945 yılında akrilik rezinler, silikat simanların yerine piyasaya sunulmuştur. Silikat simanlara kıyasla daha az çözünmesi, renk stabilitesinin ve başlangıç estetik özelliklerinin daha iyi olması akrilik rezinlerin avantajları olsa da; polimerizasyon esnasında büzülmeleri, aşınma ve termal boyutsal değişimlerinin yüksek olması akrilik rezinlerin dezavantajlarıdır (40).

1960'lı yıllarda Dr. Bowen; doldurucu içermeyen akrilik rezinleri geliştirmek amacıyla diş sert dokularına adezyonla bağlanan, silika partikülleriyle güçlendirilmiş, kimyasal yolla polimerize olan kompozit rezinleri tanıtmıştır (41). 1970'li yıllarda ışıqla polimerize olan kompozit rezinler, 1980'li yıllarda ise posterior dişlerde kullanılması için ilk kompozit rezinler üretilmiştir. Bu kompozit rezinlerin doldurucu

oranı arttırıldığından aşınmaya karşı dirençleri daha yüksektir (3). 1990'lı yılların sonunda yüksek doldurucu içeriği ve viskoziteye sahip, inkremental teknikle yerleştirilen tepilebilir kompozit rezinler piyasaya sürülmüştür (42). Güncel gelişmelerle birlikte günümüzde tek tabaka halinde yerleştirilebilen ve görünür ışığın dalga boyunda polimerize olabilen yeni nesil kompozit rezinler üretilmiştir (43).

Zamanla nanoteknolojinin diş hekimliğine dahil olmasıyla kompozit rezinlerde önemli gelişmeler yaşanmış; yüksek aşınma direnci, dayanıklılık ve doğal dişleri taklit eden mükemmel estetik özelliklere sahip yeni materyaller piyasaya sürülmüştür. Ayrıca, kompozitlerin diş sert dokularına adezyonu için bağlayıcı ajanların geliştirilmesi de kompozit rezin restorasyonların klinik performansını arttırmıştır (44).

2.4. Kompozit Resinlerin Yapısı

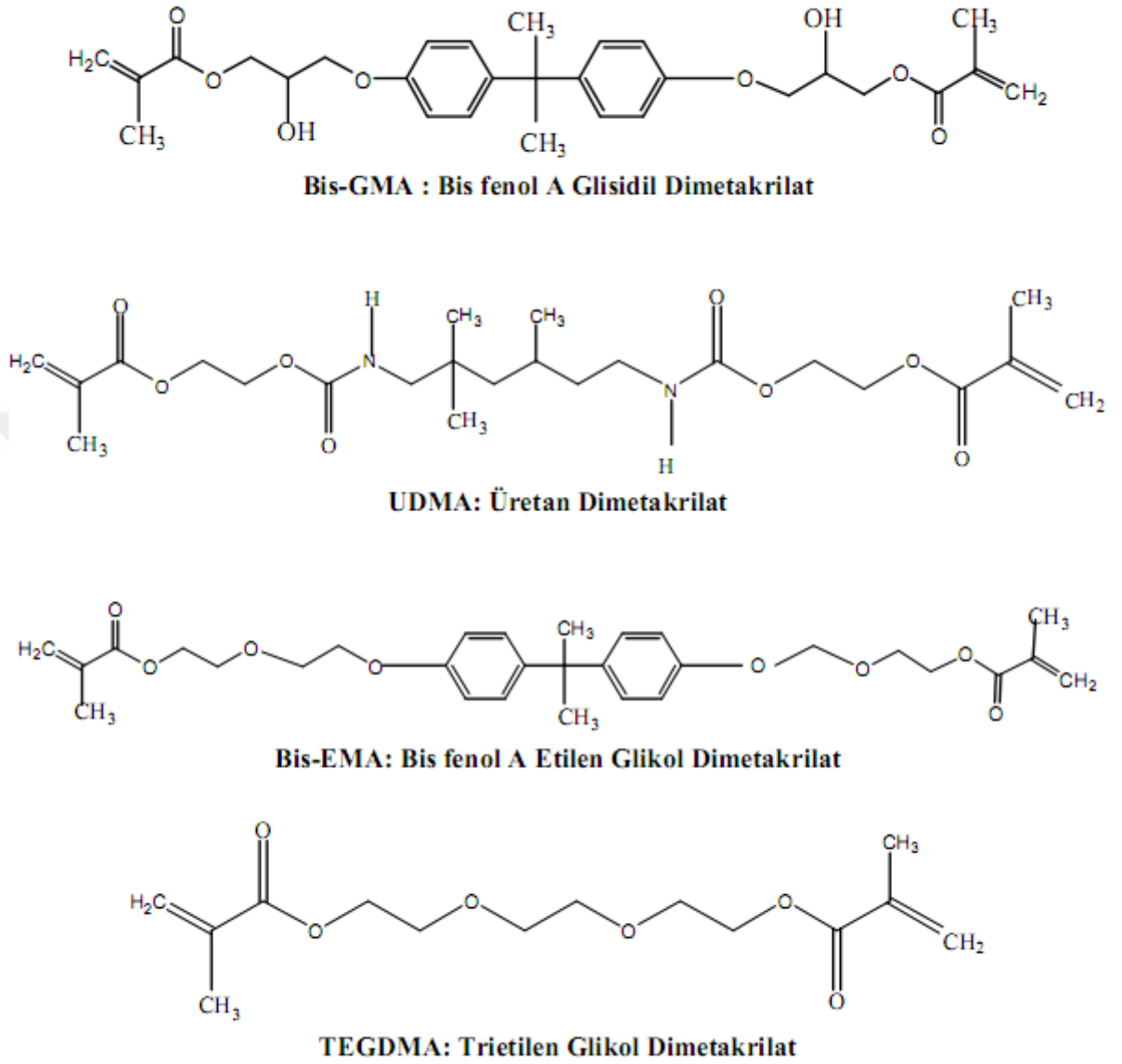
Diş hekimliğinde kullanılan kompozit rezinler; organik matriks fazı (taşıyıcı faz), inorganik faz (dağılan faz) ve ara faz (sılan bağlayıcı faz) olmak üzere temel olarak üç farklı bileşenden oluşmaktadır (45).

2.4.1. Organik Matriks Fazı

Organik matriks fazı; monomerler, polimerizasyon başlatıcı sistem, aktivatörler ile inhibitörlerden oluşmaktadır ve kompozit rezinlerin en güçsüz fazıdır (46). Organik matriks, monomerlerin birbirlerine bağlanarak polimer zincirlerini oluşturmasıyla meydana gelen yapıdır. Organik matriks faz miktarının fazla olması polimerizasyon büzülmesini arttırmaktadır (40).

Kompozit rezinlerde yaygın olarak yüksek moleküler ağırlıklı bir monomer olan Bis-GMA kullanılmaktadır (47). Bis-GMA'nın yüksek viskozitesini azaltmak için daha düşük viskoziteye sahip üretan dimetakrilat (UDMA), trietilenglikol dimetakrilat (TEGDMA), bisfenol A etoksilat dimetakrilat (Bis-EMA) monomerleri geliştirilmiştir (48). TEGDMA çok düşük viskoziteye sahiptir ve kompozit rezinlere eklendiğinde materyalin polimerizasyon büzülmesini arttırmaktadır (49). UDMA ise iyi bir adezyon sağlamaktadır; renk stabilitesi daha iyidir ve hidroksil grubu içermediğinden düşük su absorpsiyonu göstermektedir (50). Aynı zamanda UDMA

kopolimerleri daha yüksek bükülme dayanımı, elastik modül ve sertlik sergilemektedir (48).



Şekil 2. 1. Kompozit rezin monomerlerinin molekül yapıları (48).

2.4.2. İnorganik faz

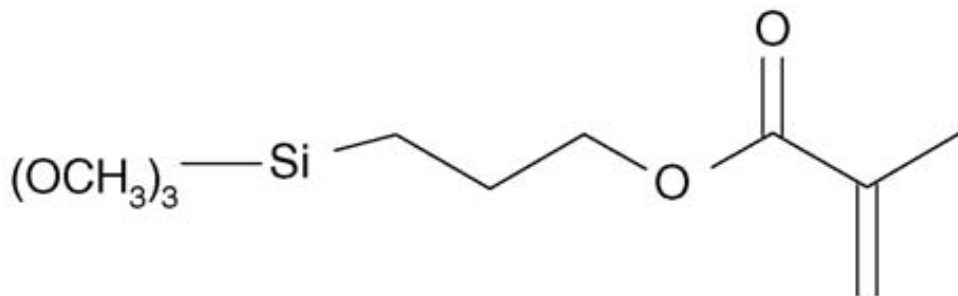
Organik matriksi güçlendirmek, polimerizasyon büzülmesini azaltmak ve materyalin optik özelliklerini geliştirmek amacıyla kompozit rezinlerin ağırlıkça büyük bir kısmını oluşturan, organik matriks içerisine dağılmış halde bulunan doldurucular eklenmiştir (51).

Çeşitli şekil ve boyuttaki inorganik doldurucu partiküller; baryum alüminyum silikat, lityum alüminyum silikat, borosilikat cam, itriyum cam, kuartz ve hidroksiapatitten oluşmaktadır (52). İnorganik doldurucuların yapısına baryum, çinko, stronsiyum ve silisyum gibi elementler eklenerek aşınmaya dirençli ve radyopak görüntü veren kompozit rezinler elde edilmektedir (53). İnorganik doldurucu oranının yüksek olması kompozit rezinlerin fiziksel özelliklerinin daha iyi olmasını sağlarken, inorganik doldurucu partikül boyutunun küçük olması ise kompozit rezinlerin polisajlanabilirliğini ve restorasyonun estetiğini önemli ölçüde etkilemektedir (54).

2.4.3. Ara Faz

Organik matriks ile inorganik doldurucu partiküller arasındaki ara fazın iyi bir bağlantı göstermesi, kompozit rezinlerin mekanik özelliklerinin daha iyi olmasına katkı sağlamaktadır (55). Eğer iyi bir bağlanma sağlanmazsa materyal içerisinde mikro çatlaklar ve porözite oluşacak, bu da kompozit rezinlerin uzun dönem klinik performansı üzerine olumsuz etkiler yaratacaktır. Bu sebeple inorganik doldurucu partiküller, %0,025-2 arasında değişen oranlarda silan ajanı ile kurutulur ya da partiküller üzerinde silan ajanın çökertilmesiyle fonksiyonel hale getirilerek organik matriks içerisine eklenmektedirler (56).

Ara faz, organik silisyum bileşiği olan silanlardan oluşmaktadır (57). Silanlar, hem inorganik doldurucu olan silika partiküllerindeki hidroksil grubuyla bağ kurarken hem de organik matriksteki metakrilat gruplarıyla kovalent bağlar kurmaktadır (50). Kompozit rezinlerde ara bağlayıcı olarak sıklıkla ‘ γ -metakriloksipropiltrimetoksisilan (γ -MPS)’ kullanılmaktadır (56).



Şekil 2. 2. γ -metakriloksipropiltrimetoksisilan'ın molekül yapısı (52).

2.4.4. Kompozit Rezinlerin Yapısında Bulunan Diğer Bileşenler

a. Aktivatörler ve Başlatıcılar: Kimyasal yol ile polimerize olan kompozit rezinlerde başlatıcı olarak benzoil peroksit, hızlandırıcı olarak tersiyer amin ya da sülfirik asit deriveleri (56); ışık ile polimerize olan kompozit rezinlerde ise başlatıcı olarak en sık kamforokinon (CQ) veya trimetil benzoil fosfin oksit (Lucirin-TPO) kullanılmaktadır (58).

b. İnhibitörler: Kompozit rezinlerin ısı, ışık ve kimyasal yollarla kendiliğinden polimerizasyonlarını engellemek için organik matriks içine polimerizasyon önleyici bileşen olarak genellikle hidrokinonun mono metil eteri kullanılmaktadır (59).

c. Ultraviyole Stabilizatörler: 350 nanometre (nm)'nin altındaki ultraviyole (UV) dalga boylarını absorbe ederek renk stabilitesini sağlamaktadırlar. UV stabilizatörü olarak '2-hidroksi-4-metoksi benzofenon' kullanılmaktadır (59).

d. Pigmentler: İstenilen renkleri elde etmek için az miktarda kompozit rezinlere ilave edilmektedir. Kompozit rezinlerin opaklığını arttırmak için çoğunlukla alüminyum oksit ve titanyum oksit gibi metal oksitler kullanılmaktadır (34).

2.5. Kompozit Rezinlerin Geleneksel Sınıflandırılması

2.5.1. Partikül Büyüklüklerine Göre Sınıflama

a. Megafil Kompozitler: İnorganik doldurucu partikülleri 50-100 mikrometre (μm) büyüklüğünde olan kompozit rezinlerdir. Günümüzde tercih edilmemektedir (60).

b. Makrofil Kompozitler: İnorganik doldurucu partiküllerin büyüklükleri 10-100 μm büyüklüğünde olan kompozit rezinlerdir. Makrofil kompozitlerin polimerizasyon büzölmeleri mikrofil kompozitlere göre daha fazlayken, aşınma dirençleri daha azdır (61, 62).

c. Midifil Kompozitler: İnorganik doldurucu partiküllerin büyüklükleri 1-10 μm büyüklüğünde olan kompozit rezinlerdir. Makrofil kompozitler ile birlikte geleneksel kompozitler olarak da bilinmektedir (61).

d. Minifil Kompozitler: İnorganik doldurucu partiküllerin büyüklükleri 0,1-1 μm büyüklüğünde olan kompozit rezinlerdir. Makrofil kompozitlere göre partikül miktarı daha fazla olup, ağırlıkça %70- 85'e ulaşmıştır (61).

e. Mikrofil Kompozitler: İnorganik doldurucu partiküllerin büyüklükleri 0,01-0,1 μm büyüklüğünde olan kompozit rezinlerdir. Mikrofil kompozitlerin partikül miktarı makrofil kompozitlerden hacimce daha azdır (%40-50) ve partikül oranı ağırlığının %35-60'ını oluşturmaktadır. Mikrofil kompozitler estetiğin önemli olduğu restorasyonlarda tercih edilmektedir (60, 61).

f. Nanofil Kompozitler: İnorganik doldurucu partiküllerin büyüklükleri 2-20 nm büyüklüğünde olan kompozit rezinlerdir. Nanofil kompozitlerin; daha iyi mekanik ve optik özelliklere sahip olması, düşük polimerizasyon büzülmesi göstermesi ve daha iyi polisajlanabilmesi gibi birçok avantajları vardır. Nanofil kompozitlerin aşınmaya karşı direnci mikrofil ve mikrohibrit kompozitlerden daha iyidir (63).

g. Hibrit Kompozitler: Makrofil ve mikrofil kompozitlerin özelliklerinden yararlanmak için geliştirilen hibrit kompozitlerin ağırlıklarının %70-80'ini doldurucu içeriği oluşturmaktadır. Hibrit olarak adlandırılmasının nedeni içeriğinde 0,1 μm 'den 3 μm 'ye kadar farklı büyüklükte partiküllerin bulunmasıdır. Partikül miktarı mikrofil kompozitlerden daha fazla, partikül büyüklüğü ise makrofil kompozitlerden daha küçüktür (60, 61).

2.5.2. Partikül Tiplerine Göre Sınıflama

a. Homojen Dolduruculu Kompozitler: Doldurucu partiküllere herhangi bir modifikasyon yapılmamış, sadece silanizasyon işlemi yapılmış olan kompozit rezinlerdir. Doldurucu partiküllerin boyutları aynıdır (61).

b. Hibrit Dolduruculu Kompozitler: Farklı büyüklükteki doldurucuların karıştırılmasıyla elde edilen kompozit rezinlerdir. Hibrit kompozitler, içeriğindeki partiküllerden yüzdesi en fazla olana göre adlandırılmaktadır (61).

c. Heterojen Dolduruculu Kompozitler: Doldurucu partiküllerinde modifikasyon yapılmış olan kompozit rezinlerdir. Yapısında önceden polimerize edilmiş kompozit parçacıkları veya farklı doldurucular içermektedir (61).

2.5.3. Viskozitelerine Göre Sınıflama

a. Kondanse Olabilen (packable) Kompozit Resinler: Amalgama alternatif posterior dişlerde kullanılmak için geliştirilen bu kompozitler yüksek oranda (hacimce %66-70) inorganik doldurucu içermektedir (64). Kondanse olabilen kompozitlerin

viskozitelerindeki artış partiküllerin boyut, şekil ve dağılımında yapılan değişiklikler ve fiberlerin eklenmesiyle sağlanmıştır (47). Kondanse olabilen kompozitlerin düşük polimerizasyon büzülmesi ve aşınma hızı göstermesi, daha iyi polimerizasyon derinliği ve kontakt oluşumu gibi önemli özellikleri bulunmaktadır (64).

b. Akışkan (flowable) Kompozit Rezinler: Rezin restorasyonlarda polimerizasyon büzülmesini azaltmak ve stres kırıcı olarak kullanmak amacıyla üretilen kompozit rezinlerdir. Bu kompozit rezinlerin hacimce/ağırlıkça doldurucu partikül oranı %37-61 arasında değişmektedir (65). Aşınmaya karşı dirençleri, inorganik doldurucu partikül miktarları az olduğundan düşüktür (66). Akışkan kompozitler fissür örtücü, kavite liner, servikal abfraksiyon lezyonu, küçük kaviteler ve pediatrik restorasyonlarda kullanılmaktadır (67). Son zamanlarda doldurucu içeriği arttırılmış akışkan kompozitler piyasaya sürülmüştür. Bu kompozitlerin, geleneksel kompozit rezinlere benzer şekilde derin ve geniş kavitelerde daha kalın bir tabaka halinde kullanımları önerilmektedir (68).

Güncel olarak kompozit rezinler viskozitelerine göre şu şekilde sınıflandırılmaktadır:

a. Light-body Kompozit Rezinler: Düşük viskoziteli ve akıcılığı yüksek olan kompozit rezinlerdir.

b. Medium-body Kompozit Rezinler: Mikrofil, hibrit, mikrohibrit kompozit rezinlerdir.

c. Heavy-body Kompozit Rezinler: Kondanse olabilen kompozit rezinler bu gruba dahildirler (3).

2.5.4. Polimerizasyon Şekline Göre Sınıflama

a. Kimyasal Yolla Polimerize Olan Kompozit Rezinler (Otopolimerizan kompozit rezinler): Günümüzde pek tercih edilmeyen; pat-pat, pat-likit ve toz-likit gibi komponentleri olan sistemlerdir (3). Patların birinde polimerizasyonu başlatıcı benzoil peroksit, diğerinde ise aktivatör olarak polimerizasyonu hızlandıran tersiyer amin içermektedir. İki patın karıştırılması sırasında arada kalan hava kabarcıklarının poröziteye sebep olması, uygulama süresinin hekimin kontrolünde olmaması ve aminin zamanla renklenmesi; bu tür kompozit rezinlerle yapılan restorasyonlarda başarısızlıkla sonuçlanabilmektedir (61).

b. Görünür Işıkla Polimerize Olan Kompozit Rezinler (Fotopolimerizan kompozit rezinler): Tek pat sisteminde üretilen bu kompozit rezinlerin polimerizasyonu için ilk olarak UV ışığı kullanılmıştır. Ancak hastaya ve hekime zararlı olabileceği düşüncesiyle UV kullanımı terkedilmiş ve yerine 420-470 nm dalga boyunda görünür mavi ışık kullanılmaya başlanmıştır. Bu nedenle kompozit rezinlerin yapısında mavi ışığa duyarlı polimerizasyon reaksiyonunu başlatıcı olarak kamforakinon, durdurucu olarak etil benzoat ve hızlandırıcı olarak da alifatik amin bulunmaktadır. Serbest radikallerin oksijen (O_2) ile reaksiyona girmesi sonucu, ışıkla polimerize olan kompozit rezinlerin üst kısımlarında oksijen inhibisyon tabakası oluşmaktadır.

Işıkla sertleşen kompozit rezinlerin; tek pat şeklinde olması, karıştırma işlemi gerektirmemesi, inkremantal teknik uygulanarak daha az polimerizasyon büzülmesine uğraması, polimerizasyonun hekim tarafından kontrol edilebilmesi, renk stabilitesinin iyi olması, estetik olmaları, çalışma süresinin yeterli olması, mekanik özelliklerinin kabul edilebilir olması ve hızlı kontrollü bir polimerizasyona sahip olması gibi avantajları bulunmaktadır (61).

c. Hem Kimyasal Hem de Işık ile Polimerize Olan Kompozit Rezinler (Dual-Cure Kompozit Rezinler): Bu tür kompozit rezinlerde polimerizasyon ışık ile başlamakta; ışığın erişemediği bölgelerin polimerizasyonu 8-24 sa gibi yavaş bir süre içerisinde kimyasal reaksiyon ile tamamlanmaktadır. Derin kavitelere, girişin zor olduğu interproksimal alanlarda, fiber post, lamine ve zirkon altyapılı porselenlerde yapıştırma materyali olarak kullanılmaktadır (69).

2.6. Kompozit Rezinlerin Güncel Sınıflandırılması

Günümüzde kullanılan kompozit rezinler, devamlı iyileşen özellikleri ve nanoteknolojinin diş hekimliğinde kullanılmasıyla ilk üretilen kompozit rezinlerden oldukça farklıdır. Bu da günümüz rezin bazlı materyaller için güncel bir sınıflandırma ihtiyacını ortaya çıkarmıştır. Ardu ve ark. (70), 2010 yılında rezin bazlı materyallerin doldurucu büyüklükleri ve matriks tiplerini inceleyen Tarayıcı Elektron Mikroskobu (Scanning Electron Microscopy- SEM) çalışması sonuçlarına göre güncel bir sınıflama geliştirmiştir:

a. Doldurucu İçeriğine Göre Sınıflama

- Makrofil Kompozit Rezinler
- Mikrofil Kompozit Rezinler
- Hibrit Kompozit Rezinler

b. Matriks Tipine Göre Sınıflama

- Metakrilat Bazlı Kompozit Rezinler
- Kompomer Bazlı Kompozit Rezinler
- Ormoser Bazlı Kompozit Rezinler
- Siloran Bazlı Kompozit Rezinler

2.7. Kompozit Rezinlerle İlgili Güncel Gelişmeler

Kompozit rezinlerin klinik olarak performansını arttırmak için çalışmalar günümüzde de devam etmektedir. Yapılan çalışmalar kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmesini ve postoperatif hassasiyeti azaltmak; mekanik özelliklerini ve biyouyumluluğunu arttırmak gibi kompozit rezinlerin özelliklerini iyileştirici yöndedir (71).

Yakın zamanda piyasaya sürülen ve geleneksel kompozit rezinlere alternatif olan bu güncel kompozit rezin sistemlerine; ormoserler, giomerler, siloranlar, iyon salabilen kompozitler, antimikrobiyal içerikli kompozitler, self-adeziv kompozitler, bulk fill kompozitler ve fiberle güçlendirilmiş kompozitler örnek verilebilir.

2.7.1. Ormoserler

Organik, modifiye ve seramik kelimelerinin ilk hecelerinden oluşan ormoserler; geleneksel kompozit rezinlerin inorganik doldurucu partikül yapısı dışında, organik matriks fazında da birtakım modifikasyonlar yapılmasıyla yeni bir restoratif materyal olarak geliştirilmişlerdir (3, 72). Silika/cam doldurucu ve çapraz bağlı dimetakrilat monomer birleşiminden oluşan farklı organik matriks yapısına sahip ormoserler, 3 boyutlu çapraz bağlı kopolimerler olarak tanımlanmaktadır (72). Ormoserler, geleneksel kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmesinden kaynaklanan sorunları çözebilmek amacıyla üretilmişlerdir (72). Ormoserlerin

biyouyumluluğu ve diş sert dokularına adezyonu çok iyidir; aynı zamanda düşük polimerizasyon büzülmesine ve yüksek aşınma direncine sahiptir (3).

2.7.2. Giomerler

Giomer terimi, glass ionomer ve polimer kelimelerinin birleşiminden türetilmiştir (73). Kompozit rezinlerin estetik ve polisajlanabilme özellikleri ile cam iyonomer simanın florür salınım ve reşarj özelliklerinin birleşiminden oluşan giomerler, rezin matriks yapısına önceden reaksiyona girmiş cam partiküllerin (Pre-Reacted Glass-PRG) materyale eklenmesiyle oluşturulan hibrit restoratif materyallerdir (74). Giomerler, kompomerlere benzer şekilde ışıkla sertleşmekte ve diş sert dokularına bağlanması için bir adeziv sisteme ihtiyaç duymaktadır (75). Giomerlerin uygulaması kolaydır ve uygulanırken asit uygulaması gerektirmediğinden hekime ve hastaya zaman kazandırmaktadır. Bu nedenle çocuk hastalarda rahatlıkla tercih edilebilmektedir (74).

2.7.3. Siloranlar

Siloranlar, materyalin kimyasal yapısını oluşturan siloksan ve oksiran olarak adlandırılan iki farklı molekülden meydana gelmektedir (76). Siloranlar, halka açılım polimerizasyon reaksiyonu ile polimerize olmakta ve metakrilat esaslı kompozit rezinlerle kıyaslandıklarında düşük polimerizasyon büzülmesi ve yüksek dayanıklılık sergilemektedirler. Siloran bazlı kompozit rezinlerde; siloksana bağlı olarak kompozitin hidrofobik özellikleri artarken, oksiran sayesinde polimerizasyon büzülmesi daha az görülmektedir (77).

2.7.4. İyon Salabilen/Remineralize Edici Kompozit Rezinler

İyon salabilen kompozit rezinler; restorasyon yüzeyi ve ağız içi pH değişikliklerine bağlı olarak flor, kalsiyum ve hidroksil iyonları salmaktadır. Bu kompozit rezinlerin temel hedefi, karyojenik bakterilerin oluşturduğu laktik asiti nötralize ederek demineralizasyonu azaltmak ve buna bağlı oluşacak sekonder çürük oluşumunu engellemektir (78). Kompozit rezinlerde yıllardır iyon salan doldurucu olarak kalsiyum fosfat (CaP) partikülleri kullanılmaktadır (79). CaP partikülleri içeren kompozit rezinler ‘akıllı materyaller’ olarak kabul edilmektedir (78). CaP

partiküllerinin kompozit rezinlerde hacmi arttıkça, iyon salınımı artmaktadır (80). Yüksek hacimli CaP partikülleri kompozit rezinin remineralizasyon potansiyelini arttırmasına rağmen materyalde bulunmaları bazı mekanik özelliklerde önemli azalmalara sebep olabilmektedir (81).

2.7.5. Antimikrobiyal İçerikli Kompozit Rezinler

Kompozit rezinlerin ana başarısızlık nedenlerinden biri olan sekonder çürüklerin önlenmesi için, rezin materyal içerisine bazı partiküller eklenerek antimikrobiyal etki kazanması amaçlanmıştır (82). Antimikrobiyal özelliğe sahip olan kompozit rezinler iki farklı şekilde elde edilebilmektedir:

1. Rezin matriksin içine çözünebilir klorheksidin, antibiyotikler, gümüş iyonları, iyot, florür ve kuaterner amonyum bileşikler gibi antimikrobiyal ajanlar eklenir ve bu ajanlar materyalden salınarak etkinlik gösterir.

2. Rezin matriksin içine 12-metasiriloiloksidodesil piridinium bromid (MDPB) gibi antimikrobiyal ajanlar eklenir ve bu ajanlar matriks içinde sabit kalarak dışarı salınmadan, plak birikimi ve bakteri üremesine karşı önleyici etki gösterir (83).

2.7.6. Kendi Bağlanabilen (Self-adeziv) Kompozit Rezinler

2009 yılında üretilen self-adeziv kompozit rezinler (SAC), akışkan materyaller olup; küçük sınıf I ve V kaviteler, çürüksüz servikal lezyonların restorasyonu ile dolgu ve porselen tamirinde kullanılabilmektedir (84). SAC ile self-adeziv rezin simanlar (SARC) arasındaki temel fark, SAC'ın florür salan cam doldurucu içermemesi ve asit-baz nötrleşme reaksiyonlarına girmemesidir (54). SAC, dış sert dokularını pürüzlendiren fonksiyonel bir monomer olan glisero fosfat dimetakrilat (GPDM) ve HEMA içermektedir (85). SAC, geleneksel kompozit rezinler ile kıyaslandığında; yüzey pürüzlülüğü, su emilimi, genleşme ve parlaklık açısından başarılı sonuçlar elde edememişlerdir (86, 87).

2.7.7. Kendini Onarabilen (Self-healing) Kompozit Rezinler

Kompozit rezinlerdeki mikroçatlak yüzeylerinin kapatılarak çatlak uzantısının durdurulması ile materyalin ömrünün arttırılması hedeflenmektedir (71). Self-Healing

kompozit rezinlerde bulunan silika mikrokapsülleri içerisinde poliakrilik asitlerin sulu çözeltilerinden oluşan bir iyileştirme likidi ile stronsiyum flouroalüminasilikat partiküllerinden oluşan bir iyileştirme tozu bulunmaktadır. Mikroçatlaklar oluştuğunda mikrokapsül kırılarak iyileştirme likidi açığa çıkmakta ve bu likit iyileştirme tozu ile reaksiyona girerek çatlakları dolduran çözünmez reaksiyon ürünlerini oluşturmaktadır (88).

2.7.8. Bulk Fill Kompozit Resinler

Kompozit rezinlerdeki güncel gelişmelerden biri bulk fill kompozit rezinlerin piyasaya sürülmesidir. Geleneksel kompozit rezinlerde polimerizasyon büzülmesi, diş veya restorasyon içinde çatlak oluşumu, polimerizasyon sırasında kompozit rezinin diş sert dokularından ayrılması ve buna bağlı olarak sekonder çürük oluşumu gibi olumsuz etkileri elimine edebilmek için inkremental teknik kullanılmakta; böylece ışığın restoratif materyale daha iyi ulaşması ve polimerizasyon büzülmesinin azalması sağlanarak kompozit rezinlerin bazı olumsuz özelliklerinin önüne geçilebilmektedir. Ancak bu tekniğin tabakalar arasında bağlanma başarısızlığı gösterebilmesi, küçük boşlukların doldurulamaması, tabakalar arası kontaminasyon riski, kompozitin yerleştirilmesi ve sertleştirilmesi de dahil olmak üzere zaman alıcı olması gibi dezavantajları bulunmaktadır (89, 90).

Kompozit rezinlerin kaviteye daha büyük hacim ve kalınlıklarda yerleştirilebilmesi için bulk fill kompozitler geliştirilmiştir (5). Bulk fill kompozit rezinler, tek kütle halinde uygulanabilen ve restorasyon süresini azaltmayı hedefleyen kompozit rezin sistemlerdir (91). Geleneksel kompozit rezinler kaviteye en fazla 2 mm'lik tabakalar halinde yerleştirilebilirken, bulk fill kompozit rezinler tek seferde 4-5 mm'lik tabaka halinde yerleştirilebilirler (92).

Bulk fill kompozit rezinlerin iyi kenar uyumu göstermesi, çiğneme kuvvetlerine karşı direncinin yüksek olması ve yeterli estetik özelliklere sahip olması gibi birçok avantajının bulunması hekimler tarafından tercih edilmelerini sağlamaktadır. Bulk fill kompozit rezinlerin kaviteye yerleştirilmesi geleneksel kompozit rezinlere göre daha kolaydır. Gün ışığı altında çabuk polimerize olmama özelliği, restorasyona şekil verebilmek için hekime yeterli zaman kazandırmaktadır

(93-95). Bulk fill kompozit rezinlerle ilgili en büyük endişe, kaviteye 4 mm kalınlığında yerleştirilebilmeleri sebebiyle oluşturdıkları polimerizasyon büzülme stresi ve monomerlerin polimere dönüşüm oranıdır (91). Yüksek polimerizasyon büzülme stresi oluştuğunda restorasyonların kalitesi bozulmaktadır. Bu nedenle bulk fill tekniğinde uygulanan büyük hacimli tabakaların yüksek polimerizasyon büzülmesi göstermemesinin sağlanması gerekmektedir (96). Bulk fill kompozit rezinlerde polimerizasyon büzülme oranı 1.13 MPa'ya azaltılmış; polimerizasyon büzülme hacmi ise 1.9 MPa'ya indirilmiştir (97).

Bulk fill kompozit rezinlerde geliştirilmiş bir polimerizasyon derinliği sağlamak için çeşitli teknikler uygulanmaktadır (98). Üreticiler bu kompozitlerin polimerizasyon derinliklerini artırmak için genellikle doldurucu içeriğini azaltma, doldurucu partikül boyutunu artırma veya ilave fotobaşlatıcılar ekleme gibi yöntemleri kullanmaktadır (9). Bazı bulk fill kompozit rezinlerde ise kompozit rezinin translusensisini arttırmayı denemişler ve bu amaçla en basit yöntem olarak translusent doldurucuların oranını çoğaltmışlardır. Bulk fill kompozit rezinlerin içerdikleri baryum alüminyum silikat cam, iterbiyum triflorit ve zirkonyum silika partikülleri ile translusentlikleri arttırılarak, ışık gücünün daha derinlere ulaşması sağlanmaktadır. Ayrıca bu partiküller kompozit rezinlere mineye benzer bir şeffaflık vererek estetik üstünlük kazandırmaktadır (91).

Bulk fill kompozit rezinlerin temel avantajı olarak görülen artmış polimerizasyon derinliği, materyallerin yüksek translusensliği ile ilişkiliyken; azalmış polimerizasyon stresi ise organik matriks ve/veya doldurucu içeriğindeki modifikasyonlar ile açıklanmaktadır (99). Bulk fill kompozitlerin organik matriks yapısına hidroksil serbest Bis-GMA, alifatik UDMA, parsiyel aromatik UDMA veya yüksek dallı metakrilat eklenmiştir. Organik matriks ve monomer yapısındaki bu modifikasyonlar, bulk fill kompozitlerin polimerizasyon büzülmesini %70'e kadar azaltmakta ve materyalin translusent yapısını geliştirerek polimerizasyon için gerekli ışığın kompozit kütlesi boyunca daha fazla yayılmasını sağlamaktadır (94). Bulk fill kompozit rezinlerin çoğu Bis-GMA'ya göre daha az viskoz ve daha esnek olan UDMA monomeri içermektedir. UDMA'daki NH grupları, polimer ağının oluşumu sırasında monomerlerin birbirlerine daha esnek bir şekilde bağlanmalarını sağlamaktadır.

İlk üretilen bulk fill kompozit rezinlerden biri olan SDR™ (Dentsply DeTrey) ‘Stress decreasing technology patentli yüksek molekül ağırlıklı UDMA’ içermektedir. SDR™ içerisindeki UDMA’da polimerizasyon kinetiğini kontrol edebilen fotoaktif gruplar bulunmaktadır (100). Fotoaktif gruplar, polimerizasyon için gerekli ışığın materyalin daha derin tabakalarına ulaşması sağlayarak restorasyonun 4 mm kalınlığında uygulanabilmesine imkan tanımaktadır (101). Piyasada bulunan Tetric N-Ceram® Bulk Fill ve Tetric EvoCeram® Bulk Fill (Ivoclar Vivadent), dibenzoyl germanyum türevi olan ve CQ /tersiyer amin foto başlatıcılara ek bir başlatıcı olarak ‘Ivocerin’ içermektedir. CQ, 450-490 nm dalga boyunda ışığı absorbe ederken; Ivocerin 370-460 nm dalga boyunda maksimum ışık absorpsiyonuna sahiptir. Bu yeni başlatıcı, CQ ile kıyaslandığında ışığı daha iyi absorbe ederek daha yüksek bir fotopolimerizasyon aktivitesi göstermektedir (98).

Bulk fill kompozit rezinler kimyasal yolla, ışık yoluyla veya hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olmaktadır. Işık yoluyla polimerize olanlar, geleneksel kompozitlere benzer şekilde 420-470 nm dalga boyunda aktive olmaktadır (101). Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olanlarda ise polimerizasyon ışıkla başlamakta ve ışığın ulaşamayacağı en derin noktalar zamanla kimyasal olarak polimerize olmaktadır. Bu nedenle hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan bulk fill kompozitler tek seferde 10 mm derinliğe kadar kullanılabilir (9).

Bulk fill kompozit rezinler viskozitelerine göre ise yüksek viskoziteli ve düşük viskoziteli olarak sınıflandırılmaktadır. Düşük viskoziteye sahip olanların kavite duvarlarına adaptasyonu daha iyidir ve akışkanlıklarının yüksek olması ulaşımı zor kavitelere uygulama kolaylığı sağlamaktadır. Ancak akışkan kompozit rezinler daha düşük mekanik özellikler göstermektedir (102). Zayıf fiziksel özelliklerinden dolayı, en az 2 mm kalınlığında yüksek viskozite ve fiziksel özelliklere sahip bir kompozit rezin ile örtülmeleri önerilmektedir (90). Akışkan bulk fill kompozit rezinlerin kullanım sınırlamaları sebebiyle yüksek viskoziteye sahip bulk fill kompozit rezinler üretilmiştir. Bu kompozit rezinler; doldurucu oranının yüksek olması, polimerizasyon büzülmesinin düşük olması ve basit uygulama prosedürü ile geniş bir kullanım alanı bulmuştur (103). Günümüzde kullanılan yüksek viskoziteli bulk fill kompozit rezinlerin son tabakalarının geleneksel kompozit rezinlerle restore edilmesine gerek yoktur (91). Diğer yüksek viskoziteli kompozitlerden farklı olarak sonik olarak aktive

edilen SonicFill™ (Kerr, Orange), özel dizayn edilen el aleti ve sonik titreşimler sayesinde viskozitesi azaltılarak kaviteye daha kolay uygulanabilmekte ve aktivasyon sona erdiğinde kompozit tekrar tepilebilir konuma geri dönmektedir (9).

Bulk fill kompozit rezinlerde estetik, amalgam restorasyonlara göre büyük ölçüde gelişmiştir. Ancak bulk fill kompozit rezinler, geleneksel kompozit rezinlerle karşılaştırıldığında materyallerin renk tonu ve translusentliği bakımından sınırlı olabilmektedir. Estetiğin önemli olduğu hastalar için, son tabakanın geleneksel kompozit rezinlerle bitirilmesi gerektiği belirtilmiştir ve bu kompozitlerin çoğu bulk fill kompozit rezinler ile uyumludur (9).

2.8. Fiber ile Güçlendirilmiş Kompozit Rezinler

Fiberler; kendi çaplarına göre 100 kat daha fazla uzunlukta olan, ince, silindirik ve esnek yapılardır (104). Klinik diş hekimliğinde fiber ile güçlendirme üzerine yapılan çalışmalar ilk olarak 1960'lı yıllarda Smith tarafından polimetil metakrilatı güçlendirmek için cam fiberlerin kullanılmasıyla başlamıştır. Karbon fiberler ise akrilik rezinleri güçlendirmek için 1970'lerde kullanılmıştır (105). Fiber ilaveli kompozit rezinler ile kuren ve köprü yapımı ilk defa 1990'larda metal destekli protezlere alternatif olarak kullanılmaya başlanmıştır. Daha sonra protez kaide materyali olarak kullanılan akrilik rezinlerin boyutsal stabilitelerinin düşük ve kırılmaya karşı dirençlerinin zayıf olması nedeniyle akrilik kaideye fiber ilavesi gündeme gelmiştir (106).

Günümüzde fiberler; protez kaidelerin güçlendirilmesi ve tamirinde, implant üstü protezlerde, anterior ve posterior dişlere uygulanan sabit köprülerde, sabit yer tutucu yapımında, periodontal splint ve endodontik post uygulamalarında, inley/onley gibi indirekt restorasyonlarda, vital ve devital dişlerdeki geniş restorasyonların yüksek stres alan bölgelerinde kullanılmaktadır (107). Fiberlerin elastikiyet modüllerinin düşük olması, basma kuvvetlerine karşı dayanıklılıklarının ve ışık geçirgenliğinin iyi olması, rezin ile adeziv bağlantısı gibi özellikleri kompozitlerin güçlendirilmesinde de kullanılmalarını sağlamıştır (108).

Son zamanlarda dentin yerine kullanılabilen kısa fiberler ile güçlendirilmiş kompozit rezinler (FGK), özellikle posterior dişlerde yüksek çiğneme kuvvetlerine

maruz kalan bölgelerde kullanılmak üzere üretilmiştir (109). FGK, daha fazla estetik ve fonksiyon sağlayan seramik doldurucu ile gelişmiş polimer kimyasının özel bir birleşimidir (110). FGK, geleneksel kompozit rezinler gibi organik matriks ve inorganik doldurucu fazdan oluşmaktadır. Organik matriks; polimetil metakrilat (PMMA), UDMA, TEGDMA, epoksi veya Bis-GMA yapısındadır. Organik matriks yapısına ilave edilen çeşitli boy, çap, yapı ve yönde yerleştirilen fiberler ise inorganik doldurucu fazını oluşturmaktadır (111).

FGK’de organik matriks; cam, karbon veya polietilen yapıdaki fiberler etrafında bir faz oluşturarak gelen kuvvetleri en güçlü kısım olan fiberlere aktarır ve sardığı fiberleri nemin etkisinden korur (112). FGK’nin yorulma direnci çok yüksektir, çünkü fiberleri saran rezin matriks fiber materyalinin geometrik yapısını sabitler, optimal gücü sağlamak için fiberi önceden tespit edilen pozisyonda tutar (113). Fiber doldurucuların güçlendirebilme etkisi, oluşan stresin polimer matriksten fiberlere aktarılabilmesinden ve fiberlerin çatlak oluşumuna karşı dayanıklı yapısıyla güçlü bir destek altyapı oluşturmamasından kaynaklanmaktadır (114). Kompozit rezinde herhangi bir çatlak oluştuğunda fiberlerin çatlak yüzeylerini birbirine doğru çekmesi ile çatlağın ilerlemesi engellenmektedir (115).

Çalışmalar piyasada bulunan FGK’nin, fiber içermeyen kompozit rezinlerden daha yüksek kırılma dayanımına sahip olduğu konusunda hemfikirdir (116-120). Artan kırılma dayanımının yanı sıra, fiberler ayrıca kompozit rezinin polimerizasyon büzülmesine de etki etmektedir. Sürekli yönlendirilmiş fiber içeren kompozit rezinler, büzülme bakımından izotropik olmayan bir davranış sergiler ve dikey yönlendirilmiş fiberlere kıyasla daha düşük büzülme değerleri gösterirler (119).

Fiberlerin kompozit rezin özellikleri üzerindeki etkisini anlamak için, sistematik deneysel tasarımlar kullanarak fiber güçlendirilmesinde yer alan değişkenlere bakmak önemlidir. Rastgele kısa fiber kullanarak güçlendirilen kompozit rezinlerle ilgili iki önemli parametre, fiber uzunluk/çap oranı ve parça hacmidir (121). Fiberlerin uzunluk/çap oranı ile kompozit rezinin bükülme dayanımı arasında bir ilişki bulunmaktadır. Yüksek uzunluk/çap oranına sahip FGK’nin, düşük uzunluk/çap oranına sahip olanlara göre daha iyi bükülme dayanımına sahip olduğu gösterilmiştir. FGK, geleneksel kompozit rezinlere göre daha iyi bükülme dayanımına sahiptir (122).

Fiberlerin buradaki rolü kırık durdurucu, stres kırıcı olarak görev yaparak kompozit rezinlerin yapısal özelliklerini arttırmaktır (123). Fiberler, polisaj işlemlerini bozması nedeniyle altyapı malzemesi olarak kullanılır ve üzerlerinin ayrıca kompozit tabakası ile örtülmesi zorunludur (99).

2.8.1. Fiber ile Güçlendirilmiş Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

- Fiberin tipine göre (cam, polietilen, karbon, aramid)
- Fiberin mimarisine göre (sürekli veya süreksiz)
- Fiberin oryantasyonuna göre (tek yönlü, çift yönlü, dokuma, örgü, şerit veya rastgele)
- Fiberin doyurulmasına göre (önceden emprenye edilmiş veya kuru)
- Fiberin diş hekimi tarafından direkt uygulanması veya laboratuvar ortamında teknisyen tarafından indirekt yöntemle uygulanmasına göre sınıflandırılmaktadır (124).

2.8.2. Diş Hekimliğinde Kullanılan Fiber Tipleri ve Özellikleri

Cam fiberler

1960'lı yıllardan beri diş hekimliğinde kullanılmaktadır. Cam fiberler; amorf (kristalsiz), izotropik, üç boyutlu ağ yapısındadır. Renksiz, estetik, esnek, biyouyumlu ve dirençli olması tercih edilmesini sağlamaktadır. Ayrıca korozyona uğramaması ve bağlanma özelliklerinin iyi olması gibi avantajlara sahiptir. Cam; silisyum oksit (SiO_2), bor oksit (B_2O_3), germanyum oksit (GeO_2), fosfor oksit (P_2O_5) ve arsenik oksit (As_2O_3) gibi bileşiklerden oluşmaktadır. Cam yapıcı oksit olarak en sık SiO_2 kullanılmaktadır. Düzenleyici olarak kullanılan oksitler; sodyum oksit (Na_2O), potasyum oksit (K_2O), magnezyum oksit (MgO), kalsiyum oksit (CaO), cıva oksit (HgO) ve baryum oksit (BaO)'tir. Düzenleyici oksitler camın akışkanlığını artırarak çalışma süresini uzatmaktadır (125).

Cam A (nötral): %25 soda ve kireç içeren yüksek alkali bir camdır. Avantajları, plastik malzemelerin güçlendirilmesinde kullanılabilmesi ve diğer cam fiberlere göre daha ucuz olmasıdır. Dezavantajları ise, su ve alkali ortamlarda kimyasal ve mekanik direncinin düşük olmasıdır (126, 127).

Cam C (kimyasal olarak dirençli): Bu materyal, çoğunlukla asit gibi agresif ortamlarla temas halinde olan mühendislik alanı için geliştirilmiştir. Avantajı, fiberlerin korozyon direncinin iyi olmasıdır. Dezavantajları ise, yalıtkan olmaması ve düşük dayanıklılık sergilemesidir (126, 127).

Cam D (düşük dielektrik iletkenliği): Bu cam, elektronik panolar ve radar muhafazalarında bir güçlendirme malzemesi olarak kullanılmaktadır. Düşük dayanıklılık ve kimyasal direnç ile karakterizedir (126, 127).

Cam S: Yüksek ısıda yorulma direnci oldukça iyi olduğundan uçak ve uzay endüstrisinde kullanılmaktadır. S-cam, esas olarak MgO , Al_2O_3 ve SiO_2 'den oluşmaktadır. Çekme ve basma kuvvetlerine karşı direnci en yüksek olan camdır. Elektriksel cam ile karşılaştırıldığında %33 oranında daha fazla dayanıklılığa sahiptir (128). Hizmet sunma ömrünün düşük, üretim süreçlerinin zor ve pahalı olması nedeniyle kullanımları sınırlıdır (126, 127).

Cam AR: Bu cam fiberlerin yüksek erime noktasına sahip olması ve fazla zirkonyum içermeleri kullanım alanlarını kısıtlamaktadır (126, 127).

Cam E (elektriksel sınıf): FGK'de kullanılan devamlı fiberler, genellikle alkalisiz camdan oluşur ve E-cam olarak bilinirler (129). E-camlar, yüksek erime noktasına sahiptir ve suya dirençlidir. Bu fiberler ile ilgili endişe, camın kimyasal homojenliğini bozan ve çevre kirliliğine sebep olan uçucu bileşenlerin (B_2O_3 ve florin) varlığına bağlıdır. Bununla birlikte, güçlendirici olarak kullanılan cam fiberlerin %50'den fazlası E-camdır. E-cam, amorf fazların bir karışımıdır ve SiO_2 , CaO , BaO , alüminyum oksit (Al_2O_3) ile bazı alkali metal oksitler içermektedir (126, 127). E-camın yüksek CaO içermesi, bu kompozisyona benzeyen asidik solüsyonlardan daha düşük direnç göstermesine neden olmaktadır. Bu sorunu gidermek için E-camın içeriğine B_2O_3 katılarak, CaO oranının azaltılması sağlanmıştır. B_2O_3 , su ile reaktif olduğunda cam fiberin yüzey enerjisini düşürebilmektedir. Özellikle cam fiberin hazırlanması esnasında yüzeyde B_2O_3 birikmesi, FGK'nin ara yüzeyinde hidrolitik bozulmayı artırmaktadır. Bu yüzden materyalin içeriğindeki B_2O_3 miktarı azaltılarak, yüksek gerilme dayanımına sahip S-cam ve R-cam fiber türleri üretilmiştir (130).

Karbon Fiberler

Diş hekimliğinde 1970 yılında ticari olarak kullanılmaya başlanan karbon fiberlerin çoğu poliakrilonitrilin karbonizasyonu ile hazırlanmaktadır. Karbon fiberin en önemli dezavantajı, uzun eksenine dik yöndeki darbelere karşı dayanıksız olmasıdır. Bunu önlemek için, fiberler üretim esnasında matris içerisine çapraz veya birbirine dik biçimlerde yerleştirilmektedir. Estetik problemlerin ortadan kaldırılamamasına rağmen; fiziksel ve kimyasal özelliklerinin iyi olması ve biyouyumlu olması, diş hekimliğinde akrilik rezinlerin kırılma dayanıklılığını arttırmak amacıyla uzun yıllar kullanılmasını sağlamıştır (104).

Son yıllarda karbonun potansiyel toksisitesi, rezinin içine fiberin tam olarak adapte edilememesi ve fiberlerin işlenmesinin zor olması gibi dezavantajları nedeniyle yerini diğer fiber sistemlerine bırakmıştır (131). Vallittu ve ark. (132); cam, karbon ve aramid fiberlerle güçlendirdikleri akrilik rezinlerin kırılma direncini karşılaştırdıkları çalışmalarında, cam fiber ile güçlendirmenin diğer fiber tiplerine göre daha başarılı olduğunu belirtmişlerdir. Ayrıca yaptıkları SEM incelemelerinde karbon fiber ile güçlendirilen akriliklerde, fiberler arasında boşluklar oluştuğunu gözlemlemişler; bunun nedenin ise metil metakrilat rezinlerin polimerizasyon sırasında daha fazla büzülme göstermesinden kaynaklandığını bildirmişlerdir.

Polietilen Fiberler

Cappacio ve Ward'ın 1973 yılında geliştirdikleri polietilen fiber, doğal kristalin polimeridir. Biyouyumlu, erimeye karşı dirençli, hidrofobik, renginin doğal ve yoğunluğunun düşük olması avantajlarıdır (104). Polietilen fiberin 140 °C'den sonra yapısal olarak bozulması sebebiyle, yüksek ısı ile polimerize olan kompozit rezinlerle kullanılamaması en büyük dezavantajıdır (133). Yüzey enerjisinin düşük olması ve dolayısıyla ıslanabilirliğinin az olması ise diğer dezavantajlarındandır (104).

Polietilen fiberler, akrilik rezine sürekli tek yönlü/paralel, dokuma/örgü ve kısa kesilmiş ve rastgele dağılmış gibi değişik formlarda katılabilir. Akrilik rezinin polietilen fiber ile güçlendirilmesinin estetik görünüm ve iyi polisajlanabilirliğinin yanı sıra özellikle çarpma dayanımı gibi mekanik özelliklerini arttırdığı bildirilmiştir. Herhangi bir işlem yapılmadan doğrudan rezine katılan fiberler, yabancı madde gibi

davranarak yapıyı güçlendirmek yerine zayıflatmaktadır. Bu problemi çözmek için polietilen fiberler; kimyasal oksidasyon, kimyasal kaplama ajan uygulaması, elektrik plazma işlemi ve ekstra akrilik monomer kullanımı gibi birçok tekniklerden yararlanılarak üretilmektedir (104). Polietilen fiberleri ıslatmak için tek aşamalı ve 5. nesil adeziv sistemlerinin kullanılması önerilmemektedir; çünkü bu sistemler dentin veya solventleri aşındıran asit içerdiklerinden rezin ile fiber arasındaki adezyonu olumsuz etkilemektedir. Ayrıca polietilen fiberler; adeziv ile ıslatıldıktan sonra kullanıma hazır olana kadar ışıktan korunmalı, pudrasız eldivenle dokunulmalı veya preselle tutulmalıdır (134).

Materyalin; indirekt kompozit rezin restorasyon, endodontik post ve kor yapımı, ortodontik uygulamalar, periodontal splint, direkt adeziv köprü, kırılmış protez tamiri ve overdenture protezleri güçlendirmek gibi geniş bir kullanım alanı vardır (104). Bu çok yönlülüğe rağmen, çocuk diş hekimliğinde polietilen fiber kullanımı hakkında çok az rapor bulunmaktadır (135).

Aramid Fiberler

Ticari adı “Kevlar” olan organik polimerik yapıdaki aramid fiberler, poliparafenil terafalamit olarak da adlandırılmaktadır. Düşük yoğunluklu aramid fiberlerin elastisite modülünün yüksek olduğu bildirilmiştir. Aramid fiberlerin ıslanabilirliği çok iyi olduğundan bağlayıcı ajanla işlem görmesine gerek yoktur. Hafiflik ve güvenilirliğin ön planda olduğu üretimlerde tercih edilen fiber çeşididir.

Diş hekimliğinde aramid fiberler, polimetilmetakrilatı güçlendirmek için ilk kez 1985 yılında kullanılmış fakat bükülme direncini istenilen oranda arttırmadığı belirtilmiştir (104). Saygılı ve ark. (136), cam ve aramid fiber eklenmesinin geçici restoratif materyallerin dayanıklılığına etkisini incelemek amacıyla yaptıkları çalışmalarında fiberlerin akrilik rezinlerin bükülme direncinde artış sağladığını; fakat cam fiberle elde edilen dayanıklılığın aramid fiberlerden daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir.

Aramid fiberlerin gerilme dayanımları naylonun iki katıdır; elastisite modülleri ise cam fiberden iki kat, naylondan yirmi kat daha fazladır. Gerilme dayanımı yüksek olmasına karşın mikrofibril yapısı sebebiyle sıkıştırma ve bükülmeye karşı diğer

fiberlerden daha az dayanım göstermektedir. Sarı renkli olmasından dolayı estetik bölgelerde kullanımı sınırlıdır. Ayrıca ağız içerisinde zamanla kompozit yüzeyinde açığa çıkan fiberlerin düzensiz bir yüzey oluşturması sonucu hastaya rahatsızlık verebilmektedir (16).

2.8.3. Fiber ile Güçlendirilmiş Kompozit Rezinlerin Kullanım Alanları

- Direkt kompozit restorasyonlar
- İndirekt restorasyonlar
- Endodontik tedavili dişlerin restorasyonları
- Endodontik post
- Ortodontik retainer
- Yer tutucular ve pekiştirme apareyleri
- Travma sonrası splint ve periodontal splint
- Kısa ve uzun süreli geçici köprüler
- Anterior ve posterior sabit köprüler
- Protezlerin güçlendirilmesi veya tamiridir (104).

2.8.4. Fiber ile Güçlendirilmiş Kompozit Rezinlerin Fiziksel ve Mekanik Özelliklerini Etkileyen Faktörler

Fiberler, materyallerin mekanik özelliklerini arttırmalarına rağmen başlangıçta klinik olarak istenen başarının sağlanamaması nedeniyle fazla kabul görmemişlerdir. Başarısızlığın nedenleri; fiber ile matriks arasındaki bağlantının ve fiber miktarının yetersiz olmasına bağlı olarak mekanik özelliklerde bir gelişme kaydedilememesi, rezin matriks içerisindeki fiber oranının hacim olarak düşük olması ve fiberin rezin ile yeterli ıslatılamamasına bağlı olarak fiberle rezin arasında boşluk meydana gelmesidir (104).

FGK'nin özelliklerini etkileyen faktörler;

- ✓ Fiber miktarı
- ✓ Fiberin oryantasyonu
- ✓ Fiberin dağılımı
- ✓ Fiberin doyurulması

- ✓ Fiber ve polimer matriksin özellikleri
- ✓ Fiberin polimer matrikse adezyonu
- ✓ Fiberlere uygulanan yüzey işlemleri
- ✓ Polimer matriksin su absorpsiyonu olarak sıralanabilir (137).

Fiber miktarı

Polimer matriksteki fiber miktarı, hem ağırlık hem de hacim yüzdesi olarak verilmektedir. Polimer matriksteki fiber hacim yüzdesi FGK'nin mekanik özelliklerini etkilediğinden, fiber miktarı genellikle hacim yüzdesi olarak verilmektedir. Fiber miktarı ağırlık yüzdesi olarak verilirse hacim yüzdesine aşağıdaki formülle çevrilir:

$$V_g = \frac{W_g / P_g}{W_g \cdot P_g + W_r \cdot P_r} \times 100 (\%)$$

(V_g: Fiberin hacim oranı, W_g: Fiberin ağırlık oranı, P_g: Fiberin yoğunluğu, W_r: Rezinin ağırlığı, P_r: Rezin yoğunluğu) (104).

Endüstriyel ürünlerde kullanılan fiberlerin oranı hacim olarak %50-70 iken; dental rezinlerdeki fiber oranı %15'den azdır (104). Bunun nedeni, aşınmaya dirençli ve polisajlanabilir yüzeyler oluşturmak için fiberlerin doldurucusuz polimerle kaplanmasını gerektirmesidir (138). Fiber miktarı fazla olsa bile yoğunluğu düşük olan fiberler, materyaller üzerinde daha düşük basma ve dayanım kuvveti göstermektedir. Cam fiberlerin özgül ağırlığı polietilen, karbon ve aramid fiberlerden yüksek olduğu için eşit hacim oranları karşılaştırıldığında, cam fiberler daha fazla dayanıklılık sağlamaktadır (139). Kompozit rezin içine konan fiberin hacimsel oranı yanı sıra polimer matriks içerisinde kullanılan fiberlerin lif uzunluğu da restorasyonun mekanik özelliklerini etkileyen bir faktördür. Matriks içerisindeki kısa liflerin kritik uzunluğunun bilinmesi, maksimum güçlendirme etkisinin elde edilmesinde kullanılmaktadır. En kısa etkili lif uzunluğu, 'kritik lif uzunluğu' olarak adlandırılır. Kritik uzunluk, polimer matriks içindeki maksimum stres aktarımı için gerekli minimum fiber boyutudur (138).

Callaghan ve ark. (140), fiberin hacim ve uzunluğunun cam FGK'nin aşınma özellikleri üzerine etkisini inceledikleri çalışmalarında matrikse hacim olarak %2 oranında ilave edilen fiberin, %5,7 oranında ilave edilen fibere göre daha fazla; %7,6 oranında ilave edilen fibere göre ise daha az aşınma değerleri gösterdiğini bildirmişlerdir. Bunun nedeninin fiber yoğunluğunun artışıyla oluşan fiber öbeklerinin matriks ile yeterli bağlanma sağlayamaması olduğunu, dental kompozit rezinlere ilave edilecek fiber miktarının hacimsel olarak %2-7,6 arasında olması gerektiğini belirtmişlerdir. Aynı zamanda, fiber uzunluğunun aşınmaya karşı direnç ile pozitif bir ilişkisinin bulunduğunu; kısa fiberlerin kolaylıkla kümeleştiği, kümeleşen fiberlerin kompozit yapının içinde zayıf bölgeler oluşturduğu ve polimer matriksten ayrıldığını; fiberin kompozit ile ne kadar çok temas ederse aşınma direncinin o kadar iyi olacağını gözlemlemişlerdir.

Vallittu (141), farklı hacim oranları ve fiber uzunluklarının fiberlerin mekanik dirençleri üzerine etkisini değerlendirdiği çalışmada, önceden doyurulmuş çeşitli uzunluklarda (1 mm-6 mm) kısa E-cam fiberler kullanmış ve fiber hacmi oranının bükülme ve kırılma dirençleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkiye sahip olduğunu göstermiştir.

Garoushi ve ark. (138) ise, Bis-GMA polimer matriksli kritik E-cam lif uzunluklarının 0,5-1,6 mm arasında değiştiğini belirtmişlerdir. Ayrıca Bis-GMA-TEGDMA rezin sistemiyle kullanım için en etkili uzunluğun 5 mm olduğunu ve bu uzunluğun en yüksek bükülme dayanımı değerlerini gösterdiğini bildirmişlerdir.

Fiber oryantasyonu ve dağılımı

Fiberlerin oryantasyonunun veya matriks içindeki fiberlerin düzenlenişinin, FGK'nin fiziksel ve mekanik özelliklerine etkisi üzerine yapılmış olan çalışmalarda fiberlerin yönünün etkili olduğu bildirilmiştir (142).

a) Tek yönlü (çubuk şeklindeki) fiberler: Birbirlerine paralel, tek bir yönde uzanan, 6-7 μ m kalınlığında, sayıları 1.000-200.000 arasında değişen fiber demetlerinin oluşturduğu fiber çeşididir. Tek yönlü fiberler, kompozit rezinlere anizotropik mekanik özellikler sağlamaktadır (131, 143).

Krenchel faktörü, fiberlerin güçlendirme etkisinin değerlendirildiği bir ölçektir ve tek yönlü fiberlerin etkinliği teorik olarak %100'dür (143). Tek yönlü fiberlerde fiber yönünde kuvvet uygulandığında en yüksek dayanıklılık ve direnç elde edilmektedir. Bu fiberlerde, fiberlere paralel doğrultuda kuvvet uygulandığında mekanik özellikler en yüksek; fiberlere dik doğrultuda kuvvet uygulandığında ise mekanik özellikler en düşüktür. Fibere dik doğrultuda uygulanan kuvvetler karşısında fiberin matriksten ayrılma potansiyeli vardır. Tek yönlü fiberler transvers doğrultuda fiber içermedikleri için transvers hareketlerde fiber etkinliğinde azalma vardır (131, 143). Tek yönlü fiberler, stres yönünün tahmin edilebilir olduğu uygulamalar için uygundur. Akrilik tam ve bölümlü protezlerin, sabit köprülerin strese en çok maruz kalan bölgelerinde ve periodontal splint uygulamalarında kullanılabilmektedir (144).

b) Ağ/örgü (dokuma) formunda fiberler: Dokuma fiberler; saten, keten ve çapraz dokunmuş kumaşa benzer tarzda farklı tekstil yapılarında üretilmektedir (104). Bu tip fiberler, kompozit rezinlere ortotropik mekanik özellik vermektedir ve bundan dolayı stres yönünün önceden tahmin edilemediği durumlarda kullanılmaktadır. Fiberlerin birbirinden farklı yönlerde düzenlenmesiyle elde edilen dokuma fiberler iki yönde eşit derecede etkiye sahiptir. Krenchel faktörüne göre bu tür fiberlerin teorik etkinliği %25 veya %50'dir. Dokuma fiberlerin stres kırıcı görevi gördükleri ve kırılmadan önce gerilimi artırarak materyale tokluk kattıkları gözlemlenmiştir (145).

Çok yönlü fiberler, tek yönlü fiberlerin farklı doğrultularda yerleştirilmesiyle ya da örgü veya dokuma fiberler kullanılarak oluşturulabilir (108). Çok yönlü fiberler, tek yönlü fiberlerin anizotropik özelliklerini minimuma indirmek için uygulanmaktadır. Sürekli tek yönlü fiberlerin mekanik özellikleri, sürekli çift yönlü fiberlere göre çok daha yüksektir (131). Çok yönlü fiberler, tek yönlü fiberler için yer olmadığı veya kuvvet yönünün bilinmediği durumlarda özellikle uygundur. Protezde en yüksek stres yönünün tahmin edilemediği full kuron restorasyonlarda veya protez onarımı gibi uygulamalarda kullanımı elverişlidir (143).

c) Rastgele/kırılmış/kısa kesilmiş (chopped) fiberler: Kompozit rezinlere izotropik mekanik özellikler vermektedir. Kısa dağınık seyreden fiberler, bir veya iki doğrultuda güçlendirici etki sağlamak yerine çok yönlü güçlendirici etki sağlamaktadır. Akrilik içerisine yerleştirilmesi en kolay fiber çeşidi olduğundan,

protezleri güçlendirmek için kullanımları uygundur (143). Ancak bu tip fiberler düşük oranda (ağırlıkça %1-2) fiber katılması istendiğinde kullanılmaktadır. Çünkü yüksek oranda kullanıldığında kuru, katı bir karışım elde edildiğinden uygulanması zor olmaktadır. Ayrıca bu yapıdaki fiberlerin materyal üzerinde açığa çıkması polisajı zorlaştırarak pürüzlü bir yüzey oluşmasına ve irritasyona neden olduğu rapor edilmiştir (146).

Fiberlerin rezin içine yerleştirilmesinde çeşitli fiber formları ve bunların özellikleri göz önünde bulundurulmalıdır. Örneğin, akrilik rezinlerde uzunlamasına yerleştirilen fiberlerin dayanıklılığı önemli ölçüde arttırmasına rağmen; akril tepimi esnasında uygulanan basınçla konumlarının değiştiği, paralelliğin bozulduğu ve fiberin istenilen bölgeye yerleştirilmesinin zor olduğu belirtilmiştir. Bundan dolayı, protez kaidesine fiber uygulanmasında kırılmış fiberler kullanılır. Bu uygulama ‘fiber ile total güçlendirme’ olarak adlandırılmaktadır.

Gerilimin yüksek, materyalin en zayıf olduğu ve kırılmaya eğilimli kısımlara yerleştirilen fiberin, otopolimerizan rezinler ile uygulanmasıyla yapılan güçlendirme ise ‘fiber ile parsiyel güçlendirme’ olarak adlandırılmaktadır. Fiber ile parsiyel güçlendirme işleminde, rezinin viskozitesi daha düşük olduğundan başarılı bir doyurulma işlemi gerçekleştirilmektedir. Bu tip güçlendirmede, devamlı tek yönlü fiberler veya ağ formunda fiberler kullanılmaktadır (147).

Koronal restorasyonun direncinin artırılması için kullanılacak fiberin kavite içerisinde yerleştirileceği konum, uygulanan işlemin başarısını etkileyebilmektedir. Çoğu durumda, fiber yönelimindeki basit bir değişiklik direnci olumsuz etkilemekte; aynı zamanda kompozit restorasyonların bükülme dayanımında değişikliklere neden olmaktadır. Bundan dolayı, fiberi en çok stres alan bölgelere yerleştirmek restorasyonların bükülme dayanımının artmasını sağlamaktadır (148). Polietilen fiberin kuronun oklüzal, orta ve servikal üçlüsüne yerleştirildiği örneklerde; fiberin oklüzal üçlü lokalizasyonunun, orta üçlü veya servikal üçlü lokalizasyonlarına göre bukkolingual yönde uygulanması dişin kırılma direncini daha fazla artırdığı rapor edilmiştir (149). Fiberin kavite duvarlarını saracak şekilde halkasal yerleştirilerek yapılan restorasyonlarla, kavite tabanına ve bukkolingual yönde yerleştirilerek yapılan restorasyonların kırılma dirençleri arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Ancak

kırılma tipleri incelendiğinde, bukkolingual yönde yerleştirilen fiber ile güçlendirilen restorasyonların hepsinin restore edilebilir kırılma tipi oluşturdukları gözlenmiştir (150).

Fiberin matrikse adezyonu ve fiberlere uygulanan yüzey işlemleri

Fiberin matrikse adezyonu, FGK'nin mekanik özelliklerini etkileyen en önemli değişkenlerden biridir. Cam fiberler ve polimer matriks arasında adezyonu sağlamak için silan kaplama ajanları kullanılmaktadır. Silan kaplama ajanları, oda ısısından daha yüksek bir ısıda cam yüzeyine kondanase edilmektedir. Protez kaide materyali yapımında PMMA kullanıldığında polimerizasyon için gerekli ısı, cam fiber yüzeyindeki silan kaplama ajanlarının da polimerize olmasını sağlamakta; böylece fiber ile polimer matriks arasında yeterli bir adezyon gerçekleşmektedir (104).

Silan ve cam fiber arasındaki adezyon iki farklı tip kimyasal bağlanmayla gerçekleşmektedir (151). Bunlar, cam fiberlerin silika yüzeyleri ve silanol grupları arasındaki kondensasyon reaksiyonu tarafından oluşturulan siloksan köprüsü ile kondensasyon reaksiyonu esnasında silanol moleküllerinin karbonil gruplarının kendiliğinden oluşturduğu hidrojen bağlarıdır. Silanol grubu ve cam fiber arasındaki kondensasyon reaksiyonunu sonucunda daha az su emilimi ve bağlanma kuvvetinde ek bir artış görüldüğü bildirilmiştir (137, 152).

Adezyon dayanımı; adezivin viskozitesi ve kimyasal bileşimi, bondingin tipi ve bağlanan yüzeylerin mekanik özellikleri ile büyük oranda ilişkilidir. FGK'nin en zayıf noktasını oluşturan fiber-matriks adezyon yüzeyinin yapısı, FGK'nin mekanik ve fiziksel özelliklerini büyük ölçüde etkilemektedir. Restorasyon ömrü ile ilgili başlıca problemlerden biri, deformasyon ve fiber ile polimer matriks arasındaki adezyonun kalitesidir. Fiber ve polimer matriksi bir arada tutan ara yüzey kuvvetleri; van der Waals kuvvetleri, kimyasal bağlar, elektrostatik çekim veya mekanik kenetlenmeyle ortaya çıkmaktadır. Matriks ile fiber arasındaki elastik özelliklerdeki farklılık, ara yüz boyunca oluşan stresi etkilemektedir. Uygun adezyon, stresin matriks ve fiber arasında orantılı dağılmasını sağlamaktadır (16, 137).

Fiber ve polimer matriks arasındaki adezyonu sağlamak, fiberlerin düşük yüzey enerjisine sahip olmaları ve zayıf ıslanabilirliklerinden dolayı zordur. Ayrıca

fiberlerin kimyasal olarak inert olmaları ve fiber yüzeyinde polar grupların olmaması adezyonu olumsuz yönde etkileyen faktörlerdir. Fiber ve polimer matriks adezyonunu geliştirmek için üretim aşamasında veya kullanım öncesinde çeşitli yüzey uygulamaları önerilmektedir. Bu işlemler; dental adeziv kullanımı, plazma püskürtme, alevle yakma ve radyasyon uygulamalarıdır (16, 131). Polimer yüzeyleri, yüksek hidrofobiklik ve düşük yüzey enerjisinden dolayı çoğu zaman bağlanma ve bitirme problemlerine neden olmaktadır. Plazma uygulanması ile polimerlerin yüzeyleri, karbonil grubu (C=O) ve hidroksil grubu (-OH) gibi oksijen içeren işlevsel gruplar oluşturarak hidrofiliklik açısından geliştirilebilmektedir. Plazma, yaklaşık olarak eşit sayıda pozitif ve negatif yüklü parçacıkları olan; kısmen veya tamamen iyonize edilmiş bir gazdır. Plazma; serbest radikaller, iyonlar, elektronlar, yarı kararlı parçacıklar ve kısa dalga UV aralığındaki fotonları içeren enerji türlerinden oluşmaktadır. Plazma ile temas eden yüzeyler, bu enerji türleri tarafından bombardımana tutularak enerjileri plazmadan katı yüzeylere aktarılmaktadır (153).

Fiberin polimer matriks ile doyurulması

Doyurulma veya ıslatılma işlemi, polimer matrikste yer alan her bir fiberin tüm yüzeyinin rezin monomerler ile kontak haline geçmesi anlamına gelmektedir (154). Doyurulmuş fiberlerin tüm fiberlere oranı, doyurulma derecesi (Dimp) olarak tanımlanmaktadır (104).

Doyurulmuş fiberlerin sayısı

Dimp= _____

Tüm fiberlerin sayısı

Diş hekimliği uygulamalarında fiberin yeterli bir şekilde doyurulmasının, kompozit rezinin mekanik ve fiziksel özelliklerinin daha iyi olmasını sağladığı bildirilmiştir. Fiberlerin rezinle yeterince doyurulamaması iki şekilde açıklanmaktadır. Bunlardan birincisi rezinin fiberi yeterince ıslatamaması, diğeri de fiberlerin arasında yer alan rezinin polimerizasyon sırasında büzülme göstermesidir. Fiberlerin rezin matrikslerle yeterli doyurulmadığı durumlarda, FGK'nin bükülme direnci, elastisite modülü gibi mekanik özelliklerinin olumsuz etkilendiği; polimer matriksin içinde boşluklar oluştuğu ve bu boşlukların yapının su absorpsiyonunu arttırdığı; FGK'nin

uzun dönemde stabilitesini etkilediği SEM incelemelerinde gösterilmiştir. Fiberin tam doyurulmadığı durumlarda oluşan boşluklarda oksijen rezervlerinin oluştuğu, bu durumun FGK materyalindeki artık monomer miktarını arttırdığı ve dolayısıyla polimerizasyonun yetersiz olduğu da belirtilmiştir. Aynı şekilde çalışmalarda doyurulma işleminin yeterli olmadığı durumlarda oral mikroorganizmaların penetrasyonunun arttığı ve renk değişikliğinin ortaya çıktığı bildirilmiştir (104).

Rezinle doyurulma işlemi, diş hekimi veya teknisyenin fiber ağları içine manuel olarak düşük viskoziteli rezin uygulamasıyla veya üretim aşamasında materyal içerisinde ön doyurulması yapılmış fiberlerin kullanılmasıyla iki farklı şekilde uygulanmaktadır (155). Ön doyurulma yapılmamış fiberlerin monomer ile doyurulması, en yaygın kullanılan yöntemdir. Ancak monomer, fiberin polimer matrikse adezyonunu artırırken rezidüel monomer miktarında artışa neden olacağından FGK'nin dayanıklılığında azalmaya ve oral mukozada irritasyona sebep olabilmektedir. Aseton ve etanol içeren adezivler, polimer özelliklerini ve fiberin yapısını etkilemektedir. Aseton içeren adezivlere uzun süreli maruz bırakılan fiberlerde tamamen çözülme olduğu; etanole maruz kalan fiberlerde ise dış yüzeyde çatlaklar oluştuğu görüldüğünden fiber doyurma işleminde kullanılmamalıdır (156).

Diş hekimliğinde kullanılan fiberler ticari olarak, gerek yalnızca ışıkla polimerize olabilen dimetakrilat monomer rezin (Bis-GMA, TEGDMA) gerekse polimer (PMMA) ve dimetakrilat monomerlerin kombinasyonunu içeren sistemle doyurulmuş ve polimerizasyondan sonra semi interpenetrasyon polimer bir ağ oluşturan (semi-IPN) üretimlerdir (104). Fiberler ışıkla polimerize olan monomerlerle doyurulduğunda, fiber ile kompozit rezin arasındaki bağlantı mekanik kilitlenme ve FGK matriksinin reaksiyona girmemiş serbest radikallerinin polimerizasyonu ile sağlanmaktadır. Reaksiyona girmeyen çift bağların sayısı ve serbest radikal aktivitesi polimerizasyondan sonra azalmakta ve serbest radikal polimerizasyonunu elde etme olasılığı ise zamanla düşmektedir (157).

Lastumaki ve ark. (154), örgü cam fiberi düşük viskoziteli diakrilat monomer ile farklı sürelerde doyurduktan sonra SEM'de yaptıkları incelemelerinde; yüzey düzensizliklerinin en çok 10 ile 60. dakikada oluştuğunu, doyurulma süresi uzadığında yüzeyde homojen bir görüntü gözlemlendiğini, FGK yapısı içinde ayrıca ince bir semi-

IPN tabakanın oluştuğunu bildirmişlerdir. Aynı çalışmalarında makaslama kuvvetlerine karşı en yüksek dayanıklılık değerlerini 24 sa süre ile doyurulan örgü cam fiber örneklerinde saptamışlardır.

Fiber Matriksin Su Absorbsiyonu

Oral kavitedeki tükürük, diğer biyomateryallerde olduğu gibi FGK'nin mekanik özelliklerini de etkilemektedir. Su molekülleri, polimerik zincirler arasındaki boşluklara girerek bu zincirleri itmektir. Su, rezin boyunca diffüze olmakta ve fiberlerin yüzeyinden süzülerek bozulmalara neden olmaktadır. Su absorbsiyonu; fiberin hacimsel oranı, fiber yüzeyinin silanizasyon derecesi, rezinin monomerik bileşimi, doldurucu partikül miktarı ve rezindeki boşluklara bağlıdır. Boşluklar, çatlaklar ve FGK içindeki bağlanmamış ara yüzeyler gibi kusurlar su absorbsiyonunu arttırarak FGK'nin mekanik başarısızlığına neden olmaktadır. Ayrıca rezin içerisindeki zayıf doyurulmuş alanlar da su absorbsiyonunu arttırarak fiber ile rezin matriks arasındaki bağı zayıflatıp, mekanik dayanımı azaltmaktadır (158).

2.8.5. Fiber ile Güçlendirilmiş Kompozit Rezinlerin Avantajları

- Tek seansta kayıp dişlerin replasmanı
- Kısa veya uzun dönemli geçici restorasyon olarak kullanılabilme
- Diş gelişimi devam eden genç hastalarda ve yaşlılarda kısa süreli kullanım
- Genellikle az veya hiç diş preperasyonu yapılmadan uygulanabilme
- Geliştirilmiş estetik
- Metal destek gerektirmeyen restorasyon
- Direkt uygulamalarda laboratuvarda mumlama ve döküm gerektirmeden basit bir şekilde üretilebilme
- Kolaylıkla tamir edilebilme
- Geleneksel metal-seramik restorasyonlara kıyasla karşıt dişlerde çok fazla aşınmaya sebep olmama
- Düşük tedavi maliyetleridir (105).

2.8.6. Fiber ile Güçlendirilmiş Kompozit Rezinlerin Dezavantajları

- Adeziv teknik için mükemmel nem kontrolü gerektirmesi
- Özellikle belirgin parafonksiyonu bulunan hastalarda veneer kompozitin aşınma potansiyeli
- Uzun köprüler için yeterli rijiditeye sahip olmaması
- Posterior bölgede, metal oklüzal yüzeylere kıyasla daha fazla yer gereksinimi olmasıdır (105).

2.9. Kompozit Rezinlerin Mekanik ve Fiziksel Özelliklerinin Değerlendirilmesi

2.9.1. Yüzey Pürüzlülüğü ve Test Yöntemleri

Yüzey pürüzlülüğü; bir materyalin elde edilme yöntemi veya fiziksel özelliklerine bağlı olarak, materyalin yüzey dokusunda oluşabilen düzensizliklerdir (159). Yüzey pürüzlülüğü, polisaj esnasında organik matriksten uzaklaştırılan alanlar ve bu alanlardan kopan inorganik doldurucu partiküllerin bıraktığı boş alanlardan kaynaklanmaktadır (160). Yüzey pürüzlülüğü ve düzensizlikleri; mikroorganizmaların tutunmalarını kolaylaştırarak plak birikimine, gingival enflamasyona, rezin restorasyonların klinik ömrünün azalmasına ve estetiğin bozulmasına neden olabilmektedir (161).

Oral kavitede mekanik direnci zayıf olan restoratif materyallerin çözünmeye uğraması, materyallerin yüzey pürüzlülüğünü arttırmaktadır (162). Kompozit rezinlerde yüzey pürüzlülüğünü etkileyen önemli faktörlerden biri de rezin materyalin inorganik doldurucu içeriği ve boyutudur (163). Küçük boyutlu inorganik doldurucu içeren kompozit rezinlerde daha düzgün bir yüzey elde edilebilmektedir (164). Pürüzsüz yüzeyler, restoratif materyallerin aşınma hızı ile sürtünme katsayısını azaltarak ve aynı zamanda kırılma direncini artırarak restorasyonların klinik ömrünü uzatmaktadır (165).

Yüzey pürüzlülüğü ölçümleri, SEM gibi kalitatif ve profilometre cihazı gibi kantitatif yöntemlerle yapılabilmektedir. Bunların dışında son yıllarda geliştirilen, yeni bir yöntem olan atomik kuvvet mikroskobu (AFM) da yüzey pürüzlülüğü ölçümünde kullanılmaktadır (166).

Profilometreler (Yüzey Profili Analizi): Profilometreler, optik ve mekanik sensörlü profilometre cihazları olarak iki şekilde bulunmaktadır (167). Mekanik (konvensiyonel) profilometreler, iki boyutlu ölçüm yapan cihazlardır. Mekanik profilometre cihazlarında yüzey, elmas bir uç ile 25-50 μm çözünürlükte taranmaktadır. Elmas uç, belirli bir hızda X eksenı boyunca dikey hareketlerle örnek yüzeyinde gezerken, yüzeydeki pürüzlülüklere bağılı oluşan elektriksel akım farklılıkları kaydedilmekte ve yüzey topoğrafisiyle ilgili değerler grafiksel veya sayısal olarak elde edilmektedir. Homojen ölçümler yapılabilmesi için, örneklerin yüzey pürüzlülüğünü ölçmeden önce ve ölçümlerin ara aşamalarında kalibrasyon plakalarıyla cihaz kalibre edilmelidir. Yanlış ölçümler yapılmaması için örnek tabanı düz olmalı ve farklı açılarla tekrarlayan ölçümler yapılmalıdır (167).

Yüzeylerin profilometre cihazıyla incelenmesinde R_a , R_z , R_{pm} , R_{max} , R_t gibi birçok parametre kullanılmaktadır (167-169). R_a değeri, ölçüm uzunluğu boyunca görülen tüm yüzey düzensizliklerinin ölçümünün aritmetik ortalaması (167); R_z değeri, ardışık beş örnekte ortalama tepe-vadi yüksekliği; R_{pm} değeri, ardışık beş örnekte ana derinlik seviyesi (134); R_{max} değeri, en yüksek ve en derin noktalar arasındaki mesafe (148); R_t değeri ise total yüzey pürüzlülüğü olarak tanımlanmaktadır (146). R_a değeri, yüzey pürüzlülüğü ölçümlerinde en belirleyici ve en sık kullanılan değerdir (167). R_a değeri arttıkça, yüzey pürüzlülüğü artmaktadır (169).

Optik profilometreler ise üç boyutlu ölçüm yapan cihazlardır. Yüzeyle mekanik bir temas olmadan, optik ışınla tarama yapılmaktadır (167). Mekanik ve optik sensörler kıyaslandığında optik sensörler daha yüksek pürüzlülük değerleri göstermektedir. Mekanik ve optik profilometreler; R_z , R_{pm} ve R_t değerlerinde farklı sonuçlar verebilirken, R_a değerleri bakımından daha benzer sonuçlar göstermektedir (170).

Tarayıcı Elektron Mikroskobu (SEM): Yüzeydeki pürüzlülüğün iki boyutlu topoğrafisini görüntülemeye kullanılan SEM’de görüntü alma işlemi, yüksek hızdaki elektronların incelencek örnek üzerine gönderilmesi esasına dayanmaktadır (166, 171). SEM cihazı üzerinde sekonder elektron, geri yansıyan elektron ve X ışınları dedektörü (EDX- Enerji Dağılımlı X-Işını Spektroskopisi) bulunmaktadır (166).

Cihazın örnek yüzeyine gönderdiği elektronlar yüzeye çarparak atomlardan sekonder elektron yayılmasına neden olmakta ve bu elektronlar, dedektörlerle yakalanarak elektrik akımına çevrilmektedir. Ardından katot tüpüne gönderilen elektriksel sinyaller işlenmekte ve bilgisayar ekranında görüntü olarak kayıt edilmektedir (172). Elektronların yansıtıldığı bölgeler parlak, absorbe edildiği bölgeler ise koyu bir görüntü vermektedir. Bu sayede örnek yüzeyinin gri tonlarında bir görüntüsü elde edilmektedir (173). Elektron akışının devamlı olabilmesi için incelenecek örneklerin iletken hale getirilmesi gerekmektedir. Bu nedenle örnekler, 20-1000 nm kalınlıkta Altın (Au) ve Palladyum (Pd) ile kaplanmaktadır (171).

SEM ile metal, seramik, polimer, jeolojik malzemeler ve biyolojik numunelerin şekil, boyut, bileşim, kristallografik yapıları ve topoğrafileri hakkında bilgi elde edilmektedir. SEM cihazında bulunan sekonder elektron dedektörüyle topoğrafik üç boyutlu görüntü; geri yansıyan elektron dedektörüyle atomik kontrasta bağlı iki boyutlu görüntü oluşmaktadır. Bu cihaz örneklerin yapısını nano veya mikro boyutta görüntüleyebilmektedir (174). Üç boyutlu yüzey yapısının görüntülenmesinde bir takım kısıtlamaları olan SEM, bir yüzeyde oluşan çiziklerin ve düzensizliklerin görüntülenmesinde günümüzde hala en sık kullanılan yöntemlerden biridir (172).

Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM): Tarama uçlu mikroskopların farklı bir türü olan AFM’de sistem silikon veya silisyum nitrit kaplı sivri bir ucun, incelenen yüzey üzerinde üç boyutta hareket ettirilmesine dayanmaktadır (168). Pürüzlülük değerlerinin ölçülmesi sonucu edinilen verilerle topoğrafik bilgi, üç boyutlu resimsel görüntülere dönüştürülmektedir (175). AFM’nin üç boyutlu ölçüm yapması, örneklerin kaplanmasına gerek olmaması gibi avantajları; örnek sayısının az olması, tarama hızının düşük olması ve undercutları belirleyememesi gibi dezavantajları bulunmaktadır (176).

2.9.2. Bükülme Dayanımı ve Test Yöntemleri

Bükülme dayanımı, bir materyalin kırılmadan önceki eğilme yeteneğidir (177). Bir kırışın iki ucu desteklenerek ortasından kuvvet uygulandığında, o kırışın gösterdiği mukavemet olarak tanımlanmaktadır (178).

Bükülme dayanımı, birçok materyal için genellikle sıkıştırma ve çekme dayanımından daha önemlidir (179). Güvenilir sonuçlar elde edilmesi ve tekrarlanabilir olması sebebiyle dental materyallerin mekanik mukavemetinin araştırılması için standart bir yöntem olarak bükülme dayanımı uygulanmaktadır (180). Materyalin yapımındaki ısısal ve mekanik aşamalar sırasında oluşan defektler veya mikro çatlaklar, materyalin dayanıklılığını ciddi ölçüde etkileyebilmektedir. Bu nedenle materyallerin bükülme dayanımları farklı testlerle ölçülebilmektedir:

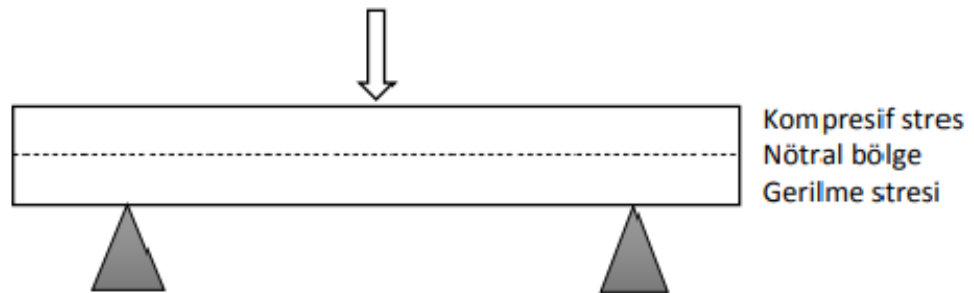
1. Tek Eksenli (Uniaksiyel) Bükülme Testleri

- Üç Nokta Bükülme Testi
- Dört Nokta Bükülme Testi

2. İki Eksenli (Biaksiyel) Bükülme Testleri

- Halka Üzerinde Halka
- Halka Üzerinde Top
- Üç Top Üzerinde Piston (181).

Üç nokta bükülme testi, bir kirişin her iki ucunun sabitlenmeden basitçe desteklenerek ortasına kuvvet uygulanmasıyla ölçülmektedir ve $\sigma = 3Pl/2bd^2$ (σ : bükülme dayanıklılığı, l : destek noktalar arası mesafe, b : örnek genişliği, d : örnek kalınlığı ve P : kırılma esnasındaki maksimum yük miktarı) formülüyle megapascal (MPa) cinsinden hesaplanmaktadır. Bu testte ölçülen maksimum kuvvet örneğin bükülme dayanımıdır. Üç nokta bükülme testi, sadece bükülme dayanımını değil; beklenen boyutsal değişimin miktarını da göstermektedir (180).



Şekil 2. 3. Üç nokta bükülme testinin şematik görüntüsü ve stres bölgeleri (182).

Örnek üzerine uygulanan yükler, örneğin bükülmesine neden olmaktadır. Bar şeklindeki örnekte gerinim (strain) oluşturulduğunda, örneğin alt tarafında boyut uzaması ve üst tarafında boyut azalması gözlenmektedir. Bunun sonucunda örneğin alt tarafında gerilme stresleri, üst tarafında kompresif stresler oluşmaktadır. Örnek içinde nötral bölge olarak adlandırılan streslerin sıfır olduğu bir bölge vardır (Şekil 2.3). Nötral eksen bölgesinde örneğin boyutlarında hiçbir değişiklik olmaz. Dayanak bölgelerinde oluşan makaslama streslerinin ise kırılma işleminde önemli bir rolü yoktur (182).

2.9.3. Bağlanma Dayanımı ve Test Yöntemleri

Bağlanma dayanımı, restoratif materyal ile diş ara yüzeyindeki birim alana düşen kuvvet olarak tanımlanmaktadır (183). Bağlanma kuvvetlerinin uygulanmasındaki temel amaç, restorasyonların klinik ömürleri hakkında fikir elde edebilmektir (184). Laboratuvarda gerçekleştirilen bağlanma dayanımı testleri, diş sert dokularına bağlanan kompozit rezinlere makaslama veya gerilme kuvvetleri uygulanmasıyla ölçülmektedir (185). Makaslama ve gerilim testleri, restorasyonların ağız içerisinde karşılaşılabilecekleri kuvvetleri taklit ederek materyallerin dayanımlarını incelemeye yönelik testlerdir (186). Kompozit rezinlerin bağlanma dayanımlarının ölçümünde; gerilim, mikrogerilim, makaslama ve mikromakaslama bağlanma dayanımı testleri kullanılmaktadır (187). Son yıllarda daha küçük yüzeylerin kullanılmasına olanak sağlayan mikrogerilim bağlanma dayanım testi ve dişlerdeki bölgesel değişimlerin bağlanma dayanımlarına etkisini ortaya koyan mikromakaslama bağlanma dayanım testi kullanılmaktadır (188).

Makromakaslama bağlanma dayanımı testi, makaslama yöntemiyle kuvvet uygulanan bir materyalin başarısız olmadan önce dayanabileceği maksimum stres olarak tanımlanmaktadır. Makromakaslama bağlanma dayanımı testi, kolay ve hızlı bir yöntem olduğundan araştırmacılar için popülerliğini arttırmaktadır. Ancak bu test yönteminde sıklıkla karşılaşılan koheziv başarısızlıklar, gerçekleştirilen ölçümlerin geçerliliğini ve güvenilirliğini olumsuz etkilemektedir (187).

Makrogerilim bağlanma dayanımı testi, oldukça az kullanılan bir testtir. Stres dağılımı, makrogerilim bağlanma dayanımı testlerinde makaslama bağlanma dayanımı

testlerine göre daha standart kabul edilmektedir. Bu test yöntemi, bağlanmada kırılmayı başlatan stres seviyesinin daha doğru olarak tahmin edilmesini sağlamaktadır (187).

Mikromakaslama bağlanma dayanımı testi, 2002 yılında geliştirilmiştir. Test, aynı diştten çok sayıda örneğin hazırlanmasını ve küçük diş alanlarının test edilmesini sağlamaktadır. Mikromakaslama bağlanma dayanımı testleri, mikrogerilim bağlanma dayanımı testleri gibi zorlu test koşullarına dayanamayan cam iyonomer simanların veya mine dokusu gibi kırılğan aderentlerin test edilmesinde kullanılmaktadır (187).

Mikrogerilim bağlanma dayanımı testi (μ TBS), diş sert dokuları ve adeziv tabaka arasındaki bağlanma dayanımını ölçebilen güvenilir bir test yöntemidir. μ TBS testi, çekme ve makaslama gibi geleneksel test yöntemleriyle karşılaştırıldığında stres dağılımını daha iyi sağladığı rapor edilmiştir (189). Mikrogerilim bağlanma kuvveti, kopma anında uygulanan kuvvetin (N), bağlanan yüzey alanına (mm^2) bölünmesiyle hesaplanmaktadır ($\text{N}/\text{mm}^2 = \text{MPa}$) (190).

μ TBS testinin avantajları:

- Bir diştten birden fazla örnek elde edilebilmesi,
- Arayüzde daha iyi bir stres dağılımının olması,
- Substratta daha az koheziv başarısızlık oluşması,
- Aynı dişte bölgesel bağlanma kuvvetinin ölçülebilmesi,
- Restorasyonlarda kavite duvarlarının bağlanma kuvvetinin ölçülebilmesi,
- Kök dentinin bağlanma kuvvetinin ölçülebilmesi,
- Kalan dentin kalınlığı etkisinin değerlendirilebilmesi,
- Kompozit rezinlerin büzölme stresinin etkisinin değerlendirilebilmesi,
- Çürükten etkilenmiş dentin gibi çok küçük yüzey alanlarının değerlendirilebilmesi,
- İncelenecek yüzey alanının yaklaşık 1mm^2 olması nedeniyle kopma yüzeyinin SEM’de incelenebilmesi,
- Aynı örnek üzerinde morfolojik, mekanik ve kimyasal çalışmalar yapılabilmesi,

- Kısa difüzyon mesafesi ile örneklerin hızlı yaşlandırılmasına imkan sağlaması,
- Kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmesi etkisini değerlendirmeye imkan sağlaması,
- Substrattaki ve adeziv arayüzündeki defektlerin az olması sebebiyle geleneksel makaslama ve çekme testlerine göre daha yüksek bağlanma kuvveti değerlerinin ölçülmesidir (190).

μTBS testinin dezavantajları:

- Yoğun laboratuvar çalışması gerektirmesi,
- Örneklerin kolay zarar görebilmesi,
- Örneklerin kolay su kaybedebilmesi,
- Örneklerin uygun geometride hazırlanması için özel ekipman gerektirmesi,
- Test sonrası örneklerin kolay kaybolabilmesidir (190).

μTBS test sonuçlarını etkileyebilecek; örnek-jig bağlantısı, örnek hizalaması ve örnek yükleme hızı gibi parametreler, test kurulumu sırasında standardize edilmelidir. μTBS testinde sıkça görülen bir diğer sorun, test öncesi başarısızlık görülebilmesidir. Bu tür başarısızlıkların oluşmasını önlemek için, örnekler atravmatik şekilde hazırlanmalı ve kesme işlemi sırasında plakalar arasındaki boşluğu doldurmak için mum, alçı, aljinat kullanımı gibi özel önlemler alınmalıdır (187).

Bağlanma dayanımı analizlerinde incelenen örneklerin kırılma tipleri oldukça önemlidir. Kırılma yani başarısızlık çeşidi; koheziv (tamamen diş dokusu veya restorasyon içinde oluşan kırılma), adeziv (restorasyon ile diş bağlantı yüzeyinde oluşan kırılma) veya mix (kısmen bağlantı yüzeyinde kısmen koheziv kırılma) olmak üzere üç farklı şekilde sınıflandırılmaktadır. Bağlanma dayanımı analizlerinde başarısızlık çeşitlerinin de belirtilmesi gerekmektedir (191). İyi bir restorasyon, diş ve restorasyon üzerinde oluşan çiğneme kuvvetlerine karşı adeziv ve koheziv olarak karşı koyabilmelidir (192).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Süt dişlerinde 4 farklı bulk fill kompozit rezinin dentine olan bağlanma dayanımları, yüzey pürüzlülükleri ve bükülme dayanımları gibi fiziksel ve mekanik özelliklerinin karşılaştırılması amacıyla planlanan çalışmamıza; Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurul'u tarafından 14.04.2021 tarihli 2021-04/12 no'lu etik kurul onayı alınarak başlanmıştır.

Çalışmamızın tüm deney aşamaları, Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı ve Sivas Cumhuriyet Üniversitesi İleri Teknoloji ve Uygulama Merkezi (CÜTAM) SEM laboratuvarında gerçekleştirilmiştir.

3.1. Örneklem Büyüklüğünün Hesaplanması

Örneklerin sayısı, Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik Ana Bilim Dalı'nda, mikrogerilim bağlanma dayanımı testi için $\alpha=0,05$, $\beta=0,10$, $1-\beta=0,90$, etki değeri (f) =0,415 alındığında her bir gruba 16 örnek alınmasına ve toplam örnek sayısının 64 olmasına karar verilmiş; testin gücü $P=0,9042992$ bulunmuştur. Yüzey pürüzlülüğü ve bükülme dayanımı testi için ise $\alpha=0,05$, $\beta=0,20$, $1-\beta=0,80$ alındığında her bir gruba 10 örnek alınmasına ve toplam örnek sayısının 40 olmasına karar verilmiş, testin gücü $P=0,80367$ bulunmuştur.

3.2. Dişlerin Seçilmesi ve Hazırlanması

Çalışmamızda Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Çocuk Diş Hekimliği Ana Bilim Dalı'nda ortodontik amaçlı, köklerdeki fizyolojik rezorbsiyon ve periodontal nedenlerle hastaların onamı dahilinde çekilen süt mandibular molar dişler kullanılmıştır.

Çalışmamızda kullanılacak dişlerde; herhangi bir restorasyonunun bulunmaması, kuron yüzeyinde kırık, çatlak, defekt, aşınma ve çürük olmaması, dişlerin morfolojik açıdan büyük farklılıklar göstermemesi gibi kriterlere dikkat edilmiştir. Çekimden hemen sonra dişlerin üzerindeki kan, sert ve yumuşak doku artıkları bir periodontal kretuvar yardımıyla temizlendikten sonra akan su altında yıkanmıştır. Eklentilerinden uzaklaştırılan dişler, kullanım zamanına kadar +4 °C

sıcaklığında distile suda bekletilmiş ve en geç 1 ay içerisinde kullanılmıştır. Distile su günlük olarak yenilenmiştir.



Şekil 3. 1. Çalışmamızda kullanılan süt dişleri

3.3. Çalışmada Kullanılan Materyaller

Çalışmamızda; everX Flow™ (Şekil 3.2), everX Posterior™ (Şekil 3.3), Filtek™ Bulk Fill Flowable Restorative (Şekil 3.4) ve Filtek™ One Bulk Fill Restorative (Şekil 3.5) olmak üzere 4 farklı restoratif materyal kullanılmıştır. Çalışmamızda kullanılan materyallerin tipi, içeriği, uygulama şekli ve üretici firmaları Tablo 3.1’de gösterilmiştir.



Şekil 3. 2. GC everX Flow™



Şekil 3. 3. GC everX Posterior™



Şekil 3. 4. 3M Filtek™ Bulk Fill Flowable Restorative



Şekil 3. 5. 3M Filtek™ One Bulk Fill Restorative

Çalışmamızda kullanılan adeziv sistem Şekil 3.6’da, adeziv sisteme ait üretici bilgileri ve özellikleri Tablo 3.1’de gösterilmiştir.



Şekil 3. 6. 3M Single Bond Universal

Single Bond Universal (3M ESPE, Germany): Self-etch yedinci nesil adeziv sistemdir. Hem self-etch hem etch&rinse adeziv sistem ile birlikte kullanılabilmesinin yanı sıra minede etch&rinse, dentinde self-etch adeziv sistem olarak da kullanılmaktadır. 20 sn süre ile kuvvet uygulayarak adeziv diş yüzeyine uygulandıktan sonra 5 sn hava ile hafif kurutulup, 10 sn ışık ile polimerizasyonu sağlanmaktadır.

Tablo 3. 1. Çalışmamızda kullanılan materyallerin tipi, içeriği, uygulama şekli ve üretici firma bilgileri.

Materyal	Tipi	İçeriği	Uygulama Şekli	Üretici Firma
everX Flow™	Akışkan bulk fill	Bis-MEPP, TEGDMA, UDMA, 140µm uzunluk ve 6µm çaplı E-cam fiberler, Baryum cam fiber doldurucu, Silikon dioksit	Şırınga	GC, Japan
everX Posterior™	Tepilebilir bulk fill	Bis-GMA, TEGDMA, 800µm uzunluk ve 17µm çaplı E-cam fiberler, Baryum cam fiber doldurucu, Silikon dioksit	Kompül	GC, Japan
Filtek™ Bulk Fill Flowable Restorative	Akışkan bulk fill	AUDMA, UDMA, 1.12-dodecane-DMA, Silika ve zirkonya doldurucu, Birleştirilmiş zirkonya/silika kümesi, İterbiyum trifluorit doldurucu	Şırınga	3M ESPE, USA
Filtek™ One Bulk Fill Restorative	Tepilebilir bulk fill	Bis- GMA, UDMA, BIS-EMA, Prokrilat rezin, Birleştirilmiş zirkonya/silika kümesi, İterbiyum trifluorit doldurucu	Kompül	3M ESPE, USA
Single Bond Universal	Universal Adeziv	10-MDP, Dimetakrilat rezinler, HEMA, Metakrilat modifiye polialkenoik asit kopolimeri, Etanol, Su, İnitiatörler, Silan	Self-Etch Tek Aşamalı	3M ESPE, Germany

Çalışmamızda kullanılan ışık cihazı Şekil 3.7’de, ışık cihazına ait üretici bilgileri ve özellikleri Tablo 3.2’de gösterilmiştir.



Şekil 3. 7. Elipar™ Deepcure-L Işık Cihazı

Tablo 3. 2. Çalışmamızda kullanılan ışık cihazına ait üretici bilgileri ve özellikleri.

Işık Cihazı	Türü	Dalga Boyu	Işık Yoğunluğu	Üretici Firma
Elipar™ Deepcure-L	Light Emitting Diode (LED)	430-480 nm	1470 mW/cm ²	3M ESPE, USA

3.4. Deney Gruplarının Oluşturulması

Çalışmamızın deney aşaması 3 bölümde gerçekleştirilmiştir:

1. Yüzey Pürüzlüğü Testi
2. Bükülme Dayanımı Testi
3. Mikrogerilim Bağlanma Dayanımı Testi

Yüzey pürüzlüğü, bükülme dayanımı ve mikrogerilim bağlanma dayanımı testlerinin her birinde 4 grup kullanılmıştır.

3.5. Yüzey Pürüzlülüğü Testi

Örneklerin Hazırlanması

Çalışmamızda örneklerde standardizasyonu sağlamak için 10 mm çapında ve 2 mm yüksekliğinde disk şeklinde plexiglass kalıplar kullanıldı (Şekil 3.8). Plexiglass

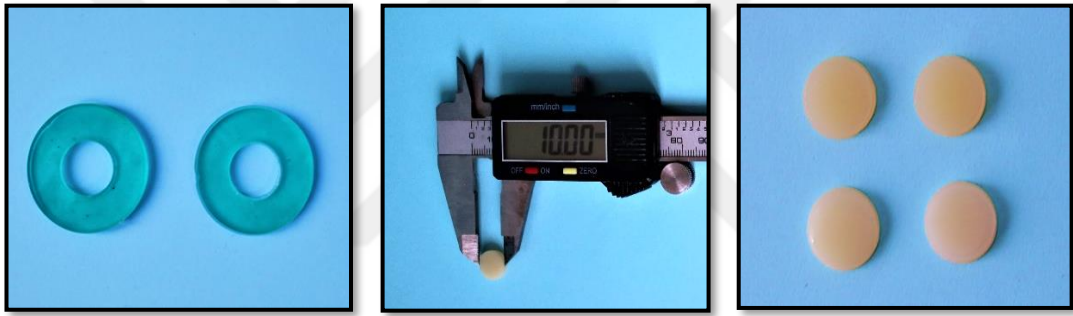
kalıplar, üzerinde şeffaf bant bulunan bir cam üzerine konumlandırıldıktan sonra restoratif materyaller kalıbın içine tek tabaka halinde uygulandı. Kalıbın üzerine tekrar şeffaf bant ve cam yerleştirildi. Camlara kuvvet uygulanarak fazlalığın taşması sağlandı. Camlar uzaklaştırıldıktan sonra materyaller üretici firmanın önerileri doğrultusunda polimerize edildi. Bu işlemler sırasında ışık cihazının ucunun dik olacak şekilde örneklerin merkezine yerleştirilmesine ve cama temas etmesine dikkat edildi. Her grupta 10 adet olacak şekilde toplam 40 örnek hazırlandı.

Grup 1: everX Posterior™ (eXP)

Grup 2: everX Flow™ (eXF)

Grup 3: Filtek™ One Bulk Fill Restorative (FBF)

Grup 4: Filtek™ Bulk Fill Flowable Restorative (FBFf)



Şekil 3. 8. Çalışmamızda kullanılan plexiglass kalıplar ve elde edilen örnekler

Hazırlanan Örneklerle Bitim ve Polisaj İşlemlerinin Yapılması

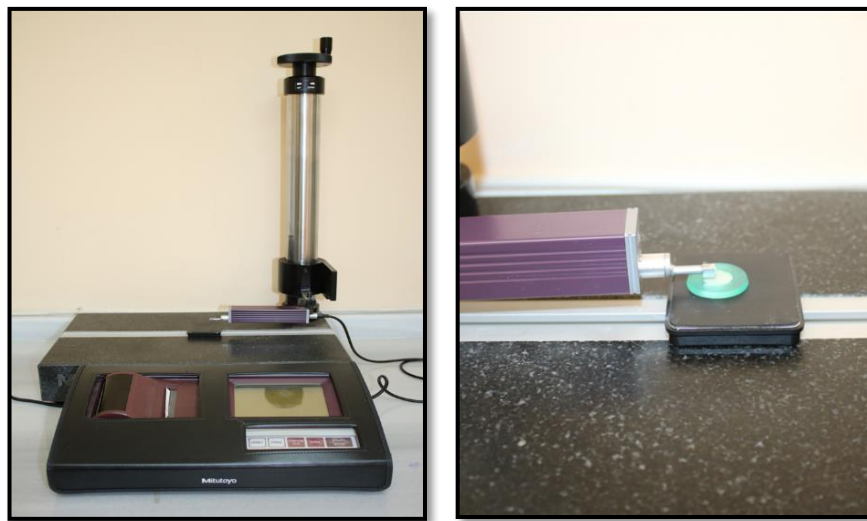
Hazırlanan örneklerle alüminyum oksit partikülleri içeren bitim ve polisaj diskleriyle (Super-Snap Rainbow Technique Kit, Shofu, Japan) (Şekil 3.9), üretici firmanın talimatları doğrultusunda örneklerin her iki yüzeyini içerecek şekilde bitirme ve polisaj işlemleri yapıldı. Her örnek için yeni bir disk grubu kullanıldı. Bitirme ve polisaj işlemleri tamamlanmış örnekler, akan su altında 20 sn yıkandı ve 24 sa 37°C distile suda bekletildi.



Şekil 3. 9. Shofu Super-Snap Rainbow Technique Kit

Örneklerin Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçülmesi

24 sa distile suda bekletilen örneklerin yüzey pürüzlülüğü testi için mekanik profilometre cihazı (Mitutoyo Surftest/ SJ-301, Tokio, Japan) (Şekil 3.10) kullanıldı. Her bir örnek, tarayıcı uç ile arasında 90 derece değme açısı olacak şekilde profilometre cihazının tablasına yerleştirildi. Yüzey profilometresindeki yüzey tarama uzunluğu 1,5 mm ve yüzey kesme uzunluğu değeri ise 0,25 mm olarak ayarlandı. Ölçümler yapılmaya başlamadan önce ve her bir gruptaki ölçümlerden sonra profilometre cihazı tekrar kalibre edildi. Her örneğin üç farklı bölgesinden ölçüm yapıp, elde edilen verilerin aritmetik ortalamaları alınarak ortalama yüzey pürüzlülüğü (Ra) değeri hesaplandı.



Şekil 3. 10. Mitutoyo Surftest/ SJ-301 profilometre cihazı ve örneklerin pürüzlülük değerlerinin ölçülmesi

Örneklerin Yüzeylerinin SEM Analizi

Sivas Cumhuriyet Üniversitesi İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi (CÜTAM) SEM Laboratuvarı'nda bulunan SEM cihazı (TESCAN MIRA3, Czechia) (Şekil 3.11) kullanılarak kompozit rezinlerin yüzeyleri incelendi. SEM analizi yapılmadan önce her bir kompozit rezinden 2 örnek havasız bir ortamda, kaplama cihazıyla (Quorum Q150R ES, England) 90 Ångstrom (Å) kalınlığında Au-Pd ile kaplandı (Şekil 3.12) ve daha sonra çeşitli büyütme altında (x20, x100, x500, x1000, x2000) incelendi.



Şekil 3. 11. TESCOAN MIRA3 SEM cihazı



Şekil 3. 12. Quorum Q150R ES altın kaplama cihazı ve Au-Pd kaplanan örnekler

3.6. Bükülme Dayanımı Testi

Örneklerin Hazırlanması

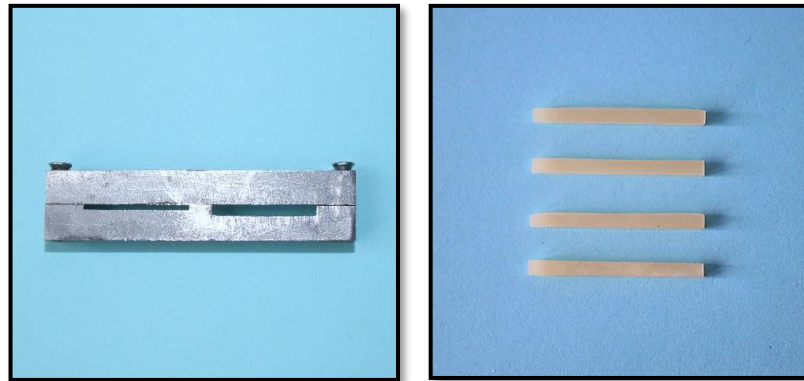
Çalışmamızda kullanılan kompozit rezinlerin eğme kuvvetleri karşısındaki dayanıklılığını incelemek için Uluslararası Standart Organizasyonu (International Organization for Standardization- ISO) 4049 standartlarına uygun örnekler elde etmek amacıyla; uzunluğu 25 mm, kalınlığı 2 mm, genişliği 2 mm ($25 \times 2 \times 2$ mm) ölçülerinde boşluğa sahip metal kalıplar kullanıldı (Şekil 3.13). Düz bir zemin üzerinde ve yere paralel olacak şekilde konulan cam yüzey üzerine yerleştirilen metal kalıbın 25 mm uzunluğundaki boşluğunun tabanına şeffaf bant konuldu. Materyaller, kalıplar içerisine hava boşluğu kalmayacak şekilde yerleştirildi ve tekrar üzerine şeffaf bant ile cam yerleştirilerek hafifçe basınç uygulandı. Basınç sonucunda kenarlardan taşan fazlalıklar alındıktan sonra, camın üzerinden kalıbın iki kenar ve orta kısmı olmak üzere üç bölgesinden 20 sn ışık uygulandı. Elde edilen örneklerin kenarlarında oluşan fazlalıklar su zımparası ile düzeltildi. Uzunluğu (25 ± 2) mm $\times$ kalınlığı ($2,0 \pm 0,1$) mm $\times$ genişliği ($2,0 \pm 0,1$) mm boyutlarında hazırlanan örnekler (Şekil 3.13), dijital kumpas aracılığı ile teyit edilerek 24 sa ışık almayan ağzı sıkı kapalı kaplarda 37 °C distile suda bekletildi. Her grupta 10 adet olacak şekilde toplam 40 örnek hazırlandı.

Grup 1: everX Posterior™ (eXP)

Grup 2: everX Flow™ (eXF)

Grup 3: Filtek™ One Bulk Fill Restorative (FBF)

Grup 4: Filtek™ Bulk Fill Flowable Restorative (FBFf)



Şekil 3. 13. Çalışmamızda kullanılan metal kalıp ve elde edilen örnekler

Örneklerin Bükülme Dayanımının Ölçülmesi

Hazırlanan örnekler, üniversal test cihazı LF Plus (LLYOD Instruments, Amatek Inc., England) (Şekil 3.14) kullanılarak 1mm/dk hızla üç nokta bükülme testine tabi tutuldu. Örneklerin kırılması için gereken maksimum kuvvet değerleri, kırılmanın ardından cihaz tarafından Newton (N) olacak şekilde belirlendi. Örneklerin bükülme dayanımları $\sigma = 3Pl/2bd^2$ formülü kullanılarak MPa cinsinden hesaplandı.



Şekil 3. 14. Bükülme dayanımı testinde kullanılan üniversal test cihazı

3.7. Mikrogerilim Bağlanma Dayanımı Testi

Örneklerin Hazırlanması

Çalışmamıza başlamadan önce 64 adet ortodontik amaçlı, köklerdeki fizyolojik rezorbsiyon ve periodontal nedenlerle çekilmiş insan süt mandibular molar dişleri toplandı. Dişler incelenerek kuron kısımlarında herhangi bir çürük, kırık, çatlak veya daha önceden yapılmış bir restorasyon olup olmaması yönünden değerlendirildi ve problemli olan dişler çalışmaya dahil edilmedi. Dişler üzerindeki sert ve yumuşak doku artıkları bir periodontal kretuvar yardımıyla temizlendikten sonra akan su altında yıkandı. Eklentilerinden uzaklaştırılan dişler, çalışma yapılıncaya kadar +4 °C’de

distile suda bekletildi ve en geç 1 ay içerisinde kullanıldı. Distile su günlük olarak yenildi. Daha sonra dişler rastgele 4 gruba ayrıldı.

Grup 1: everX Posterior™ (eXP)

Grup 2: everX Flow™ (eXF)

Grup 3: Filtek™ One Bulk Fill Restorative (FBF)

Grup 4: Filtek™ Bulk Fill Flowable Restorative (FBFf)

Dentindeki mikrogerilim bağlanma dayanımı test edilecek olan her bir test grubu için 16 adet diş kullanıldı. Dişler, “L” şeklindeki silikon kalıplara kuron kısımları dışarıda kalacak ve servikal hattının 2 mm altına gelecek şekilde otopolimerizan soğuk akriliğe (İntegra Dental, Ankara, Turkey) gömüldü. Polimerizasyonları tamamlandıktan sonra, dişlerin gömülü olduğu akrilik bloklar silikon kalıplarından çıkarıldı (Şekil 3.15).



Şekil 3. 15. Soğuk akriliğe gömülmüş diş

Dişlerin oklüzal yüzeyleri, yüzeyel dentin dokusunu açığa çıkarmak amacıyla düşük devirde su soğutmalı elmas frezle uzaklaştırıldı (Şekil 3.16). Elde edilen dentin yüzeylerine standart bir smear tabakası oluşturmak amacıyla akan su altında sırasıyla 600-800-1200 gritlik silikon karbit kağıtlar 30 sn süreyle uygulandı. Hazırlanan dentin yüzeyleri su ile yıkanıp kurutulduktan sonra üretici firmaların talimatları doğrultusunda self-etch modunda universal adeziv sistem ve restoratif materyaller dentin yüzeylerine sırasıyla uygulandı (Şekil 3.17).



Şekil 3. 16. Yüzeyel dentin dokusu açığa çıkarılan diş



Şekil 3. 17. Üretici firmaların talimatlarına göre restorasyonu tamamlanan diş

Akrilik bloklara gömülmüş dişler, düşük devirli hassas kesme cihazına (Isomet 1000, Buehler, ABD) (Şekil 3.18) dişin uzun aksına paralel olacak şekilde yerleştirildi. 24 saat 37 °C’de distile su içerisinde bekletilen örneklerin bukkal yüzeyinden başlayarak, bukkolingual yönde kalınlığı 0,3 mm olan elmas kesme diski (ATM, Germany) (Şekil 3.19) ile yaklaşık 1 mm ($1,0 \pm 0,15$ mm) genişlikte seri kesitler alındı. Kesitlerin derinliği kuron-kök birleşimine kadar uzatıldı. Sonra aynı örnek üzerinde mezialden başlayarak yaklaşık 1 mm ($1,0 \pm 0,15$ mm) genişlikte seri kesitler alındı. Dişler servikal çizgi boyunca dişin uzun aksına dik olacak şekilde kesilerek kare kesitli, çubuk şeklinde örnekler elde edildi (Şekil 3.20). Elde edilen örnekler kumpas yardımıyla en, boy ve yükseklikleri ölçülerek, yaklaşık 1×1 mm² genişliğinde ve 7-8

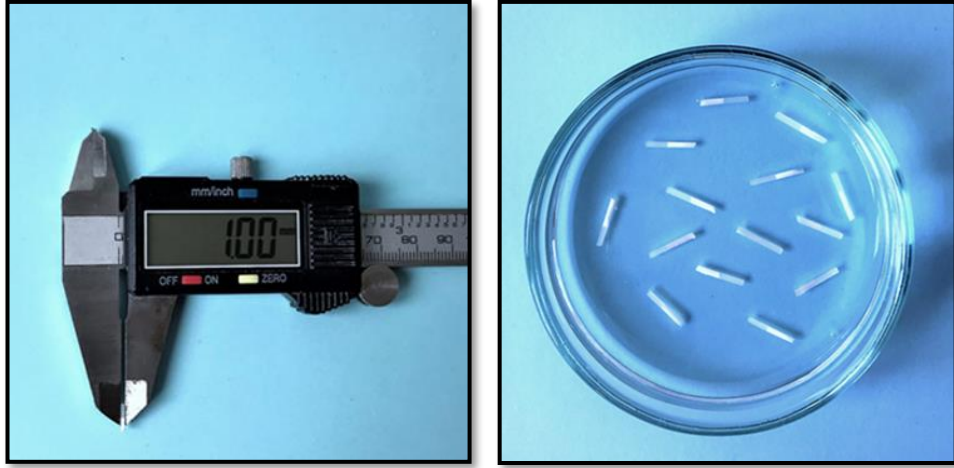
mm uzunluğunda olanlar çalışmaya dahil edildi. İşlem sırasında zarar görmüş olan örnekler ise çalışmaya dahil edilmedi. Tüm laboratuvar işlemleri arasında kesitler nemli ortamda, kapalı bir kutuda saklandı.



Şekil 3. 18. Isomet 1000 Buehler düşük devirli hassas kesme cihazı



Şekil 3. 19. ATM elmas kesme diski



Şekil 3. 20. Çubuk şeklinde elde edilen örnekler

Mikrogerilim Bağlanma Dayanımı Testinin Yapılması

Mikrogerilim bağlanma dayanımı testi, universal test cihazı LF Plus (LLOYD Instruments, Ametek Inc., England) (Şekil 3.21) kullanılarak gerçekleştirildi. Çubuk şeklindeki kesitler universal test cihazına siyanoakrilat yapıştırıcı (404 Kimya Sanayi ve Tic. A.Ş., İstanbul, Turkey) ile sabitlendi (Şekil 3. 22). Bu işlem sırasında yapıştırıcının ve hızlandırıcısının bağlanma yüzeyine bulaşmamasına dikkat edildi.



Şekil 3. 21. Mikrogerilim bağlanma dayanımı testinde kullanılan universal test cihazı



Şekil 3. 22. Üniversal test cihazına bağlanmış çubuk şekilli örnek

Örneklere 0,5 mm/dk hızda 100 N gerilme kuvveti uygulanarak strese maruz bırakıldı. 4 farklı kompozit grubunun mikrogerilim bağlanma dayanımı değerleri ölçüldü. Kuvvet birimi Newton olarak kalibre edildi. Daha sonra ölçülen mikrogerilim bağlanma dayanımı değerlerinin birimleri ‘N’ cinsinden MPa’ya dönüştürülerek istatistiksel değerlendirmeleri yapıldı.

Kopma Yüzeylerinin İncelenmesi ve Kopma Tiplerinin Belirlenmesi

Mikrogerilim test cihazında kopan örnekler, test aparatından alınarak yüzeyleri bir stereomikroskop (SMZ 800, Nikon, Tokio, Japan) (Şekil 3.23) ile x40 büyütmede incelenerek kopma tipleri belirlendi. Kopmalar; adeziv içinde olmuşsa adeziv kopma, dentinde olmuşsa koheziv kopma ve kopmalar hem dentini hem de adezivi kapsarsa mix kopma olarak kabul edilerek değerlendirildi. Örneklerin kopma tiplerinin fotoğrafları, stereomikroskoba bağlı fotoğraf makinesi (Canon EOS 1000D) (Şekil 3.23) ile elde edildi.



Şekil 3. 23. SMZ 800 Nikon stereomikroskop ve Canon EOS 1000D fotoğraf makinesi

SEM ile Kopma Tiplerinin Analizi

Her bir gruptan birer örnek, bağlantı yüzeylerinin değerlendirilebilmesi için SEM’de incelenmek üzere hazırlandı. Örnekler çift taraflı karbon bant yardımıyla tutuculara yerleştirildikten sonra, kaplama cihazı (Quorum Q150R ES, Quorum Technologies, England) (Bkz. Şekil 3. 12) ile altın kaplandı. Gruplara ait örnekler çeşitli büyütme altında ($\times 150$, $\times 500$, $\times 1000$, $\times 2000$), SEM cihazı (TESCAN MIRA3 XMU, Brno, Czechia) (Bkz. Şekil 3. 11) ile incelendi.

3.8. İstatistiksel Analiz

Çalışmamızdan elde edilen verilerin istatistiksel analizi Cumhuriyet Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik Ana Bilim Dalı’nda yapılmıştır. Veriler, SPSS 22.0 (SPSS, Inc., Chicago, IL, America) programına yüklenerek, değerlendirilmesinde parametrik test varsayımları yerine getirildiğinden (Shapira-Wilk Testi); bağımsız ikiden fazla gruptan elde edilen ölçümler karşılaştırılırken Tek Yönlü Varyans Analizi, analiz sonucunda önemlilik kararı verildiğinden farklılık yapan grup ya da grupları bulmak için Tukey testi kullanılmış ve yanılma düzeyi 0,05 olarak alınmıştır.

4. BULGULAR

Çalışmamızdan elde edilen bulgular üç ana başlık altında sunulmuştur:

1. Yüzey pürüzlülüğü testine ait bulgular

- SEM analizine ait gözlemler

2. Bükülme dayanımı testine ait bulgular

3. Mikrogerilim bağlanma dayanımı testine ait bulgular

- Kopma tipi analizine ait bulgular

- SEM analizine ait gözlemler

4.1. Yüzey Pürüzlülüğü Bulguları

Çalışmamızda kullanılan restoratif materyallere ilişkin yüzey pürüzlülüğü ölçümleri karşılaştırıldığında gruplar arası fark önemli bulunmuştur ($p < 0,05$). Elde edilen örneklerin üç farklı bölgesinden ölçüm yapıp aritmetik ortalamaları alınarak hesaplanan maksimum, minimum, ortalama ve standart sapma yüzey pürüzlülüğü değerleri Tablo 4.1’de gösterilmiştir.

Tablo 4. 1. Kullanılan restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğü bulgularının ortalama (μm) ve standart sapma (SS), minimum ve maksimum değerleri.

Gruplar	N	Ortalama (μm)+ SS	Min (μm)	Max (μm)	Sonuç
Grup 1 (eXP)	10	0,78±0,22	0,37	1,05	F=9,87 P=0,001*
Grup 2 (eXF)	10	0,61±0,08	0,46	0,77	
Grup 3 (FBF)	10	0,47±0,18	0,27	0,76	
Grup 4 (FBFf)	10	0,42±0,11	0,26	0,57	

Grupların yüzey pürüzlülüğüne ilişkin ortalama değerleri incelendiğinde, ortalama değerler en düşükten en yükseğe doğru $\text{FBFf} < \text{FBF} < \text{eXF} < \text{eXP}$ gruplarında

görülmüştür. Restoratif materyaller arasında en yüksek ortalama yüzey pürüzlülüğü değerini eXP grubu gösterirken, en düşük ortalama yüzey pürüzlülüğü değerini FBFf grubu göstermiştir.

Gruplara ilişkin yüzey pürüzlülük ortalamaları ikişerli olarak karşılaştırıldığında (Tablo 4.2);

- ✓ eXP grubu ile FBF ve FBFf grupları arasındaki fark istatistiksel olarak **önemli** bulunurken ($p < 0,05$); eXP grubu ile eXF grubu arasındaki fark **önemsiz** bulunmuştur ($p > 0,05$).
- ✓ eXF grubu ile diğer gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak **önemsiz** bulunmuştur ($p > 0,05$).
- ✓ FBF grubu ile FBFf grubu arasındaki fark istatistiksel olarak **önemsiz** bulunmuştur ($p > 0,05$).

Tablo 4. 1. Kullanılan restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğü bulgularının ortalamaları arasındaki farklar ve anlamlılık değerleri.

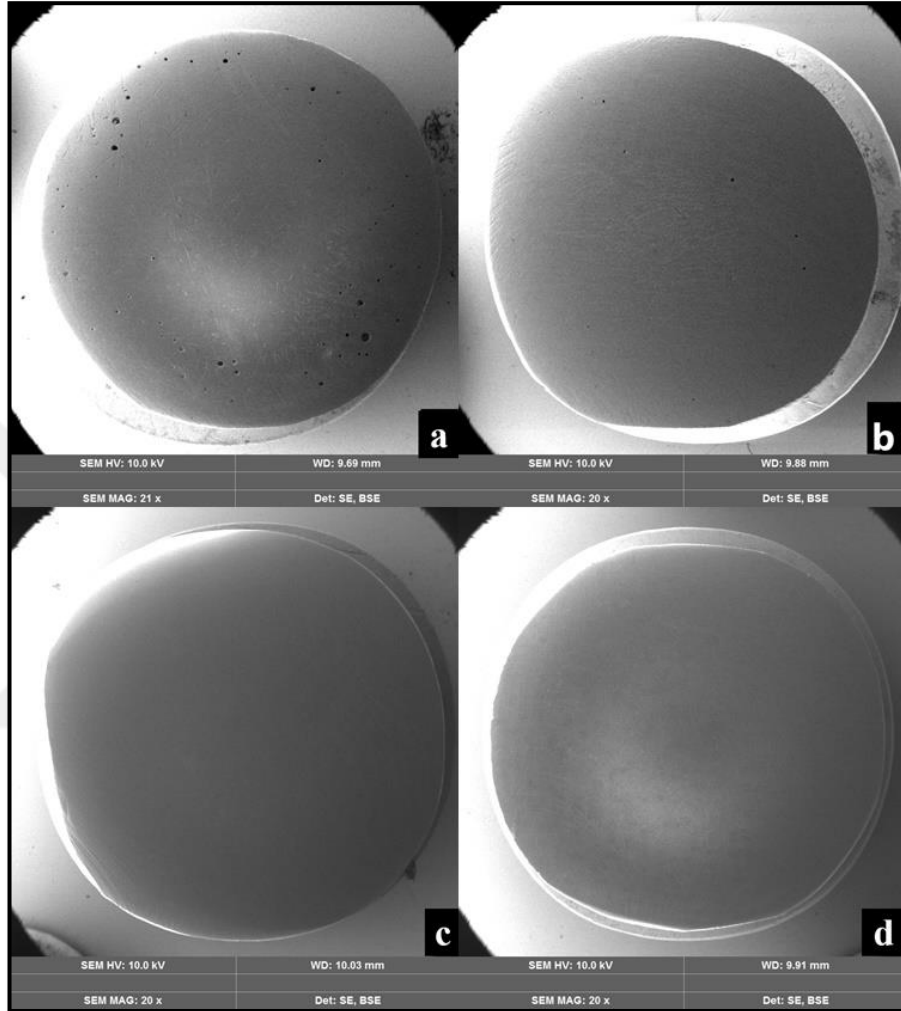
Gruplar		Ortalamalar	Anlamlılık
		Arasındaki Farklar	Düzeyi (p)
Grup 1 (eXP)	Grup 2	0,17	0,108
	Grup 3	0,31	0,001*
	Grup 4	0,35	0,001*
Grup 2 (eXF)	Grup 3	0,14	0,219
	Grup 4	0,18	0,064
Grup 3 (FBF)	Grup 4	0,04	0,925

*İstatistiksel olarak anlamlı gruplar $p < 0,05$.

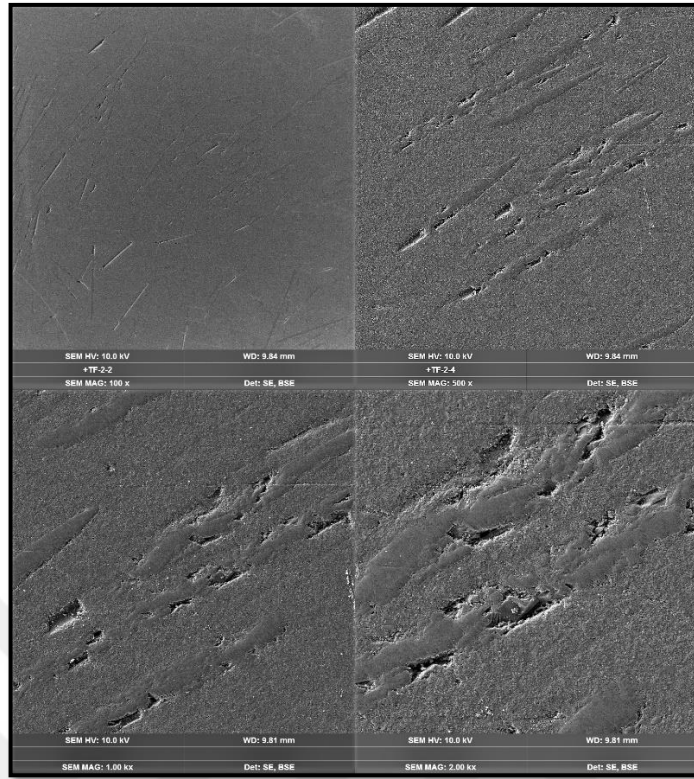
4.1.1. Yüzeylerin SEM Analizi Bulguları

SEM görüntüleri incelenen restoratif materyallerden eXP ve eXF gruplarına ait örneklerin yüzeyinde; polisaj lastiklerinin izleri, fiberlerin çevresinde sık ve kısa mikro çatlaklar ve yüzey düzensizlikleri tespit edildi. Ayrıca polisaj sırasında yüzeyden kopan cam partiküllerin yarattığı boşluklar, eXP’de daha fazla olmak üzere her iki restoratif materyalde görüldü. FBF ve FBFf gruplarına ait örneklerin yüzeylerinin ise

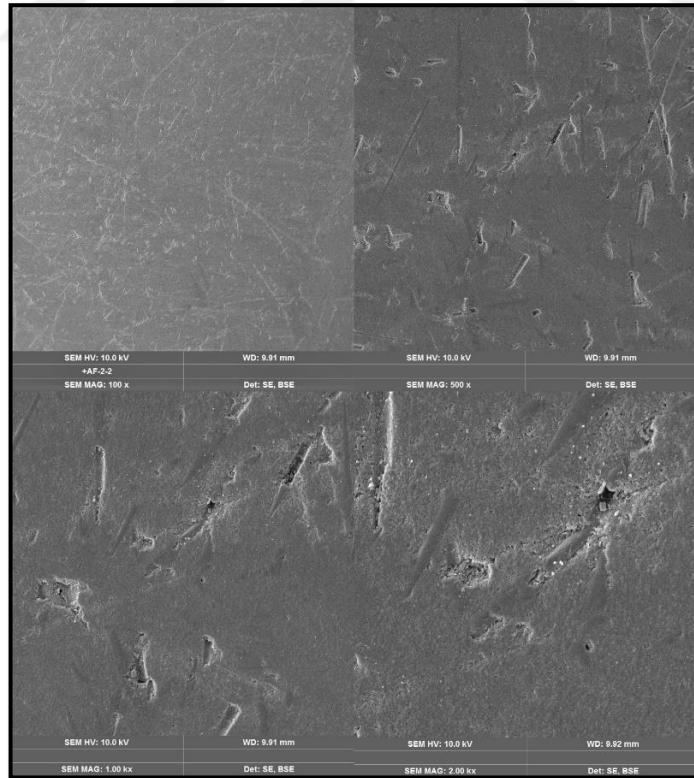
daha pürüzsüz ve homojen bir yapıda olduğu izlendi. Tüm materyallerin yüzeyinde polisaj işlemi sonrasında gözle görülmeyen izlerin yüzeyde mevcut olduğu belirlendi.



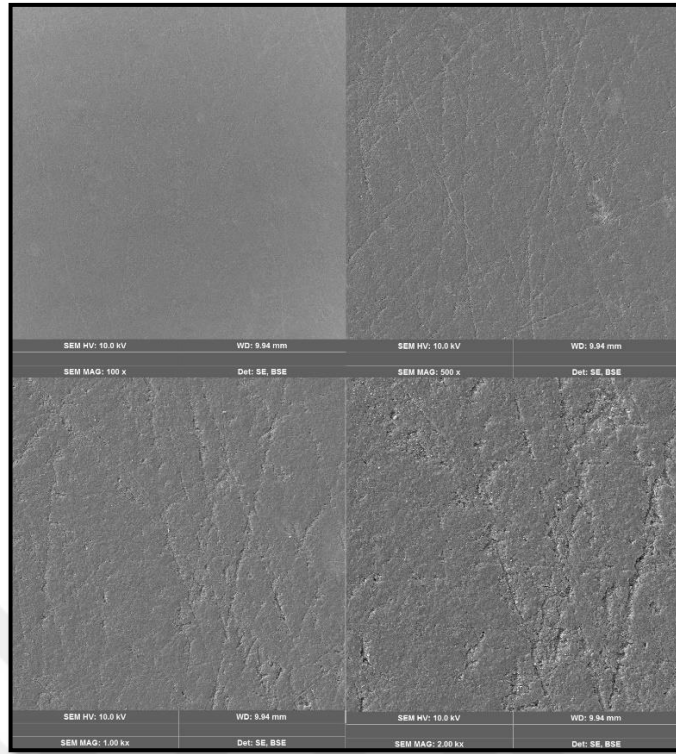
Şekil 4. 1. Kullanılan restoratif materyallerin x20 büyütmede SEM görüntüleri. **a)** eXP; **b)** eXF; **c)** FBF; **d)** FBFf



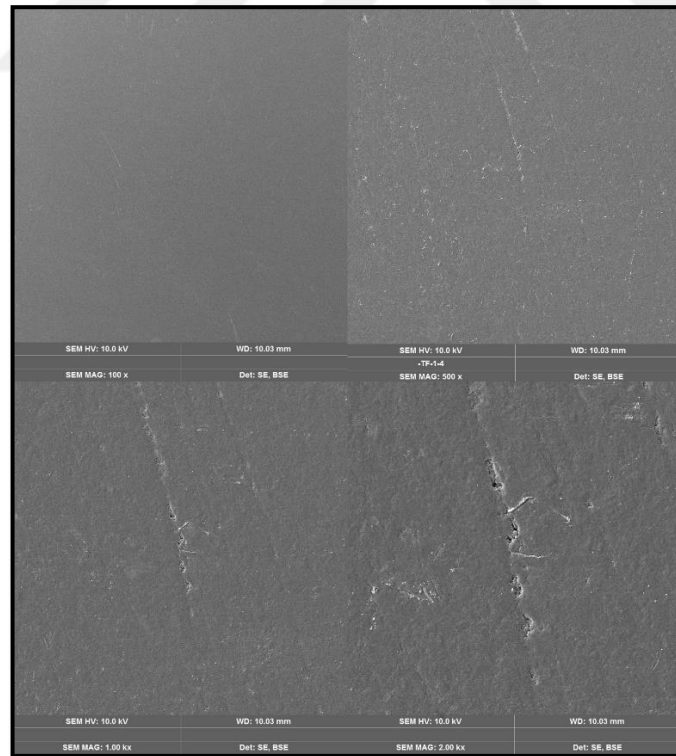
Şekil 4. 2. eXP yüzeyinin x100, x500, x1000, x2000 büyütmede SEM görüntüleri



Şekil 4. 3. eXF yüzeyinin x100, x500, x1000, x2000 büyütmede SEM görüntüleri



Şekil 4. 4. FBF yüzeyinin x100, x500, x1000, x2000 büyütmede SEM görüntüleri



Şekil 4. 5. FBFf yüzeyinin x100, x500, x1000, x2000 büyütmede SEM görüntüleri

4.2. Bükülme Dayanımı Bulguları

Çalışmamızda kullanılan restoratif materyallere ilişkin bükülme dayanımı değerleri karşılaştırıldığında gruplar arası fark önemli bulunmuştur ($p<0,05$). Bükülme dayanımı bulguları minimum, maksimum, ortalama (MPa) ve standart sapma (SS) değerleri şeklinde Tablo 4.3’de gösterilmiştir.

Tablo 4. 2. Kullanılan restoratif materyallerin bükülme dayanımı bulgularının ortalama (MPa) ve standart sapma (SS), minimum ve maksimum değerleri.

Gruplar	N	Ortalama (MPa)+ SS	Min (MPa)	Max (MPa)	Sonuç
Grup 1 (eXP)	10	114,08±9,34	100,17	123,94	F=36,87 P=0,001*
Grup 2 (eXF)	10	126,69±14,65	100,43	141,16	
Grup 3 (FBF)	10	94,70±7,06	83,79	105,48	
Grup 4 (FBFf)	10	83,37±7,44	72,49	95,98	

Grupların bükülme dayanımlarına ilişkin ortalama değerleri incelendiğinde; ortalama değerler en yüksekte en düşüğe doğru eXF> eXP> FBF> FBFf gruplarında görülmüştür. Restoratif materyaller arasında en yüksek ortalama bükülme dayanımı değerini eXF grubu gösterirken, en düşük ortalama bükülme dayanımı değerini FBFf grubu göstermiştir.

Gruplara ilişkin bükülme değeri ortalamaları ikiyeşerli olarak karşılaştırıldığında (Tablo 4.4);

- ✓ eXP grubu ile diğer gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak **önemli** bulunmuştur ($p<0,05$).
- ✓ eXF grubu ile diğer gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak **önemli** bulunmuştur ($p<0,05$).
- ✓ FBF grubu ile FBFf grubu arasındaki fark istatistiksel olarak **önemsiz** bulunmuştur ($p>0,05$).

Tablo 4. 3. Kullanılan restoratif materyallerin bükülme dayanımı bulgularının ortalamaları arasındaki farklar ve anlamlılık değerleri.

Gruplar		Ortalamalar	Anlamlılık
		Arasındaki Farklar	Düzeyi (p)
Grup 1 (eXP)	Grup 2	12,60	0,040*
	Grup 3	19,38	0,001*
	Grup 4	30,71	0,001*
Grup 2 (eXF)	Grup 3	31,98	0,001*
	Grup 4	43,22	0,001*
Grup 3 (FBF)	Grup 4	11,33	0,075

*İstatistiksel olarak anlamlı gruplar $p < 0,05$.

4.3. Mikrogerilim Bağlanma Dayanımı Bulguları

Çalışmamızda kullanılan restoratif materyallere ilişkin mikrogerilim bağlanma dayanımı değerleri karşılaştırıldığında gruplar arası fark önemli bulunmuştur ($p < 0,05$). Süt dişi yüzeyel dentin yüzeyine 7. Jenerasyon self-etch bonding sistem ile birlikte restoratif materyallerin uygulanması sonrası, mikrogerilim testiyle kopma dayanımlarının incelendiği çalışmamızın tüm gruplarına ait bağlanma dayanımı minimum, maksimum, ortalama (MPa) ve standart sapma (SS) değerleri Tablo 4. 5’de gösterilmiştir.

Tablo 4. 4. Kullanılan restoratif materyallerin mikrogerilim bağlanma dayanımı ortalama (MPa) ve standart sapma (SS), minimum ve maksimum değerleri.

Gruplar	N	Ortalama (MPa)+ SS	Min (MPa)	Max (MPa)	Sonuç
Grup 1 (eXP)	16	28,68±6,50	18,90	40,20	F=12,49 P=0,001*
Grup 2 (eXF)	16	34,37±9,25	21,74	47,74	
Grup 3 (FBF)	16	24,90±4,52	16,54	31,16	
Grup 4 (FBFf)	16	21,10±3,95	15,16	30,06	

Grupların mikrogerilim bağlanma dayanımlarına ilişkin ortalama değerleri incelendiğinde; ortalama değerler en yüksekten en düşüğe doğru $eXF > eXP > FBF > FBFf$ gruplarında görülmüştür. Restoratif materyaller arasında en yüksek ortalama mikrogerilim bağlanma dayanımı değerini eXF grubu gösterirken, en düşük ortalama mikrogerilim bağlanma dayanımı değerini $FBFf$ grubu göstermiştir.

Gruplara ilişkin mikrogerilim bağlanma değer ortalamaları ikiyeşerli olarak karşılaştırıldığında (Tablo 4.6);

- ✓ eXP grubu ile $FBFf$ grubu arasındaki fark istatistiksel olarak **önemli** bulunurken ($p < 0,05$); eXP grubu ile eXF ve FBF grupları arasındaki fark **önemsiz** bulunmuştur ($p > 0,05$).
- ✓ eXF grubu ile FBF ve $FBFf$ grupları arasındaki fark istatistiksel olarak **önemli** bulunmuştur ($p < 0,05$).
- ✓ FBF grubu ile $FBFf$ grubu arasındaki fark istatistiksel olarak **önemsiz** bulunmuştur ($p > 0,05$).

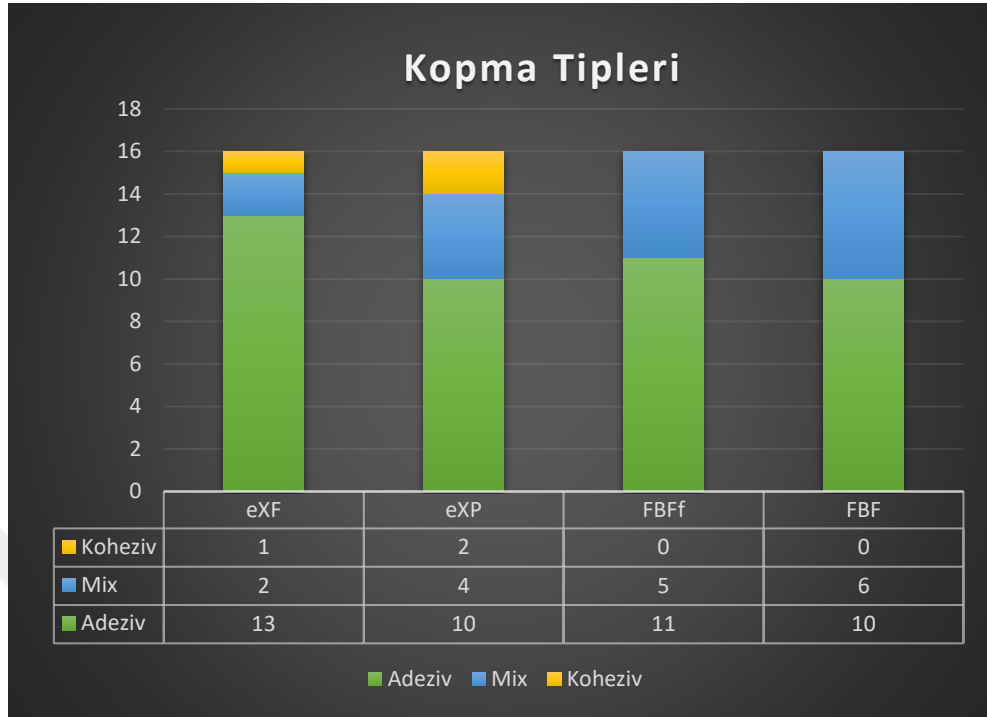
Tablo 4. 5. Kullanılan restoratif materyallerin mikrogerilim bağlanma dayanımı bulgularının ortalamaları arasındaki farklar ve anlamlılık değerleri.

Gruplar	Ortalamalar		Anlamlılık
	Arasındaki Farklar		Düzeyi (p)
Grup 1 (eXP)	Grup 2 (eXF)	5,68	0,068
	Grup 3 (FBF)	3,77	0,349
	Grup 4 (FBFf)	7,58	0,007*
Grup 2 (eXF)	Grup 3 (FBF)	9,46	0,001*
	Grup 4 (FBFf)	13,27	0,001*
Grup 3 (FBF)	Grup 4 (FBFf)	3,80	0,343

*İstatistiksel olarak anlamlı gruplar $p < 0,05$.

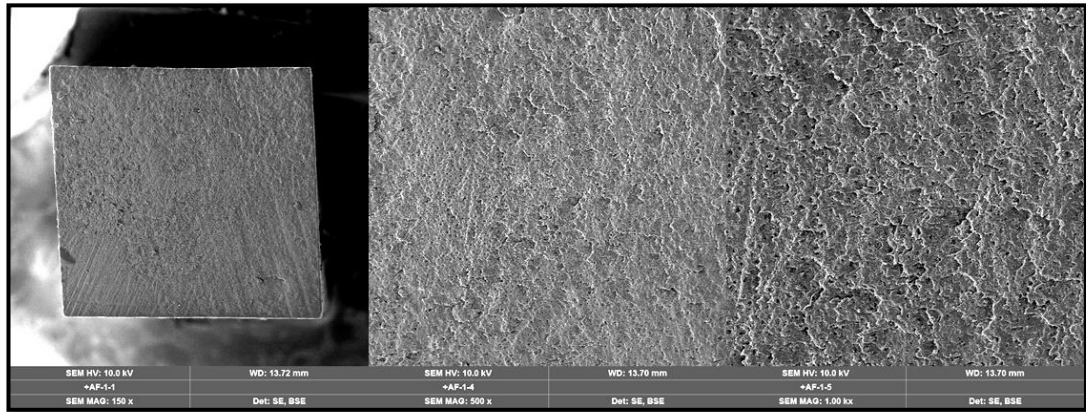
4.3.1. Kopma Tiplerine Ait Stereomikroskop Bulguları

Mikrogerilim bağlanma dayanımı testi sonrası örnekler stereomikroskopta incelenerek kopma tipi analizleri yapıldı (Şekil 4. 6). Bütün gruplarda en çok ortaya çıkan kopma tipi **adeziv** tip (% 68,75), daha sonra **mix** (% 26,57) ve en az ortaya çıkan kopma tipi **koheziv**dir (% 4,68).

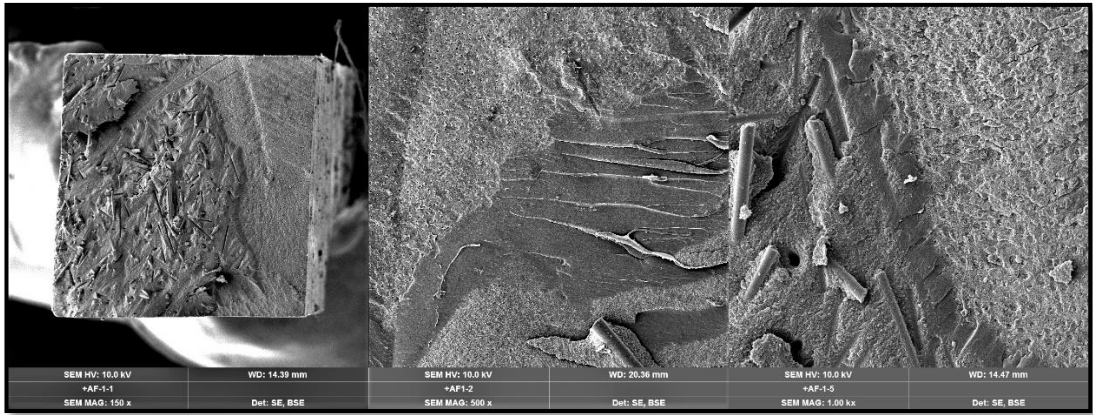


Şekil 4. 6. Gruplara ait kopma tiplerinin grafiksel dağılımı

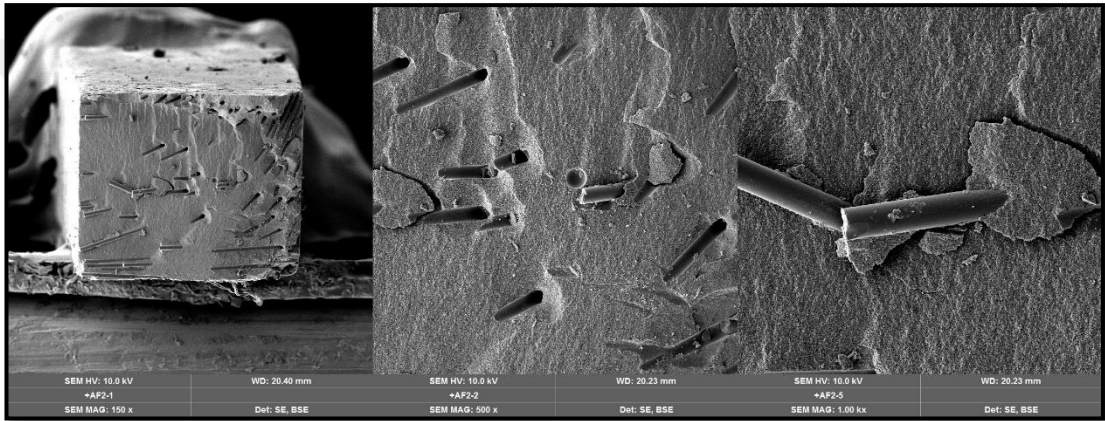
4.3.2. Kopma Tiplerine Ait SEM Analizi Bulguları



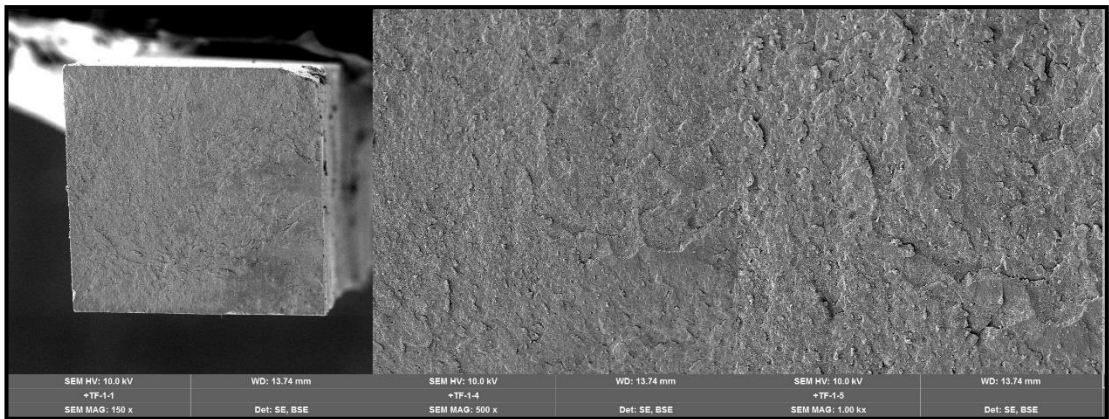
Şekil 4. 7. eXF adeziv kopma tipine ait x150, x500, x1000 büyütmede SEM görüntüleri



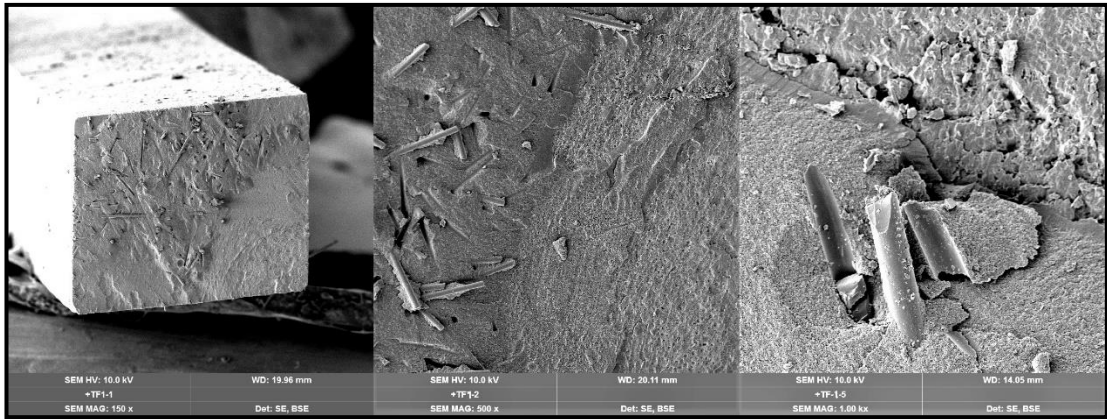
Şekil 4. 8. eXF mix kopma tipine ait x150, x500, x1000 büyütmede SEM görüntüleri



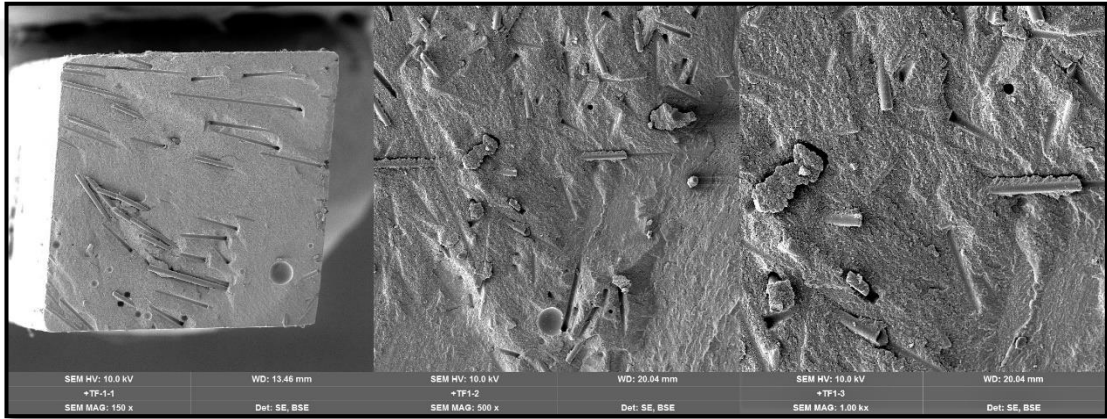
Şekil 4. 9. eXF koheziv kopma tipine ait x150, x500, x1000 büyütmede SEM görüntüleri



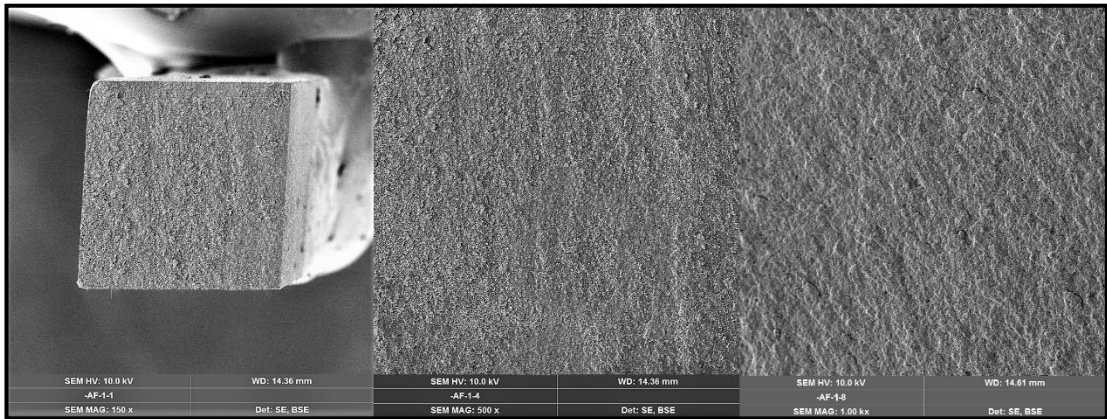
Şekil 4. 10. eXP adeziv kopma tipine ait x150, x500, x1000 büyütmede SEM görüntüleri



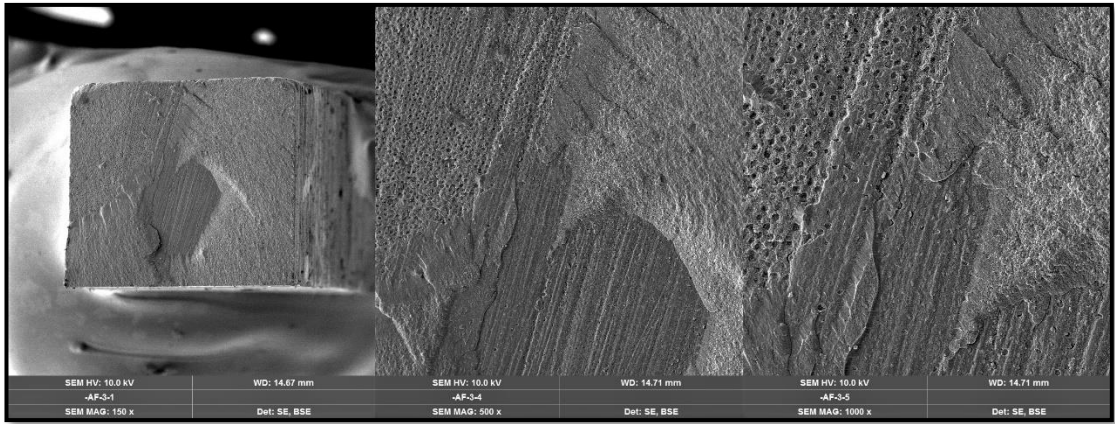
Şekil 4. 11. eXP mix kopma tipine ait x150, x500, x1000 büyütmede SEM görüntüleri



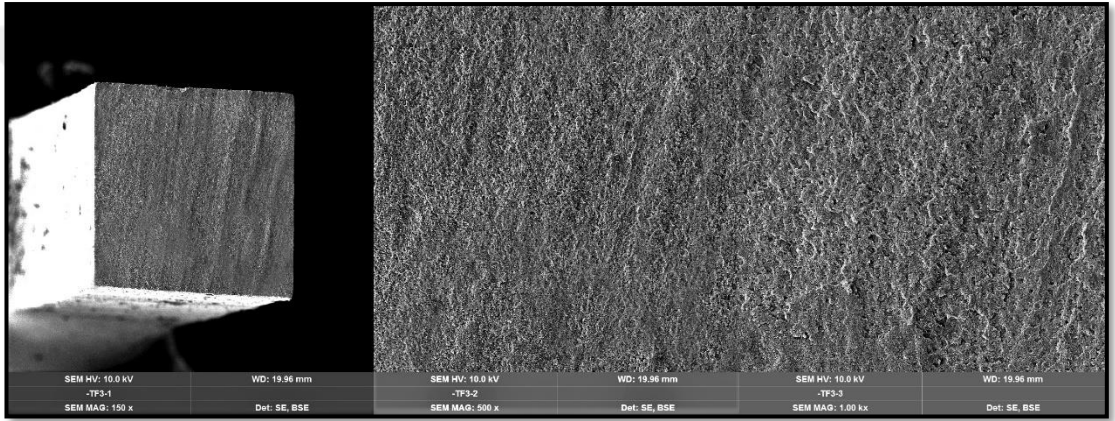
Şekil 4. 12. eXP koheziv kopma tipine ait x150, x500, x1000 büyütmede SEM görüntüleri



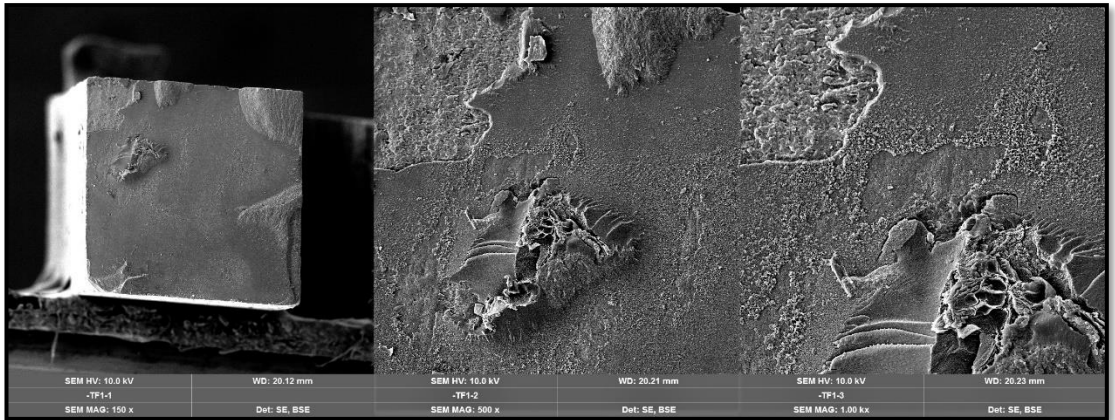
Şekil 4. 13. FBFf adeziv kopma tipine ait x150, x500, x1000 büyütmede SEM görüntüleri



Şekil 4. 14. FBFf mix kopma tipine ait x150, x500, x1000 büyütmede SEM görüntüleri



Şekil 4. 15. FBF adeziv kopma tipine ait x150, x500, x1000 büyütmede SEM görüntüleri



Şekil 4. 16. FBF mix kopma tipine ait x150, x500, x1000 büyütmede SEM görüntüleri

5. TARTIŞMA

Çocuklarda yaygın olarak görülen diş çürükleri; diyet, oral mikrobiyal flora, dental biyofilm formasyonu, tükürük niteliği ve genetik rahatsızlıklar arasındaki karmaşık etkileşim sonucu ortaya çıkan multifaktöriyel enfeksiyöz bir hastalıktır. Enfeksiyon ve ağrıyı önlemek için çürük dişlerin tedavi edilmesi gerekmektedir (18).

Süt dişleri morfolojik ve histolojik olarak daimi dişlerden farklıdır. Süt dişlerinin daimi dişlere göre pulpa odasının daha geniş olması, peritübüler dentinin daha kalın ve materyalin bağlantı sağlayacağı intertübüler dentinin ise daha ince olması bu farklılıkların bazılarıdır. Bu sebeple süt dişlerini restore etmek için kullanılan materyallerin özellikleri, daimi dişleri restore etmek için kullanılan restoratif materyallerden bazı farklılıklar göstermektedir (193).

Diş sert dokularında görülen çürük, kırık veya aşınma gibi sebeplerden ortaya çıkan doku kaybının yerini ideal materyal ve yöntemle telafi edebilmek için çalışmalar yıllardır sürmektedir (194). Amalgam, posterior bölgede çürük sebebiyle doku kaybına uğrayan dişlerde restoratif materyal olarak uzun zamandır kullanılan bir materyaldir. Amalgamın diş dokularıyla olan bağlantısının yalnızca mekanik yolla olması, kalan diş dokularına destek olmaması, civa toksisitesi, estetik olmaması, kavite preparasyonu sırasında retansiyon için daha fazla madde kaybı gerektirmesi gibi dezavantajları bulunmaktadır (11, 195).

Günümüzde dişlerin restorasyonlarında estetik ve mekanik özelliklerinin iyi olması, termal geçirgenliğinin düşük olması ve kalan sağlam diş dokularına destek olmasından dolayı kompozit rezinler oldukça yaygın olarak kullanılmaktadır (125). Kompozit rezinler, yüksek adezyon mekanizmaları ve estetik özelliklerinden dolayı süt dişleri için de tercih edilen materyaller arasında yer almaktadır (196). Süt molarlarda kullanılan geliştirilmiş kompozit restorasyonlar estetik avantajlarının yanı sıra, civanın elimine edilmesi, diş dokuları için daha konservatif kavite gerektirmeleri ve restoratif materyalin diş dokusuna kimyasal olarak bağlanması gibi avantajlara sahiptir (197).

Kompozit rezinler, kabul edilebilir fiziksel ve mekanik özellikleri dışında polimerizasyonları sırasında polimerizasyon büzülme gerilimine sahiptirler. Yıllardır

kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmesini önlemeye yönelik birçok çalışma yapılmıştır (198-202). Özellikle büyük ve derin restorasyonlarda dış üzerinde restorasyondan daha fazla stres birikmesine yol açan polimerizasyon büzülmesi, dışın kırılma riski de dahil olmak üzere birçok klinik başarsızlığın nedeni olarak kabul edilmektedir. Polimerizasyon büzülme stresini azaltmak için yeterli polimerizasyon derinliğinin sağlanması gerekmektedir (198).

Bulk fill kompozit rezinlerin polimerizasyon derinlikleri 4 mm'ye kadar ulaşabilmektedir. Bu kompozitler, büyük ve derin restorasyonlarda restorasyon süresini kısaltmak ve polimerizasyon büzülmesini azaltmak için geliştirilen kompozit sistemlerdir (9, 203). Bulk fill kompozit rezinler, geleneksel kompozit rezinler ile karşılaştırıldığında; daha az ışıklanma süresine ve daha yüksek polimerizasyon derinliğine sahiptir (7). Stres azaltıcı rezin teknolojisiyle büzülme streslerini en aza indirerek tek kütle halinde uygulamaya izin vermekte ve translusensi artışı, organik yapı veya doldurucu içeriğindeki değişikliklerle bu kalınlıklarda polimerizasyonu mümkün kılmaktadır (102). Bu  zellikleri sayesinde klinikte tabakalı yerleştirmeden dolayı ortaya çıkan olumsuzlukları elimine etmekte ve hasta başında geçirilen süreyi kısalttığı bildirilmektedir (7).

Bulk fill kompozit rezinlerin yüksek doldurucu oranı içermesi, bu kompozitlerin mekanik özelliklerinin gelişmiş olmasını sağlamaktadır (204). Cantekin ve ark. (205) tarafından yapılan bir çalışmada, 6 ve 12 aylık klinik ve radyografik değerlendirmeye dayalı olarak bulk fill kompozit rezinlerin pulpotomi uygulanan süt dışlerinin restorasyonlarında üstün marjinal sızdırmazlık gösterdiği ve bu dışlerin restorasyonunda paslanmaz  elik kuron (P K) kadar başarılı oldukları belirtilmiştir.

 ocuk hastalarda mekanik özellikleri ve adezyonu iyi, klinik başarısı yüksek, antikaryojenik ve antitoksik, uygulaması kolay ve işlem süresi kısa olan restoratif materyallerin kullanılması önem taşımaktadır (21).  ocuk hastalarda ağız açıklığının sınırlı olması ve buna bağlı olarak posterior dışlerde çalışma zorluğu, işlem süresinin uzamasına sebep olmaktadır. Uzayan tedavi süresi hastanın yorulmasına ve uyumunun bozulmasına yol açabilmektedir. Bunun sonucunda izolasyon problemleri ortaya çıkmakta, materyallerin yüzeyleri iyi işlenememekte ve restorasyonların anatomik formlarının istenilen şekilde olması her zaman mümkün olamamaktadır.  ocuk hastaların tedavisinde restoratif uygulamalar bu sebeplerle hızlılık ve kolaylık

gerektirmektedir. Bundan dolayı bulk fill kompozit rezinler, çocuk diş hekimliğinde önemli bir alternatif olarak görülmektedir. Bulk fill kompozit rezinlerin kullanımlarının yaygınlaşabilmesi için fiziksel ve mekanik özelliklerinin bilinmesi ve diş dokusuna bağlanmalarının incelenmesi gerekmektedir. Bu nedenle çalışmamızda bulk fill kompozit rezinler tercih edilmiştir.

Kompozit rezinlerdeki gelişmelere paralel olarak polimerizasyon etkinliklerini artırmaya yönelik çalışmalar, ışık cihazlarında da yapılmaktadır (206). Bu çalışmaların sonucunda piyasaya sürülen LED cihazlar; kavitenin en derin kısmında etkili, daha hızlı, homojen ve ekstra güçlü ışık yoğunluğu ile daha iyi polimerizasyon sağladıkları iddia edilen ışık kaynaklarıdır (207). Isı açığa çıkarmamaları, fanları olmadığından sessiz çalışmaları, gereken dalga boyunda ışık üretmeleri, halojen ışık cihazlarına kıyasla daha uzun ömürlü olmaları ve minimum güçte enerji tüketmeleri başlıca avantajları arasındadır (208).

Shimokawa ve ark. (209), dört farklı yeni nesil LED ışık cihazının (Elipar DeepCure-S, Bluephase 20i, Celalux 3 ve Valo Grand) iki farklı bulk fill kompozit rezinin (Filtek Bulk Fill Posterior Restorative ve Tetric EvoCeram Bulk Fill) polimerizasyon özelliklerine etkilerini inceledikleri güncel çalışmalarında, kompozit rezinlerin tabanında Valo Grand oldukça homojen bir polimerizasyon sağlasa da, Filtek Bulk Fill Posterior Restorative grubunda alt tabakanın ortalarında en iyi mikrosertlik değerini ve polimerizasyonu Elipar DeepCure-S'in sağladığını gözlemlemişlerdir.

Fiorella ve ark. (210), 2020 yılında yaptıkları çalışmalarında bulk fill kompozit rezin (Filtek™ Bulk Fill Posterior Restorative) ile geleneksel kompozit rezinin (Filtek™ Z350 XT) farklı ışık kaynakları (Elipar Deep Cure-L -3M ve Valo-Ultradent) altında polimerizasyon dönüşüm derecesini incelemişler ve bulk fill kompozit rezinin geleneksel kompozit rezine göre daha iyi dönüşüm derecesi sunduğunu, ancak kullanılan ışık kaynakları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadığını bildirmişlerdir. Bulk fill kompozit rezinlerin araştırıldığı çalışmalar incelendiğinde genellikle LED ışık cihazlarının kullanıldığı görülmüştür (209, 210). Bu nedenle çalışmamızda derin polimerizasyon özelliği vaat eden çoklu dalga boyuna sahip LED ışık kaynağı Elipar DeepCure-L kullanılmıştır.

Kompozit rezinlerin gelişmesiyle büyük ilerleme kaydeden diğer bir konu ise adeziv sistemler olmuştur. Diş sert dokuları ve kompozit rezin arasındaki bağlantının kalitesinde adeziv sistemlerin önemi büyüktür. Güncel adeziv gelişmeler, uygulama adımlarını azaltarak bağlanma prosedürlerini basitleştirme, uygulama süresini kısaltma ve teknik hassasiyeti azaltma üzerine olmaktadır (184). Çocuk diş hekimliği uygulamalarında da daha az işlem basamağı gerektiren adeziv sistemlere ihtiyaç duyulmaktadır. Çok basamaklı total-etch sistemlerin, teknik hassasiyet ve klinik uygulamanın uzun zaman alması gibi dezavantajlarının dışında; bu işlemlerin özellikle küçük çocukların kooperasyonunu bozduğu ve asidin hoş olmayan tadının çocuklarda rahatsızlığa sebep olduğu bilinmektedir (211). Self-etch sistemler ise teknik hassasiyetlerinin az olması, asidi uzaklaştırmak için yıkama işlemine gerek duyulmaması ve aşırı kurutma riskinin olmaması, nonkoopere çocuklarda kullanımının rahat olması gibi avantajlarıyla diş hekimleri tarafından sıklıkla tercih edilmektedir (212, 213).

Son yıllarda hekimin tercihinine ve vakanın durumuna bağlı olarak hem self-etch hem de etch&rinse tekniğiyle uygulanabilen, ‘universal’ veya ‘multi-mode’ olarak adlandırılan adezivler piyasaya sürülmüştür (214). Universal adezivler bağlama etkinliklerinden ödün vermeden, diş hekimlerine minde selektif mine asitlemesi yaparak etch&rinse modunda ya da dentinde asitleme yapılmadan self-etch modunda kullanım için uygulama özgürlüğünü sunan ürünlerdir (215). Fornazari ve ark. (216), yaptıkları çalışmalarında silan içerikli bir universal adezivin bağlanma dayanımının silan+adeziv uygulaması kadar etkin olduğunu ve ayrı bir silan uygulamasına gerek olmadığını belirtmişlerdir. Çalışmamızda, tüm bu bilgilerin ışığında kompozit rezinlerin kaviteye uygulanması öncesinde bağlayıcı ajan olarak Single Bond Universal adeziv sistemi kullanılmıştır.

Kompozit rezinlerin restorasyonu sırasında çocuk hastalarda uygulama zorluğuna bağlı olarak uzun dönemde başarısızlıklar görülebilmektedir (217). Bu başarısızlıkların önüne geçilebilmesi amacıyla kompozit rezinlerin özelliklerinde çeşitli modifikasyonlar yapılmıştır. Kompozit rezin teknolojisindeki en büyük gelişmelerden biri akışkan kompozitlerin kullanıma girmesidir (218). Akışkan kompozit rezinlerin düşük viskoziteye sahip olması, kavite şekline kolay adaptasyonu ve uygulama kolaylığı özellikle çocuk diş hekimliğinde kullanımını destekler

niteliktedir (219). Teknolojik gelişmelerle birlikte, süt dişlerinde kullanımı önerilen yeni restoratif materyaller piyasaya sunulmaktadır (21). Son yıllarda dişlerin restorasyonunda kalan diş dokularının desteklenmesinde alternatif olarak geliştirilen yöntemlerden biri de kompozit rezin restorasyonların fiber ile güçlendirilmesidir (194, 220). Çalışmamız, fiber ile güçlendirilmiş yeni bir akışkan bulk fill kompozit rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerinin diğer akışkan ve tepilebilir bulk fill kompozit rezinlerle in vitro olarak karşılaştırılmasını planlamıştır.

FGK, bükülme dayanımlarının yüksek olmasından dolayı restorasyon altyapı materyali olarak uygun mekanik özelliklere sahiptir. FGK altyapı, kompozit rezinlerin altında materyale sertlik ve dayanıklılık sağlamasının yanı sıra esneyebilen yapısı ile de dişlerin gelen streslere karşı daha dayanıklı olmasını sağlamaktadır. Böylece altyapının dayanıklılık ve sertliği ile üst yapının estetiği birleşmektedir (131). Yapılan çalışmalarda madde kaybı fazla olan dişlerin restorasyonlarında fiber kullanımının; dişlerin zayıflayan tüberkül kırılma dayanıklılığını arttırması ve polimerizasyon büzülmesini azaltması gibi avantajları sayesinde kompozit rezinlerin dezavantajlarının kabul edilebilir düzeylere indirgenebildiği gösterilmiştir (52, 150, 221).

FGK’de çoğunlukla karbon, aramid ve polietilen gibi fiber çeşitlerinin yerine rezin matriksine bağlanabilmeleri ve restorasyon rengini olumsuz olarak etkilememeleri nedeniyle cam fiberlerin kullanımı tercih edilmektedir (222). Juloski ve ark. (223), cam ve polietilen fiberlerin mineye bağlanma dayanımlarını inceledikleri çalışmalarında farklı polietilen fiber (Ribbond, Connect ve Construct) ve cam fiber (everStick) ürünlerini karşılaştırmış; her iki fiber türünün klinik olarak kabul edilebilir bağlanma değeri gösterdiklerini bildirmişlerdir. Çalışmamızda kullanılan FGK (eXP ve eXF) E-cam fiberler içermektedir.

Yapılan çalışmalarda kompozit restorasyonlarda fiberin ince bir tabaka akışkan kompozit ile beraber yerleştirilmesinin fiber-kompozit arasındaki bağlantıyı olumlu yönde etkilediği, fiberin polimerizasyon büzülmesi esnasında oluşan gerilimler ve çiğneme kuvvetleri altında oluşan fonksiyonel stresler için tampon görevi yaparak büzülmenin etkisini azalttığı rapor edilmiştir (221, 224, 225). Belli ve ark (221), fiber ile birlikte akışkan kompozit uygulanmasının konfigürasyon faktörünün yüksek ve düşük olduğu kavitelerdeki bağlanma direncine etkisini inceledikleri çalışmalarında,

geniş yüzeye sahip kavitelerde akışkan kompozitlerle cam ve polietilen fiber uygulamasının yüksek bir bağlanma direnci gösterdiğini, akışkan kompozitin fiber lifleri arasına iyi nüfuz ettiğini ve böylece hava boşlukları oluşmadığını bildirmişlerdir.

Adeziv teknolojisindeki hızlı gelişmeler sebebiyle bir materyal üzerindeki çalışmalar devam ederken üretici firmalar yeni materyalleri piyasaya sunmakta ve uzun dönemli klinik çalışmalara yeterli zaman ayırlamamaktadır. Bu nedenlerle üretici firmalar piyasaya sunulan materyallerin klinik performansını göstermek adına daha çok laboratuvar çalışmalarından destek almaktadır (226). Klinik takiplerinin dışında diş hekimliğinde kullanılan restoratif materyallerle ilgili yapılan in vitro testler, hekimlere kullanılan materyallerin fiziksel ve mekanik özelliklerine ait avantaj ve dezavantajları gibi konular hakkında bilgi vermektedir. İn vitro testler; yeni materyallerin geliştirilmesi ve değerlendirilmesinde in vivo testlere göre daha kolay yapılabilmesi, belirli bir parametre hakkında hızlı veri toplanabilmesi, yaygın kullanılan testlerin göreceli kolaylığı, başka değişkenler sabitken belirli bir özelliği ölçme imkanı, bir çalışmadaki çoğu deneysel grubun eş zamanlı test edilebilmesi, standardizasyonu sağlamanın daha kolay olması, daha kısa sürede sonuç vermeleri ve daha az maliyetli olmaları gibi avantajlarından (54, 184) dolayı çalışmamız in vitro koşullar altında gerçekleştirilen bir laboratuvar çalışması olarak planlanmıştır.

Literatür incelendiğinde laboratuvar çalışmalarında restoratif materyallerin bükülme dayanımı, kırılma ve bağlanma dayanıklılığı, mikrosızıntı, aşınma direnci, yüzey sertliği, yüzey pürüzlülüğü ve su emilim oranı gibi özellikleri değerlendirilmiştir (227-230). everX FlowTM, everX PosteriorTM, FiltekTM Bulk Fill Flowable Restorative ve FiltekTM One Bulk Fill Restorative'in fiziksel ve mekanik özelliklerinin birlikte karşılaştırıldığı bir çalışma bulunmamaktadır. Ayrıca piyasaya yeni sürülen everX FlowTM'un yüzey pürüzlülüğü, bükülme dayanımı ve mikrogerilim bağlanma dayanımını test eden çalışmalar sınırlıdır. Çalışmamız bu yönüyle everX FlowTM'un fiziksel ve mekanik özellikleri ile ilgili diş hekimlerine fikir sağlaması açısından literatüre katkıda bulunmayı amaçlamaktadır. Çocuk diş hekimliğinde avantaj sayılabilecek uygulama kolaylığı ve literatürdeki eksikliklerden dolayı süt dişlerinde yapılan bu in vitro çalışmanın sonuçları, incelenen materyaller ile ilgili

literatürdeki boşlukların kapatılmasına yardımcı olacaktır. Bu projeden elde edilecek bilgiler bundan sonra yapılacak olan çalışmalar için yol gösterici olacaktır.

5.1. Materyallerin Yüzey Pürüzlülüklerinin Değerlendirilmesi

Dişlerin restorasyonunda yaygın olarak kullanılan kompozit rezinlerin mekanik ve fiziksel özelliklerinin geliştirilmiş olmasına rağmen, yüzey pürüzlülüğü materyalin klinik başarısını etkilemektedir (231). Restorasyonların yüzey pürüzlülük değerleri; polisaj işleminde kullanılan sistemlere, diş macunun içeriğindeki aşındırıcı partikül boyutlarına, diş fırçasının sertliğine ve kıl uçlarının tipine, çiğneme sırasında oluşan sürtünmeye ve diyetteki kimyasallara bağlı olarak farklı düzeylerde değişiklikler gösterebilmektedir (232). Yüzey pürüzlülüğüne etki eden diğer faktörler de materyalin kendine özgü özellikleri olan doldurucu içeriği, boyutu, tipi, organik matrikse oranı, polimer matriks ile silanın konversiyon derecesidir (233). Yüzey pürüzlülüğü; ağız boşluğundaki restoratif materyallerin kalitesi, rengi ve performansı üzerinde etkilidir (234). Pürüzlü bir yüzeye sahip restorasyonda plak akümülyasyonuna bağlı olarak sekonder çürük, gingival enflamasyon ve zamanla restorasyonda renk değişikliği meydana gelmektedir. Bunun sonucunda da restorasyonun klinik başarısı düşmekte ve daha kısa ömürlü olmaktadır (235).

Estetik restorasyonların bitirme ve polisaj işlemleri için elmas ve karpit frezler, arkansas taşı, polisaj lastikleri ve diskleri, zımparalar ve polisaj patları kullanılmaktadır (236). Bayraktar ve ark. (237), farklı polisaj sistem ve tekniklerinin kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüğüne etkisini araştırdıkları çalışmalarında, alüminyum oksit kaplı polisaj sistemlerin silikon karpit kaplı sistemlere oranla daha pürüzsüz yüzeyler elde edilebildiğini belirtmişlerdir. Alüminyum oksit kaplı diskler son yıllardaki çalışmalarda kompozit rezin restorasyonlarda estetik sonuçlar için kompozit, diş ve komşu dişlerin ara yüzeyine zarar vermeden bitirme ve polisaj işlemlerinde en tavsiye edilen disklerdir (125, 229). Yapılan çalışmalarda, bitirme ve polisaj işlemleri sırasında yüzeyden partiküllerin uzaklaştırılması ile restoratif materyallerin yüzeylerinde mikroçatlaklar ve düzensizlikler oluştuğu; alüminyum oksit disklerin kompozit rezinlerin doldurucu partiküllerini yerinden çıkarmadığı ve doldurucu partikülleri ve matriksi eşit olarak kestikleri için daha düzgün yüzeyler oluşturduğu bildirilmiştir (238-240). Çalışmamızın amacı, standardizasyonu sağlamak

için tek bir polisaj sistemi kullanıldıktan sonra farklı yapıdaki kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek olduğundan; polisaj sistemlerinin oluşturduğu mikroçatlak ve düzensizlikleri mümkün olduğunca elimine etmek için alüminyum oksit kaplı polisaj diskleri içeren Super-Snap Rainbow disk seti tercih edilmiştir.

Yapılan in vitro çalışmalarda, restoratif materyallerin şeffaf bant altında polimerizasyonu sağlandığında daha pürüzsüz bir yüzey elde edildiği gösterilmiştir. Fakat bant altında kalan bu düzgün yüzeyin rezinden zengin tabaka olduğu ve bu tabakanın bitirme ve polisaj işlemleriyle uzaklaştırılması ile daha sert, aşınmaya karşı dirençli ve estetik açıdan daha stabil bir yüzey oluşacağı bildirilmiştir. Bazen şeffaf bant kullanılsa bile restorasyondaki fazlalıkları ortadan kaldırmak ve kontur vermek amacıyla bitirme ve polisaj işlemleri yapılması gereklidir (241). Bu nedenle çalışmamızda kullandığımız restoratif materyallerin daha çok posterior dişlerde kullanıldığı göz önünde bulundurularak anatomik form oluşturmak ve daha düzgün yüzeyler elde edebilmek amacıyla arkansas taşıyla bitim işlemlerinden sonra, alüminyum oksit kaplı diskler ile polisaj işlemleri tamamlanmış ve her örnekte yeni bir disk grubu kullanılmıştır.

Başeren (201), nanofil ve nanohibrit kompozit rezin ile ormoser bazlı restoratif materyallerin farklı bitirme ve polisaj işlemlerinden sonra yüzey pürüzlülüğünü değerlendirdiği çalışmasında, alüminyum oksit tozuyla kaplı Super-Snap çok aşamalı bitirme disk setini, silikon karbit emdirilmiş fırçalar ve elmas partikül içeren lastiklerle karşılaştırmış; yüzey pürüzlülüğü açısından en iyi performansın Super-Snap bitirme disk setine ait olduğunu belirtmiştir.

Yadav ve ark. (242); Super-Snap, Sof-Lex ve Enhance polisaj lastiklerini kullanarak kompozit rezinler üzerinde yaptıkları çalışmalarında, alüminyum oksit kaplı disklerle (Sof-Lex ve Super-Snap diskleri) bitirilen yüzeylerin en az Ra değeri oluşturduğunu; alüminyum oksit içeren polisaj lastiklerinin (Enhance) ise daha pürüzlü yüzeyler bıraktığını gözlemlemişlerdir.

Ishii ve ark. (243), 2020 yılında kompozit rezinlerin yüzey özellikleri üzerinde bitirme ve polisaj işlemlerinin etkisini belirlemek amacıyla yaptıkları çalışmalarında, üç adet bulk fill kompozit rezin (Filtek Bulk Fill Posterior Restorative, FBFf ve Tetric EvoCeram Bulk Fill) ve iki adet geleneksel kompozit rezin (Clearfil AP-X ve Estelite Σ Quick) kullanarak hazırladıkları örneklerin ince grenli elmas frez veya tungsten

karbit frez ile bitirme işlemlerinden sonra, polisaj için Super-Snap Rainbow disk seti ile CompoMaster bitirme ve polisaj kiti kullanmışlardır. İnce grenli elmas frez ile bitirme işlemlerinin, kompozit rezinin türünden bağımsız olarak tungsten karbit frez ile bitirme işlemlerinden önemli ölçüde daha yüksek yüzey pürüzlülüğü değerleri gösterdiğini ve bitirme işlem yöntemi ne olursa olsun Super-Snap Rainbow disk seti ile polisajın, CompoMaster bitirme ve polisaj kiti ile polisajlamaya göre önemli derecede daha düşük yüzey pürüzlülüğü değerleri gösterdiğini bildirmişlerdir.

Restoratif materyal ve aşındırıcı sistem arasındaki sertlik farkı ile kullanılan bitirme ve polisaj sistemlerinin aşındırıcı partiküllerinin boyut, miktar ve şeklinin materyallerin yüzey pürüzlülüğü üzerine etkisi dışında, kullanılan bitirme ve polisaj sisteminin uygulama hızının ve işlem sırasında uygulanan basıncın da yüzey pürüzlülüğünde etkili olduğu bilinmektedir (244). Çalışmamızda bu faktörler göz önüne alınarak örneklerin yüzey polisajı belirli bir süre ve sabit basınç altında tek bir operatör tarafından dikkatli bir şekilde uygulanmıştır.

Materyaller ile yapılan in vitro çalışmalarda standardizasyonu sağlayabilmek için hazırlanan tüm numuneler aynı boyutlara, hazırlanma şekline, bitirme ve polisaj işlemlerine ve saklama koşullarına sahip olmalıdır (245). Standart örnekler üzerinde yapılan testler tekrarlanabilir ve daha güvenilir sonuçlar alınmasına olanak sağlamaktadır. Çalışmamızda örneklerin standardizasyonunu sağlayabilmek amacıyla aynı ölçülerde boşluklara sahip olan plexiglass kalıplar kullanılmıştır.

Dental materyallerin yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesinde çeşitli teknikler kullanılmaktadır. Bu yöntemlerden mekanik ve optik profilometreler nicel sonuçlar verirken; AFM ve SEM nitel sonuçlar vermektedir (246). Mekanik profilometreler, yüzey pürüzlülüğünün ölçülmesinde yaygın olarak kullanılan bir yöntemdir (247). Bu yöntemin avantajları; kullanımının kolay ve ucuz olması, örneklerin değerlendirilmeden önce herhangi bir hazırlık aşamasının olmaması, örneklerin yeniden kullanılabilir olması, elde edilen verilerin istatistiksel olarak analizinin daha uygun olması ve ölçümlerin tekrarlanabilir olmasıdır (167). Çalışmamızda kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüğünün belirlenmesinde mekanik profilometre cihazı ile yüzey pürüzlülüğü testi yapılmış ve yüzey özellikleri SEM ile incelenmiştir.

Çalışmamızda örneklerin yüzey pürüzlülükleri belirlenirken, yüzey pürüzlülük ölçüm değeri olarak Ra değerleri kullanılmıştır. Ra, bir yüzeyin çizilen bir hat üzerindeki pürüzlülük profilinin aritmetik ortalaması olarak tarif edilmektedir ve birimi μm 'dir (248). Yüzey pürüzlülük ölçümlerinin yapıldığı çalışmaların çoğunda Ra değerleri kullanılmıştır (247, 249, 250) ve bu açıdan çalışmamızda elde edilen verilerin, literatürdeki diğer çalışmalarla karşılaştırma imkanı bulunmaktadır.

Çalışmamızda restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğüne ilişkin ortalama değerleri incelendiğinde; ortalama değerler en düşükten en yükseğe doğru $\text{FBF} < \text{eXF} < \text{eXP}$ gruplarında görülmüştür. Kullandığımız restoratif materyallerin ortalama yüzey pürüzlülüğü değerlerine baktığımızda FBF 'nin FBF 'ye, eXF 'nin ise eXP 'ye göre daha düşük Ra değerleri göstermesi; daha küçük ortalama doldurucu partiküllerine sahip kompozit rezinlerin, daha büyük doldurucu partiküllerine sahip materyallere göre yüzey pürüzlülük değişiminin daha düşük olduğunu belirten önceki çalışmaların bulgularını desteklemektedir (251, 252).

Çalışmamızda kullanılan tepilebilir bulk fill kompozit FBF (ağırlıkça %74,2) ve fiber ile güçlendirilmiş tepilebilir bulk fill kompozit eXP (ağırlıkça %76,5) hemen hemen aynı doldurucu oranlarına sahip olmasına rağmen pürüzlülükleri arasındaki farkın; inorganik doldurucularının boyut ve tipi ile rezin matriksin iyileştirilmesindeki aşamalara bağlı olduğu düşünülmektedir. FBF nanofil yapıda, eXP ise mikrohibrit yapıda olan kompozit rezinlerdir. Nanofillerin ve nanoöbeklerin varlığı restorasyona gelen kuvvetler karşısında tek bir büyük partikül şeklinde direnç gösterirken; restorasyon yüzeyine etki eden aşındırıcı kuvvetler karşısında nanometrik düzeyde kopmalar meydana gelmektedir (253). Ayrıca daha küçük partikül boyutları ile daha fazla organik matrikse ihtiyaç olmaksızın materyale eklenebilmektedir. Böylece materyalde partiküller arası boşluğun azalması sağlanmakta ve doldurucuların yüzeyden ayrılma insidansı azalmaktadır. Nanopartiküllü kompozitler, daha fazla aşınma direncine sahiptir. Bu da aşınma sırasında nanoöbeklerin, onları çevreleyen rezin matrikse benzer bir hızda aşınması anlamına gelmektedir. Sonuçta yüzey daha pürüzsüz, parlak ve cilalıdır (254). Ancak mikrohibrit kompozitlerde önce rezin matriks aşınır ve doldurucu partiküller açığa çıkar; bu nedenle daha yüksek yüzey pürüzlülüğü gösterirler (255).

İnorganik partiküllerin oranı ve büyüklüğü dışında, inorganik partiküllerin organik matrikse bağlanma oranı ve organik matriksin yapısı da kompozitlerin pürüzlülüğünü etkilemektedir (256). UDMA'daki monomer zincirinde fenol halkasının olmaması, Bis-GMA ile kıyaslandığında daha fazla esneklik ve dayanıklılık sağlamaktadır; UDMA, rezini daha reaktif hale getirmekte ve yüksek dönüşüm ile abrazyona daha dirençli olan matrikse katkıda bulunmaktadır (257). TEGDMA'nın Bis-GMA ve Bis-EMA monomerlerine kıyasla yüksek hidrofilikliğe ve su emme kapasitesine sahip olması, silanların hidrolizine ve kompozit rezinlerin dış yüzeyinden doldurucu partiküllerin ayrılmasını engelleyen silan ile doldurucu partiküller arasındaki kimyasal bağların kaybına neden olmaktadır. Bu durum yüzey pürüzlülüğünde hızlı bir artışa ve yüzey sertliğinde azalmaya neden olmaktadır (258, 259). eXP'nin organik matriks yapısında TEGDMA, FBF'nin ise UDMA ve Bis-EMA monomerleri içermesi; FBF'nin eXP'ye göre daha düşük yüzey pürüzlülüğü değeri göstermesinin bir diğer nedeni olarak açıklanabilir.

Doldurucu tipi, aşınma oranını etkileyen diğer bir faktördür (260). Ruivo ve ark. (261), yaptıkları çalışmalarında düzensiz şekilli inorganik doldurucu içeren kompozit rezinlerin, küresel şekilli inorganik doldurucu içeren kompozit rezinlere göre aşındırıcı materyaller tarafından daha fazla sürtünme kuvvetine maruz kalacağını ve yüzey pürüzlülüğünün artacağını belirtmişlerdir. Ayrıca zirkonya esaslı inorganik doldurucu içeren kompozit rezinlerin, zirkonyumun yüksek aşınma direnci ve sertliği nedeniyle daha az yüzey pürüzlülük değerleri göstereceğini bildirmişlerdir. Çalışmamızda zirkonya esaslı inorganik doldurucu içeren FBF ve FBF de, kısa kırılmış fiber ile güçlendirilmiş eXF ve eXP'ye göre daha düşük ortalama yüzey pürüzlülük değerleri göstermiştir.

O'Neill ve ark. (262), 2018 yılında yaptığı çalışmalarında altı farklı kompozit rezinin (Filtek Supreme Enamel (kontrol), FBF, Tetric EvoCeram Bulk Fill, SonicFill 2, SDR flow+ ve Admira Fusion X-tra) yüzey pürüzlülüğünü incelemiş ve en düşük yüzey pürüzlülüğünün kontrol grubuyla birlikte FBF'nin gösterdiğini rapor etmişlerdir. Oliveira1 ve ark. (263) da, 2020 yılında yaptığı çalışmalarında FBF, Filtek Supreme XTE, Ketac Molar Easy Mix ve Equia Forte+Coat restoratif materyallerinin yüzey sertliğini ve pürüzlülüğünü araştırmış ve FBF'nin en düşük yüzey pürüzlülüğü sergilediğini bildirmişlerdir.

Khudhur ve ark.'nın (264) tek aşamalı polisaj sistemi kullanarak farklı bulk fill kompozit rezinlerde (FBF, Tetric EvoCeram Bulk Fill ve Ecosite Bulk Fill) yüzey pürüzlülüğünü araştırdığı yeni bir in vitro çalışmada, Tetric EvoCeram kompozit rezininin diğer gruplara kıyasla istatistiksel olarak anlamlı derece yüzey pürüzlülüğünün düşük çıktığını belirtmişlerdir. Çalışmamızda kullandığımız FBF kompozit rezini için buldukları ortalama Ra değeri ise çalışmamızla benzerlik göstermektedir.

Yüzey pürüzlülüğünü etkileyen en önemli yapısal özellik doldurucu içeriğidir. İnorganik doldurucu partiküller organik matrikse göre daha serttir ve bu yüzden bitirme ve polisaj işlemleri sırasında bazı partiküller yüzeyde çıkıntı oluştururken bazıları ise yüzeyden koparak boşluklar bırakmaktadır (235). Kumar ve ark. (265), farklı tipte bulk fill kompozitlerin aşınma direncini altın ile karşılaştırdığı çalışmalarında; eXP'nin, döküm altına göre daha yüksek aşınma değeri gösterdiğini bildirmişler, eXP kompozit rezininin yüksek aşınma göstermesinin içeriğindeki fiberlerin maksimum uzunluktan daha uzun olmasına bağlamışlardır.

Jafarnia ve ark. (266), 2021 yılında fiberle güçlendirilmiş bulk fill kompozit rezin (eXP) ile fiber içermeyen bulk fill kompozit rezinlerin (FBF ve Beautifil-Bulk) yüzey pürüzlülüğünü kıyasladıkları çalışmalarında; eXP, polisaj sonrası en yüksek yüzey pürüzlülüğü değerlerini göstermiştir. eXP, polisaj yapılmadan önce daha düşük yüzey pürüzlülüğü gösterirken; polisajdan sonra pürüzlülüğü büyük ölçüde artmıştır. Polisajdan sonra bu rezin kompozitinin daha yüksek yüzey pürüzlülüğü göstermesini, organik matriksinin ve cilalanabilirliğini azaltan cam fiberlerin aşınmasından kaynaklanabileceğini belirtmişlerdir. eXP ve FBF'nin yüzey pürüzlülüğünün değerlendirildiği bu çalışma, çalışmamızın sonuçlarıyla benzerlik göstermektedir.

Birçok araştırmacı, yüzey parlaklığı ile yüzey pürüzlülüğü arasındaki korelasyonu göstermiştir (166, 170, 267). Yüzey pürüzlülüğü ne kadar düşükse yüzey parlaklığı o kadar yüksek olmaktadır (267). Lassila ve ark. (268), farklı polisaj protokollerinin geleneksel kompozit, bulk fill kompozit, florür salan kompozit ve fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezinlerde (eXF, FBF, Alert, G-aenial Anterior, G-aenial Flo X, BEAUTIFIL II ve ACTIVA-Restorative) yüzey parlaklığı üzerindeki etkilerini belirlemek amacıyla yaptıkları güncel bir in vitro çalışmada, yedi cilalama

protokolünün dördünde FBF kompozitin, test edilen diğer kompozit rezinlerden daha yüksek bir yüzey parlaklığı değerleri gösterdiğini belirtmişlerdir. FGK'nin (eXF ve Alert), test edilen geleneksel ve florür salan kompozit rezinlerle karşılaştırılabilir yüzey parlaklığı değerleri gösterdiğini; FGK'nin cilalı yüzeylerinin, kullanılan partikül dolgu kompozit rezinlere oranla nispeten pürüzsüz olduğunu; ancak eXF'nin üst yüzey tabakası olarak kullanılmaması gerektiği ve yeterli estetik görünümün sağlanması için geleneksel bir kompozit rezin tabakası ile örtülmesi gerektiğini belirtmişlerdir.

Literatür incelediğinde yakın zamanda piyasaya sürülen eXF kompozit rezininin yüzey aşınmasını (269) ve yüzey pürüzlülüğünü (270) test eden bildiğimiz yalnızca bir çalışma bulunmaktadır. Lassila ve ark. (269), 2020 yılında beş farklı ticari kısa fiber takviyeli kompozitin (eXF, eXP, Alert, NovaPro-Flow ve NovaPro-Fill) yüzey aşınması dahil olmak üzere belirli fiziksel özelliklerini değerlendirmek amacıyla yaptıkları çalışmalarında en düşük aşınma derinliği değerlerini eXF için bulmuşlar; ancak FGK'nin final restorasyon olarak kullanılmaması gerektiğini bildirmişlerdir.

Mangoush ve ark. (270), deneysel kısa fiber takviyeli bir CAD/CAM kompozit bloğun belirli yüzey özelliklerini ve mikro yapısını farklı yöntemlerle üretilen ticari kompozitlerle (Cerasmart 270, GC Temp PRINT, Pro3dure GR-17, Essentia U, Gradia Plus ve eXF) kıyaslamak amacıyla yaptığı çalışmalarında; 15.000 devirli bir çigneme simülatörü kullanılarak bir aşınma testi yapmış, aşınma derinliği ve yüzey pürüzlülüğünü 3D optik profilometre ile değerlendirmişlerdir. Cerasmart 270, test edilen kompozitler arasında en düşük yüzey pürüzlülüğü değerlerini sergilediğini; en düşük aşınma derinliğinin ise Cerasmart 270'ten istatistiksel olarak anlamlı olmayan GC Temp PRINT için bulunduğunu bildirmişlerdir. eXF'nin yüzey pürüzlülüğünün araştırıldığı bu çalışma, çalışmamızla materyal ve metot açısından büyük farklılıklar gösterdiğinden verilerimizin karşılaştırılma imkanı bulunamamıştır.

Çalışmamız eXP ve eXF'nin yüzey pürüzlülüğünün karşılaştırıldığı ilk çalışmadır. Bu çalışmada yüzey pürüzlülüğü değerlendirildiğinde eXF'nin ortalama yüzey pürüzlülüğü değeri eXP'den düşük bulunmuştur. Bu farkın eXF'nin doldurucu partiküllerinin ve cam fiberlerinin daha küçük boyutlarda olmasından ve eXF'nin,

eXP'nin organik matriks yapısından farklı olarak yapıyı daha dirençli hale getiren UDMA monomerleri içermesinden kaynaklı olabileceğini düşünmekteyiz.

5.2. Materyallerin Bükülme Dayanımının Değerlendirilmesi

Klinik olarak yüksek performans gösteren restoratif materyallerin çiğneme, basma, bükülme ve makaslama kuvvetlerine karşı dayanıklı olması beklenmektedir (271). Bükülme dayanımı, restoratif materyallerin önemli mekanik özelliklerinden biri olup; basma ve çekme kuvvetlerinin bir kombinasyonudur (179). Materyallerin deformasyon ve kırılmaya karşı dirençleri; basma, eğme, kırılma direnci gibi testler ile ölçülmektedir (271). Restoratif materyallerdeki minimal değişimleri ölçmek için bükülme dayanımının sıkışma dayanımına göre daha hassas bir yöntem olduğu bildirilmiştir (179). Bu amaçla çalışmamızda bükülme dayanımı testi yapılması tercih edilmiştir.

Bükülme dayanımı çalışmalarında farklı test yöntemleri kullanılabilmektedir. Literatür incelendiğinde, bu yöntemler arasında en sık tercih edilen yöntemler dört nokta bükülme dayanımı testi ve ISO 4049 (272) tarafından önerilen üç nokta bükülme dayanımı testi olduğu görülmektedir (273-275). Chung ve ark. (276), yaptıkları çalışmalarında üç nokta bükülme testini bükülme dayanımının değerlendirilmesinde daha etkili bulmuşlardır. Çalışmamızda bükülme dayanımının değerlendirilmesinde ISO 4049 standardizasyonuna uygun olarak üç nokta bükülme dayanımı testi kullanılmıştır.

Çalışmamızda ISO 4049'a uygun metal kalıplar ve birçok çalışmaya benzer olarak (277-279) 25 mm×2 mm×2 mm boyutlarında hazırlanan örnekler kullanılmıştır. Materyallerin bükülme dayanımının belirlenmesinde kullanılan üç nokta bükülme dayanımı testlerinde elde edilen çubuk şeklindeki örneklerin hazırlanmalarının zor olduğu ve çoğunlukla örneklerde defektlerin olduğu bildirilmiştir (22). Örneklerin hazırlanması sırasında oluşan mikro çatlak, hava kabarcığı ve kırık gibi sebeplerden dolayı bulunan değerlerin etkilenebileceği göz önünde bulundurulmalıdır (280).

Restoratif materyallerin mekanik testlerinde örnek boyutlarının ve test yönteminin standardizasyonu kadar, yükleme hızı da üzerinde durulan önemli bir konudur. Yükleme hızı arttıkça, materyalin kırılması için yeterli süre oluşmadığından

hatalı sonuçlar alınabilmektedir. Literatür incelendiğinde, bükülme dayanımı testlerinde yükleme hızının $0,75 \pm 0,25$ mm/dk olarak belirlendiği görülmüştür (277, 279, 281, 282). Çalışmamızda kullanılan materyallerin bükülme dayanımlarının ölçümünde üniversal test cihazı kullanılmış ve yükleme hızı ISO 4049'a uygun olacak şekilde 1 mm/dk olarak belirlenmiştir. Bu sayede daha önceden yapılan çalışmaların sonuçlarıyla çalışmamızı karşılaştırma imkanı bulunmaktadır.

Hürmüzlü ve ark. (283), farklı doldurucu içeriğine sahip kompozit örneklerin distile suda 24 sa ve 1 ay bekletilmesinin bükülme direnci üzerine etkisini inceledikleri çalışmalarında, 1 ay sonunda örnekler için bükülme direnci değerlerinde düşüş görüldüğünü ancak bunun istatistiksel olarak anlamlı olmadığını bildirmişlerdir. Bunun nedeninin kompozit materyallerin az da olsa su absorbe etme özelliğinden kaynaklandığını ve su absorbe eden materyalin rezin matriksinin genişleyerek doldurucular arasında gerilme stresleri oluşturduğunu, buna bağlı olarak direncin azaldığını belirtmişlerdir. Ayrıca, materyalin suda bekletilmesinden sonra doldurucunun çevresindeki streslerin azalacağını ve doldurucuların kolaylıkla yüzeyden ayrılabilceğini bildirmişlerdir.

Tjandrawinata ve ark. (284)'nın, ışık ile sertleşen sekiz farklı akışkan kompozit rezin materyalin bükülme direncini, mikrofil ve hibrit kompozit rezinler ile karşılaştırdıkları çalışmalarında; hazırlandıktan hemen sonra teste tabi tutulan örneklerin, 24 sa suda bekletilen örnekler göre daha düşük bükülme direncine sahip olduğunu ve bunun sebebinin de rezin komponentte çapraz bağlanma reaksiyonunun bir süre daha devam etmesinden kaynaklandığını belirtmişlerdir. Çalışmamızda ISO standartları göz önüne alınarak tüm örnekler 37°C 'de 24 sa distile suda bekletildikten sonra bükülme dayanımı testine tabi tutulmuştur.

Çalışmamızda kullandığımız restoratif materyallerin bükülme dayanımlarına ilişkin ortalama değerleri incelendiğinde, ortalama değerler en yüksekte en düşüğe doğru $eXF > eXP > FBF > FBFf$ gruplarında görülmüştür. ISO 4049 (272)'a göre oklüzal kavite için restorasyonda kullanılan kompozit rezinlerin bükülme dayanımlarının en az 80 MPa olması gerektiği bildirilmektedir. Çalışmamızda elde edilen tüm değerler, beklenen normal sınırlar içerisinde olup, tüm grupların 80 MPa sınırını geçtiği görülmüştür.

Diş hekimliğinde kullanılan ve üstün mekanik özellikleriyle ön plana çıkan fiberlerin bükülmeye karşı dirençlerinin test edilmesiyle ilgili birçok çalışma yapılmıştır. Çalışmamızın sonuçları literatürde bulunan FGK'nin yüksek bükülme dayanımına sahip olduğunu belirten daha önceki çalışmalar ile uyumluluk göstermektedir (16, 148, 276, 285-287).

Yaşa ve ark. (285), bulk fill ve kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezinlerin fiziksel özelliklerini inceledikleri bir in vitro çalışmada, kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezinlerin en yüksek kırılma ve bükülme dayanımı değerleri gösterdiklerini ayrıca en düşük polimerizasyon büzülme değerlerine sahip olduklarını rapor etmişlerdir.

Fiberlerin mekanik özelliklerinin belirlenmesinde; fiberin tipinin, yönünün ve doyurulmasının, örnek boyutlarının, örneklerin suda bekletilmesinin, ortamın standardizasyonunun ve uygulanan yükleme hızının önemli olduğu yapılan çalışmalarda bildirilmiştir (16, 131, 283).

Ellakwa ve ark. (16), FGK'de fiberin tipi ve önceden doyurulmasının bükülme dayanımı üzerine etkisini inceledikleri çalışmalarında, örneklerin yarısını 37 °C'de 24 sa, diğer yarısını ise 6 ay distile suda bekleterek üç nokta bükülme dayanımı testine (1mm/dk) tabi tutmuşlardır. Her iki koşulda da FGK'nin, fiber içermeyen kontrol grubuna göre ortalama bükülme direnci değerlerinin istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğunu bulmuşlardır. Altı ay suda bekletilen üç tip fiberin (cam, polietilen ve aramid) bükülme direnci değerlerinde azalma gözlemlendiğini ancak bu azalmanın istatistiksel olarak anlamlı olmadığını; sadece kompozit rezin uygulanan kontrol grubunda anlamlı olduğunu rapor etmişlerdir. Aynı araştırmacılar inceledikleri üç farklı fiber tipinde en yüksek bükülme dayanımını cam fiber ile güçlendirilmiş kompozitte elde etmişler, polietilen ve aramid fiberlerin ise birbirlerine benzer bükülme dayanımına sahip olduğunu bulmuşlardır. Ek olarak, fiberin önceden doyurulmasının materyalin bükülme dayanımını arttırdığını bildirmişlerdir.

Fiberlerin mekanik özellikleri ile ilgili yapılan çalışmalarda cam fiberin, polietilen fiberden daha dayanıklı olduğu ve bunun başlıca nedeninin de kullandıkları cam fiberin üretim aşamasında doyurulmuş olmasından kaynaklandığı belirtilmiştir. Ayrıca önceden doyurulmuş olmanın fiberin bükülme dayanımını 2-3 kat arttırdığı bildirilmiştir (288, 289).

Bae ve ark. (290); polietilen (Ribbond), poliaramid (Fibreflex) ve üç farklı cam fiber (FibreKor, GlasSpan, Vectris) ilave edilerek hazırladıkları kompozit rezin örneklerine uygulanan üç nokta bükülme dayanımı testi sonucunda, fiber ilave edilmesinin tüm örneklerin bükülme dayanımını anlamlı şekilde arttırdığını saptamışlardır. Poliaramid ve cam fiberlerin, polietilen fibere göre daha yüksek bükülme dayanımı değerlerine sahip olduklarını tespit etmişlerdir.

Cam fiberlerin diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılması ve klinik başarısı yalnızca mekanik direncinin iyi olmasına bağlı değil; aynı zamanda biyouyumlu olmasına, üstün estetik özelliklere ve kolay manipülasyona sahip olmasına bağlıdır. Bununla birlikte cam fiberlerin rezin matriks ile adezyonunun iyi olması, yapılacak restorasyonun mekanik özelliklerine olumlu etki sağlamaktadır (291).

Eronat ve ark. (287), cam fiber ile güçlendirmenin nanofil kompozit rezinin bükülme direncine etkisini inceledikleri çalışmalarında, cam fiberle güçlendirilen örneklerin üç nokta bükülme dayanımı testi sonucunda en yüksek değerleri gösterdiğini saptamışlardır. Bulunan en yüksek bükülme dayanımı değeri akışkan kompozit rezin ile beraber fiber uygulanan kompozit rezin grubunda gözlenirken, tek uygulanan kompozit rezin grubunun en düşük değere sahip olduğunu tespit etmişlerdir. Akışkan kompozit rezin uygulanmasının, kompozit rezin materyalin bükülme dayanımını akışkan uygulanmayan kompozit rezin grubuna göre anlamlı bir şekilde arttırdığını gözlemlemişlerdir.

Huang ve ark. (292), kompozit rezin güçlendirilmesinde kullanılan cam fiberlerin fiziksel özelliklerini araştırdıkları çalışmalarında, şerit şeklindeki fiber ilavesinin örgü formuna oranla daha etkili bir güçlendirme sağladığını bildirmişlerdir.

Lukarcanin (293), kısa kırılmış şerit şeklindeki cam fiberlerle desteklenen eXP ile örgü cam fiberle desteklenen EverStickNet kompozit rezinlerinin bükülme dayanımlarını kıyaslamış; eXP'nin bükülme dayanımlarının istatistiksel olarak büyük fark göstermesinin fiber liflerinin kompozit rezin kütlesi içindeki dağılımı ile ilgili olduğunu bildirmiştir. Yapılan çalışmada, eXP'de cam fiber lifler kompozit rezin kütlesi içinde eşit oranda dağılım gösterirken, EverStickNet ile desteklenen kompozit rezin örneklerinde fiber lifler kompozitin sadece taban kısmında yoğunlaştığı görülmüştür.

Oja ve ark. (294), 2021 yılında hızlandırılmış hidrotermal yaşlandırmanın farklı ticari kompozit rezinlerin mekanik özellikleri ve kompozit rezinlerin kullanımdan önceki son kullanma tarihine etkisini değerlendirmek amacıyla yaptıkları çalışmalarında, geleneksel kompozit rezinlerle (Filtek Supreme XTE, G-aenial Posterior, Denfil, Supreme XTE) bulk fill kompozit (FBF) ve kısa fiberli kompozit rezini (eXP) kıyaslamışlardır. Her restoratif materyalden elde edilen örnekleri iki gruba ayırarak, bir grubu testten önce 48 sa 37 °C’de kuru olarak saklamışlar; diğer grubu ise 100 °C’de 16 sa kaynatmışlardır. Çalışmanın sonucunda, G-aenial Posterior dışında yaşlanmadan sonra bükülme dayanımının önemli ölçüde azaldığını ve eXP’nin, test edilen tüm kompozit rezinler arasında kuru durumda en yüksek bükülme dayanımı ve bükülme modülü gösterdiğini bildirmişlerdir. Ayrıca son kullanma tarihinin 40 ay geçmesi, test edilen tüm kompozit rezinlerin bükülme dayanımını etkilemediğini belirtmişlerdir.

Garoushi ve ark. (119), yaptıkları çalışmalarında altısı bulk fill, biri nanofil, biri hibrit ve biri kondanse edilebilen olmak üzere dokuz farklı kompozit rezinin (FBF, TetricEvoCeram Bulk Fill, Venus Bulk Fill, Voco X-tra base, Alert, SDR, SonicFill, Filtek Superme ve Filtek Z250) mekanik özelliklerini eXP ile karşılaştırmışlar ve eXP’nin en yüksek bükülme dayanımı ve elastisite modülüne sahip olduğunu bildirmişlerdir.

Abouelleil ve ark. (295), eXP’nin fiziksel özelliklerini altı farklı bulk fill kompozit rezin (FBF, SonicFill, SureFil, Venus Bulk Fill, Tetric evoceram bulk fill, Xtra Base) ile karşılaştırmalı olarak incelemiş; eXP’nin sadece Sonic Fill kompozit rezinle benzer bükülme dayanımı ve elastisite modülü sergilediğini, diğer tüm materyallerden ise daha güçlü fiziksel özellikler gösterdiğini rapor etmişlerdir. Çalışmamızda da bu çalışmalara benzer biçimde fiber ile güçlendirilmiş tepilebilir bulk fill eXP’ye ait bükülme dayanımı değerleri, fiber içermeyen tepilebilir bulk fill FBF’ye göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur.

Attar ve ark. (296), farklı ticari akışkan kompozit rezinler (FBF, Aelite Flo Heliomolar Flow, PermaFlo, Revolution Formula 2, Tetric Flow, Wave) ve 2 akışkan kompomer (Compoglass Flow, Dyract Flow) ile kontrol grubu olarak tercih ettiği bir hibrit kompozit rezininin (Filtek Z250) mekanik özelliklerini karşılaştırdıkları

çalışmalarında; akışkan kompozitlerin bükülme dayanımlarının ve elastisite modüllerinin hibrit kompozite göre daha düşük olduğunu, doldurucu oranının fazla olmasının restoratif materyallerin direncini yükselttiğini ve belli bir oranda da elastisite modülünü arttırdığını bildirmişlerdir. Bu çalışmada FBFF'nin bükülme dayanımı değerleri, çalışmamızda çıkan sonuçlarla benzerlik göstermektedir.

Ilie ve ark. (64), farklı büyüklükte doldurucu içeren rezin materyallerin mekanik özelliklerini araştırdıkları çalışmalarında; akışkan kompozitlerin elastisite modülleri ve bükülme dayanımı değerlerinin, nanohibrit ve mikrohibrit kompozitlerden anlamlı olarak daha düşük olduğunu gözlemlemişlerdir. Akışkan kompozitlerin doldurucu oranının diğer restoratif materyallerden düşük olmasını, bükülme dayanımındaki düşüşün en önemli sebebi olarak açıklamışlardır.

Bu bilgiler ışığında cam doldurucu yüzdesi daha düşük olan akışkan bulk fill eXF'nin (%42-52), tepilebilir bulk fill eXP'ye (%60-70) göre bükülme dayanım değerlerinin daha düşük olması beklenmektedir. Ancak doldurucu fazın yanısıra kompozit rezin içine katılan fiberlerin de kompozitin bükülme dayanımını arttırdığı bilinmektedir (16, 285-287). eXF'deki fiber oranı (%25), eXP'ye (%5-15) göre daha fazladır. Bu nedenle eXF'nin, eXP'ye göre daha yüksek bükülme dayanımı değerleri göstermesinde fiberlerin hacim olarak yüzdesinin daha fazla olmasının bir faktör olabileceğini düşünmekteyiz.

Lassila ve ark. (297)'nin yaptıkları çalışmalarında, hacimce daha düşük inorganik doldurucu içeren deneysel FGK'nin yüksek hacimli inorganik doldurucuya sahip diğer kompozitlerden daha iyi bükülme dayanımı ve kırılma tokluğu değerleri göstermesi sonucunda inorganik partiküllerin hacimsel içeriği ile kırılma direnci parametreleri (bükülme dayanımı ve kırılma tokluğu) arasında doğrudan bir ilişkinin olmadığını belirtmişlerdir. Bu sonuçlar bizim çalışmamızın sonuçlarıyla uyumluluk göstermektedir.

FGK'de kritik fiber uzunluğu ve en-boy oranı, materyalin mekanik özelliklerini iyileştirebilecek veya bozabilecek önemli faktörlerdendir (120). En-boy oranı, fiber uzunluğunun fiber çapına oranıdır ve FGK'nin basma ve çekme mukavemeti ile bükülme modülünü etkilemektedir. Fiberlerin etkili bir güçlendirme görevi görebilmesi için polimer matriksten fiberlere stres aktarımı şarttır. Bu durum, kritik fiber uzunluğuna eşit veya daha büyük bir fiber uzunluğuna ve polimer matriksin

en-boy oranı 30-94 aralığında olan fiberleri içermesiyle elde edilmektedir (297). Fiber ile organik matriks arasındaki yeterli adezyon da iki bileşen arasında iyi bir stres aktarımı sağlayarak, kuvvetin daha güçlü olan fiberlere iletilmesini sağlamaktadır. Ancak adezyon güçlü değilse ve fiber ile organik matriks arasında herhangi bir boşluk varsa, bu boşluklar matrikste ilk kırılma bölgeleri olabilmekte ve materyalin parçalanmasını kolaylaştırabilmektedir. Bu nedenle fiberler ve rezin matriks arasındaki adezyon, restorasyonların mekanik performansı ve uzun ömürlülüğü için oldukça önemlidir (222).

eXP, matriksten stresin aktarılmasında etkili olan kritik fiber uzunluğundan daha uzun fiberler içerir ve termoplastik PMMA zincirlerinin varlığının Bis-GMA monomerinin sertliğini azalttığı semi-IPN matriks tipine sahiptir (118). Yapılan çalışmalarda bu spesifik özelliklerin, eXP'nin bükülme özelliklerini iyileştirebildiği ve kırılmaya karşı direncini artırabildiği görülmüştür (99, 118, 298). eXF de ise cam fiberlerin en-boy oranı, eXP'den daha düşük olmasına rağmen fiberlerin çok daha iyi ıslatılması ve adezyonunun daha iyi olması güçlendirme etkisini açıklamaktadır (225). Çalışmamızda eXF'nin, eXP'ye göre daha yüksek bükülme dayanımı değerleri göstermesinde bir başka faktör olarak eXF'deki fiberlerin daha iyi ıslatılması ve organik matrikse adezyonunun daha iyi olmasının etkisi olabileceğini düşünmekteyiz.

Lassila ve ark. (269), 2020 yılında farklı ticari kısa fiber takviyeli kompozit rezinlerin (eXF, eXP, Alert, NovaPro-Flow ve NovaPro-Fill) fiziksel özelliklerini değerlendirmek amacıyla yaptıkları in vitro çalışmada, eXF ve NovaPro Fill'in en yüksek bükülme dayanımı değerleri gösterdiğini; aynı zamanda eXF'nin en düşük aşınma derinliği ve en yüksek kırılma tokluğu değerlerine sahip olduğunu gözlemlemişlerdir. Yapılan bu çalışmada eXF'nin eXP'ye göre daha yüksek bükülme dayanımı değerleri göstermesi, çalışmamızın sonuçlarıyla paralellik göstermektedir.

Mangoush ve ark. (299), 2020 yılında iki çeşit kısa fiber takviyeli kompozit kullanılarak hazırlanan anterior kuronların yük taşıma kapasitesini belirlemek amacıyla yaptığı çalışmada, test edilen kompozit rezinlerin bükülme dayanımını, eğilme modülünü ve kırılma tokluğunu ölçmüşlerdir. eXF bloklarından yapılan kuronların, test edilen tüm gruplar arasında en yüksek bükülme dayanımı ve kırılma tokluğu değerleri gösterdiğini ayrıca önemli ölçüde daha yüksek yük taşıma kapasitelerine sahip olduğunu bildirmişlerdir. eXF bloklarından yapılan CAD/CAM

ile üretilmiş restorasyonların kırılma davranışlarıyla ilgili cesaret verici performans gösterdiğini belirtmişlerdir.

Sihivahanan ve ark. (300), 2021 yılında eXF, MultiCore Flow ile %2,5 titanyum dioksit nanoparçacıkları (TiO_2 NP) eklenen deneysel bir kompozit rezinin mekanik özelliklerini karşılaştırmak için yaptıkları çalışmada, deneysel kompozit rezinin daha yüksek bükülme ve çapsal çekme dayanımına sahip olduğunu ve fiber içeren eXF'nin, fiber içermeyen MultiCore Flow ile karşılaştırıldığında daha güçlü mekanik özellikler ve daha yüksek bükülme dayanımı gösterdiğini rapor etmişlerdir.

Attik ve ark. (301), 2022 yılında eXF'nin mekanik ve biyolojik özellikleri ile polimerizasyon davranışını değerlendirmek amacıyla yaptıkları in vitro çalışmalarında, kontrol grubu olarak bir adet geleneksel bulk fill kompozit (Filtek Bulk Fill Posterior Restorative) ve bir adet fiber içermeyen akışkan bulk fill kompozit (SDR flow+) kullanmışlardır. Örnekler bükülme dayanımı, kırılma tokluğu, Vickers sertliği, polimerizasyon stresi, hacimsel büzülme ve hücre metabolik aktivitesi açısından test edilmiş; eXF'nin en yüksek kırılma tokluğu ile büzülme stres değerlerine sahip olduğunu ve daha az sitotoksik etki gösterdiğini bulmuşlardır. Bükülme dayanımları kıyaslandığında eXF ile Filtek Bulk Fill Posterior Restorative arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını, her iki kompozit rezinin ortalama değerlerinin SDR'den istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğunu rapor etmişlerdir. eXF'nin, Filtek Bulk Fill Posterior Restorative'den daha düşük bükülme modülü göstermesine rağmen benzer bükülme dayanımı göstermesiyle çiğneme kuvvetleri altında klinik açıdan önemli olabilecek hasarlara ve kırılma başlangıcına karşı daha iyi bir yeteneğe sahip olduğunu bildirmişlerdir.

Çalışmamızda eXF grubundaki örnekler, en yüksek bükülme dayanım değerlerini göstermiştir. Literatür incelendiğinde eXF'nin bükülme dayanımının değerlendirildiği sınırlı çalışma bulunmaktadır (269, 299-301). Çalışmamızın sonuçları yapılan diğer güncel çalışma sonuçlarıyla tutarlılık göstermektedir (269, 299). Mevcut çalışmaların sonuçları ışığında eXF'nin yüksek bükülme dayanım değerleri göstermesi dentin yerine kullanabilmesi açısından umut vadeci görünmektedir ancak uzun dönem başarılarının değerlendirilmesi için daha çok çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır.

5.3. Materyallerin Mikrogerilim Bağlanma Dayanımının Değerlendirilmesi

Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin uzun süreli klinik performanslarında diş sert dokularına bağlanmaları son derece önemli bir kriter olup, optimal bağlanmayı sağlayacak ve arttıracak yöntemlerle ilgili pek çok çalışma yapılmakta; bunların sonucuna bağlı olarak da her geçen gün birçok yenilik diş hekimlerinin hizmetine sunulmaktadır.

Bağlanma dayanımı; diş ile restorasyon ara yüzeyi yakınında veya içinde, muhtemel bir hatayla bağlantının bozulması için gerekli birim yüzey alanına düşen kuvvettir (302). Günümüzde birçok çalışma, bağlayıcı sistemlerin fiziksel dayanıklılığını ortaya koymada en etkili yöntemin in vitro bağlanma testleri olduğunu, klinik performansı önceden tahmin etmek ve bu performansı geliştirmek için in vitro testlerin vazgeçilmez araçlar olarak düşünüldüğünü rapor etmektedir (303-305). Diş hekimliği alanında bağlanma dayanımı testleri yeni ürünlerin ve deneysel değişkenlerin gözlenmesi açısından kullanışlı testlerdir (302). Restoratif materyal ile diş dokuları arasındaki bağlanmanın değerlendirilmesinde en yaygın olarak mikrogerilim ve mikromakaslama bağlanma dayanımı testlerinden yararlanılmaktadır (190).

μ TBS testinin; bir diştten çok miktarda örnek alınabilmesi, tek bir diş için ortalama değerlerin hesaplanabilmesi, dişin farklı bölgelerinden örnek hazırlanabilmesi, düzensiz yüzeylerde çalışmaya izin vermesi gibi avantajları bulunmaktadır (306). Bu test yöntemi kullanılarak büyük çapta örneklerden elde edilen bağlanma dayanım sonuçlarına göre daha yüksek değerlere ulaşılabilmekte ve geliştirilen materyallerin bağlanma dayanımları hakkında daha objektif sonuçlar elde edilebilmektedir (307). Makaslama bağlanma dayanımı testi, bağlantı yüzeyinde stresin düzensiz bir dağılım göstermesinden dolayı ideal mekanik test yöntemi olarak görülmemektedir ve bu test yönteminde kuvvetin uygulandığı alana yakın bölgede maksimum gerilme kuvveti meydana geldiği için o bölge, adeziv ara yüzden daha fazla etkilenebilmektedir (182). Geleneksel makaslama testleriyle karşılaştırıldığında, uygulanan kuvvetin daha homojen dağıtılması sonucu çoğunlukla dentin ile rezin arasında adeziv kopma izlendiğinden, μ TBS testlerinin ortaya koyduğu sonuçlar daha güvenilir (190). Bu nedenle çalışmamızda güncel FGK'nin, universal adeziv sistem

kullanılarak süt dişlerine bağlanma dayanımı üzerine etkisini değerlendirmek amacıyla, μ TBS testi tercih edilmiştir.

Mikrogerilim bağlanma dayanımı testinde stres dağılımının homojen olması için bağlanma alanının küçük olması önemlidir. Bu nedenle yapılan araştırmalarda bağlanma alanı yaklaşık 1 mm² olarak belirlenmektedir ve böylece birim alana dağılan stres azaltılmaktadır (308-310). ISO standartlarına göre, bağlanma dayanımı testlerinde kullanılan universal test cihazlarının kafa hızının, 0,45–1,05 mm/dk arasında olması gerekmektedir (311). Maksimum yükleme ile kopmayı sağlayan stres arasındaki farkın, düşük hızda daha büyük olacağı bildirilmiş; standart bir stres-zaman dağılımı göstermesi nedeniyle μ TBS testlerinde 1 mm/dk kafa hızının kullanımı önerilmiştir (190). Bu nedenle çalışmamızda yapılan μ TBS testi için, universal test cihazının kafa hızı 1 mm/dk olarak ayarlanmış ve örneklerin kesit alanları yaklaşık 1 mm² olacak şekilde hazırlanmıştır.

μ TBS testi için oluşturulan örneklerin universal test cihazının uzun aksına paralel olarak yerleştirilmesi önemlidir. Örnekler paralel olarak yerleştirilmediğinde gerilim kuvvetleri dışında farklı kuvvetlerin meydana gelip homojen olmayan stres dağılımlarına neden olabileceği ve koheziv tipteki başarısızlıkların daha fazla görülebileceği belirtilmiştir (312). Çalışmamızda bu konu dikkate alınarak koheziv başarısızlıkları önlemek amacıyla örnekler kuvvete paralel olarak yerleştirilmiştir.

Literatür incelendiğinde μ TBS testi için çubuk, kum saati gibi farklı şekillerde hazırlanmış örneklerin kullanıldığı görülmektedir (313-315). Hosoya ve ark. (316), süt dişi dentininin zayıf fiziksel özellikleri nedeniyle örnek hazırlama aşamasında frezin oluşturacağı vibrasyonun ve basıncın bağlantı ara yüzeyine zarar verebileceğini; bu nedenlerden dolayı süt dişi bağlanma dayanımı çalışmaları için çubuk şeklindeki örneklerin daha uygun olacağını bildirmişlerdir. Çubuk şeklinde örnek hazırlama işleminin daha kolay olması, örnek şekillendirme sırasında örneğin daha az zarar görmesi, daha fazla sayıda örnek elde edilebilmesi ve örnek standardizasyonunun daha kolay olması gibi avantajları vardır (307). Çalışmamızda literatürdeki öneriler doğrultusunda μ TBS testi için süt dişi dentininden hazırlanan çubuk şeklinde örnekler kullanılmıştır.

Dişlerin sert dokularından parça elde etmek için çeşitli yöntemlerin kullanıldığı bilinmektedir (317). Aeratör ile fissür karpit frezler, sert doku mikrotomu ve isomet

cihazı gibi sistemlerin kullanımı bu yöntemlere örnek olarak verilebilir. Birçok araştırmacı örneklerin elde edilmesinde isometin hassasiyetini vurgulamıştır (313, 318, 319). Çalışmamızda örneklerin elde edilmesi için isomet cihazı kullanılmıştır.

Literatür incelendiğinde diş hekimliğinde kullanılan restoratif materyallerin bağlanma dayanımlarının araştırılmasında çalışmaların sıklıkla daimi dişler üzerinde yoğunlaştığı, süt dişlerine ait az sayıda çalışma olduğu görülmektedir (316, 320-324). Dolayısıyla adeziv sistemlerin süt dişlerindeki başarılarının ayrıca değerlendirilmesi gerekmektedir. Lee ve ark. (324), tek aşamalı self-etch adeziv sistemlerin süt dişlerine bağlanma dayanımını değerlendirdikleri çalışmalarında süt dişlerinde mikrogerilim bağlanma dayanımı değerlerini, daimi dişlere göre daha düşük bulmuşlardır.

Burrow ve ark. (325), süt ve daimi dişlerde mikrogerilim bağlanma dayanımını değerlendirdikleri çalışmalarında, örneklere GCİS, RMCİS ve iki farklı rezin bazlı dentin adezivi uygulamışlar ve bağlanma kuvveti değerlerinin daimi dişlerde, süt dişlerine göre daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir. Ancak aynı materyalin uygulandığı örnekler kendi içinde karşılaştırıldığında, süt ve daimi dişlerin bağlanma kuvvetleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır.

Suliman ve ark. (323), süt dişlerine bağlanma kuvvetlerinin daimi dişlerden daha düşük bulunmasına rağmen bu bağlanmanın klinik olarak kabul edilebilir olduğunu; çünkü süt ve daimi dişler arasındaki boyut farkından dolayı süt dişlerinde daha ufak hazırlanan kavitelerin daha az polimerizasyon büzülmesine sebep olarak bir avantaj gibi rol oynadığını bildirmişlerdir.

Süt ve daimi diş arasındaki kimyasal, fizyolojik ve mikromorfolojik farklılıklar göz önünde bulundurulduğunda, kullanılacak materyallerin başarısının iki diş grubu için farklı olabileceği belirtilmektedir (325). Süt dişi dentininde asitlere karşı direnç daha azdır, daha fazla inorganik doku yıkımı gözlenmektedir. Daimi dişlerin dentinleri daha sert ve daha mineralizedir. Süt dişlerinde dentin daha incedir, dolayısıyla preparasyon sonrası kalan dentin kalınlığı süt dişlerinde daha az olduğu için kesitlerin standardizasyonu daha zordur. Ayrıca süt dişlerinde tübül yoğunluğu fazla ve bu tübüllerin çapları daha geniş olduğundan, bağlanmaya elverişli dentin yüzey alanının azalması söz konusudur. (321). Bağlanma dayanımı değerlendirmesi için yeterli dentin kalınlığının ve yüzey alanının süt ikinci molar dişlerden sağlanabilmesi ve alınan kesitlerde homojeniteyi arttırarak standardizasyonu kolaylaştırması amacıyla

çalışmamızda altındaki daimi diş kök formasyonu tamamlanmış olmasına rağmen, kökleri henüz rezorbe olmamış süt ikinci molar dişler kullanılmıştır.

Çürükten etkilenmiş dentin, sağlam dentine göre farklı fiziksel ve kimyasal özelliklere sahiptir. Çürükten etkilenmiş dentindeki kollajen fibrillerin arası normal olmayan apatit kristalleri ile dolmuştur. Sağlıklı dentinle karşılaştırıldığında geçirgenliği ve peritübüler dentinin kalınlığı azalmıştır. Dentin kanallarının çoğu mineral birikimi ile tıkalı olmasına rağmen sağlam dentine göre daha yumuşaktır. Bu farklılıklar bonding sistemlerin adezyonunda farklılıklara neden olmaktadır (326). Çürük ve sklerotik dentine bağlanmayı tespit etmek zordur. Bu tip diş dokularına bağlanma ilgi çekici olsa da, bağlanmayı standardize etmek çok zordur. Kaaden ve ark. (327), bu nedenlerle çalışmalarında çürüksüz molar dişleri tercih ettiklerini belirtmişlerdir. Benzer şekilde Shashikiran ve ark. (328), hem süt hem de daimi dişlerde rezin-dentin ara yüzeylerinin değerlendirilmesinde çürük dişlerin ideal modeller olmadığını; bu yapıların çürüğün farklı ilerleme safhalarından etkilendiklerini ve sonuçların güvenilir olmayacağını belirtmişlerdir. Dolayısıyla, çürük dentin örnekleri süt ve daimi dişlerin rezin-dentin ara yüzeylerinin karşılaştırılmasında ideal modeller değildir. Çalışmamızda tüm bu nedenlerden dolayı çürükten etkilenmemiş sağlam dişler kullanılmıştır.

Bağlanma dayanımı testleri ve elde edilecek verilerin güvenilir olması için ISO standartlarında, çekim sonrası dentinde meydana gelen değişikliklerin bağlanma kuvvetlerini etkilediği ve ideal bağlanma kuvveti ölçümlerinin diş çekiminden hemen sonra yapılması gerektiği bildirilmiştir. Ancak bu durumun pratikte mümkün olmaması nedeniyle dişlerin çekim sonrası dentinde protein denatürasyonunun oluşmaması için en fazla 6 ay içinde kullanılması gerektiği belirtilmiştir (329). Bekleme süresi 6 aydan fazla olan dişlerdeki dentin protein yıkımı göz önünde bulundurulduğunda, dentin örneklerinin elde edileceği dişlerin en fazla 6 ay içinde kullanılması gerekliliği ortaya çıkmaktadır.

Dişlerin çekiminden sonra kullanılacağı zamana kadar nemini kaybetmemesi, organik ve inorganik yapısının korunması çalışmanın sonuçlarını etkileyebileceği için dişlerin kullanımı sırasında dikkat edilmesi gereken önemli bir diğer husus saklama koşullarıdır. Bu amaçla araştırmacılar distile su, serum fizyolojik gibi saklama solüsyonlarını ya da kloramin T, timol ve sodyum hipoklorit gibi dezenfektan

özellikteki solüsyonları tercih etmektedir (330, 331). Tosun ve ark. (332); distile su, formol ve timolün mineye bağlanma dayanımını değerlendirdikleri çalışmalarında, distile su ve formolün mineye bağlanmada istatistiksel olarak bir fark oluşturmadığını ancak timolün mineye bağlanmayı azalttığını ve saklama solüsyonlarının kimyasal yapısının deneyde kullanılacak dişlerin organik ve inorganik yapılarının etkileyebileceğini bildirmişlerdir.

Lee ve ark. (333), sığır dentin dokusuna bağlanma için distile su, %0,9'luk sodyum klorit çözeltisi, %0,5'lik kloramin T, %5,25'lik sodyum hipoklorit çözeltisi ve %2'lik gluteralehit olmak üzere beş farklı saklama solüsyonunun etkisini araştırdıkları çalışmalarında, sodyum klorit ve sodyum hipoklorit gruplarının diğer gruplara kıyasla bağlanma dayanımını istatistiksel olarak anlamlı derecede düşürdüğünü ancak diğer gruplar arasında fark olmadığını belirtmişlerdir.

ISO standartlarına göre ise; dişler çekildikten sonra su altında yıkanmalı, diş üzerinde kalan kan ve doku artıkları uzaklaştırılmalı ve bakterisit/bakteriyostatik solüsyonlarda (%0.5'lik kloramin-T) en fazla bir hafta bekletildikten sonra distile su içine eklenmelidir. Dişler distile su içerisinde buzdolabında (4°C) veya dondurucuda (-5°C) bekletilmelidir. Distile su, mikroorganizma üremesini engellemek için periyodik olarak yenilenmelidir (311). Bu verilere dayanarak çalışmamızda çekimden sonra dişler üzerinde bulunan kan ve doku artıkları periodontal kretuvar uzaklaştırıldıktan sonra çalışma zamanı boyunca maksimum 1 aylık süre ile distile su içerisinde +4 °C'de bekletilmiştir. Distile su günlük olarak yenilenmiştir. Ayrıca çalışma için hazırlanan mikrogerilim bağlanma örnekleri test yapılmadan önce 24 sa süreyle 37°C distile su içinde bekletilmiştir.

Deney şartları ve hazırlığı dışında adeziv sistemlerin dentine bağlanma dayanımını etkileyen en önemli faktörlerden birinin, dentinin kompleks histolojik yapısı ve farklı kimyasal içeriği olduğu bildirilmektedir (334). Mine dokusuna bağlanmanın başarılı, dentin dokusuna bağlanmanın ise daha karmaşık olduğu ve daha komplike, zaman alan uygulama prosedürleri ile başarılabileceği belirtilmiştir (335). Yüzeyel dentinden derin dentine doğru gidildikçe kollagen içeriğinin azalması, tübül çapı ve sayısının artması, dentin nemliliğinin artması, dentin geçirgenliğinin değişmesi bağlanmada farklılıklara sebep olmaktadır. Dentindeki bu bölgesel farklılıkların rezin-dentin bağlanma dayanımı üzerine, diştten dişe olan varyasyonlardan daha fazla etkili

olduğu bildirilmiştir (334). ISO standartlarına göre, insan dişlerinde bağlanma dayanımının değerlendirildiği çalışmalarda, bukkal yüzeylerdeki yüzeyel dentin kullanılmalıdır (311). Yapılan çalışmalarda dentine bağlanma dayanımının yüzeyel dentinden derin dentine gidildikçe azaldığı belirtilmiştir (336-338). Bu nedenle çalışmamızda kullanılan örneklerin standardizasyonun sağlanması amacıyla tüm dişlerde sadece yüzeyel dentin kullanılmıştır.

Literatürde, dentin bonding sistemlerin süt dişlerinin koronal dentin bölgesine bağlantısıyla ilgili yapılan çalışmalarda, değişik bağlantı değerleri tespit edilmiştir (314, 321, 324, 339, 340). Bağlanma dayanımının başarısı ve diş sert dokularına adezyonun devamlılığını; diş yapısının özellikleri, kavite preparasyonu sonrası meydana gelen değişiklikler, kullanılan adeziv sistemin etki mekanizması, içeriği ve kompozit rezin materyalin özellikleri etkilemektedir. Bu sebeple bağlanma değerlendirilirken tüm bu etkenlerin göz önünde bulundurulması gerektiği bildirilmiştir (341).

Dentindeki bölgesel farklılıklardan başka, adezivin düz dentine veya kaviteye uygulanmasının da farklı sonuçlara neden olduğu belirtilmektedir (342). Kavite konfigürasyonu polimerizasyon streslerini etkileyeceği için bağlanma dayanımını etkileyen önemli bir faktördür. Konfigürasyon faktörü 2 veya 3 olduğunda elde edilen bağlanma dayanımlarının düz yüzeydekilerden daha düşük olduğu saptanmıştır (343). Çalışmamızda kullanılan kompozit rezinlerde polimerizasyon büzülmesi esnasında oluşan streslerin azaltması amacıyla adeziv sistemler düz dentin yüzeyine uygulanmıştır. Test örneklerinin yüzey düzgünlüğünün de standart olması gerekmektedir. Dentin yüzeyinde standart bir smear tabakası elde etmek için frezler ve farklı kalınlıktaki zımparalar kullanılmaktadır (344). Çalışmamızda dentin kesitlerinin yüzeyinde standart bir smear tabakası oluşturmak amacıyla akan su altında sırasıyla 600-800-1200 gritlik silikon karbit kağıtlar 30 sn süreyle uygulanmıştır.

Çalışmamızda rezin restorasyonlar, mikrogerilim bağlanma dayanımı testinde yeterli uzunlukta çubukların elde edilebilmesi amacıyla yaklaşık 4 mm yükseklikte bulk fill tekniği kullanılarak hazırlanmıştır. Resin restorasyonlar arasındaki yapısal komponent bakımından oluşabilecek farklılıklar ile restoratif materyale bağlı farklılıkların önlenmesi açısından aynı lot numarasına sahip ve aynı renkteki kompozit rezin materyaller tercih edilmiştir. Bu sayede restoratif materyalden kaynaklı

gelişebilecek farklılıklar elimine edilerek restorasyonların standardizasyonu sağlanmıştır.

Çalışmamızda, kompozit rezin materyallerin kaviteye uygulanması öncesinde bağlayıcı ajan olarak Single Bond Universal adeziv sistemi kullanılmıştır. Daha az teknik hassasiyet gerektirmesiyle çocuk hastalara daha kolay uygulama imkanı sağlayan bu adeziv self-etch modunda kullanılmıştır. Son yıllarda piyasaya sürülen bu adeziv sistemlerin, hidrolitik bozunmayı önlemek için hidrofilik özelliklerinin artırıldığı bildirilmiştir (345). Rezin adezivlere eklenen hidrofilik monomerlerin, demineralize dentin dokusuna adezivlerin penetrasyonunu arttırmak için eklendiği belirtilmiştir. Yüksek miktarda hidrofilik asidik monomerler genellikle tek basamaklı self-etch adezivlere, diş dokusunu asitleyebilme ve kimyasal bağlanabilme etkinliğini sağlamak üzere eklenmiştir (346).

Yapılan çalışmalarda, bazı self-etch adeziv sistemlerin; asitlenmiş dentin yüzeyine uygulanması ile asitlenmemiş dentine uygulanması arasındaki bağlanma dayanımları karşılaştırılmış ve asitlenen grupta bağlanma dayanımının azaldığı görülmüştür (347, 348). Ayrıca çok aşamalı sistemlerin bağlanma dayanımının, aşamalar arası teknik hassasiyete bağlı olarak pürüzlendirme ve yıkama işlemlerinden etkilendiği de belirtilmiştir (349). Ogata ve ark. (350), dentine bağlanma dayanımı üzerine tübüllerin bağlanma ara yüzeyine dik veya paralel olmasının etkisini self-etch sistemler ve etch&rinse sistemler kullanarak mikrogerilim test metoduyla incelemişlerdir. Sonuçta self-etch sistemlerin bağlanma dayanımlarının tübüllerin yönünden etkilenmediğini; ancak etch&rinse sistemlerin bağlanma dayanımlarının, tübüllerin yönünün bağlantı ara yüzeyine dik olduğu durumda paralel olduğu duruma göre daha düşük olduğunu bildirmişlerdir.

Universal adeziv sistemlerin çoğunun içerisinde yer alan 10-metakriloil oksidesil dihidrojen fosfat (MDP) monomerinin hidroksiapatit kristalleriyle kimyasal olarak bağlanabildiği ve bağlantı ara yüzeyinde mekanik dayanıklılığın artmasını sağlayan nano tabaka oluşturduğu bildirilmiştir. Buna ilave olarak, nano tabaka boyunca stabil 10-MDP-Ca tuzlarının birikmesi yüksek bağlanma dayanıklılığının oluşmasını sağlamaktadır (351). Yapılan çalışmalarda, 10-MDP içeren universal adezivlerin daha yüksek mikrogerilim bağlanma dayanımı değerleri gösterdiği ve 6 ay suda bekletme sonrasında da bağlanma dayanımı değerlerinin değişmeyip sabit kaldığı

bildirilmiştir (302, 352). Birçok universal adeziv sistemin yapısında kimyasal bağlanmayı gerçekleştirmek için bir adet monomer yer alırken, Single Bond Universal adezivde hem MDP hem de polialkenoik asit kopolimeri birlikte bulunmaktadır (353). Bu iki bileşenin bir arada bulunmasının Single Bond Universal adezivin bağlanma kapasitesini arttırdığı bildirilmiştir (352).

Karaman ve ark. (354), yaptıkları in vitro çalışmalarında Single Bond Universal'in self-etch yaklaşımı ile kullanıldığında, self-etch adeziv sistemler için altın standart olarak kabul edilen Clearfil SE Bond ile benzer bir dentin bağlanma değerleri gösterdiğini bildirmişlerdir.

Kim ve ark. (355), yaptıkları çalışmalarında dört adeziv sistemin (Single Bond 2, Single Bond Universal, All-Bond Universal, Alloy Primer) bağlanma dayanımını değerlendirmişler ve Single Bond Universal'in bu materyaller içinde en yüksek bağlanma dayanım değerleri sergilediğini bildirmişlerdir. Benzer şekilde Marchesi ve ark. (356), çalışmalarında Single Bond Universal'i total-etch ve self-etch teknikle uygulayarak bağlanma dayanımını incelemişler ve en yüksek bağlanma dayanım değerlerinin self-etch grubundan elde edildiğini rapor etmişlerdir.

Bağlanma kuvvetindeki artış yalnızca adezivin yapısıyla değil, aynı zamanda üzerine uygulanan kompozit rezinin kimyasal içeriğiyle de ilgilidir. Kompozitlerin kimyasal yapılarındaki farklılık, adeziv uygulamasında farklı bağlanma kuvvetleri elde edilmesine neden olabilmektedir (357). FGK'nin mekanik özelliklerinin bağlanma performansını etkileyebileceği bildirilmiştir (358).

Literatür incelendiğinde, eXP'nin mikrogerilim bağlanma dayanımının test edildiği sınırlı çalışmalar (359, 360) bulunurken; eXF'nin mikrogerilim bağlantı dayanımının test edildiği bizim bildiğimiz yalnızca bir çalışma (361) bulunmaktadır. Çalışmalar incelendiğinde daimi dişlerin kullanıldığı görülmüştür. Bu nedenle çalışmamız süt dişlerinde eXF ve eXP'nin kullanıldığı ve birbiri ile karşılaştırıldığı ilk çalışmadır. Çalışmamızda mikrogerilim bağlanma dayanımlarına ilişkin ortalama değerler incelendiğinde; ortalama değerler en düşükten en yükseğe doğru $FBF_f < FBF < eXP < eXF$ gruplarında görülmüştür.

Baraba ve ark. (360), 2021 yılında self-etch adeziv sistemi (G-aenial Bond) kullanarak, bir adet fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin (eXP) ve bir adet geleneksel

kompozit rezinin (G-aenial Posterior) mikrogerilim bağlanma dayanımını koronal ve pulpal dentinde karşılaştırmayı amaçladıkları çalışmalarında; her iki kompozit rezin materyali için mikrogerilim bağlanma dayanımı değerlerinin, koronal dentinde pulpal dentine kıyasla önemli ölçüde daha yüksek olduğunu; ancak kendi aralarında mikrogerilim bağlanma dayanımı değerleri karşılaştırıldığında FGK ile geleneksel kompozit rezin arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını bildirmişlerdir.

Görüş (359), CAD/CAM cihazı kullanarak farklı yapılarıdaki kompozit rezinlerden hazırlanan inley ve onley restorasyonlarda ön ısıtma işleminin mikrogerilim bağlanma dayanımına etkisini araştırmak amacıyla yaptığı çalışmada, kullandığı 90 adet gömülü daimi üçüncü molar dişlerini 3 gruba ayırmıştır. Birinci grup CAD/CAM cihazı kullanılarak hazırlanan restorasyonları, ikinci grup fiber ile güçlendirilmiş bir kompozit (eXP) ve ardından laboratuvar kompozit sistemiyle (Gradia) hazırlanan restorasyonları, üçüncü grup ise yalnızca laboratuvar kompozit sistemiyle (Gradia) hazırlanan restorasyonları oluşturmuştur. Araştırmacı, restorasyonların simantasyonunda ön ısıtmalı ve ısıtmasız rezin siman uygulamış; elde edilen örnekleri mikrogerilim bağlanma dayanımı açısından test etmiştir. Çalışmanın sonunda ön ısıtma uygulanmayan gruplar arasında en yüksek bağlanma değerini eXP+Gradia grubunun (2. grup) gösterdiğini, ancak ön ısıtma işleminden sonra bağlanma değerlerinde azalma olduğunu bildirmiştir. Bu azalmanın, eXP+Gradia inley grubundaki rezin simanın ön ısıtmasının fiber yapısını bozmasından kaynaklandığını belirtmiştir.

Harp ve ark. (361), 2022 yılında yüksek konfigürasyon faktörü gösteren sınıf I kaviterlerde dentine dönüşüm dereceleri (DC) ve mikrogerilim bağlanma dayanımı açısından fiber içeren akışkan bulk fill kompozit (eXF) ile fiber içermeyen akışkan bulk fill kompozitleri (SDR ve Tetric N-flow Bulk fill) karşılaştırmak amacıyla yaptıkları çalışmalarında eXF'nin, diğer akışkan kompozitlere kıyasla en fazla DC performansı gösterdiğini ve yüksek stresli alanlarda dentin yerine kullanılmak için tercih edilebileceğini bildirmişlerdir. Bununla birlikte, eXF ile fiber içermeyen akışkan kompozitlerin yüksek konfigürasyon faktörüne sahip kaviterlerde dentine bağlanmada eşit derece etkili olduğunu; mikrogerilim bağlanma değerleri arasında istatistiksel olarak fark olmadığını rapor etmişlerdir. Çalışmamızda ise kullandığımız dört farklı bulk fill kompozit grubu arasında en yüksek mikrogerilim bağlanma dayanımı

değerlerini eXF grubu göstermiştir. eXF, çalışmamızdaki fiber içermeyen akışkan kompozit FBFf ile karşılaştırıldığında aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$).

Çalışmamızda eXF grubuna ait kopma yüzeyleri SEM analizinde incelendiğinde; açık dentin tübüllerinin az olması, dentin tübülleri üzerinde yoğun organik matrikse bağlı inorganik yapılar gözlenmesi, kompozit yüzeylerinde krater şeklinde girintili çıkıntılı düzensiz polimer yapı gözlemlenmesi, dentin yüzeylerinden kopan çok az sayıda makro rezin taglara rastlanması kompozit dentin arasında iyi bir bağlanma olduğu sonucunu desteklemektedir.

Literatür incelendiğinde FGK'nin diğer kompozit rezinlerle karşılaştırıldığında bağlanma dayanımı açısından aralarında hiçbir fark olmadığını bildiren çalışmalar mevcutken (144, 224, 362-365); fiber ile güçlendirmenin kompozit rezinlerde bağlanma dayanımı değerlerini etkileyebileceğini bildiren çalışmalar (366-368) da vardır. Çalışmamızda eXF'nin bağlanma değerlerinde FBFf'ye göre istatistiksel olarak anlamlı fark olmasına rağmen; eXP'nin bağlanma değerlerinde FBF'ye göre istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaması sonucunda fiber ile güçlendirmenin bağlanma dayanımına kesin bir etkisi olduğunu düşünmemekle birlikte; fiber içerikli grupların bağlanma değerleri açısından daha yüksek değerler göstermesinde bu kompozitlerin içeriğinde yer alan protruding yapıya sahip kısa fiberlerin dentin dokusu ile mikromekanik kilitleme sağlayarak bağlanmayı arttırmasının etkisi olabileceği kanısındayız. Ancak verilerimizin karşılaştırılabilmesi için, güncel FGK'nin mikrogerilim bağlanma dayanımının değerlendirildiği daha çok çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır.

FGK grupları (eXF ve eXP) mikrohibrit, FBF nanodolduruculu ve FBFf nanohibrit kompozit rezinlerdir. Nano kompozitlerin dayanıklılık, düşük polimerizasyon büzülmesi, yüksek cilalanabilirlik ve üstün estetik özellikler gibi avantajları bulunmaktadır (369). Nano kompozitlerin bu olumlu özelliklerine karşın, literatürde bazı olumsuz özellikleri de rapor edilmiştir. Bu materyallerde son derece geniş yüzey alanı gösteren nano parçacıkların kompozit rezinlere eklenmesi, polimerizasyon sırasında topaklanma problemini ortaya çıkarmaktadır. Bu durum, polimerizasyondan sonra kırılganlığa, çatlak ve kırık gibi istenmeyen problemlerin oluşmasına sebebiyet verebilmektedir (370). Ayrıca kümelenme, aktif yüzey alanının

azalmasına neden olduğundan katalitik etkinin azalması söz konusudur. Buna ek olarak, nano kompozitlerin tamir bağlanma dayanıklılığının kompozit materyalin kendi koheziv dayanıklılığının gerisinde kaldığı da bildirilmiştir (369). Bu bilgiler ışığında FBF ve FBFf'nin eXF ve eXP'ye göre daha düşük bağlanma dayanımı değerleri göstermelerinin fiber içermemelerinden ziyade; bu materyallerin inorganik doldurucu büyüklüklerinin nano boyutta olmasından kaynaklı oluşan kümelenmelerin, aktif yüzey alanı enerjisini düşürerek bağlanmayı olumsuz etkilemesine bağlı olabileceğini de düşünmekteyiz.

Fronza ve ark. (371), geleneksel mikrohibrit kompozit (Herculite Classic), iki akışkan (SureFill SDR Flow, FBFf) ve tepilebilir bulk fill kompozitin (Tetric EvoCeram Bulk Fill) sınıf I kaviterlerde (4x3x2 mm) mikrogerilim bağlanma dayanımlarını değerlendirmişlerdir. Çalışma sonunda en yüksek mikrogerilim bağlanma dayanımını geleneksel mikrohibrit kompozit gösterirken, bulk fill kompozitler arasında ise en yüksek bağlanma dayanımını tepilebilir bulk fill, en düşük bağlanma dayanımını akışkan bulk fill FBFf göstermiştir. FBFf'nin düşük bağlanma dayanımı göstermesini, doldurucu oranının azaltılmasına bağlı olarak daha yüksek polimerizasyon stresi göstermesine bağlamışlardır.

de Oliveira ve ark. (372), 2020 yılında dört adet bulk fill kompozit rezinin (FBF, FBFf, Tetric EvoCeram Bulk Fill, Venus Bulk Fill) yüksek konfigürasyon faktörüne sahip kaviterlerde mikrogerilim bağlanma dayanımını değerlendirmek amacıyla yapmış oldukları çalışmalarında, kontrol grubu olarak bir adet geleneksel kompozit rezin kullanmışlar ve bulk fill kompozit rezinlerin, geleneksel kompozitler ile benzer mikrogerilim bağlanma dayanımı gösterdiklerini rapor etmişlerdir. FBF ve FBFf'ye ait mikrogerilim bağlanma dayanımları karşılaştırıldığında ise; FBFf'nin mikrogerilim bağlanma değerlerini, FBF'ye göre daha düşük bulmuşlardır. Çalışmamızın sonuçları, yapılan bu güncel çalışmaların sonuçlarıyla benzerlik göstermektedir (371, 372).

Kopma analizleri, adeziv sistemlerin bağlanma dayanımını ölçmek için uygulanan testlerin ne kadar güvenilir olduğunu göstermesi bakımından önemlidir. Koheziv fraktürler, adezivin dentine olan bağlanma dayanımının tam olarak ölçülebilmesini engellemektedir. Koheziv başarısızlıklar, dentin ya da restoratif materyalin içindeki hatalı bölgeler ve bu bölgelere lokalize olan, düzgün olmayan

stres dağılımından kaynaklanmaktadır. Bu yüzden yapılan çalışmalarda bağlanma dayanımlarını daha doğru yansıtabilen adeziv tipte kopmaların fazla olması istenmektedir (373).

Literatürde pek çok araştırmacı kopma analizlerini ışık mikroskobu kullanarak değerlendirmiştir (318, 321). Ancak son dönemlerde kopma tipinin belirlenmesinde ışık mikroskobunun yanı sıra SEM analizleri de kullanılmaktadır. SEM; adeziv sistemin, restoratif materyalin, hibrit tabakasının, rezin uzantılarının, dentin yapısının birbirleriyle olan ilişkisini mikro seviyede değerlendirmek için kullanılmaktadır. SEM verileri bağlanma dayanımının belirlenmesi, kenar sızıntısının incelenmesi gibi çalışmalarda bulguların yorumlanmasına katkıda bulunmaktadır. Çalışmamızda literatürdeki öneriler göz önüne alınarak kopma yüzeylerinin analizleri stereomikroskop ile x40 ve SEM cihazı ile x150, x500, x1000, x2000 büyütme altında yapılmıştır. Kopma tipleri toplu olarak değerlendirildiğinde en fazla adeziv (%68,75), daha sonra mix (%26,57) ve koheziv (%4,68) başarısızlık tiplerinin olduğu görülmüştür. Bu sonuçlar göz önünde bulundurulduğunda, çalışmamızın adeziv sistemlerin bağlanma dayanımlarını gerçekçi bir şekilde yansıttığı düşünülebilir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Süt dişlerinde dört farklı restoratif materyalin fiziksel ve mekanik özelliklerini karşılaştırdığımız bu in vitro araştırmada aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

- ✓ Yüzey pürüzlülüğü testi sonucunda en yüksek değeri everX Posterior™ (Grup 1), en düşük değeri Filtek™ Bulk Fill Flowable Restorative (Grup 4) göstermiştir.
- ✓ Yüzey pürüzlülüğü testi sonucunda gruplar ikişerli olarak karşılaştırıldığında, fiber içeren tepilebilir bulk fill kompozit everX Posterior™ (Grup 1) ile fiber içeren akışkan bulk fill kompozit everX Flow™ (Grup 2) arasında değerler açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir ($p>0,05$).
- ✓ Yüzey pürüzlülüğü testi sonucunda gruplar ikişerli olarak karşılaştırıldığında, fiber içermeyen tepilebilir bulk fill kompozit Filtek™ One Bulk Fill Restorative (Grup 3) ile fiber içermeyen akışkan bulk fill kompozit Filtek™ Bulk Fill Flowable Restorative (Grup 4) arasında değerler açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir ($p>0,05$).
- ✓ Yüzey pürüzlülüğü testi sonucunda fiber içeren grupların, fiber içermeyen gruplara göre daha yüksek ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri gösterdiği görülmüştür.
- ✓ SEM görüntüleri incelendiğinde everX Posterior™ (Grup 1) ve everX Flow™ (Grup 2)'a ait örneklerin yüzeyinde; fiberlerin çevresinde sığ ve kısa mikro çatlaklar ve yüzey düzensizlikleri tespit edilmiştir. Filtek™ One Bulk Fill Restorative (Grup 3) ve Filtek™ Bulk Fill Flowable Restorative (Grup 4)'e ait örneklerin yüzeylerinin ise daha pürüzsüz ve homojen bir yapıda olduğu görülmüştür.
- ✓ Yüzey pürüzlülüğü testi ve SEM analizi sonucunda FGK'nin final restorasyon olarak kullanılmaması ve yüzeylerinin geleneksel bir kompozit rezin tabakasıyla örtülmesi gerektiğini düşünmekteyiz.
- ✓ Bükülme dayanımı testi sonucunda en yüksek değeri everX Flow™ (Grup 2), en düşük değeri Filtek™ Bulk Fill Flowable Restorative (Grup 4) göstermiştir.
- ✓ Çalışmamızda test edilen restoratif materyallerin tümünün ISO'nun belirlediği minimum bükülme dayanımı olan 80MPa sınırını geçtiği görülmüştür.

- ✓ Bükülme dayanımı testi sonucunda gruplar ikişerli olarak karşılaştırıldığında, fiber içeren tepilebilir bulk fill kompozit everX Posterior™ (Grup 1) ile fiber içeren akışkan bulk fill kompozit everX Flow™ (Grup 2) arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$).
- ✓ Bükülme dayanımı testi sonucunda gruplar ikişerli olarak karşılaştırıldığında, fiber içermeyen tepilebilir bulk fill kompozit Filtek™ One Bulk Fill Restorative (Grup 3) ile fiber içermeyen akışkan bulk fill kompozit Filtek™ Bulk Fill Flowable Restorative (Grup 4) arasında değerler açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir ($p>0,05$).
- ✓ Bükülme dayanımı testi sonucunda gruplar ikişerli olarak karşılaştırıldığında, fiber içeren gruplar ile fiber içermeyen gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$). Çalışmamızın sonuçlarına göre fiber içeriğinin restoratif materyallerin bükülme dayanımını arttırdığını düşünmekteyiz.
- ✓ Mikrogerilim bağlanma dayanımı testi sonucunda en yüksek değeri everX Flow™ (Grup 2), en düşük değeri Filtek™ Bulk Fill Flowable Restorative göstermiştir.
- ✓ Mikrogerilim bağlanma dayanımı testi sonucunda gruplar ikişerli olarak karşılaştırıldığında, fiber içeren tepilebilir bulk fill kompozit everX Posterior™ (Grup 1) ile fiber içeren akışkan bulk fill kompozit everX Flow™ (Grup 2) arasında değerler açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir ($p>0,05$).
- ✓ Mikrogerilim bağlanma dayanımı testi sonucunda gruplar ikişerli olarak karşılaştırıldığında, fiber içermeyen tepilebilir bulk fill kompozit Filtek™ One Bulk Fill Restorative (Grup 3) ile fiber içermeyen akışkan bulk fill kompozit Filtek™ Bulk Fill Flowable Restorative (Grup 4) arasında değerler açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir ($p>0,05$).
- ✓ Mikrogerilim bağlanma dayanımı testi sonucunda fiber içeren grupların, fiber içermeyen gruplara göre daha yüksek ortalama mikrogerilim bağlanma dayanımı değerleri gösterdiği görülmüştür.

- ✓ Mikrogerilim bağlanma dayanımı testi sonrası kopma tipleri analiz edildiğinde tüm gruplarda en fazla adeziv, daha sonra mix ve en az koheziv kopma tipi elde edilmiştir.
- ✓ In vitro bağlanma testlerinde yüksek değerler gösteren bir restoratif materyalin klinik performansının da yüksek olması beklenirken bunun ağız hijyeni iyi olan ve düşük çürük riski bulunan hasta grubu için geçerli olacağı unutulmamalıdır. İdeal olan in vitro ve in vivo çalışma sonuçlarının birbirini desteklemesidir. everX Flow™, everX Posterior™, Filtek™ One Bulk Fill Restorative ve Filtek™ Bulk Fill Flowable Restorative ile ilgili yapılacak ileriki çalışmalarda, bu dört farklı restoratif materyalin fiziksel ve mekanik özelliklerinin tam olarak anlaşılabilmesi için daha çok in vitro ve in vivo çalışmalara ihtiyaç vardır.

7. KAYNAKLAR

1. Shaalan O, Abou-Auf E, El Zoghby F. Clinical evaluation of flowable resin composite versus conventional resin composite in carious and noncarious lesions: systematic review and meta-analysis. *Journal of Conservative Dentistry: JCD*, 20(6), 380, 2017.
2. Gladwin M, Bagby M. *Clinical Aspects of Dental Materials: Theory, Practice, and Case*, 3rd ed. West Camden Street: Lippincott Williams & Wilkins, A Walters Kluwer Business, 153-164, 2009.
3. Altun C. Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler. *Gülhane Tıp Dergisi*, 47(1), 77-82, 2005.
4. Alrahlah A, Silikas N, Watts D. Post-cure depth of cure of bulk fill dental resin-composites. *Dental Materials Journal*, 30(2), 149-54, 2014.
5. Karaman E, Yazici AR, Ozgunaltay G, Dayangac B. Clinical evaluation of a nanohybrid and a flowable resin composite in non-carious cervical lesions: 24-month results. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 14(5), 485-92, 2012.
6. Gönder HY, Aksan C. Bulk-fill kompozit rezinler. *Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Dergisi*, 2(3), 117-23, 2020.
7. Nascimento AS, Lima DB, Fook MVL, Albuquerque MS, Lima EA, Sabino MA ve ark. Physicomechanical characterization and biological evaluation of bulk-fill composite resin. *Brazilian Oral Research*, 32, 1-12, 2018.
8. El-Damanhoury H, Platt J. Polymerization shrinkage stress kinetics and related properties of bulk-fill resin composites. *Operative Dentistry*, 39(4), 374-82, 2014.
9. Chesterman J, Jowett A, Gallacher A, Nixon P. Bulk-fill resin-based composite restorative materials: a review. *British Dental Journal*, 222(5), 337-44, 2017.
10. Lynch CD, Opdam NJ, Hickel R, Brunton PA, Gurgan S, Kakaboura A. Guidance on posterior resin composites: academy of operative dentistry-european section. *Journal of Dentistry*, 42(4), 377-83, 2014.
11. Opdam NJ, Bronkhorst EM, Roeters JM, Loomans BA. A retrospective clinical study on longevity of posterior composite and amalgam restorations. *Dental Materials Journal*, 23(1), 2-8, 2007.

12. Chan DC, Giannini M, De Goes MF. Provisional anterior tooth replacement using nonimpregnated fiber and fiber-reinforced composite resin materials: a clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 95(5), 344-48, 2006.
13. Van Heumen CC, Tanner J, Van Dijken JW, Pikaar R, Lassila LV, Creugers NH. Five-year survival of 3-unit fiber-reinforced composite fixed partial dentures in the posterior area. *Dental Materials Journal*, 26(10), 954-60, 2010.
14. Landel R, Nielsen L. Mechanical Tests and Polymer Transitions. *Mechanical Properties of Polymers and Composites*, 2nd ed. Marcel Dekker Inc, New York, 1-32, 1993.
15. Van Heumen CC, Kreulen CM, Bronkhorst EM, Lesaffre E, Creugers NH. Fiber-reinforced dental composites in beam testing. *Dental Materials Journal*, 24(11), 1435-43, 2008.
16. Ellakwa AE, Shortall AC, Marquis PM. Influence of fiber type and wetting agent on the flexural properties of an indirect fiber reinforced composite. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 88(5), 485-90, 2002.
17. Xu H. Dental Composite resins containing silica-fused ceramic single-crystalline whiskers with various filler levels. *Journal of Dental Research*, 78(7), 1304-11, 1999.
18. Chenicheri S, Usha R, Ramachandran R, Thomas V, Wood A. Insight into oral biofilm: primary, secondary and residual caries and phyto-challenged solutions. *The Open Dentistry Journal*, 11, 312, 2017.
19. Dorothy MB, Tam LE. Diagnosis of occlusal caries: part i. conventional methods. *Journal of the Canadian Dental Association*, 67(8), 454-7, 2001.
20. Ekstrand K, Luna L, Promisiero L, Cortes A, Cuevas S, Reyes J. The reliability and accuracy of two methods for proximal caries detection and depth on directly visible proximal surfaces: an in vitro study. *Caries Research*, 45(2), 93-99, 2011.
21. AAPD. Guideline Pediatric restorative dentistry. *Pediatric Dentistry*, 40(6), 330-42, 2016.
22. Finucane D. Restorative treatment of primary teeth: an evidence-based narrative review. *Australian Dental Journal*, 64, 22-36, 2019.

23. Beazoglou T, Eklund S, Heffley D, Meiers J, Brown LJ, Bailit H. Economic impact of regulating the use of amalgam restorations. *Public Health Reports*, 122(5), 657-63, 2007.
24. Dhar V, Hsu K, Coll J, Ginsberg E, Ball B, Chhibber S ve ark. Evidence-based update of pediatric dental restorative procedures: dental materials. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 39(4), 303-10, 2015.
25. Fuks AB. The use of amalgam in pediatric dentistry. *Pediatric Dentistry*, 24(5), 448-55, 2002.
26. Berg JH, Croll TP. Glass ionomer restorative cement systems: an update. *Pediatric Dentistry*, 37(2), 116-24, 2015.
27. Friedl K, Hiller KA, Friedl KH. Clinical performance of a new glass ionomer based restoration system: a retrospective cohort study. *Dental Materials Journal*, 27(10), 1031-37, 2011.
28. Çelik EU, Tunac AT, Yilmaz F. A randomized, controlled, split-mouth trial evaluating the clinical performance of high-viscosity glass-ionomer restorations in noncarious cervical lesions: two-year results. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 20(4), 299-305, 2018.
29. Kurtoğlu C. Geleneksel ve adeziv dental simanlar hakkında bir derleme çalışması. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2012(2), 205-16, 2012.
30. Kotsanos N, Arizos S. Evaluation of a resin modified glass ionomer serving both as indirect pulp therapy and as restorative material for primary molars. *European Archives of Paediatric Dentistry*, 12(3), 170-75, 2011.
31. Nicholson JW, Czarnecka B. The biocompatibility of resin-modified glass-ionomer cements for dentistry. *Dental Materials*, 24(12), 1702-08, 2008.
32. Krämer N, Frankenberger R. Compomers in restorative therapy of children: a literature review. *International Journal Of Paediatric Dentistry*, 17(1), 2-9, 2007.
33. Kanik Ö, Türkün LŞ. Restoratif cam iyonomer simanlarda güncel yaklaşımlar. *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 37(2), 54-65, 2016.
34. Nicholson JW. Polyacid-modified composite resins ("compomers") and their use in clinical dentistry. *Dental Materials Journal*, 23(5), 615-22, 2007.

35. Stewart MG, Bagby M. Clinical Aspects of Dental Materials, 5th ed. Chapter 4: Adhesive Materials. Jones & Bartlett Learning, 47-61, 2020.
36. Minguez N EJ, Soler JI, Triana R, Ibaseta G. Advances in the history of composite resins. *Journal of the History of Dentistry*, 51, 103-5, 2003.
37. Ishikiriyama SK, Valeretto TM, Franco EB, Mondelli RFL. The influence of "c-factor" and light activation technique on polymerization contraction forces of resin composite. *Journal of Applied Oral Science*, 20(6), 603-06, 2012.
38. Pinkham JR, Casamassimo P, Fields H, Mctigue D, Nowak A. Pediatric Dentistry. *Infancy Through Adolescence*, 4, 325-74, 2005.
39. Albers HF. Tooth-Colored Restoratives: Principles And Techniques, 9th ed. PMPH-USA, 75-87, 2002.
40. Roberson T, Heymann HO, Swift EJ. Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry, 15th ed. Chapter 11: Introduction to Composite Restorations. Elsevier Health Sciences, Mosby, 361-365, 2006.
41. Costa JD, Ferracane J, Paravina RD, Mazur RF, Roeder L. The effect of different polishing systems on surface roughness and gloss of various resin composites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 19(4), 214-24, 2007.
42. Kiremitci A, Alpaslan T, Gurgan S. Six-year clinical evaluation of packable composite restorations. *Operative Dentistry*, 34(1), 11-17, 2009.
43. Kwon TY, Bagheri R, Kim YK, Kim KH, Burrow MF. Cure mechanisms in materials for use in esthetic dentistry. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry*, 3(1), 3-16, 2012.
44. Sakaguchi R, Ferracane J. Craig's Restorative Dental Materials. Restorative Materials- Resin Composites and Polymers, 14th ed. Elsevier/Mosby, 249-254, 2019.
45. Hervás García A, Lozano M, Cabanes Vila J, Barjau Escribano A, Fos Galve P. Composite Resins: a review of the materials and clinical indications. *Clinical Dentistry*, 11, 215-20, 2006.
46. Gatti A, Rastelli Ands, Ribeiro SJL, Messaddeq Y, Bagnato VS. Polymerization of photocurable commercial dental methacrylate-based composites. *Journal of Thermal Analysis and Calorimetry*, 87(3), 631-34, 2007.

47. Puckett AD, Fitchie JG, Kirk PC, Gamblin J. Direct composite restorative materials. *Dental Clinics of North America*, 51(3), 659-75, 2007.
48. Gajewski VE, Pfeifer CS, Fróes-Salgado NR, Boaro LC, Braga RR. Monomers used in resin composites: degree of conversion, mechanical properties and water sorption/solubility. *Brazilian Dental Journal*, 23, 508-14, 2012.
49. Combe E, Burke F. Contemporary Resin-based composite materials for direct placement restorations: packables, flowables and others. *Dental Update*, 27(7), 326-36, 2000.
50. Zimmerli B, Strub M, Jeger F, Stadler O, Lussi A. Composite materials: composition, properties and clinical applications. a literature review. *Schweizer Monatsschrift Fur Zahnmedizin= Revue Mensuelle Suisse D'odonto-Stomatologie= Rivista Mensile Svizzera Di Odontologia E Stomatologia*, 120(11), 972-86, 2010.
51. Kaisarly D, El Gezawi M. Polymerization shrinkage assessment of dental resin composites: a literature review. *Odontology*, 104(3), 257-70, 2016.
52. Cramer N, Stansbury J, Bowman C. Recent advances and developments in composite dental restorative materials. *Journal of Dental Research*, 90(4), 402-16, 2011.
53. Wilson KS, Zhang K, Antonucci JM. Systematic variation of interfacial phase reactivity in dental nanocomposites. *Biomaterials*, 26(25), 5095-103, 2005.
54. Ferracane JL. Resin composite—state of the art. *Dental Materials Journal*, 27(1), 29-38, 2011.
55. Noort RV. Introduction to Dental Materials, 4th ed. Section two: Clinical Dental Materials, China: Mosby Elsevier, 73-75, 2013.
56. Santerre J, Shajii L, Leung B. Relation of dental composite formulations to their degradation and the release of hydrolyzed polymeric-resin-derived products. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 12(2), 136-51, 2001.
57. Samuel SP, Li S, Mukherjee I, Guo Y, Patel AC, Baran G ve ark. Mechanical properties of experimental dental composites containing a combination of mesoporous and nonporous spherical silica as fillers. *Dental Materials Journal*, 25(3), 296-301, 2009.

58. Guimarães T, Schneider L, Braga R, Pfeifer C. Mapping camphorquinone consumption, conversion and mechanical properties in methacrylates with systematically varied cq/amine compositions. *Dental Materials Journal*, 30(11), 1274-79, 2014.
59. Hervás García A, Lozano M, Cabanes Vila J, Barjau Escribano A, Fos Galve P. Composite resins: a review of the materials and clinical indications. *Clinical Dentistry*, 11, 215-20, 2006.
60. Önal B. Restoratif Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. İzmir: Eüdhf Yayınları, 47-68, 2001.
61. Dayangaç B. Kompozit Rezin Restorasyonlar. Güneş Kitabevi, Ankara, 74-84 s., 2000.
62. Uluakay M, Hüseyin İ, Yamanel K, Arhun N. Kompozit rezinler ve polimerizasyon büzülmesi. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*, 5(2), 895-902, 2011.
63. Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An Application of nanotechnology in advanced dental materials. *The Journal of the American Dental Association*, 134(10), 1382-90, 2003.
64. Ilie N, Hickel R. Investigations on mechanical behaviour of dental composites. *Clinical Oral Investigations*, 13(4), 427-38, 2009.
65. Baroudi K, Rodrigues JC. Flowable resin composites: a systematic review and clinical considerations. *Journal of Clinical and Diagnostic Research: JCDR*, 9(6), 18, 2015.
66. Sabbagh J, Ryelandt L, Bacherius L, Biebuyck JJ, Vreven J, Lambrechts P ve ark. Characterization of the inorganic fraction of resin composites. *Journal of Oral Rehabilitation*, 31(11), 1090-101, 2004.
67. Lee IB, Min SH, Kim SY, Ferracane J. Slumping tendency and rheological properties of flowable composites. *Dental Materials Journal*, 26(5), 443-48, 2010.
68. Ikeda I, Otsuki M, Sadr A, Nomura T, Kishikawa R, Tagami J. Effect of filler content of flowable composites on resin-cavity interface. *Dental Materials Journal*, 28(6), 679-85, 2009.

69. Ritter AV, Ghaname E, Pimenta LA. Dentin and enamel bond strengths of dual-cure composite luting agents used with dual-cure dental adhesives. *Journal of Dentistry*, 37(1), 59-64, 2009.
70. Ardu S, Braut V, Uhac I, Benbachir N, Feilzer AJ, Krejci I. A new classification of resin-based aesthetic adhesive materials. *Collegium Antropologicum*, 34(3), 1045-50, 2010.
71. Çelik Ç. Güncel kompozit rezin sistemler. *Türkiye Klinikleri Journal of Restorative Dentistry- Special Topics*, 3(3), 128-37, 2017.
72. Kalra S, Singh A, Gupta M, Chadha V. Ormocer: an aesthetic direct restorative material; an in vitro study comparing the marginal sealing ability of organically modified ceramics and a hybrid composite using an ormocer-based bonding agent and a conventional fifth-generation bonding agent. *Contemporary Clinical Dentistry*, 3(1), 48, 2012.
73. Ikemura K, Tay FR, Endo T, Pashley DH. A review of chemical-approach and ultramorphological studies on the development of fluoride-releasing dental adhesives comprising new pre-reacted glass ionomer (PRG) fillers. *Dental Materials Journal*, 27(3), 315-39, 2008.
74. Quader SA, Alam MS, Bashar A, Gafur A, Al Mansur M. Compressive strength, fluoride release and recharge of giomer. *Update Dental College Journal*, 2(2), 28-37, 2012.
75. Deliperi S, Bardwell DN, Wegley C, Congiu MD. In vitro evaluation of giomers microleakage after exposure to 33% hydrogen peroxide: self-etch vs total-etch adhesives. *Operative Dentistry*, 31(2), 227-32, 2006.
76. Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. *Dental Materials Journal*, 21(1), 68-74, 2005.
77. Eick J, Kostoryz E, Rozzi S, Jacobs D, Oxman J, Chappelow C ve ark. In vitro biocompatibility of oxirane/polyol dental composites with promising physical properties. *Dental Materials Journal*, 18(5), 413-21, 2002.
78. Xu HH, Weir MD, Sun L. Calcium and phosphate ion releasing composite: effect of pH on release and mechanical properties. *Dental Materials Journal*, 25(4), 535-42, 2009.

79. Weir M, Chow L, Xu H. Remineralization of demineralized enamel via calcium phosphate nanocomposite. *Journal of Dental Research*, 91(10), 979-84, 2012.
80. Xu H, Weir M, Sun L, Moreau J, Takagi S, Chow L ve ark. Strong nanocomposites with Ca, PO₄, and F release for caries inhibition. *Journal of Dental Research*, 89(1), 19-28, 2010.
81. Chiari MD, Rodrigues MC, Xavier TA, De Souza EM, Arana-Chavez VE, Braga RR. Mechanical properties and ion release from bioactive restorative composites containing glass fillers and calcium phosphate nano-structured particles. *Dental Materials Journal*, 31(6), 726-33, 2015.
82. Cheng L, Weir MD, Xu HH, Antonucci JM, Kraigsley AM, Lin NJ ve ark. Antibacterial amorphous calcium phosphate nanocomposites with a quaternary ammonium dimethacrylate and silver nanoparticles. *Dental Materials Journal*, 28(5), 561-72, 2012.
83. Beyth N, Farah S, Domb AJ, Weiss EI. Antibacterial dental resin composites. *Reactive and Functional Polymers*, 75, 81-88, 2014.
84. Altunsoy M, Botsali MS, Sari T, Onat H. Effect of different surface treatments on the microtensile bond strength of two self-adhesive flowable composites. *Lasers in Medical Science*, 30(6), 1667-73, 2015.
85. Ülker HE, Ülker M, Özcan E. Kendinden bağlanabilen yeni bir akışkan kompozitin sitotoksitesinin dentin bariyer testi ile değerlendirilmesi. *Acta Odontologica Turcica*, 30(3), 140-44, 2013.
86. Malavasi CV, Macedo EM, Rego G, Schneider L, Cavalcante L. Surface texture and optical properties of self-adhering composite materials after toothbrush abrasion. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 16(10), 775-82, 2015.
87. Wei YJ, Silikas N, Zhang ZT, Watts DC. Diffusion and concurrent solubility of self-adhering and new resin-matrix composites during water sorption/desorption cycles. *Dental Materials Journal*, 27(2), 197-205, 2011.
88. Huyang G, Debertin AE, Sun J. Design and development of self-healing dental composites. *Materials & Design*, 94, 295-302, 2016.

89. El-Safty S, Silikas N, Watts D. Creep deformation of restorative resin-composites intended for bulk-fill placement. *Dental Materials Journal*, 28(8), 928-35, 2012.
90. Dionysopoulos D, Tolidis K, Gerasimou P. The effect of composition, temperature and post-irradiation curing of bulk fill resin composites on polymerization efficiency. *Materials Research*, 19, 466-73, 2016.
91. Ilie N, Bucuta S, Draenert M. Bulk-fill resin-based composites: an in vitro assessment of their mechanical performance. *Operative Dentistry*, 38(6), 618-25, 2013.
92. Uzel İ, Kuru R, Eden E. Bulk fill kompozit rezinin farklı tekniklerle uygulanmasının mikrosızıntı ve mikrosertlik üzerine etkisinin değerlendirilmesi. *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 38(1), 48-53, 2017.
93. Fleming GJ, Awan M, Cooper PR, Sloan AJ. The potential of a resin-composite to be cured to a 4 mm depth. *Dental Materials Journal*, 24(4), 522-29, 2008.
94. Flury S, Hayoz S, Peutzfeldt A, Hüsler J, Lussi A. Depth of cure of resin composites: is the ISO 4049 method suitable for bulk fill materials?. *Dental Materials Journal*, 28(5), 521-28, 2012.
95. Czasch P, Ilie N. In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites. *Clinical Oral Investigations*, 17(1), 227-35, 2013.
96. Lenhard M. Bulk-fill-komposite-der schnelle weg zur restauration. *Quintessenz*, 66(8), 879-95, 2015.
97. Vasquez D. A New-generation bulk-fill composite for direct posterior restorations. *Inside Dentistry*, 8(5), 95-8, 2012.
98. Moszner N, Fischer UK, Ganster B, Liska R, Rheinberger V. Benzoyl germanium derivatives as novel visible light photoinitiators for dental materials. *Dental Materials Journal*, 24(7), 901-07, 2008.
99. Leprince JG, Palin WM, Vanacker J, Sabbagh J, Devaux J, Leloup G. Physico-mechanical characteristics of commercially available bulk-fill composites. *Journal of Dentistry*, 42(8), 993-1000, 2014.
100. Jin X, Bertrand S, Hammesfahr P. New radically polymerizable resins with remarkably low curing stress. *Journal of Dental Research*, 88, 1651, 2009.

101. Zaruba M, Wegehaupt FJ, Attin T. Comparison between different flow application techniques: SDR vs flowable composite. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 15(2), 115-21, 2013.
102. Garcia D, Yaman P, Dennison J, Neiva G. Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk fill flowable composite resins. *Operative Dentistry*, 39(4), 441-48, 2014.
103. Monterubbianesi R, Orsini G, Tosi G, Conti C, Librando V, Procaccini M ve ark. Spectroscopic and mechanical properties of a new generation of bulk fill composites. *Frontiers in Physiology*, 7, 652, 2016.
104. Candan Ü, Eronat N. Fiberle güçlendirilmiş rezin kompozitler. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 29(1), 1-12, 2008.
105. Butterworth C, Shortall A. Fibre-reinforced composites in restorative dentistry. *Dental Update*, 30(6), 300-6, 2003.
106. Behr M, Rosentritt M, Handel G. Fiber-reinforced composite crowns and fpds: a clinical report. *International Journal of Prosthodontics*, 16(3), 239-43, 2003.
107. Sharafeddin F, Darvishi F, Malekzadeh P. The effect of incorporation of polyethylene and glass fiber on the microleakage of silorane-based and methacrylate-based composites in class II restorations: an in vitro study. *Journal of Dental Biomaterials*, 2(2), 39-46, 2015.
108. Tezvergil A, Lassila LV, Vallittu PK. The effect of fiber orientation on the thermal expansion coefficients of fiber-reinforced composites. *Dental Materials Journal*, 19(6), 471-77, 2003.
109. Garoushi S, Vallittu PK, Lassila LV. Direct restoration of severely damaged incisors using short fiber-reinforced composite resin. *Journal of Dentistry*, 35(9), 731-36, 2007.
110. Arhun N. Restoratif tedavide fiber uygulamaları. *Türkiye Klinikleri Journal of Restorative Dentistry-Special Topics*, 3(2), 93-103, 2017.
111. Martin A, Meiers J, Duncan J, Goldberg A. Fiber-Reinforced Compositesin Clinical Dentistry. Quintessence Publishing Co, Inc, 9-22, 2000.
112. Çulhaoğlu AK, Zaimoğlu A, Özkir SE. Fiberle güçlendirilmiş indirekt kompozit kronların kırılma dirençlerinin IPS Empress tam seramik kronlar ile karşılaştırılması. *Acta Odontologica Turcica*, 30(1), 25-31, 2013.

113. Mortazavian S, Fatemi A. Fatigue behavior and modeling of short fiber reinforced polymer composites: a literature review. *International Journal of Fatigue*, 70, 297-321, 2015.
114. Garoushi S, Tanner J, Vallittu P, Lassila L. Preliminary clinical evaluation of short fiber-reinforced composite resin in posterior teeth: 12-months report. *The Open Dentistry Journal*, 6, 41, 2012.
115. Quinn GD, Quinn GD. *Fractography of ceramics and glasses*. National Institute of Standards and Technology Washington, 8, 123-136, 2007.
116. Choi KK, Ferracane JL, Hilton TJ, Charlton D. Properties of packable dental composites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 12(4), 216-26, 2000.
117. Knobloch LA, Kerby RE, Seghi R, Berlin JS, Clelland N. Fracture toughness of packable and conventional composite materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 88(3), 307-13, 2002.
118. Lassila L, Garoushi S, Vallittu PK, S  ilynoja E. Mechanical properties of fiber reinforced restorative composite with two distinguished fiber length distribution. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 60, 331-38, 2016.
119. Garoushi S, S  ilynoja E, Vallittu PK, Lassila L. Physical properties and depth of cure of a new short fiber reinforced composite. *Dental Materials Journal*, 29(8), 835-41, 2013.
120. Bijelic-Donova J, Garoushi S, Lassila LV, Keulemans F, Vallittu PK. Mechanical and structural characterization of discontinuous fiber-reinforced dental resin composite. *Journal of Dentistry*, 52, 70-78, 2016.
121. Petersen R. Discontinuous fiber-reinforced composites above critical length. *Journal of Dental Research*, 84(4), 365-70, 2005.
122. Shouha P, Swain M, Ellakwa A. The effect of fiber aspect ratio and volume loading on the flexural properties of flowable dental composite. *Dental Materials Journal*, 30(11), 1234-44, 2014.
123. Galyan G, Padda BK, Kaur TP, Sharma M, Kapur I, Kaur S. In vitro study comparing fracture resistance of nanocomposites with and without fiber reinforcement with different cavity designs used for obliquely fractured incisal

- edge restoration. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 20(5), 566-70, 2019.
124. Yu S-H, Lee Y, Oh S, Cho H-W, Oda Y, Bae J-M. Reinforcing effects of different fibers on denture base resin based on the fiber type, concentration, and combination. *Dental Materials Journal*, 31(6), 1039-46, 2012.
 125. Candan Ü, Eronat N, Önçağ Ö. Clinical performance of fiber-reinforced nanofilled resin composite in extensively carious posterior teeth of children: 30-month evaluation. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 38(1), 2013.
 126. Kolesov YI, Kudryavtsev MY, Mikhailenko NY. Types And Compositions Of Glass For Production Of Continuous Glass Fiber. *Glass And Ceramics*, 58(5), 197-202, 2001.
 127. Meriç G, Dahl JE, Ruyter IE. Physicochemical evaluation of silica-glass fiber reinforced polymers for prosthodontic applications. *European Journal of Oral Sciences*, 113(3), 258-64, 2005.
 128. Polacek P, Pavelka V, Ozcan M. Effect of intermediate adhesive resin and flowable resin application on the interfacial adhesion of resin composite to pre-impregnated unidirectional S2-glass fiber bundles. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 16(2), 155-59, 2014.
 129. Meiers J, Freilich M. Fabricating a natural tooth pontic bridge using a pre-impregnated fiber-reinforced composite technique. *Operative Dentistry*, 26(2), 208-13, 2001.
 130. Van Dijken JW, Sunnegårdh-Grönberg K. Fiber-reinforced packable resin composites in class II cavities. *Journal of Dentistry*, 34(10), 763-69, 2006.
 131. Freilich MA. Fiber-reinforced composites in clinical dentistry. Quintessence Publishing (IL), 4, 218-22, 2000.
 132. Vallittu P, Lassila V. Reinforcement of acrylic resin denture base material with metal or fibre strengtheners. *Journal of Oral Rehabilitation*, 19(3), 225-30, 1992.
 133. Freilich M, Meiers J, Duncan J, Goldberg A. Rationale for the clinical use of fiber-reinforced composites. Quintessence Publishing, 16, 17, 2000.
 134. Ganesh M, Tandon S. Versatility of ribbon in contemporary dental practice. *Trends Biomater Artif Organs*, 20(1), 53-58, 2006.

135. Maden EA, Altun C. Use of polyethylene fiber (ribbon) in pediatric dentistry. *Archives of Clinical Experimental Surgery*, 1(2), 110-5, 2012.
136. Saygılı G, Sahmali SM, Demirel F. The effect of placement of glass fibers and aramid fibers on the fracture resistance of provisional restorative materials. *Operative Dentistry*, 28(1), 80-85, 2003.
137. Khan AS, Azam MT, Khan M, Mian SA, Rehman IU. An update on glass fiber dental restorative composites: a systematic review. *Materials Science and Engineering: C*, 47, 26-39, 2015.
138. Garoushi SK, Lassila L, Vallittu PK. Short fiber reinforced composite: the effect of fiber length and volume fraction. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 7(5), 10-7, 2006.
139. Baysal N, Ayyildiz S. Sabit bölümlü protezlerde fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin kullanımı. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 24(2), 315-25, 2014.
140. Callaghan DJ, Vaziri A, Nayeb-Hashemi H. Effect of fiber volume fraction and length on the wear characteristics of glass fiber-reinforced dental composites. *Dental Materials Journal*, 22(1), 84-93, 2006.
141. Vallittu PK. Effect of 180-week water storage on the flexural properties of e-glass and silica fiber acrylic resin composite. *International Journal of Prosthodontics*, 13(4), 334-38, 2000.
142. Garoushi S, Vallittu P. Fiber-reinforced composites in fixed partial dentures. *Libyan Journal of Medicine*, 1(1), 73-82, 2006.
143. Butterworth C, Ellakwa AE, Shortall A. Fibre-reinforced composites in restorative dentistry. *Dental Update*, 30(6), 300-06, 2003.
144. Tezvergil A, Lassila L, Vallittu P. The shear bond strength of bidirectional and random-oriented fibre-reinforced composite to tooth structure. *Journal of Dentistry*, 33(6), 509-16, 2005.
145. Mocanu RM, Țănculescu O, Ifteni G, Andronache M, Apostu A, Iordache C ve ark. Possibilities and limits of fibre reinforced composites in fixed prosthodontics. *Romanian Journal of Oral Rehabilitation*, 4(3), 74-7, 2012.
146. Uzun G. Protez Kaide Rezinlerinin Güçlendirilmesinde Liflerin Kullanımı. *Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 28(4), 64-6, 2000.

147. Kumbuloglu O, Özcan M, User A. Fracture strength of direct surface-retained fixed partial dentures: effect of fiber reinforcement versus the use of particulate filler composites only. *Dental Materials Journal*, 27(2), 195-202, 2008.
148. Dyer SR, Lassila LV, Jokinen M, Vallittu PK. Effect of cross-sectional design on the modulus of elasticity and toughness of fiber-reinforced composite materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 94(3), 219-26, 2005.
149. Oskoe PA, Ajami AA, Navimipour EJ, Oskoe SS, Sadjadi J. The effect of three composite fiber insertion techniques on fracture resistance of root-filled teeth. *Journal of Endodontics*, 35(3), 413-16, 2009.
150. Akman S, Akman M, Eskitascioglu G, Belli S. Influence of several fibre-reinforced composite restoration techniques on cusp movement and fracture strength of molar teeth. *International Endodontic Journal*, 44(5), 407-15, 2011.
151. Söderholm K-J, Shang S-W. Molecular orientation of silane at the surface of colloidal silica. *Journal of Dental Research*, 72(6), 1050-54, 1993.
152. Zhang M, Matinlinna JP. E-glass fiber reinforced composites in dental applications. *Silicon*, 4(1), 73-78, 2012.
153. Yavirach P, Chaijareenont P, Boonyawan D, Pattamapun K, Tunma S, Takahashi H ve ark. Effects of plasma treatment on the shear bond strength between fiber-reinforced composite posts and resin composite for core build-up. *Dental Materials Journal*, 28(6), 686-82, 2009.
154. Lastumaki TM, Lassila LVJ, Vallittu PK. The Semi-interpenetrating polymer network matrix of fiber-reinforced composite and its effect on the surface adhesive properties. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 14(9), 803-09, 2003.
155. Freilich MA MJ. Fiber-reinforced composite prostheses. *Dental Clinics*, 48(2), 545-62, 2004.
156. Hamza TA, Rosenstiel SF, Elhosary MM, Ibraheem RM. The effect of fiber reinforcement on the fracture toughness and flexural strength of provisional restorative resins. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(3), 258-64, 2004.
157. Tezvergil A, Lassila L, Yli-Urpo A, Vallittu P. Repair bond strength of restorative resin composite applied to fiber-reinforced composite substrate. *Acta Odontologica Scandinavica*, 62(1), 51-60, 2004.

158. Kim S-H, Watts DC. Effect of glass-fiber reinforcement and water storage on fracture toughness (K_{IC}) of polymer-based provisional crown and FPD materials. *International Journal of Prosthodontics*, 17(3), 318-22, 2004.
159. Paravina RD, Powers JM. *Esthetic Color Training in Dentistry (Interactive CD-ROM Inside)*. Mosby, 1, 243-258, 2004.
160. Yap A, Wong M, Lim A. The effect of polishing systems on microleakage of tooth-coloured restoratives. Part 2: Composite and polyacid-modified composite resins. *Journal of Oral Rehabilitation*, 27(3), 205-10, 2000.
161. Bagheri R, Burrow M, Tyas M. Surface characteristics of aesthetic restorative materials—an SEM study. *Journal of Oral Rehabilitation*, 34(1), 68-76, 2007.
162. Yanikoglu N, Duymus ZY, Yilmaz B. Effects of different solutions on the surface hardness of composite resin materials. *Dental Materials Journal*, 28(3), 344-51, 2009.
163. Sarac D, Sarac YS, Kulunk S, Ural C, Kulunk T. The Effect of polishing techniques on the surface roughness and color change of composite resins. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 96(1), 33-40, 2006.
164. Dayangaç B. *Kompozit Rezinler. Kompozit Restorasyonlar 2. baskı*, İstanbul, Quintessence, 1, 1-24, 2011.
165. De Jager N, Feilzer A, Davidson C. The influence of surface roughness on porcelain strength. *Dental Materials Journal*, 16(6), 381-88, 2000.
166. Kakaboura A, Fragouli M, Rahiotis C, Silikas N. Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 18(1), 155-63, 2007.
167. Joniot S, Salomon JP, Dejou J, Grégoire G. Use of two surface analyzers to evaluate the surface roughness of four esthetic restorative materials after polishing. *Operative Dentistry*, 31(1), 39-46, 2006.
168. Türel V. Restoratif dental materyallerin yüzey mekanik özellikleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 25, 77-82, 2015.
169. Tiryaki S. Odunun işlenmesinde yüzey pürüzlülüğü üzerine etkili faktörler. *Turkish Journal Of Forestry*, 15(2), 176-82, 2014.

170. Heintze S, Forjanic M, Rousson V. Surface roughness and gloss of dental materials as a function of force and polishing time in vitro. *Dental Materials Journal*, 22(2), 146-65, 2006.
171. Ergün G, Yenisey M. Fiberle güçlendirilmiş kompozit (FGK) sabit protezlerin taramalı elektron mikroskop (SEM) ile değerlendirilmesi ve içeriklerinin element analizlerinin (EDS) yapılması. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 7(2), 73-81, 2006.
172. Kreplak L, Richter K, Aebi U, Herrmann H. Electron microscopy of intermediate filaments: teaming up with atomic force and confocal laser scanning microscopy. *Methods in Cell Biology*, 88, 273-97, 2008.
173. Sano H, Yoshiyama M, Ebisu S, Burrow M, Takatsu T, Ciucchi B ve ark. Comparative SEM and TEM observations of nanoleakage within the hybrid layer. *Operative Dentistry*, 20(4), 160-67, 1995.
174. Kim Y, Son H-H, Yi K, Kim H-Y, Ahn J, Chang J. The color change in artificial white spot lesions measured using a spectroradiometer. *Clinical Oral Investigations*, 17(1), 139-46, 2013.
175. Verran J, Rowe DL, Boyd RD. Visualization and measurement of nanometer dimension surface features using dental impression materials and atomic force microscopy. *International Biodeterioration & Biodegradation*, 51(3), 221-28, 2003.
176. Gadegaard N. Atomic force microscopy in biology: technology and techniques. *Biotechnic & Histochemistry*, 81(2-3), 87-97, 2006.
177. Palin WM, Fleming GJ, Burke FT, Marquis PM, Randall RC. The reliability in flexural strength testing of a novel dental composite. *Journal of Dentistry*, 31(8), 549-57, 2003.
178. Duymuş ZY, Özdoğan A. Dental seramiklerin dayanıklılıklarının değerlendirilmesinde kullanılan bükülme dayanımı testleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 28(4), 625-28, 2018.
179. Yap A, Teoh S. Comparison of flexural properties of composite restoratives using the ISO and mini-flexural tests. *Journal of Oral Rehabilitation*, 30(2), 171-77, 2003.

180. Kunt GE, Çetiner RB. Mekanik Testler: bükülme dayanıklılığı ve ölçümü, sıkıştırma, germe, eğilme, bağlanma, çekme, itme, makaslama. Türkiye Klinikleri Journal of Prosthodontics-Special Topics, 3(3), 210-15, 2017.
181. Bayindir F, Yılmaz CB. Comparison of diametral tensile, flexural, and compressive strengths of five core build-up materials. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 2007(1), 18-23, 2007.
182. Anusavice KJ. Phillips' Science of Dental Materials. Elsevier Saunders, Missouri, USA, 11, 73-101, 2003.
183. De Munck Jd, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M ve ark. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. Journal of Dental Research, 84(2), 118-32, 2005.
184. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P ve ark. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. Operative Dentistry-University of Washington-, 28(3), 215-35, 2003.
185. Tagami J, Nikaido T, Nakajima M, Shimada Y. Relationship between bond strength tests and other in vitro phenomena. Dental Materials Journal, 26(2), 94-9, 2010.
186. Ayaz DF, Tağtekin D, Yanikoğlu F. Dentine bağlanma ve değerlendirme metodları. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 2011(4), 49-56, 2011.
187. El Mourad AM. Assessment of bonding effectiveness of adhesive materials to tooth structure using bond strength test methods: a review of literature. The Open Dentistry Journal, 12, 664, 2018.
188. Shimada Y, Tagami J. Effects of regional enamel and prism orientation on resin bonding. Operative Dentistry, 28(1), 20-27, 2003.
189. Sadek FT, Goracci C, Cardoso PEC, Tay FR, Ferrari M. Microtensile bond strength of current dentin adhesives measured immediately and 24 hours after application. Journal of Adhesive Dentistry, 7(4), 297-301, 2005.
190. Armstrong S, Geraldeli S, Maia R, Raposo LHA, Soares CJ, Yamagawa J. Adhesion to tooth structure: a critical review of "Micro" bond strength test methods. Dental Materials Journal, 26(2), 50-62, 2010.

191. Akin GE, Hergüner Ş, Akin H. Termal siklus ve suda bekletmenin kendinden asitli adezivlerin dentine mikrogerilim bağlanma dayanımları üzerine etkileri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 22(2), 125-31, 2012.
192. Nujella BS, Choudary MT, Reddy SP, Kumar MK, Gopal T. Comparison of shear bond strength of aesthetic restorative materials. *Contemporary Clinical Dentistry*, 3(1), 22, 2012.
193. AAPD Clinical Affairs Committee-Pulp Therapy subcommittee. American Academy on Pediatric Dentistry Council on Clinical Affairs: Guideline on Pulp Therapy for Primary and Young Permanent Teeth. *Pediatric Dentistry*, 30(7), 170-74, 2009.
194. Deliperi S, Bardwell DN. An alternative method to reduce polymerization shrinkage in direct posterior composite restorations. *The Journal of The American Dental Association*, 133(10), 1387-98, 2002.
195. Kemaloglu H, Pamir T, Tezel H. A 3-year randomized clinical trial evaluating two different bonded posterior restorations: amalgam versus resin composite. *European Journal of Dentistry*, 10(01), 016-22, 2016.
196. Updyke J, Sneed W. Placement of a preformed indirect resin composite shell crown: a case report. *Pediatric Dentistry*, 23(2), 143-44, 2001.
197. García-Godoy F. Resin-based composites and compomers in primary molars. *Dental Clinics of North America*, 44(3), 541-70, 2000.
198. Aw T, Nicholls J. Polymerization Shrinkage of densely-filled resin composites. *Operative Dentistry*, 26(5), 498-504, 2001.
199. Boruziniat A, Gharaee S, Shirazi AS, Majidinia S, Vatanpour M. Evaluation of the efficacy of flowable composite as lining material on microleakage of composite resin restorations: a systematic review and meta-analysis. *Quintessence International*, 47(2), 93-100, 2016.
200. Bennett AW, Watts DC. Performance of two blue light-emitting-diode dental light curing units with distance and irradiation-time. *Dental Materials Journal*, 20(1), 72-79, 2004.
201. Baseren M. Surface Roughness of nanofill and nanohybrid composite resin and ormocer-based tooth-colored restorative materials after several finishing and

- polishing procedures. *Journal of Biomaterials Applications*, 19(2), 121-34, 2004.
202. Leprince J, Palin WM, Mullier T, Devaux J, Vreven J, Leloup G. Investigating filler morphology and mechanical properties of new low-shrinkage resin composite types. *Journal of Oral Rehabilitation*, 37(5), 364-76, 2010.
 203. Bayraktar Y, Ercan E, Hamidi MM, Çolak H. One-year clinical evaluation of different types of bulk-fill composites. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry*, 8(2), 1-9, 2017.
 204. Van Ende A, De Munck J, Van Landuyt KL, Poitevin A, Peumans M, Van Meerbeek B. Bulk-filling of high c-factor posterior cavities: effect on adhesion to cavity-bottom dentin. *Dental Materials Journal*, 29(3), 269-77, 2013.
 205. Cantekin K, Gumus H. In vitro and clinical outcome of sandwich restorations with a bulk-fill flowable composite liner for pulpotomized primary teeth. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 38(4), 349-54, 2014.
 206. Vandenbulcke JD, Marks LA, Martens LC, Verbeeck RM. Comparison of curing depth of a colored polyacid-modified composite resin with different light-curing units. *Quintessence International*, 41(9), 788-93, 2010.
 207. Akgün B. LED ışık kaynakları. *Dentalife*, 9, 14-16, 2003.
 208. Soygun K, Unal M, Ozer A, Gulnihar E, Bolayır G. Effects of different curing units on bulk fill composites. *International Journal of Oral and Dental Health*, 1(1), 13, 2015.
 209. Shimokawa CAK, Turbino ML, Giannini M, Braga RR, Price RB. Effect of light curing units on the polymerization of bulk fill resin-based composites. *Dental Materials Journal*, 34(8), 1211-21, 2018.
 210. Fiorella S, De Velasco C. Comparación del Grado De Conversión De Las Resinas Bulk Fill Y Resinas Convencionales. *Estudio In Vitro*, 135-148, 2020.
 211. De Munck J, Vargas M, Iracki J, Van Landuyt K, Poitevin A, Lambrechts P ve ark. One-day bonding effectiveness of new self-etch adhesives to bur-cut enamel and dentin. *Operative Dentistry*, 30(1), 39-49, 2005.
 212. Haller B. Recent developments in dentin bonding. *American Journal of Dentistry*, 13(1), 44-50, 2000.

213. Esra U, Türkün Ş. Poliasit modifiye kompozit rezin ile nano dolduruculu bir kompozit rezinin kenar sızıntılarının karşılaştırılması. *European Annals of Dental Sciences*, 32, 181-90, 2005.
214. Hanabusa M, Mine A, Kuboki T, Momoi Y, Van Ende A, Van Meerbeek B ve ark. Bonding effectiveness of a new 'multi-mode' adhesive to enamel and dentine. *Journal of Dentistry*, 40(6), 475-84, 2012.
215. Chen C, Niu LN, Xie H, Zhang ZY, Zhou LQ, Jiao K ve ark. Bonding of universal adhesives to dentine—old wine in new bottles?. *Journal of Dentistry*, 43(5), 525-36, 2015.
216. Fornazari IA, Wille I, Meda E, Brum R, Souza E. Effect of surface treatment, silane, and universal adhesive on microshear bond strength of nanofilled composite repairs. *Operative Dentistry*, 42(4), 367-74, 2017.
217. Manhart J, García-Godoy F, Hickel R. Direct Posterior restorations: clinical results and new developments. *Dental Clinics*, 46(2), 303-39, 2002.
218. Bonilla ED, Yashar M, Caputo AA. Fracture toughness of nine flowable resin composites. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 89(3), 261-67, 2003.
219. Jackson RD, Morgan M. The New posterior resins and: a simplified placement technique. *The Journal of the American Dental Association*, 131(3), 375-83, 2000.
220. Al Sunbul H, Silikas N, Watts DC. Polymerization shrinkage kinetics and shrinkage-stress in dental resin-composites. *Dental Materials Journal*, 32(8), 998-1006, 2016.
221. Belli S, Orucoglu H, Yildirim C, Eskitascioglu G. The effect of fiber placement or flowable resin lining on microleakage in class II adhesive restorations. *Journal of Adhesive Dentistry*, 9(2), 2007.
222. Vallittu PK. High-aspect ratio fillers: fiber-reinforced composites and their anisotropic properties. *Dental Materials Journal*, 31(1), 1-7, 2015.
223. Juloski J, Beloica M, Goracci C, Chieffi N, Giovannetti A, Vichi A ve ark. Shear bond strength to enamel and flexural strength of different fiber-reinforced composites. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 14, 1-8, 2013.

224. Tezvergil A, Lassila LV, Vallittu PK. Strength of adhesive-bonded fiber-reinforced composites to enamel and dentin substrates. *Journal of Adhesive Dentistry*, 5(4), 301-10, 2003.
225. Lassila L, Keulemans F, Säilynoja E, Vallittu PK, Garoushi S. Mechanical properties and fracture behavior of flowable fiber reinforced composite restorations. *Dental Materials Journal*, 34(4), 598-606, 2018.
226. Perdigão J. Dentin bonding as a function of dentin structure. *Dental Clinics*, 46(2), 277-301, 2002.
227. Da Rosa Rodolpho PA, Cenci MS, Donassollo TA, Loguercio AD, Demarco FF. A clinical evaluation of posterior composite restorations: 17-year findings. *Journal of Dentistry*, 34(7), 427-35, 2006.
228. Cetin AR, Unlu N. One-year clinical evaluation of direct nanofilled and indirect composite restorations in posterior teeth. *Dental Materials Journal*, 28(5), 620-26, 2009.
229. Derchi G, Marchio V, Borgia V, Özcan M, Giuca MR, Barone A. Twelve-year longitudinal clinical evaluation of bonded indirect composite resin inlays. *Quintessence International*, 50(6), 448-53, 2019.
230. Walter R, Boushell LW, Heymann HO, Ritter AV, Sturdevant JR, Wilder Jr AD ve ark. Three-Year clinical evaluation of a silorane composite resin. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 26(3), 179-90, 2014.
231. Aydın N, Karaoğlu S, Oktay EA, Ersöz B. İlave polisaj uygulamasının kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüğü ve renk değişimine etkisinin incelenmesi. *Türkiye Klinikleri Diş Hekimliği Bilimleri Dergisi*, 27(3), 462-68, 2021.
232. Patel B, Chhabra N, Jain D. Effect of different polishing systems on the surface roughness of nano-hybrid composites. *Journal of Conservative Dentistry: JCD*, 19(1), 37, 2016.
233. Minami H, Hori S, Kurashige H, Murahara S, Muraguchi K, Minesaki Y ve ark. Effects of thermal cycling on surface texture of restorative composite materials. *Dental Materials Journal*, 26(3), 316-22, 2007.

234. Alkhudhairy F. Wear resistance of bulk-fill composite resin restorative materials polymerized under different curing intensities. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 18, 39-43, 2017.
235. Antonson SA, Yazici AR, Kilinc E, Antonson DE, Hardigan PC. Comparison of different finishing/polishing systems on surface roughness and gloss of resin composites. *Journal of Dentistry*, 39, 9-17, 2011.
236. Gedik R, Hürmüzlü F, Coşkun A, Bektaş ÖÖ, Özdemir AK. Surface roughness of new microhybrid resin-based composites. *The Journal of the American Dental Association*, 136(8), 1106-12, 2005.
237. Bayraktar DY, Doğan DD, Ercan E. Farklı polisaj sistem ve tekniklerinin üç farklı kompozit rezinin yüzey pürüzlülüğüne etkisi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 23(2), 192-98, 2013.
238. Zimmerli B, Koch T, Flury S, Lussi A. The influence of toothbrushing and coffee staining on different composite surface coatings. *Clinical Oral Investigations*, 16(2), 469-79, 2012.
239. Catelan A, Briso AL, Sundfeld RH, Dos Santos PH. Effect of artificial aging on the roughness and microhardness of sealed composites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 22(5), 324-30, 2010.
240. Bertrand MF, Leforestier E, Muller M, Lupi-Pégurier L, Bolla M. Effect of surface penetrating sealant on surface texture and microhardness of composite resins. *Journal of Biomedical Materials Research*, 53(6), 658-63, 2000.
241. Kaptan A, Ünal M, Hürmüzlü F. Bitirme ve parlatma sistemlerinin arka diş kompozitlerinin yüzey düzgünlüğüne etkisi. *Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 19, 9-14, 2010.
242. Yadav RD, Raisingani D, Jindal D, Mathur R. A comparative analysis of different finishing and polishing devices on nanofilled, microfilled, and hybrid composite: a scanning electron microscopy and profilometric study. *International Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 9(3), 201, 2016.
243. Ishii R, Takamizawa T, Tsujimoto A, Suzuki S, Imai A, Barkmeier WW ve ark. Effects of finishing and polishing methods on the surface roughness and surface free energy of bulk-fill resin composites. *Operative Dentistry*, 45(2), 91-104, 2020.

244. Ölmez A, Kisbet S. Kompozit rezin restorasyonlarda bitirme ve polisaj işlemlerindeki yeni gelişmeler. *Acta Odontologica Turcica*, 30(2), 115-22, 2012.
245. Chan WD, Yang L, Wan W, Rizkalla AS. Fluoride release from dental cements and composites: a mechanistic study. *Dental Materials Journal*, 22(4), 366-73, 2006.
246. Brook A, Smith R, Lath D. The clinical measurement of tooth colour and stain. *International Dental Journal*, 57(5), 324-30, 2007.
247. Neme A, Frazier KB, Roeder L, Debner T. Effect Of prophylactic polishing protocols on the surface roughness of esthetic restorative materials. *Operative Dentistry*, 27(1), 50-58, 2002.
248. Silva Rcd, Zuanon ACC. Surface roughness of glass ionomer cements indicated for atraumatic restorative treatment (ART). *Brazilian Dental Journal*, 17, 106-09, 2006.
249. Turkun L, Turkun M. The effect of one-step polishing system on the surface roughness of three esthetic resin composite materials. *Operative Dentistry*, 29(2), 203-11, 2004.
250. Yap A, Mok B. Surface finish of a new hybrid aesthetic restorative material. *Operative Dentistry*, 27(2), 161-66, 2002.
251. Da Costa J, Adams-Belusko A, Riley K, Ferracane JL. The effect of various dentifrices on surface roughness and gloss of resin composites. *Journal of Dentistry*, 38, 123-28, 2010.
252. Turssi C, De Magalhaes C, Serra M, Rodrigues A. Surface Roughness Assessment Of Resin-Based Materials During Brushing Preceded By Ph-Cycling Simulations. *Operative Dentistry*, 26(6), 576-84, 2001.
253. Terry DA. Applications of nanotechnology. *Practical Procedures & Aesthetic Dentistry: PPAD*, 16(3), 220-22, 2004.
254. Monteiro B, Spohr AM. Surface roughness of composite resins after simulated toothbrushing with different dentifrices. *Journal of International Oral Health: JIOH*, 7(7), 1, 2015.

255. Asadian F, Shahidi Z, Moradi Z. Evaluation of wear properties of four bulk-fill composites: attrition, erosion, and abrasion. *Biomed Research International*, 2021, 1-7, 2021.
256. Say EC, Civelek A, Nobecourt A, Ersoy M, Guleryuz C. Wear and microhardness of different resin composite materials. *Operative Dentistry*, 28(5), 628-34, 2003.
257. Floyd CJ, Dickens SH. Network structure of Bis-GMA-and UDMA-based resin systems. *Dental Materials Journal*, 22(12), 1143-49, 2006.
258. Tanthanuch S, Kukiattrakoon B, Jantaravisoot J, Chanaphai C, Areewong C, Ampawa N. Degradability of bulk-fill resin composites after cyclic immersion in different distilled alcoholic beverages. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 34, 661-69, 2022.
259. Al Khuraif AAA. An in vitro evaluation of wear and surface roughness of particulate filler composite resin after tooth brushing. *Acta Odontologica Scandinavica*, 72(8), 977-83, 2014.
260. Ferracane JL. Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dental Materials Journal*, 22(3), 211-22, 2006.
261. Ruivo MA, Pacheco RR, Sebold M, Giannini M. Surface roughness and filler particles characterization of resin-based composites. *Microscopy Research and Technique*, 82(10), 1756-67, 2019.
262. O'Neill C, Kreplak L, Rueggeberg FA, Labrie D, Shimokawa CAK, Price RB. Effect of tooth brushing on gloss retention and surface roughness of five bulk-fill resin composites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 30(1), 59-69, 2018.
263. Oliveira L, Dos Santos P, Ramos F, Moda M, Briso A, Fagundes T. Wear, Roughness and microhardness analyses of single increment restorative materials submitted to different challenges in vitro. *European Archives of Paediatric Dentistry*, 22(2), 247-55, 2021.
264. Khudhur HA, Bakr DK, Saleem SS, Mahdi SF. Comparison of surface roughness of different bulk-fill composite materials using one-step polishing systems (an in-vitro study). *Journal of Hunan University Natural Sciences*, 49(1), 120-25, 2022.

265. Kumar A, Sarthaj AS, Majumder DS. Comparative evaluation of wear resistance of cast gold with bulk-fill composites an in vitro study. *Journal of Conservative Dentistry: JCD*, 21(3), 302, 2018.
266. Jafarnia S, Valanezhad A, Shahabi S, Abe S, Watanabe I. Physical and mechanical characteristics of short fiber-reinforced resin composite in comparison with bulk-fill composites. *Journal of Oral Science*, 20,1-4, 2021.
267. Lassila L, Dupont A, Lahtinen K, Vallittu PK, Garoushi S. Effects of different polishing protocols and curing time on surface properties of a bulk-fill composite resin. *The Chinese Journal of Dental Research: The Official Journal of the Scientific Section of the Chinese Stomatological Association (CSA)*, 23(1), 63-69, 2020.
268. Lassila L, Säilynoja E, Prinssi R, Vallittu PK, Garoushi S. The effect of polishing protocol on surface gloss of different restorative resin composites. *Biomaterial Investigations in Dentistry*, 7(1), 1-8, 2020.
269. Lassila L, Keulemans F, Vallittu PK, Garoushi S. Characterization of restorative short-fiber reinforced dental composites. *Dental Materials Journal*, 39(6), 992-99, 2020.
270. Mangoush E, Lassila L, Vallittu P, Garoushi S. Microstructure and surface characteristics of short-fiber reinforced CAD/CAM composite blocks. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 29(3), 36-43, 2021.
271. Belli S, Erdemir A, Yildirim C. Reinforcement effect of polyethylene fibre in root-filled teeth: comparison of two restoration techniques. *International Endodontic Journal*, 39(2), 136-42, 2006.
272. ISO 4049: Dentistry–Polymer–Based Restorative Materials. Geneva, Switzerland: International Organization for Standardization ISO Central Secretariat. 2009.
273. Della Bona Á, Benetti P, Borba M, Cecchetti D. Flexural and diametral tensile strength of composite resins. *Brazilian Oral Research*, 22(1), 84-89, 2008.
274. Rodrigues Junior SA, Zanchi CH, Carvalho Rvd, Demarco FF. Flexural strength and modulus of elasticity of different types of resin-based composites. *Brazilian Oral Research*, 21, 16-21, 2007.

275. Walker MP, Haj-Ali R, Wang Y, Hunziker D, Williams KB. Influence of environmental conditions on dental composite flexural properties. *Dental Materials Journal*, 22(11), 1002-07, 2006.
276. Chung S, Yap A, Chandra S, Lim C. Flexural strength of dental composite restoratives: comparison of biaxial and three-point bending test. *Journal of Biomedical Materials*, 71(2), 278-83, 2004.
277. Lezaja M, Veljovic DN, Jokic BM, Cvijovic-Alagic I, Zrilic MM, Miletic V. Effect of hydroxyapatite spheres, whiskers, and nanoparticles on mechanical properties of a model Bis-GMA/TEGDMA composite initially and after storage. *Journal of Biomedical Materials*, 101(8), 1469-76, 2013.
278. Liu F, Wang R, Cheng Y, Jiang X, Zhang Q, Zhu M. Polymer grafted hydroxyapatite whisker as a filler for dental composite resin with enhanced physical and mechanical properties. *Materials Science and Engineering: C*, 33(8), 4994-5000, 2013.
279. Xu HH, Moreau JL. Dental glass-reinforced composite for caries inhibition: calcium phosphate ion release and mechanical properties. *Journal of Biomedical Materials*, 92(2), 332-40, 2010.
280. Bonifácio C, Kleverlaan C, Raggio D, Werner A, De Carvalho R, Van Amerongen W. Physical-mechanical properties of glass ionomer cements indicated for atraumatic restorative treatment. *Australian Dental Journal*, 54(3), 233-37, 2009.
281. Yang S-Y, Piao Y-Z, Kim S-M, Lee Y-K, Kim K-N, Kim K-M. Acid neutralizing, mechanical and physical properties of pit and fissure sealants containing melt-derived 45S5 bioactive glass. *Dental Materials Journal*, 29(12), 1228-35, 2013.
282. Valente LL, Peralta SL, Ogliari FA, Cavalcante LM, Moraes RR. Comparative evaluation of dental resin composites based on micron-and submicron-sized monomodal glass filler particles. *Dental Materials Journal*, 29(11), 1182-87, 2013.
283. Hürmüzlü F, Siso ŞH, Diğdem E, Bektaş ÖÖ. Üç akışkan kompozit rezinin suda bekletilme sürelerinin bükülme dayanım değerlerine olan etkisi. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 6(2), 91-95, 2005.

284. Tjandrawinata R, Irie M, Suzuki K. Flexural properties of eight flowable light-cured restorative materials, in immediate vs 24-hour water storage. *Operative Dentistry*, 30(2), 239-49, 2005.
285. Yasa B, Arslan H, Yasa E, Akcay M, Hatirli H. Effect of novel restorative materials and retention slots on fracture resistance of endodontically-treated teeth. *Acta Odontologica Scandinavica*, 74(2), 96-102, 2016.
286. Aydin C, Yilmaz H, Çağlar A. Effect of glass fiber reinforcement on the flexural strength of different denture base resins. *Quintessence International* (Berlin, Germany: 1985), 33(6), 457-63, 2002.
287. Eronat N, Candan U, Türkün M. Effects of glass fiber layering on the flexural strength of microfill and hybrid composites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 21(3), 171-78, 2009.
288. Sharafeddin F, Alavi A, Talei Z. Flexural strength of glass and polyethylene fiber combined with three different composites. *Journal of Dentistry*, 14(1), 13, 2013.
289. Al Twal E, Chadwick R. Fibre reinforcement of two temporary composite bridge materials—effect upon flexural properties. *Journal of Dentistry*, 40(12), 1044-51, 2012.
290. Bae J-M, Kim K-N, Hattori M, Hasegawa K, Yoshinari M, Kawada E ve ark. The flexural properties of fiber-reinforced composite with light-polymerized polymer matrix. *International Journal of Prosthodontics*, 14(1), 33-39, 2001.
291. Maruo Y, Nishigawa G, Irie M, Yoshihara K, Minagi S. Flexural properties of polyethylene, glass and carbon fiber-reinforced resin composites for prosthetic frameworks. *Acta Odontologica Scandinavica*, 73(8), 581-87, 2015.
292. Huang NC, Bottino MC, Levon JA, Chu TMG. The Effect of polymerization methods and fiber types on the mechanical behavior of fiber-reinforced resin-based composites. *Journal of Prosthodontics*, 26(3), 230-37, 2017.
293. Lukarcanin J. Endodontik tedavi yapılmış posterior dişlerin farklı restorasyon yöntemleriyle tedavileri. Doktora Tezi, Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İzmir, 64 s., 2018.

294. Oja J, Lassila L, Vallittu PK, Garoushi S. Effect of accelerated aging on some mechanical properties and wear of different commercial dental resin composites. *Materials*, 14(11), 2769, 2021.
295. Abouelleil H, Pradelle N, Villat C, Attik N, Colon P, Grosogeat B. Comparison of mechanical properties of a new fiber reinforced composite and bulk filling composites. *Restorative Dentistry & Endodontics*, 40(4), 262-70, 2015.
296. Attar N, Tam LE, McComb D. Flow, strength, stiffness and radiopacity of flowable resin composites. *Journal of Canadian Dental Association*, 69(8), 516-21, 2003.
297. Lassila L, Säilynoja E, Prinsi R, Vallittu P, Garoushi S. Characterization of a new fiber-reinforced flowable composite. *Odontology*, 107(3), 342-52, 2019.
298. Garoushi S, Mangoush E, Vallittu M, Lassila L. Short fiber reinforced composite: a new alternative for direct onlay restorations. *The Open Dentistry Journal*, 7, 181, 2013.
299. Mangoush E, Garoushi S, Vallittu P, Lassila L. Influence of short fiber-reinforced composites on fracture resistance of single-structure restorations. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 28(4), 189-198, 2020.
300. Sihivahanan D, Nandini VV. Comparative evaluation of mechanical properties of titanium dioxide nanoparticle incorporated in composite resin as a core restorative material. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 22(6), 686-90, 2021.
301. Attik N, Colon P, Gauthier R, Chevalier C, Grosogeat B, Abouelleil H. Comparison of physical and biological properties of a flowable fiber reinforced and bulk filling composites. *Dental Materials Journal*, 38(2), 19-30, 2022.
302. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A ve ark. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental Materials Journal*, 26(2), 100-121, 2010.
303. Moll K, Fritzenschaft A, Haller B. In vitro comparison of dentin bonding systems: effect of testing method and operator. *Quintessence International*, 35(10), 845-852, 2004.

304. Nikaido T, Kunzelmann K-H, Chen H, Ogata M, Harada N, Yamaguchi S ve ark. Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin. *Dental Materials Journal*, 18(3), 269-75, 2002.
305. Sensi LG, Lopes GC, Monteiro Jr S, Baratieri LN, Vieira L. Dentin bond strength of self-etching primers/adhesives. *Operative Dentistry*, 30(1), 63-8, 2005.
306. Sano H, Ciucchi B, Matthews W, Pashley DH. Tensile properties of mineralized and demineralized human and bovine dentin. *Journal of Dental Research*, 73(6), 1205-11, 1994.
307. Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y ve ark. The microtensile bond test: a review. *Journal of Adhesive Dentistry*, 1(4), 299-309, 1999.
308. Shinkai K, Taira Y, Suzuki M, Kato C, Yamauchi J, Suzuki S ve ark. Dentin bond strength of an experimental adhesive system containing calcium chloride, synthetic peptides derived from dentin matrix protein 1 (Pa and Pb), and hydroxyapatite for direct pulp capping and as a bonding agent. *Odontology*, 98(2), 110-16, 2010.
309. Sauro S, Osorio R, Watson TF, Toledano M. Therapeutic effects of novel resin bonding systems containing bioactive glasses on mineral-depleted areas within the bonded-dentine interface. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 23(6), 1521-32, 2012.
310. Profeta AC, Mannocci F, Foxton R, Watson T, Feitosa VP, De Carlo B ve ark. Experimental etch-and-rinse adhesives doped with bioactive calcium silicate-based micro-fillers to generate therapeutic resin–dentin interfaces. *Dental Materials Journal*, 29(7), 729-41, 2013.
311. ISO. International Organization for Standardization-11405- Testing of Adhesion to Tooth Structure. *Dental Materials Journal*, 2003.
312. Salz U, Bock T. Testing adhesion of direct restoratives to dental hard tissue-a review. *Journal of Adhesive Dentistry*, 12(5), 343-370, 2010.
313. Belli S, Zhang Y, Pereira PN, Pashley DH. Adhesive sealing of the pulp chamber. *Journal of Endodontics*, 27(8), 521-26, 2001.

314. Burrow MF, Harada N, Kitasako Y, Nikaido T, Tagami J. Seven-Year dentin bond strengths of a total-and self-etch system. *European Journal of Oral Sciences*, 113(3), 265-70, 2005.
315. Gaston BA, West LA, Liewehr FR, Fernandes C, Pashley DH. Evaluation of regional bond strength of resin cement to endodontic surfaces. *Journal of Endodontics*, 27(5), 321-24, 2001.
316. Hosoya Y, Kawada E, Ushigome T, Oda Y, Garcia-Godoy F. Micro-tensile bond strength of sound and caries-affected primary tooth dentin measured with original designed jig. *Journal of Biomedical Materials*, 77(2), 241-48, 2006.
317. Neelima L, Sathish ES, Kandaswamy D. Evaluation of microtensile bond strength of total-etch, self-etch, and glass ionomer adhesive to human dentin: an in vitro study. *Indian Journal of Dental Research*, 19(2), 129, 2008.
318. Kijssamanmith K, Timpawat S, Harnirattisai C, Messer H. Micro-tensile bond strengths of bonding agents to pulpal floor dentine. *International Endodontic Journal*, 35(10), 833-39, 2002.
319. Purk JH, Healy M, Dusevich V, Glaros A, Eick JD. In vitro microtensile bond strength of four adhesives tested at the gingival and pulpal walls of class II restorations. *The Journal of the American Dental Association*, 137(10), 1414-18, 2006.
320. Courson F, Bouter D, Ruse N, Degrange M. Bond strengths of nine current dentine adhesive systems to primary and permanent teeth. *Journal of Oral Rehabilitation*, 32(4), 296-303, 2005.
321. Uekusa S, Yamaguchi K, Miyazaki M, Tsubota K, Kurokawa H, Hosoya Y. Bonding efficacy of single-step self-etch systems to sound primary and permanent tooth dentin. *Operative Dentistry*, 31(5), 569-76, 2006.
322. Sumikawa DA, Marshall G, Gee L, Marshall S. Microstructure of primary tooth dentin. *Pediatric Dentistry*, 21(7), 439-44, 1999.
323. Suliman A, Boyer D, Lakes R. Cusp movement in premolars resulting from composite polymerization shrinkage. *Dental Materials Journal*, 9(1), 6-10, 1993.
324. Agostini FG, Kaaden C, Powers J. Bond strength of self-etching primers to enamel and dentin of primary teeth. *Pediatric Dentistry*, 23(6), 481-86, 2001.

325. Burrow M, Nopnakeepong U, Phrukkanon S. A comparison of microtensile bond strengths of several dentin bonding systems to primary and permanent dentin. *Dental Materials Journal*, 18(3), 239-45, 2002.
326. Nakajima M, Sano H, Burrow M, Tagami J, Yoshiyama M, Ebisu S ve ark. Tensile bond strength and sem evaluation of caries-affected dentin using dentin adhesives. *Journal of Dental Research*, 74(10), 1679-88, 1995.
327. Kaaden C, Powers JM, Friedl K-H, Schmalz G. Bond strength of self-etching adhesives to dental hard tissues. *Clinical Oral Investigations*, 6(3), 155-60, 2002.
328. Shashikiran N, Gunda S, Subba Reddy V. Comparison of resin-dentine interface in primary and permanent teeth for three different durations of dentine etching. *Journal-Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry*, 20(4), 124-31, 2002.
329. Umer F, Khan FR. Postoperative sensitivity in class V composite restorations: comparing soft start vs. constant curing modes of LED. *Journal of Conservative Dentistry: JCD*, 14(1), 76, 2011.
330. Aydın B, Pamir T, Baltacı A, Orman MN, Türk T. Effect of storage solutions on microhardness of crown enamel and dentin. *European Journal of Dentistry*, 9(02), 262-66, 2015.
331. Zeczkowski M, Tenuta LMA, Ambrosano GMB, Aguiar FHB, Lima DANL. Effect of different storage conditions on the physical properties of bleached enamel: an in vitro vs. in situ study. *Journal Of Dentistry*, 43(9), 1154-61, 2015.
332. Tosun G, Şener Y, Şengün A. Kompozit rezinin mineye bağlanma dayanımı üzerine farklı saklama solüsyonlarının etkisi. *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 29(3), 2-6, 2005.
333. Lee JJ, Nettey-Marbell A, Cook Jr A, Pimenta LA, Leonard R, Ritter AV. Using extracted teeth for research: the effect of storage medium and sterilization on dentin bond strengths. *The Journal of the American Dental Association*, 138(12), 1599-603, 2007.
334. Pashley E, Tao L, Matthews W, Pashley DH. Bond strengths to superficial, intermediate and deep dentin in vivo with four dentin bonding systems. *dental materials Journal*, 9(1), 19-22, 1993.

335. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt K. State of the art of self-etch adhesives. *Dental Materials Journal*, 27(1), 17-28, 2011.
336. Wang Y, Spencer P, Hager C, Bohaty B. Comparison of interfacial characteristics of adhesive bonding to superficial versus deep dentine using sem and staining techniques. *Journal of Dentistry*, 34(1), 26-34, 2006.
337. Burrow MF, Takakura H, Nakajima M, Inai N, Tagami J, Takatsu T. The influence of age and depth of dentin on bonding. *Dental Materials Journal*, 10(4), 241-46, 1994.
338. Perinka L, Sano H, Hosoda H. Dentin Thickness, Hardness, And Ca-Concentration Vs Bond Strength Of Dentin Adhesives. *Dental Materials*, 8(4), 229-33, 1992.
339. Suwatviroj P, Messer LB, Palamara JE. Microtensile bond strength of tooth-colored materials to primary tooth dentin. *Pediatric Dentistry*, 26(1), 67-74, 2004.
340. Torres CP, Ciccone JC, Ramos RP, Corona S, Palma-Dibb RG, Borsatto MC. Tensile bond strength of self-etching adhesive systems to primary dentin. *American Journal of Dentistry*, 18(6), 327-32, 2005.
341. Cardoso M, De Almeida Neves A, Mine A, Coutinho E, Van Landuyt K, De Munck J ve ark. Current Aspects on Bonding Effectiveness and Stability in Adhesive Dentistry. *Australian Dental Journal*, 56, 31-44, 2011.
342. Carvalho Rmd, Pereira JC, Yoshiyama M, Pashley DH. A review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress relief. *Operative Dentistry*, 21(1), 17-24, 1996.
343. Mallmann A, Soares FZM, Placido E, Ferrari M, Cardoso PEC. Microtensile dentin bond strength of self-etching and single-bottle adhesive systems in different cavity configurations. *Journal of Adhesive Dentistry*, 5(2), 2003.
344. Altunsoy M, Botsali MS, Korkut E, Kucukyilmaz E, Sener Y. Effect of different surface treatments on the shear and microtensile bond strength of resin-modified glass ionomer cement to dentin. *Acta Odontologica Scandinavica*, 72(8), 874-79, 2014.

345. Tay FR, Pashley DH. Have dentin adhesives become too hydrophilic? *Journal-Canadian Dental Association*, 69(11), 726-32, 2003.
346. Stansbury JW. Curing dental resins and composites by photopolymerization. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 12(6), 300-08, 2000.
347. Proença JP, Polido M, Osorio E, Erhardt MCG, Aguilera FS, García-Godoy F ve ark. Dentin regional bond strength of self-etch and total-etch adhesive systems. *Dental Materials Journal*, 23(12), 1542-48, 2007.
348. Torii Y, Itou K, Nishitani Y, Ishikawa K, Suzuki K. Effect of phosphoric acid etching prior to self-etching primer application on adhesion of resin composite to enamel and dentin. *American Journal Of Dentistry*, 15(5), 305-08, 2002.
349. Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H ve ark. Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *Journal of Dental Research*, 83(6), 454-58, 2004.
350. Ogata M, Okuda M, Nakajima M, Pereira P, Sano H, Tagami J. Influence of the direction of tubules on bond strength to dentin. *Operative Dentistry*, 26(1), 27-35, 2001.
351. Yoshida Y, Yoshihara K, Nagaoka N, Hayakawa S, Torii Y, Ogawa T ve ark. Self-Assembled nano-layering at the adhesive interface. *Journal of Dental Research*, 91(4), 376-81, 2012.
352. Muñoz M, Luque-Martinez I, Malaquias P, Hass V, Reis A, Campanha N ve ark. In vitro longevity of bonding properties of universal adhesives to dentin. *Operative Dentistry*, 40(3), 282-92, 2015.
353. Perdigão J, Sezinando A, Monteiro PC. Effect of substrate age and adhesive composition on dentin bonding. *Operative Dentistry*, 38(3), 267-74, 2013.
354. Karaman E, Tuncer D, Karahan S, Ertan A. Farklı adeziv sistemlerin dentine makaslama bağlanma dayanımı: in vitro çalışma. *Acta Odontologica Turcica*, 32(3), 112-15, 2015.
355. Kim J, Chae S, Lee Y, Han G, Cho B. Effects of multipurpose, universal adhesives on resin bonding to zirconia ceramic. *Operative Dentistry*, 40(1), 55-62, 2015.

356. Marchesi G, Frassetto A, Mazzoni A, Apolonio F, Diolosa M, Cadenaro M ve ark. Adhesive Performance of a multi-mode adhesive system: 1-year in vitro study. *Journal of Dentistry*, 42(5), 603-12, 2014.
357. Hürmüzlü F, Özdemir AK, Hubbezoglu I, Coskun A, Siso SH. Bond strength of adhesives to dentin involving total and self-etch adhesives. *Quintessence International*, 38(4), 206-11, 2007.
358. Tsujimoto A, Barkmeier WW, Takamizawa T, Watanabe H, Johnson WW, Latta MA ve ark. Relationship between mechanical properties and bond durability of short fiber-reinforced resin composite with universal adhesive. *European Journal of Oral Sciences*, 124(5), 480-89, 2016.
359. Görüş Z. Examination Of the effect of preheating process on microtensile bond strength in the cementation of indirect restorations. *International Dental Research*, 8(1), 15-20, 2018.
360. Baraba A, Cimic S, Basso M, Ionescu AC, Brambilla E, Miletić I. Microtensile bond strength of fiber-reinforced and particulate filler composite to coronal and pulp chamber floor dentin. *Materials*, 14(9), 2400, 2021.
361. Harp YS, Montaser MA, Zaghloul NM. Flowable fiber-reinforced versus flowable bulk-fill resin composites: degree of conversion and microtensile bond strength to dentin in high c-factor cavities. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 34, 699-706, 2022.
362. Tsujimoto A, Barkmeier WW, Takamizawa T, Latta MA, Miyazaki M. Bonding performance and interfacial characteristics of short fiber-reinforced resin composite in comparison with other composite restoratives. *European Journal of Oral Sciences*, 124(3), 301-08, 2016.
363. Garoushi S, Vallittu PK, Lassila LV. Effect of storage time on microtensile bond strength of short glass fiber-reinforced composite. *Chinese Journal of Dental Research*, 10(2), 28, 2007.
364. Meiers JC, Kazemi RB, Donadio M. The influence of fiber reinforcement of composites on shear bond strengths to enamel. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 89(4), 388-93, 2003.

365. Oğlakçı B, Tuncer D, Halaçoğlu DM, Arhun N. Farklı teknikler kullanılarak fiberle güçlendirilen kompozit rezinlerin makaslama bağlanma dayanımının değerlendirilmesi. 7tepe Klinik Dergisi, 17(2), 91-96, 2020.
366. Ozcan M, Vallittu P. Shear bond strength of composite resin to differently conditioned amalgam. Journal of Dental Research, 82, 170, 2003.
367. Omran TA, Garoushi S, Abdulmajeed AA, Lassila LV, Vallittu PK. Influence of increment thickness on dentin bond strength and light transmission of composite base materials. Clinical Oral Investigations, 21(5), 1717-24, 2017.
368. Belli S, Dönmez N, Eskitascioğlu G. The effect of c-factor and flowable resin or fiber use at the interface on microtensile bond strength to dentin. Journal of Adhesive Dentistry, 8(4), 247-253, 2006.
369. Browning WD, Blalock JS, Callan RS, Brackett WW, Schull GF, Davenport MB ve ark. Postoperative sensitivity: a comparison of two bonding agents. Operative Dentistry, 32(2), 112-17, 2007.
370. Dos Santos PH, Catelan A, Albuquerque Guedes AP, Umeda Suzuki TY, De Lima Godas AG, Fraga Briso AL ve ark. Effect of thermocycling on roughness of nanofill, microfill and microhybrid composites. Acta Odontologica Scandinavica, 73(3), 176-81, 2015.
371. Fronza BM, Makishi P, Sadr A, Shimada Y, Sumi Y, Tagami J ve ark. Evaluation of bulk-fill systems: microtensile bond strength and non-destructive imaging of marginal adaptation. Brazilian Oral Research, 32, 1-12, 2018.
372. de Oliveira ILM, De Brito OFF, MAJ RM. Microtensile bond strength of bulk-fill resin composite restorations in high C-factor cavities. The Journal of Contemporary Dental Practice, 21(6), 626-31, 2020.
373. Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ. The influence of cross-sectional shape and surface area on the microtensile bond test. Dental Materials Journal, 14(3), 212-21, 1998.